

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZLARINDA KALİTE KONTROL
ÖLÇÜMLERİ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

RUKİYE ŞANLI

KOCAELİ 2019

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZLARINDA KALİTE
KONTROL ÖLÇÜMLERİ VE GÖRÜNTÜ
KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

RUKİYE ŞANLI

Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU
Danışman, Kocaeli Üniversitesi
Prof. Dr. Erdoğan TARCAN
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi
Dr. Öğr. Üyesi Osman GÜNAY
Jüri Üyesi, İstanbul Okan Üniversitesi

Obunsolisi
.....
.....
.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 10.01.2019

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez kapsamında dijital mamografi cihazlarının temel çalışma prensiplerine, ortalama glandüler doku dozunun ve görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde standart bir protokol oluşturulması amacıyla yapılan ölçümlere yer verilmiştir.

Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans eğitimimde emeği geçen bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Öncelikle tez çalışmam süresince her aşamada bana yol gösteren ve engin tecrübelerini paylaşarak desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve tez çalışmamda bana bütün bilgisini ve ilgisini sunan tez danışman hocam Sayın Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU' ya çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam sürecinde göstermiş oldukları yardımlarından ötürü, Radkal Mühendislik firmasına teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımın bir kısmı Manisa İl Sağlık Müdürlüğü'nde bir kısmı da İzmir İl Sağlık Müdürlüğü'nde gerçekleşmiştir. Bu sebeple de İzmir İl Sağlık Müdürlüğü çalışanlarına teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatları boyunca evlatları için çalışan, maddi, manevi her zaman yanımda olan, her konuda beni daima destekleyen varlıklarını hissettiren canım aileme ayrıca tez çalışmalarım boyunca gerek bilgi gerekse manevi yardımlarından ötürü hayatımı paylaştığım sevgili eşim Mehmet ŞANLI' ya teşekkür ederim.

Ocak- 2019

Rukiye ŞANLI

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
TABLolar DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT.....	x
GİRİŞ	1
1. GENEL BİLGİLER	3
1.1. Mamografi Sistemleri.....	3
1.2. X Işını Tüpü	5
1.3. Sıkıştırma (Kompresyon Tablası)	6
1.4. Tüp Filtrasyonu	7
1.5. Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC) Sistemi.....	8
1.6. Grid (Bucky) Sistemi	9
1.7. Dedektör Sistemi.....	10
1.7.1. Foto-yarılabilir fosforlar.....	11
1.7.2. Flat-panel fosfor dedektör sistemleri	12
1.7.3. Flat panel dedektörleri.....	13
1.7.4. Selenyum flat panel dedektörleri	15
1.7.5. Kuantum sayma veya katı hal dedektörleri.....	16
1.8. Dijital Mamografide Görüntü Kalitesi	17
1.8.1. Uzaysal çözünürlük.....	17
1.8.1.1. Modüler transfer fonksiyonu (MTF).....	18
1.8.1.2. Kuantum deteksiyon etkinliği (DQE)	20
1.8.1.3. Gürültü güç dağılımı (NPS)	21
1.9. Mamografide Doz Ölçümü	22
1.9.1. Ortalama glandüler doku dozu	23
2. MATERYAL VE YÖNTEM	24
2.1. Materyal	24
2.1.1. Fujifilm dijital mamografi cihazı	24
2.1.2. Ray safe – kvp-dozaölçer.....	26
2.1.3. Meme kompresyon cihazı	26
2.1.4. ACR fantom	27
2.1.5. PMMA fantom	28
2.1.6. Yıldız desen fantomu	29
2.1.7. Kontrast detay fantomu	29
2.1.8. Alüminyum filtre.....	31
2.1.9. Kenar test objesi.....	32
2.1.10. BR-12 perspektif fantomu.....	32
2.1.11. Yüksek kontrast ayırma gücü test objesi.....	33
2.1.12. Kullanılan yazılımlar.....	33

2.2. Yöntem.....	33
2.2.1. X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi	33
2.2.2. Sızıntı radyasyon testi	36
2.2.3. Sıkıştırma kuvveti testi.....	37
2.2.4. Odak nokta boyutu testi	38
2.2.5. Yarı değer kalınlığı (HVL) testi.....	40
2.2.6. Ortalama glandüler doku dozunun saptanması	42
2.2.7. Otomatik ışınlama (AEC) kontrolü testi	46
2.2.7.1. AEC koruyucu zamanlayıcı testi.....	46
2.2.7.2. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi.....	46
2.2.7.3. Görüntü homojenitesi testi	47
2.2.7.4. Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi.....	48
2.2.8. X Ray (kVp) testi	49
2.2.8.1. Tüp gerilimi (kVp) testi	49
2.2.8.2. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği testi	49
2.2.9. Grid testleri.....	50
2.2.9.1. Grid sistem faktörü.....	50
2.2.9.2. Grid artefaktı	50
2.2.10. Kalınlık göstergesi doğruluğu testi	50
2.2.11. Klinik görüntü kalitesi testi.....	50
2.2.12. Yüksek kontrast ayırma gücü testi	51
2.2.13. Görüntülenebilen eşik kontrast testi.....	52
2.2.14. Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) testi.....	54
2.2.15. Gürültü güç spektrumu (NPS) testi	55
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	56
3.1. X-İşın Alanıyla Işık Alanının Uyumluluğu Testi.....	56
3.2. Sızıntı Radyasyon Testi	57
3.3. Sıkıştırma Kuvveti Testi	58
3.4. Odak Nokta Boyutu Testi	58
3.5. Yarı Değer Kalınlığı (HVL) Testi.....	59
3.6. Ortalama Glandüler Doku Dozunun Saptanması.....	62
3.7. AEC Koruyucu Zamanlayıcı –Güvenlik Anahtarı Testi.....	66
3.8. Kısa Dönem Tekrarlanabilirlik Testi	66
3.9. Görüntü Homojenitesi Testi.....	67
3.10. Obje Kalınlığı İle Tüp Voltajının Değişimi Testi	70
3.11. Tüp Gerilimi (kVp) Testi	75
3.12. Tüp Voltajı Testleri	76
3.12.1. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi	76
3.12.2. Özgül tüp çıkışı	77
3.12.3. Özgül tüp çıkış hızı	77
3.12.4. Tüp çıkışının tüp gerilimi ile değişimi	78
3.12.5. Tüp çıkışının mAs ile değişimi	81
3.13. Grid Sistem Faktörü	83
3.14. Kalınlık Göstergesi Doğruluğu Testi	83
3.15. Görüntü Kalitesi Testleri.....	85
3.15.1. Klinik görüntü kalitesi testi.....	85
3.15.2. Yüksek kontrast ayırma gücü testi	85
3.15.3. Görüntülenebilen eşik kontrast testi.....	86
3.15.4. Modüler transfer fonksiyonu testi sonuçları	88

3.15.5. DQE testi sonuçları	90
3.15.6. NPS testi sonuçları	91
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	94
KAYNAKLAR	95
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER	99
ÖZGEÇMİŞ	100



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Mamografi cihazı bileşenleri	4
Şekil 1.2. Dijital mamografi cihazı	4
Şekil 1.3. Topuk (heel) etkisi	6
Şekil 1.4. Sıkıştırma pedalı	7
Şekil 1.5. Tungsten anot karakteristik radyasyon grafiği	8
Şekil 1.6. Odaklanmış grid ve saçılmayı engelleyici grid	10
Şekil 1.7. Foto-yarılabılır fosforlar	12
Şekil 1.8. CsTI flat panel dedektör.....	13
Şekil 1.9. CsTI flat panel dedektör ve iğne tipi kristalleri	13
Şekil 1.10. Selenyum flat panel dedektörü	14
Şekil 1.11. Elektrotlara doğru olan yüklerin süpürülmesi	14
Şekil 1.12. CCD tabanlı dijital dedektör sistemi.....	15
Şekil 1.13. Silikon tabanlı x-ray sayıcılı dedektör sistemi.....	16
Şekil 1.14. Keskinlik-uzaysal ayırma gücü	18
Şekil 1.15. MTF eğrisi	19
Şekil 1.16. MTF eğrisinin elde edilme örneği.....	19
Şekil 1.17. DQE eğrisinin elde edilme örneği.....	21
Şekil 1.18. MTF ve NPS eğrisinin elde edilmesi	22
Şekil 2.1. Fujifilm dijital mamografi cihazı	25
Şekil 2.2. Ray-safe dedektörü	26
Şekil 2.3. Meme kompresyon cihazı	27
Şekil 2.4. ACR fantomu	27
Şekil 2.5. ACR fantom tümör benzeri kitleler	28
Şekil 2.6. PMMA fantomları	28
Şekil 2.7. Yıldız desen test objesi	29
Şekil 2.8. Kontrast detay fantomu	30
Şekil 2.9. EUREF sınır değerleri ve kontrast eğrileri korelasyonu	31
Şekil 2.10. Alüminyum filtreler	31
Şekil 2.11. Tungsten kenar test objesi.....	32
Şekil 2.12. Perspeks fantom	32
Şekil 2.13. Yüksek kontrast ayırma gücü test objesi	33
Şekil 2.14. X-ışını ile ışık alanının hizalanması test düzeneği.....	35
Şekil 2.15. Cihaz üzerinde x ışını alanı test düzeneği.....	35
Şekil 2.16. Sızıntı radyasyon test düzeneği.....	37
Şekil 2.17. Sıkıştırma kuvveti test düzeneği	38
Şekil 2.18. Odak noktası boyutu ölçüm düzeneği.....	40
Şekil 2.19. HVL ölçümü deneysel kurulum.....	42
Şekil 2.20. PMMA fantom ışınlaması	43
Şekil 2.21. Air kerma dozunun hesaplanması	44
Şekil 2.22. Image J yazılımı ile belirlenen ROI ilgi alanları.....	47
Şekil 2.23. CNR ölçüm düzeneği	48
Şekil 2.24. Radiant yazılımında ACR fantom görüntüsü.....	51

Şekil 2.25. Kontrast ayırma gücü test görüntüsü	52
Şekil 2.26. Test editör ekran görüntüsü	53
Şekil 2.27. Auto analyse testi ekran görüntüsü	53
Şekil 2.28. Image J programı kenar görüntüsü	54
Şekil 2.29. Image J programı ile MTF hesabı	54
Şekil 2.30. Image J yazılımı NPS hesaplama	55
Şekil 3.1. Üç sisteme ait kVp'ye bağlı HVL değerlendirmesi	61
Şekil 3.2. Sistem-2 kVp'ye bağlı HVL değerlendirmesi	61
Şekil 3.3. Sistem-1 farklı dozlarda MGD değerleri	63
Şekil 3.4. Sistem-1 6 cm PMMA-MGD korelasyonu	63
Şekil 3.5. Sistem-2 PMMA- MGD korelasyonu	64
Şekil 3.6. Sistem-3 PMMA –MGD korelasyonu	65
Şekil 3.7. Sistem-2 FOM grafiği	69
Şekil 3.8. Sistem-3 FOM grafiği	69
Şekil 3.9. Sistem-1 60 mm PMMA CNR değerleri	72
Şekil 3.10. Sistem-2 CNR Değerleri	73
Şekil 3.11. Sistem-3 W/Rh Filtre CNR değerleri	73
Şekil 3.12. Sistem-3 W/Al filtre CNR değerleri	74
Şekil 3.13. Sistem-3 farklı filtrelerde CNR değerleri	74
Şekil 3.14. Sistem-1 W/Rh filtre kVp'ye karşı doz değeri	79
Şekil 3.17. Sistem-3 W/Rh filtre kVp'ye karşı doz değeri	80
Şekil 3.18. Sistem-3 W/Al filtre kVp'de doz değeri	80
Şekil 3.19. Sistem-1 W/Rh filtre mAs doz ilişkisi	81
Şekil 3.20. Sistem-1 W/Al filtre mAs doz ilişkisi	82
Şekil 3.21. Sistem-2 W/Rh filtre mAs doz ilişkisi	82
Şekil 3.22. Sistem-3 W/Al filtre mAs doz ilişkisi	82
Şekil 3.23. Kalınlık göstergesi test düzeneği	84
Şekil 3.24. Sistem-1 kontrast detay eğrisi	86
Şekil 3.25. Sistem-2 kontrast detay eğrisi	87
Şekil 3.26. Sistem-3 kontrast detay eğrisi	87
Şekil 3.27. Sistem-1 MTF eğrisi	88
Şekil 3.28. Sistem-2 MTF eğrisi	89
Şekil 3.29. Sistem-3 MTF eğrisi	89
Şekil 3.30. Sistem-1 DQE eğrisi	90
Şekil 3.31. Sistem-2 DQE eğrisi	90
Şekil 3.32. Sistem-3 DQE eğrisi	91
Şekil 3.33. Sistem-1 NPS eğrisi	91
Şekil 3.34. Sistem-2 NPS Eğrisi	92
Şekil 3.35. Sistem-3 NPS Eğrisi	92

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Cihazlarda yapılan çekim sayıları.....	24
Tablo 2.2. Kontrast detay eğrileri sınır değerleri	30
Tablo 2.3. HVL kabul sınırları tablosu	41
Tablo 2.4. AGD kabul sınır değerleri	45
Tablo 2.5. EUREF' de belirtilen s faktör değerleri	45
Tablo 2.6. EUREF' de belirtilen c faktör değerleri	45
Tablo 2.7. EUREF' de belirtilen g faktör değerleri	46
Tablo 2.8. EUREF protokolü CNR sınır değerleri	49
Tablo 3.1. X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi	56
Tablo 3.2. Sızıntı radyasyon testi sonuçları	57
Tablo 3.3. Sıkıştırma kuvveti test sonuçları.....	58
Tablo 3.4. Filtre kalınlığına karşılık doz değerleri.....	60
Tablo 3.5. Farklı filtrelerde HVL değerleri.....	60
Tablo 3.6. 26 kVp'de AGD değerleri.....	62
Tablo 3.7. N doz modu MGD değerleri	64
Tablo 3.8. AEC koruyucu zamanlayıcı test değerlendirmesi.....	66
Tablo 3.9. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi değerlendirmesi.....	66
Tablo 3.10. Görüntü homojenitesi testi sonuçları	67
Tablo 3.11. Sistemlerin SNR-FOM değerleri	68
Tablo 3.12. Sistem-1 CNR değerleri.....	70
Tablo 3.13. Sistem-2 CNR değerleri.....	71
Tablo 3.14. Sistem-3 W/Rh filtre CNR değerleri	71
Tablo 3.15. Sistem-3 W/Al filtre CNR değerleri	72
Tablo 3.16. Sistem-3 farklı filtrelerde elde edilen değerleri	75
Tablo 3.17. Tüp gerilimi testi sonuçları	76
Tablo 3.18. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği testi sonuçları	76
Tablo 3.19. Özgül tüp çıkışı değerleri.....	77
Tablo 3.20. Özgül tüp çıkış hızı değerleri.....	77
Tablo 3.21. Tüp çıkışının tüp gerilimi ile değişimi sonuçları	78
Tablo 3.22. Tüp çıkışının mAs ile değişimi	81
Tablo 3.23. Kalınlık göstergesi doğruluğu sonuçları	84

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al	: Alüminyum
Gy	: Gray
kVp	: Kilo Voltaj
mAs	: Mili Amper Saniye
Mo	: Molibden
Rh	: Rodyum
W	: Tungsten

Kisaltmalar

AGD	: Average Glandular Dose (Ortalama Glandüler Doz)
CNR	: Contrast Noise Ratio (Kontrast Gürültü Oranı)
DQE	: Dedektör Kuantum Etkinliği
MPV	: Mean Pixel Value (Ortalama Piksel Değeri)
MTF	: Modüler Transfer Fonksiyonu
NPS	: Noise Power Spectrum (Gürültü Güç Spektrumu)
PMMA	: Poli Metil Meta Akrilat
SD	: Standart Deviation (Standart Sapma)
SNR	: Signal Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)
TFT	: Thin Film Transistor (İnce Film Transistör)

DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZLARINDA KALİTE KONTROL ÖLÇÜMLERİ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu çalışmada ülkemizde yaygın bir şekilde kullanılan dijital mamografi cihazlarına ait kalite kontrol testlerine yer verilerek ölçümlere ait standart bir protokolün oluşturulması amaçlanmıştır. Ölçümler Soma Devlet Hastanesi'nde ve Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi'nde (KETEM), Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları Hastanesi olmak üzere üç ayrı yerde ve üç farklı Fujifilm Amulet Innovality dijital mamografi sisteminde gerçekleştirilmiştir. Ölçümler için farklı meme dokularını simüle etmek için PMMA Fantom kullanılmış ve artan meme kalınlığı ile hava kerma (ESAK), ortalama glandüler doku dozu, kontrast gürültü oranı (CNR) ve sinyal gürültü oranı (SNR) parametrelerinin değişimi karşılaştırılmıştır. Ayrıca görüntü kalitesi için uzaysal ayırma gücü testlerine ve Modüler Transfer Fonksiyonu (MTF), Dedektif Kuantum Etkinliği (DQE) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) grafiklerine yer verilmiştir. Belirlenen değerlerin, farklı protokollerin belirlediği kabul edilebilir limit değerler içerisinde olup olmadığına bakılarak sistemlerin doğruluğu test edilmiştir. Amaç, periyodik olarak kalite kontrol testlerinin yapılarak sistemlerin çalışma performanslarını değerlendirmek ve hasta dozunda artışa sebebiyet vermeden optimum görüntü kalitesinde çalışma verimliliğini sağlamaktır.

Anahtar Kelimeler: Dijital Mamografi, Görüntü Kalitesi Testleri, Kontrast Gürültü Oranı (CNR), PMMA Fantom, Sinyal Gürültü Oranı (SNR).

QUALITY CONTROL MEASUREMENTS AND EVALUATION OF IMAGE QUALITY IN DIGITAL MAMMOGRAPHIC DEVICES

ABSTRACT

In this study, it was aimed to establish a standard protocol of measurements by taking quality control tests of digital mammography devices widely used in our country. In this study, it is aimed to establish a standard protocol of measurements by taking quality control tests belonging to digital mammography devices widely used in our country. Measurements were taken by Soma State Hospital and Manisa Cancer Early Diagnosis and Screening Center (KETEM). Suat Seren Chest Hospital three different locations and three different Fujifilm Amulet Innovality digital mammography system was performed. PMMA phantom was used to simulate different breast tissues for measurements and the change in breast thickness and air kerma (ESAK), average glandular tissue dose, contrast ratio (CNR), and signal to noise ratio (SNR) parameters were compared with increasing breast thickness. Also included are spectral separation power tests for image quality, and Modular Transfer Function (MTF), Detective Quantum Effectiveness (DQE) and Noise Power Spectrum (NPS) graphics. The accuracy of the system has been tested by looking at whether the values specified are within the acceptable limit values specified by the different protocols. The aim of this course is to evaluate the performance of the systems by performing quality control tests periodically and to ensure the working efficiency at optimum image quality without causing an increase in patient dose.

Keywords: Contrast Noise Ratio (CNR), Digital Mammography, Image Quality Tests, PMMA Phantom, Signal Noise Ratio (SNR).

GİRİŞ

Mamografi göğüs kanserinin erken teşhisinde, biyopsi ve terapi için lokalizasyonda önemli rol oynayan bir görüntüleme tekniğidir. Daha erken teşhis, meme kanserinden ölüm oranının azaltılmasına katkıda bulunmaktadır. Modern mamografi, x-ışını kaynak boyutunun, x-ışını spektrumunun, göğüs kompresyonunun, görüntü dedektörünün kullanıldığı oldukça karmaşık bir teknoloji sistemi kullanılarak gerçekleştirilir.

Mamografide yapılan görüntüleme teknolojisinde radyasyon iyonizasyonu kullanılmaktadır ve bu radyasyonun kendisi de kanser oluşumuna sebep olabilmektedir. Bu nedenle, mamografi sistemleri ile meme kanserinin erken tanısına katkıda bulunurken hastalara verilebilecek radyasyonun minimal olması ve doğru bir tanı konabilmesi için sistemlerin görüntü kalitesinin mümkün olan en üst seviyede olması gerekmektedir. Yani, hedef, erken tanı oranını artırmak, bunu daha az x-ışını kullanarak gerçekleştirmektir. Buna paralel olarak, değişik teknoloji ve özelliklere sahip mamografi sistemleri geliştirilmektedir. Doğru teşhisin sağlanması ve olası zararları en aza indirmek için söz konusu sistemlerin görüntü kalitelerinin ve radyasyon dozlarının bilinmesi önemlidir. Bu amaçla, mamografi sistemlerinin görüntü kaliteleri ve radyasyon dozları birbiri ile karşılaştırılmaktadır.

Mamografi sisteminin en iyi durumda tutulması, teknik kalite kontrol testinin düzenli aralıklarla yapıldığı bir kalite güvence programının uygulanmasını ve düzenli olarak kalite kontrol ölçümlerinin yapılmasını gerektirir. Bu testler ile keşfedilen performans problemleri, ekipmanı uygun işletim özelliklerine geri yükleyerek giderilmesine olanak sağlar. Bu tezde, dijital mamografi sistemleri için uluslararası (EUREF, IPEM Report 89, IPEM Report 91, European Commission Radiation, European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis, ACR Mammography QC Manual, NHSBSP No 63, NHSBSP Equipment Report 0604, NHSBSP Equipment Report 0902, TS EN 61223-3-2, TS EN 60601-2

45) birçok protokol ve standartların karşılaştırılması ile standart bir protokolün hazırlanarak kabul testlerinin yapılması amaçlanmıştır.

X ışını-ışık alan uyumu testi, sızıntı radyasyon testi, sıkıştırma kuvveti testi, kalınlık göstergesi doğruluğu testi, odak nokta boyutu testi, tüp gerilimi testi, yarı değer kalınlığı (HVL) testi, tüp filtrasyonu testi, tüp çıkışı tekrarlanabilirliği testi, özgül tüp çıkış hızı testi, tüp çıkışının tüp gerilimi ile değişimi testi, tüp çıkışının mAs ile değişimi testi, grid faktörü testi, grid artefaktı testi, görüntü homojenitesi testi, otomatik ışınlama kontrolü (AEC) testi, AEC ışınlama süresi, koruyucu zamanlayıcı ve tekrarlanabilirlik testi, ortalama glandüler doku dozu testi, klinik görüntü kalitesi testi, obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi ile kontrast- gürültü oranı (CNR) hesaplanması, sinyal gürültü oranı (SNR) hesaplanması, modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) testi, gürültü güç spektrumu (NPS) testi, deteksiyon Kuantum Etkinliği (DQE) testleri yapılmıştır.

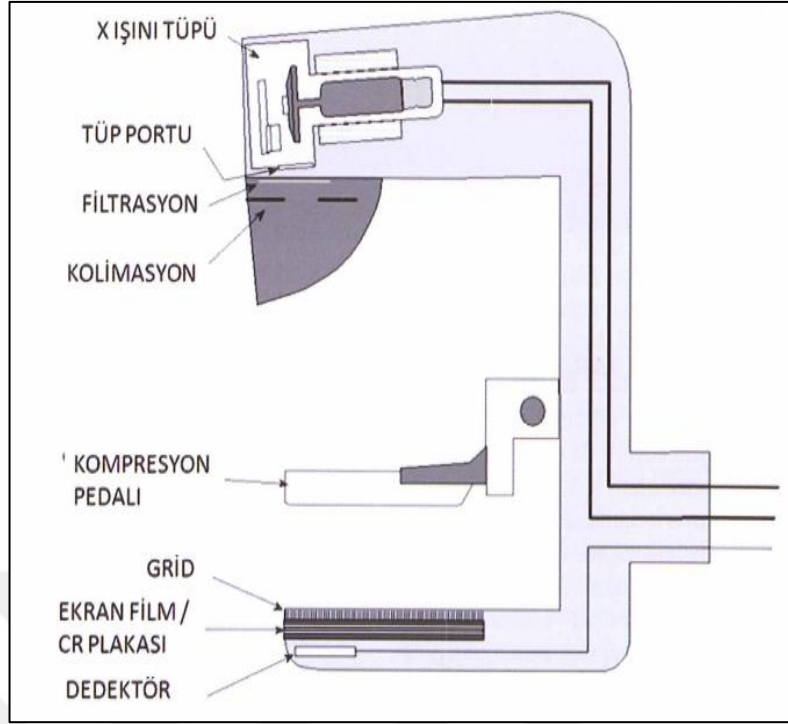
Çalışma kapsamında aynı üretim yılına sahip, Sağlık Bakanlığı'nın aynı ihale kapsamında tedarik ettiği ve aynı süreçte 3 farklı yerde kurulumunu gerçekleştirdiği çekim sayıları ve kullanım sıklığı farklı olan 3 adet Fujifilm Amulet Innovality dijital mamografi cihazlarına ait kalite kontrol testleri sonucunda elde edilen değerleri karşılaştırılmıştır. Kullanım sıklığına göre zamanla cihazların performansındaki değişimler değerlendirilmiştir. Soma'daki cihaz kurulduğundan beri hiç kullanılmamışken, en sık kullanılan ve çekim yapılan cihaz ise KETEM'deki cihazdır.

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Mamografi Sistemleri

Mamografi; yoğunlukları birbirine yakın olan kas, yağ ve memenin glandüler yapılarını ve memenin patolojik değişikliklerini incelemek amacıyla kullanılan düşük enerjili X-ışımına sahip, yüksek kontrast ve yoğunluklu filmlerin kullanıldığı özel olarak tasarlanmış radyografik görüntüleme cihazıdır [1, 7].

Günümüzde konvansiyonel ve dijital mamografi sistemleri kullanılmaktadır. Dijital sistemlerin, yüksek dinamik ranj aralığı, görüntülerde manipülasyon imkanı, elde edilen görüntüyü saklama, görüntüye mümkün olduğunca az ara basamakta ulaşma, yüksek kontrasta sahip olma gibi avantajları bulunmaktadır [6]. Dijital mamografiler, bilgisayarlı radyografi (CR) ve direk radyografi (DR) şeklinde gruplandırılırlar (Şekil 1.1, Şekil 1.2). Bilgisayarlı radyografi sistemlerinde bir ışıkla uyarılabilen bir fosfor plaka kullanılmaktadır. Fosfor plakanın içinde bulunan kristallerdeki elektronlar, uyarılıp bir latent görüntü oluşturulur. Foto çoğaltıcı tüp (PMT) ile, fark edilebilir görülebilir fotonlar oluşturularak fotonlar lazer okuyucularla okunur. DR sistemlerinde ise x-ışınını doğrudan ve dolaylı olarak elektrik enerjisine çeviren sistemler bulunmaktadır. Üstüne düşen X ışınını doğrudan elektronik enerjisine çeviren sistemlere doğrudan algılamalı sistemler denilmektedir [2-5, 13].



Şekil 1.1. Mamografi cihazı bileşenleri



Şekil 1.2. Dijital mamografi cihazı

1.2. X Işını Tüpü

Mamografi sistemlerinde daha düşük enerjili çalışıldığı için X ışını tüpleri özel olarak 0,8 mm inceliğinde cam şeklinde Berilyumdan yapılmıştır. Bu şekilde tüpten çıkan X ışını zayıflaması en aza indirilmeye çalışılmaktadır. Daha düşük enerji seviyelerinde (25-35 kvp) çalışılmasının sebebi ise yağlı dokuda yüksek enerji seviyelerinde artan saçılan radyasyonu azaltarak yağlı doku ile glandüler doku arasında olabildiğince kontrast sağlayabilmektir. Mamografik görüntüleme de görüntülenecek meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre, optimum görüntü kalitesi ve minimum meme dozunun sağlanması için farklı enerjilerde X ışını spektrumlarına ,tüp hedef maddesi ve farklı tipte ilave filtre kombinasyonlarına (Molibdenyum-Molibdenyum (Mo/Mo), Molibdenyum-Rodyum (Mo/Rh), Rodyum-Rodyum (Rh-Rh), Tungsten-Rodyum (W/Rh), Tungsten-Gümüş (W/Ag) gibi) ihtiyaç duyulmaktadır [36].

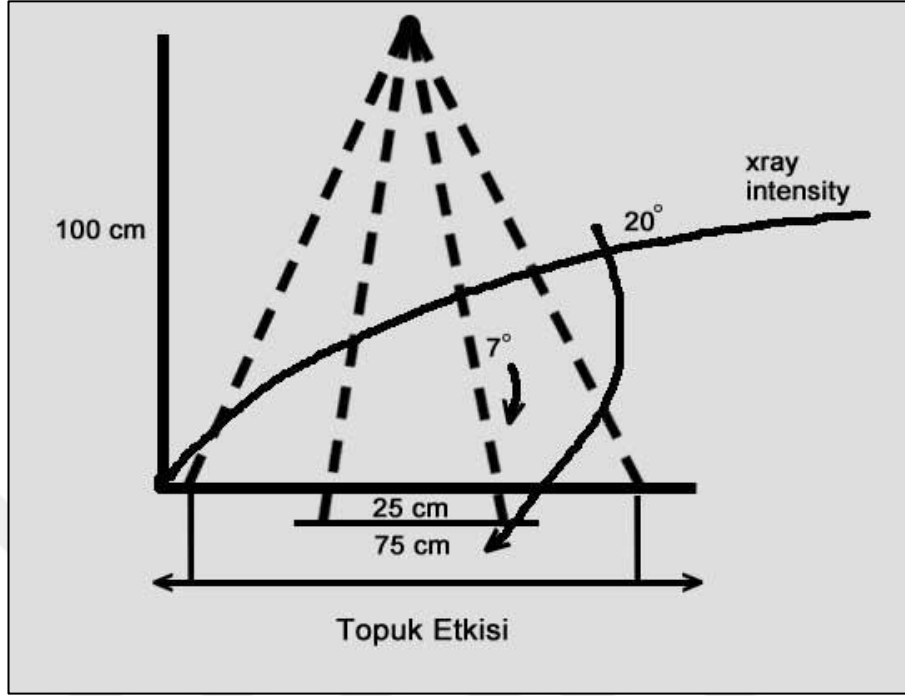
Mamografi cihazlarında lokalize sıkıştırma ile ya da sıkıştırma olmaksızın geometrik büyütme ile yapıların görünürlüğü artırılmaktadır. Büyütme mamografisi, memeden görüntü alıcısına olan mesafenin arttırılmasıyla gerçekleştirilir [37].

Genellikle yumuşak doku özelliği gösteren meme dokusunda en uygun olan radyografik kalitenin sağlanması için mamografi çekimlerinde düşük kalite ve yüksek kantitede x ışınlarına ihtiyaç vardır. Bu sebeple genel amaçlı mamografi tetkiklerinde büyük fokal spot alanı (0,3-0,4 mm) seçilir [7, 37].

Küçük fokus (0,1-0,15 mm), spot kompresyon veya magnifikasyon çekimlerinde gereklidir. Küçük fokal spot alanında film /dedektör –meme mesafesi artarken, odak nokta-meme mesafesi azalır. Böylece özellikle mikrokalsifikasyon gibi çok küçük boyutlu opasitelerin ayırt edilebilmesi ve görüntüde oluşan yarı gölge etkilerinin azaltılması sağlanır. Aynı amaca yönelik olarak mamografi tüpüne verilen hafif açı ile fokal spotun anot üzerindeki karşılığı olan efektif fokal spot boyutu da olabildiğince küçültülmeye çalışılır [7].

Radyolojide anodun tüp içindeki konumu nedeniyle ortaya çıkan topuk (heel) etkisi ile ışının görüntünün bir yanında diğerine göre daha düşük enerjili ve düşük miktarda olmasına sebep olmaktadır (Şekil 1.3). Mamografi cihazlarında bu etkiden faydalanmak amacıyla anot tarafı meme başına, katot tarafının ise göğüs duvarına

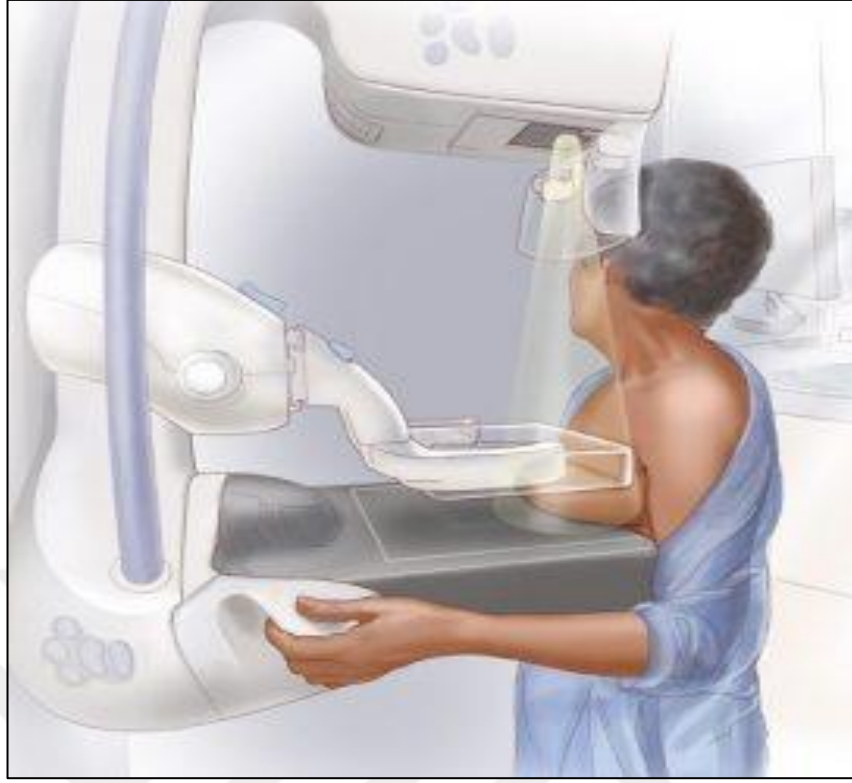
gelecek şekilde konumlandırılmasıyla memeye daha homojen radyasyonun iletilmesi sağlanarak görüntü üzerinde homojen bir yoğunluk oluşturulur [7].



Şekil 1.3. Topuk (heel) etkisi [48]

1.3. Sıkıştırma (Kompresyon Tablası)

Mamografiyi diğer X ışını kullanılan yöntemlerden ayıran önemli bir özelliktir. Memenin hareketsizleştirilmesi ile kenar bulanıklığı önlenir (Şekil 1.4). Doku kalınlığının azaltılmasına bağlı saçılma azaltılır. Doku kalınlığının her seviyede eşitlenmesi sayesinde homojen meme kalınlığı ile ışınlamanın dinamik aralığı düşürülür ve memenin hem ön, hem de arka kesiminde, dansitenin eşitlenmesi sağlanır. Böylece kontrast hassasiyeti artarken, radyasyon dozu azaltılır, göğüs duvarının yakınındaki dokuların daha iyi görüntülenmesi sağlanır. Işınlamanın sona ermesiyle sistem sıkıştırma pedalını otomatik olarak kaldırır [9].

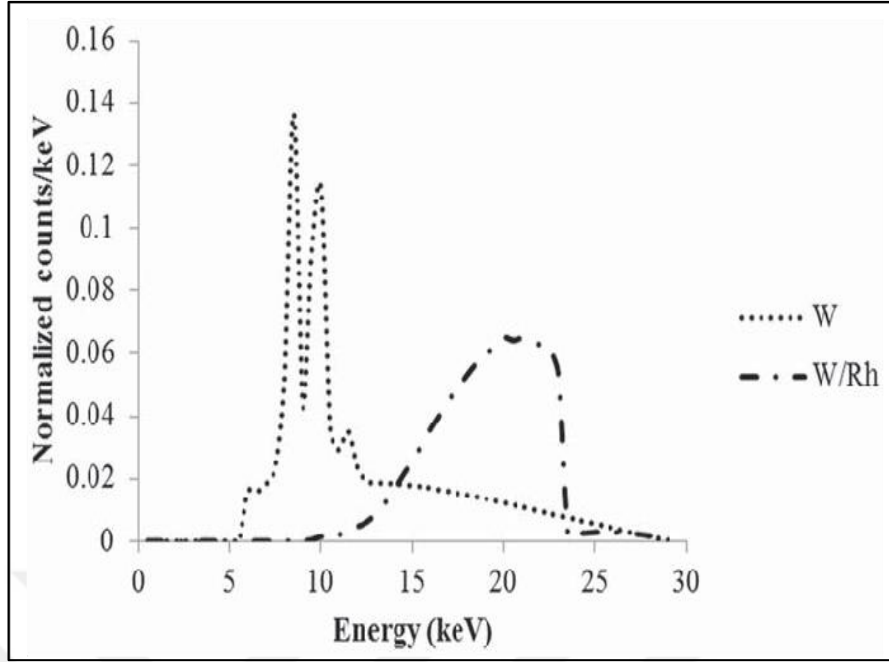


Şekil 1.4. Sıkıştırma pedalı

1.4. Tüp Filtrasyonu

Çoğu röntgen cihazında, hastanın gereksiz şekilde X ışınına maruz kalmasını azaltmak için tüp içerisinde alüminyum veya "alüminyum eşdeğeri" filtreler kullanır, mamografide ise farklı bir prensipte çalışan ve kontrast hassasiyetini artırmak için özel tipte (Tungsten, Molibden gibi) filtreler kullanır (Şekil 1.5). Anot materyali ile aynı materyalden yapılmış filtre kullanımı, düşük ve yüksek enerjili x ışınlarını keser ve karakteristik x-ışınlarının geçmesini sağlar [9].

Bir mamografi sisteminde 28kVp' deki en homojen x-ışını enerjisi için uygulanacak ek filtrasyonun, 0,31 – 0,4 mm alüminyum (Al) aralığında olması gerekmektedir [8].



Şekil 1.5. Tungsten anot karakteristik radyasyon grafiği [48]

1.5. Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC) Sistemi

Yüksek-frekans jeneratörler mamografi sistemleri için standarttır. Konvansiyonel x-ışını sistemlerinin aksine dijital mamografide otomatik ışınlama kontrolü (AEC) dedektörleri kasetin altına yerleştirilmiştir. X-ışını spektrumu, radyasyon dozunu ve görüntü kontrastını optimize eden en kritik faktörlerden biridir.

Spektrum, üç faktörün kombinasyonuna bağlıdır;

- Anot malzemesi (molibden veya rodyum)
- Seçilen filtre (molibden veya rodyum)
- kV (24kV ile 32kV arasında)

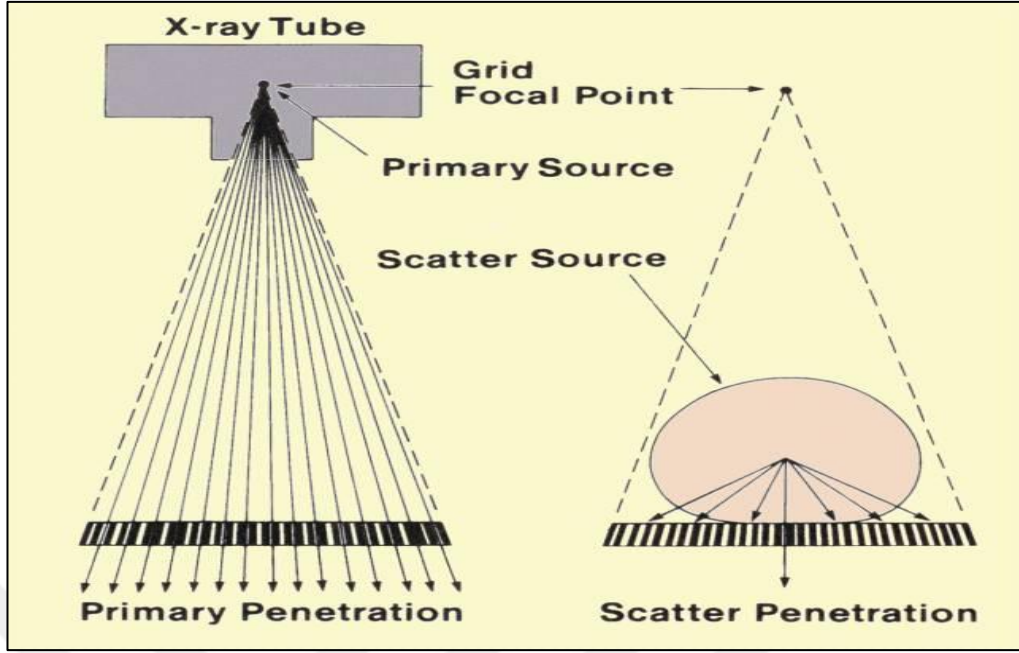
Bu faktörler ya göğüs kalınlığını ve yoğunluğunu değerlendirdikten sonra ya da mevcutsa otomatik pozlama kontrolü (AEC) fonksiyonuyla, radyoloji uzmanı tarafından manuel olarak ayarlanır. Radyoloğun, memenin incelenmesiyle dozun zayıflatılmasını tahmin etmesi zordur ve bu nedenle tüm mamografi üniteleri otomatik pozlama kontrolü (AEC) ile donatılmalıdır. Tam otomatik AEC, kısa bir test ışınlaması (~100 ms) ile optimum kVp ve filtrasyon seçeneklerini ayarlar. AEC ile, doku bileşiminin ve kalınlığının uzaysal çözünürlükte neden olduğu, göğüs atenüasyonundaki değişikliklerinden, kilo voltaj ayarından ve alan boyutundan bağımsız olarak, sabit görüntü optik yoğunluğu (OD) elde edilir [37].

AEC tipik olarak memeden nüfuz etmeyi ölçmek için kısa bir pozlama yapar ve bundan dolayı görüntüleme için uygun teknik faktörlerini hesaplar. Sistem bu hesaplama işlemini yaparken meme dokusu ile dedektör sistemi arasında bulunan iyon odalarını veya sensörleri kullanır. Böylece meme kalınlığına bağlı olarak iyi bir “görüntü kalitesi / hasta dozu” oranı elde etmek için opsiyonel olarak cihaz “mAs”, “kV” veya “hedef/filtre” parametrelerinde otomatik ayarlamalar yaparak ışınlamanın zamanı ve kalitesi ayarlanır [11].

AEC, X ışını spektrumunu otomatik olarak ayarlamayı sağlarken, ayrıca teknik faktörleri optimize etmede de önemli bir role sahiptir. Kontrast modu seçildiği zaman kontrast hassasiyetini artırmak üzere optimize bir spektrum ayarlarken; doz modunda ise dozu azaltan bir spektrum üretir. AEC sisteminin performansı, tekrarlanabilirlik ve doğrulukta değişen koşullar test edilmelidir. AEC sistemi, hedef, filtre ve tüp voltajını, görüntü kalitesinin yeterli ve dozun kabul edilebilir bir aralıkta olacak şekilde ayarlamalıdır [1, 8-11].

1.6. Grid (Bucky) Sistemi

Meme görüntüleme sistemlerinde saçılma, görüntü kontrastını olumsuz yönde etkilemektedir. Özellikle yüksek yoğunluk ve kalınlıktaki meme dokularından saçılan radyasyon oranının azaltılarak görüntü kalitesinin iyileştirilmesi için ”grid (bucky)” sisteminin kullanılması gerekmektedir. Mamografi için genellikle 4:1, 5:1, 6:1 veya çizgi yoğunluğu 30 çizgi/cm olan özel olarak tasarlanmış hareketli gridler tercih edilir. Ancak grid oranının artmasıyla hasta dozunun da artması sebebiyle bazı enstitüler grid kullanımını kompresyon ile 4-5 cm’den daha fazla sıkıştırılamayan yüksek yoğunluklu memelerde kullanılmasını önermektedir [12, 13, 46]. Şekil 1.6’da saçılmayı engelleyici (anti scatter) ve odaklı gridler gösterilmektedir.



Şekil 1.6. odaklanmış grid ve saçılmayı engelleyici grid [46]

1.7. Dedektör Sistemi

Dijital mamografi sisteminin performansı, x-ışını detektörünün özelliklerine önemli ölçüde bağlıdır.

Dedektör aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır;

- Gelen radyasyon ışınının verimli emilimi,
- Çok çeşitli radyasyon yoğunluğu üzerinden doğrusal geniş dinamik aralığa sahip doğrusal tepki,
- Düşük gürültü,
- Yeterli uzaysal çözünürlük,
- Klinik olarak karşılaşılan meme ebadı aralığına uymak için uygun görüş alanı (en az 18 cm-24 cm ve tercihen 24 cm-30 cm alan boyutu),
- Görüntüleme süresinin x-ışını tüpü ısısının ve hasta maruziyet dozunun kabul edilebilir limitlerin aşılmasının engellenmesi için yeterli hassasiyet [35].

Dijital mamografi sistemlerinin geliştirilmesinde beş ana yaklaşım alınmıştır. Bunlar esas olarak dedektör tasarımı ve x-ışını edinim geometrisine göre değişir;

- Depo Fosfor Görüntüleme Plağı Foto-yarılabılır fosforlar (Bilgisayarlı Radyografi) Sistemleri (Photostimulable-Phosphor System - Tip 1)
- Flat Panel Fosfor Sistemleri (Flat-Plate Cs(I) with Photodiode Array-Tip 2)

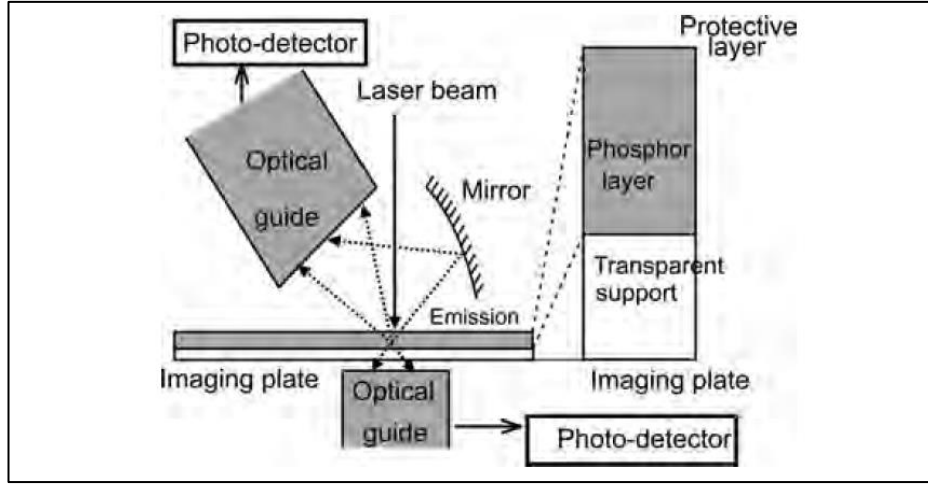
- Selenyum Flat Panel Dedektörleri (Flat-Plate Amorphous Selenium with Electrode Array- Tip 3)
- Alan Taramalı Detektör – CCD Sistemi (Slot-Scanning CsI Integrating Detector with CCD Readout - Tip 4)
- Kuantum sayma veya Katı Hal Dedektörleri detektörleri (Slot-Scanning Quantum-Counting Gaseous or Solid Detector-Tip 5)

İlk üçte, tüm görüntü eş zamanlı olarak elde edilirken, son iki sistemde, görüntünün sadece bir kısmı tek seferde elde edilir ve tam görüntü, x-ışını ışını ve detektörün göğüs boyunca taranmasıyla elde edilir [15, 16, 37].

1.7.1. Foto-yarılabilir fosforlar

Bu sistemdeki detektör, tipik olarak BaFBr gibi bir x-ışınıyla uyarılabilen fosfor malzemesi içeren bir levhadan oluşur [37].

Malzemede x ışınlarının emilmesi, kristalde serbest ve kompton elektronları üretir. Bu elektronların bir kısmı için sabit kaldıkları kristalin fosfor materyalinin yerel potansiyel kuyularında tuzağa düşürülürler. Bu tuzağa düşürülen elektronlar kristal kafesindeki gevşek bağlanmış elektronlar sayesinde enerjilerinin bir kısmını kaybederler. Yakalanan elektronların sayısı fosfordaki soğurulan X ışını miktarıyla orantılıdır. Işınlamadan sonra fosfor plakası, ince bir helyum-neon lazer ışını ile taranan bir okuma cihazına yerleştirilir. Lazerin kırmızı ışığı, tuzaklanan elektronların enerjilerini boşaltır, böylece elektronların, enerjilerinin serbest bırakılmasıyla kendi toprak durumuna dönmelerine neden olur. Bu da, görünür mavi ışık şeklinde kendisini gösterir. Bu ışık miktarı, plakanın hem üst hem de alt yüzeylerinden toplanarak ve foto-çoğaltıcı tüpleri ile ölçülebilir (Şekil 1.7). Ortaya çıkan sinyal, görüntüyü oluşturmak için sayısallaştırılır [16, 17, 18, 37].

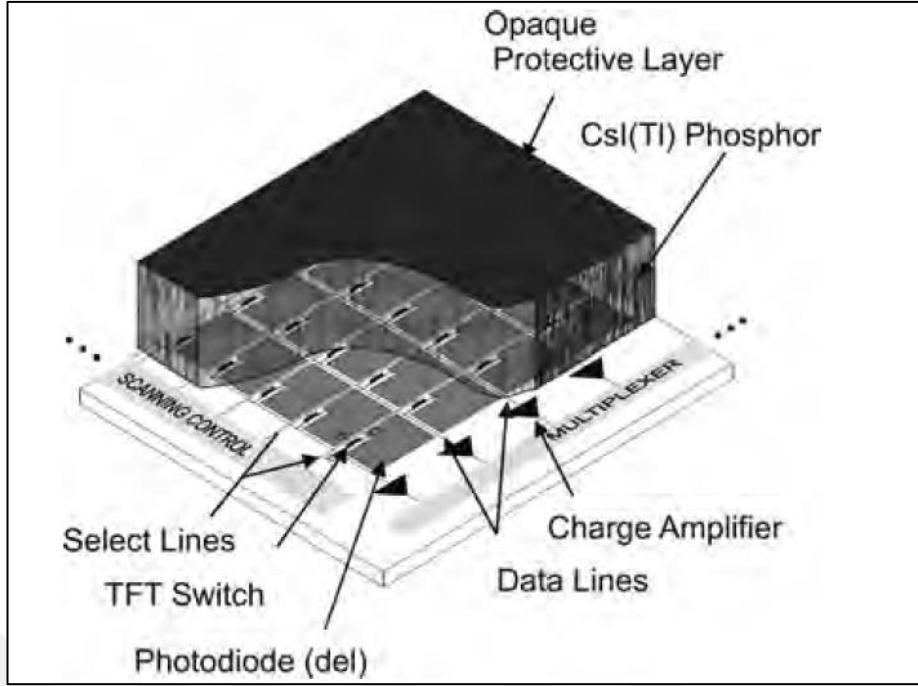


Şekil 1.7. Foto-yarılabılır fosforlar

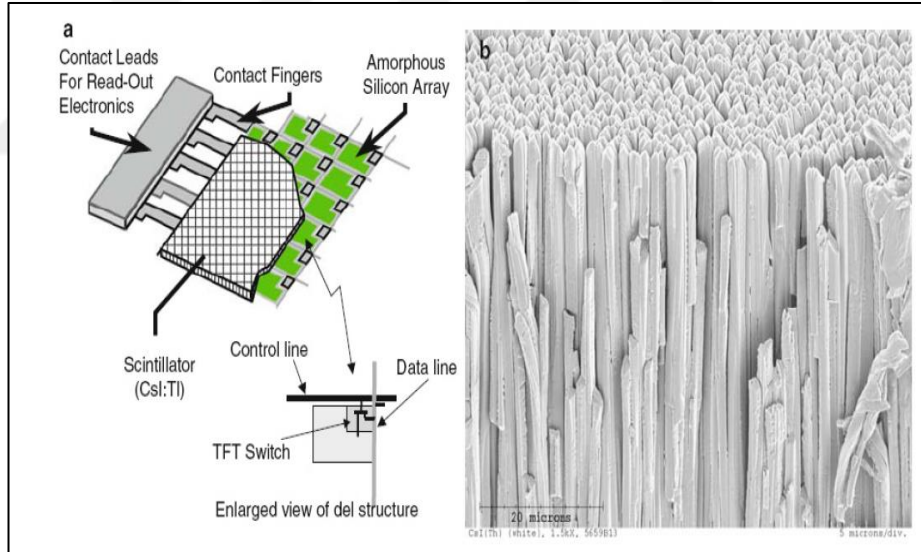
1.7.2. Flat-panel fosfor dedektör sistemleri

Geniş alanlı bir cam plakaya dayanan fosforlu düz panelli dedektör sistemlerinde, memeden çıkan x-ışınları dedektöre gelerek burada elektrik yüklerine, daha sonra da dijital görüntüye dönüştürülür. Dizideki tüm dedektör elementleri birer fotodiyot ve ince film transistör anahtarına (TFT) sahip olup, bunlar bir dizi kontrol ve veri hattı ile birbirine bağlıdır (Şekil 1.8). Bu elektronik bileşenler, amorf silikon teknolojisi kullanılarak imal edilir. Tüm dizi kontrol ve veri hattı kendi çizgileri boyunca kontrol edilir ve her çizgi dizisi depoladıkları elektriksel yükleri birbirinden farklı zamanlarda sisteme aktarırlar. Bu tür dedektörlere indirekt (dolaylı) dönüştürücü dedektör sistemleri adı verilir [17,18].

Amorf silikon materyali üzerine Talyum İyodür ile aktive edilmiş Sezyum İyodür (CsTI) malzemesi konular ve bu malzemenin üzerine ışığa duyarlı fotodiyotlar hizalanarak yerleştirilir. Böylece X-ışınları, fosfor CsI (TI) tabakası tarafından emilir. Fotodiyotlar, fosfor tarafından yayılan ışığı algırlar ve her bir deliğin üzerinde bir elektriksel şarj sinyali oluştururlar. Son olarak oluşturulan bu yükler TFT ile toplanıp ADC donanımına yollanırlar. ADC' lerde bu yükler sayısallaştırılır ve bilgisayarda dijital görüntü oluşur. Her bir CsI kristali saçılmayı minimize etmek için tasarlanmış iğne benzeri veya sütunlu bir kristal yapısına sahiptir (Şekil 1.9). CsI iğne tipi kristal, ışığın doğrusal bir şekilde ilerlemesini sağlayarak lateral yönde saçılmayı en aza indirgerler. Böylece MTF değeri artar. Ancak bu da kuantum etkinliğini bir miktar düşürmektedir [16-18, 37].



Şekil 1.8. CsTI flat panel dedektör [35]

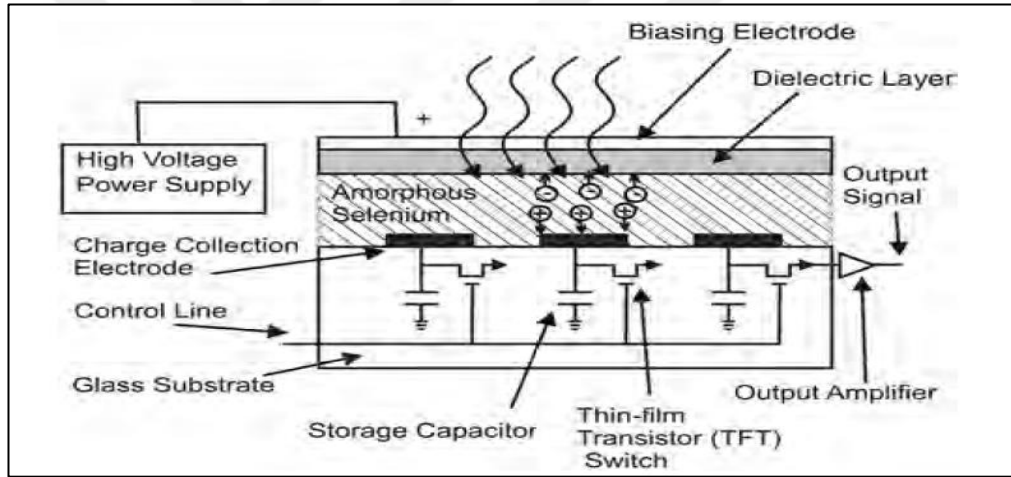


Şekil 1.9. CsTI flat panel dedektör ve iğne tipi kristalleri

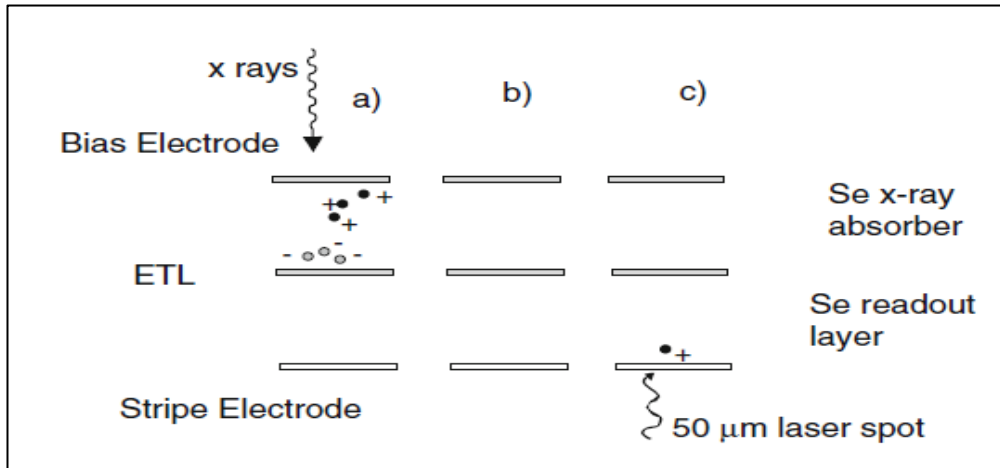
1.7.3. Selenyum flat panel dedektörleri

Bu sistemler bir fosfor tabakası yerine, büyük alanlı amorf selenyum tabakasından oluşur. Bir dizi elektron üzerinde biriken X ışınları emilir. Bu dedektörde iki ayrı selenyum tabakası vardır. Üst katman, X-ışınlarını emer ve diğer selenyum direkt-dönüşüm dedektörlerinin çalışmasına benzer elektron deliği çiftleri üretir. X-ışınları, selenyum ile etkileşime girerek enerjik fotoelektronlar üretirler (Şekil 1.10). Bunlar,

kinetik enerjilerini, selenyum atomlarının dış orbitallerindeki elektronlarla çoklu etkileşimler yoluyla kaybederler. Bu da elektronların bir kısmının özgürleşmesine ve serbest bırakılan elektronun ayrılmasının yarattığı ‘elektron deşığı çiftinin’, sinyal oluşturmaya neden olur. Şekil 1.11 'de olduğu gibi selenyumun üst ve alt yüzeylerinde biriktirilen elektrotlar arasında uygulanan elektrik akımı, elektrotlara doğru olan yükleri süpürür. Okuma sırasında, her bir detektör elemanı (del) üzerindeki TFT anahtarlar sıralı olarak kontrol edilir. Doğrudan dönüştürülen flat panel dedektörlerin bu tasarımı sebebiyle bu tür detektör sistemlerine ‘‘direk dönüştürücü’’ detektör sistemleri denir. Bu sistemlerin avantajı daha yüksek uzaysal çözünürlük ve daha yüksek kuantum deteksiyon etkinliğine (DQE) sahip olmasıdır. Dezavantajı ise, çok fazla geri besleme akımına ihtiyacı olması ve ışınlamanın olmadığı zamanlarda detektörün yok yere sinyal üretmesidir [37, 39, 40].



Şekil 1.10. Selenyum flat panel dedektörü [35]

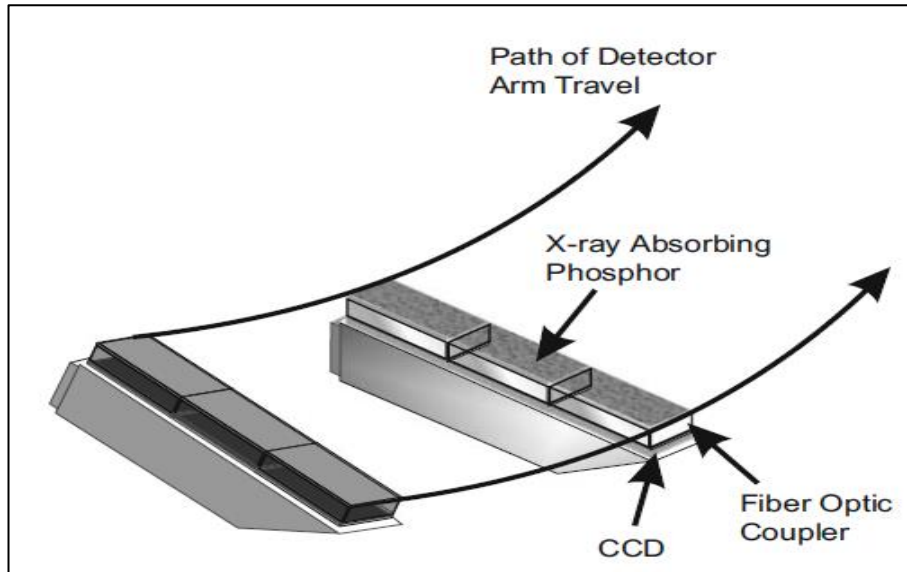


Şekil 1.11. Elektrotlara doğru olan yüklerin süpürülmesi

1.7.4. Selenyum flat panel dedektörleri

Bu dedektör, bir X ışını emici CsI (TI) sintilasyon fosforu, sintilasyon fosforunun her iki tarafından uçtan uca düzenlenen dikdörtgen şeklinde CCD dizisi ve bu dizeye ışık veren bir fiber optik bağlantıdan oluşur (Şekil 1.12). CCD; foto çoğaltıcı tüp gibi, gelen ışığı elektronik sinyale çeviren bir devre elemanıdır [4,19]. Bu sistemlerde meme tek seferde ışınlanmaz, bölge bölge taranarak görüntü elde edilir böylece saçılma çok düşük olur [17, 38].

İlk olarak ışık fotonları, CCD dedektörüne çarparak buradaki silikon tabakada çarpmanın etkisiyle soğurulan ışıkla orantılı bir şekilde elektron çiftlerine dönüştürülür. Işık maruziyetine yanıt olarak her bir elemanın üzerinde üretilen yük, amplifikatör ve analog dijital dönüştürücü tarafından okunabilir [20]. Silikon bazlı CCD çip içindeki atomlar birbiriyle kovalent bağlar oluşturmuşlardır. Bu kovalent bağlar X-ışını ile birbirinden ayrılır ve bir elektrik şarjı meydana gelir. Daha sonra bu elektrik şarjı her bir piksel tarafından tutulup depolanır. Matristeki ayrı ayrı piksellerden oluşan şarj düzeni okunması, her bir sıradaki piksel şarjlarının bir sonrakine transferiyle gerçekleştirilir. Böylece analog sinyaller oluşur [20]. Daha sonra şarj veri yükselticiye nakledilerek, analog-dijital dönüştürücüye voltaj olarak iletilir. Her bir pikselden voltajlar örneklenerek, gri seviyeyi temsil eden sayısal bir değer atanır [21]. Yani veriler ‘analog-dijital dönüştürücü’ vasıtasıyla dijitalize edilir ve bilgisayar monitöründe görüntü olarak karşımıza çıkar [4, 22].

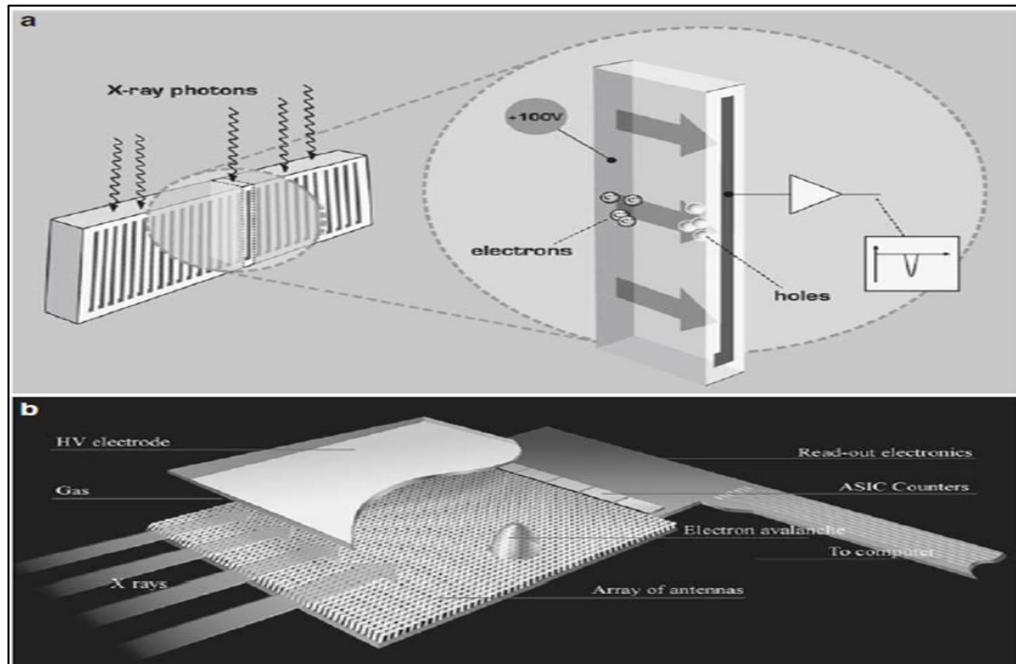


Şekil 1.12. CCD tabanlı dijital dedektör sistemi

Sistem çalışırken x-ışını tüpü ile detektör sistemi eş zamanlı olarak hareket ederek tarama yapar. Detektör tek bir dizi çizgisi şeklinde sırayla hareket ederek sinyalleri toplar. Yüksek hassasiyetleri, geniş bir sinyal aralığında dedektör yanıtlarının doğrusallığı, çok pahalı olmamaları, yanıt sürelerinin hızlı olmaları, yüksek ayırma güçlerine sahip olmaları sistemlerin sahip oldukları avantajlardır. CCD'lerin boyutlarının sınırlı olması, çok güçlü x-ışın tüplerine ve jeneratörlerine ihtiyaç duymaları bu sistemlerin en büyük sorunlarından. Ayrıca tüm memenin taranması üzerinden görüntü alınması sebebiyle görüntü alma süresindeki artışla beraber x ışını tüpündeki ısınma diğer sistemlere göre daha fazladır, bu da beraberinde hasta dozunda ve meme sıkıştırma süresinde artmayı getirir [4, 6, 37].

1.7.5. Kuantum sayma veya katı hal dedektörleri

Bu detektör sistemleri, detektördeki her bir kristal ile etkileşime giren ve bu ölçüm sırasında, tüm X-ışınlarından gelen enerjiyi emerek çalışır. Bu sinyal daha sonra görüntünün bir pikseline karşılık gelen bilgiyi oluşturmak için sayısallaştırılır. Şekil 1.13'te görüldüğü gibi her bir etkileşimli X-ışını ile üretilen elektron-deligi çiftleri, bir elektrik şebekesinde toplanır ve sayılan bir darbeye dönüşür. Bu darbeler daha sonra görüntüde karşılık gelen piksel için sinyal oluşturmak üzere sayılır [4, 18].



Şekil 1.13. Silikon tabanlı x-ray sayıcı dedektör sistemi

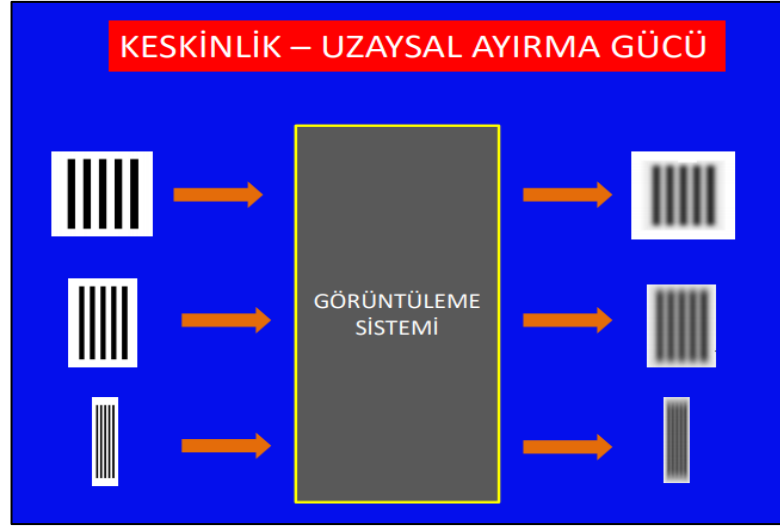
1.8. Dijital Mamografide Görüntü Kalitesi

Mamografi sistemlerinin görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için pek çok kalite ölçütü bulunmaktadır. Modüler Transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), detektör kuantum verimliliği (DQE), x-ışın kaynağının kararlılığı, görüntü işleme yazılımlarının kullanıldığı yöntemler ve fantomlar görüntü kalite değerlendirme ölçütlerinden sayılabilir. MTF, NPS, DQE ölçütleri değişik frekans bölgelerindeki detektör duyarlılıklarını ve verimlikleri hakkında bilgiler vermektedir. Bu fantomlardan elde edilen görüntülerle mikrokalsifikasyon ve kontrast detay analizleri yapılabilmektedir. Mikrokalsifikasyon analizi için ACR ve CIRS fantomları, kontrast detay ölçümleri için ise CDMAM 3.4, Pro-Mam, Gammex 151 gibi fantomlar kullanılmaktadır [5].

1.8.1. Uzaysal Çözünürlük

Bir görüntüleme yönteminin uzaysal çözünürlük kapasitesini tanımlamada kullanılan ölçüt, sistem tarafından görüntülenebilen en yüksek 'milimetredeki çizgi çifti' (line pair/mm - lp/mm) sayısıdır (Şekil 1.14). Düşük uzayal çözünürlüklü olan sistemlerde, birbirine yakın iki kitle görüntüleri tek bir kitle gibi görülür bu da görüntü kalitesinin azalmasına sebep olur [25].

Bir görüntüde görüntülenen maksimum uzaysal çözünürlük, piksel boyutuna ters orantılı olan Nyquist frekansına eşittir. Küçük bir piksel boyutu, yüksek bir kesme frekansına ve düşük bir kesme frekansına büyük bir piksel boyutuna karşılık gelir. Örnekleme teoremine göre, dijital görüntülemeyle saptanabilen en küçük nesnenin boyutu dedektörün piksel boyutunun iki katına eşittir. Dijital radyolojide uzaysal çözünürlüğü ölçme ve sistemler arası karşılaştırmada modüler transfer fonksiyonu (MTF) ve deteksiyon kuantum etkinliği (DQE) adı verilen özel yöntemler kullanılmaktadır [2, 51].



Şekil 1.14. Keskinlik-uzaysal ayırma gücü [47]

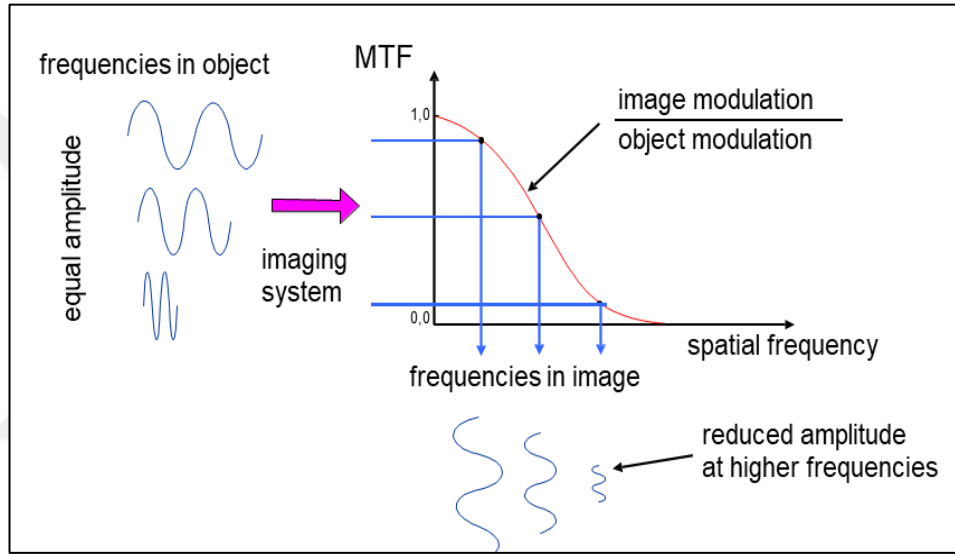
1.8.1.1. Modüler transfer fonksiyonu (MTF)

Dedektörün her bir frekanstaki girdi sinyalini görüntüye yansıtma yeteneği olarak tanımlanan Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF), sistemin uzaysal ayırma gücünü nicel olarak karakterize etmek için kullanılır. Şekil 1.15 eğrisinde gösterildiği gibi giren sinyal genliğinin çıkan sinyal genliğine sinüzoidal oranıdır [51]. Maksimum '1', minimum '0' değerindedir ve değeri uzaysal frekansın bir fonksiyonudur. En yüksek değeri nesnenin olduğu gibi görüntülendiğini tanımlar. Piksel boyutundan bağımsız olarak uzaysal frekans arttıkça nesneden elde edilen sinyalin kontrastının düşmesi ve nesnenin aslına uygun olarak görüntüye yansımalarının azalması nedeniyle MTF değeri aşamalı olarak düşer [2]. MTF değerinin yüksek olması, o sistemde elde edilen ayırma gücünün yani görüntünün keskinliğini, dedektörün çözümleyebildiği birbirine yakın çizgi çiftlerinin sayısının iyi olduğunu, küçük nesnelerin de görüntülenebildiğini gösterir [25].

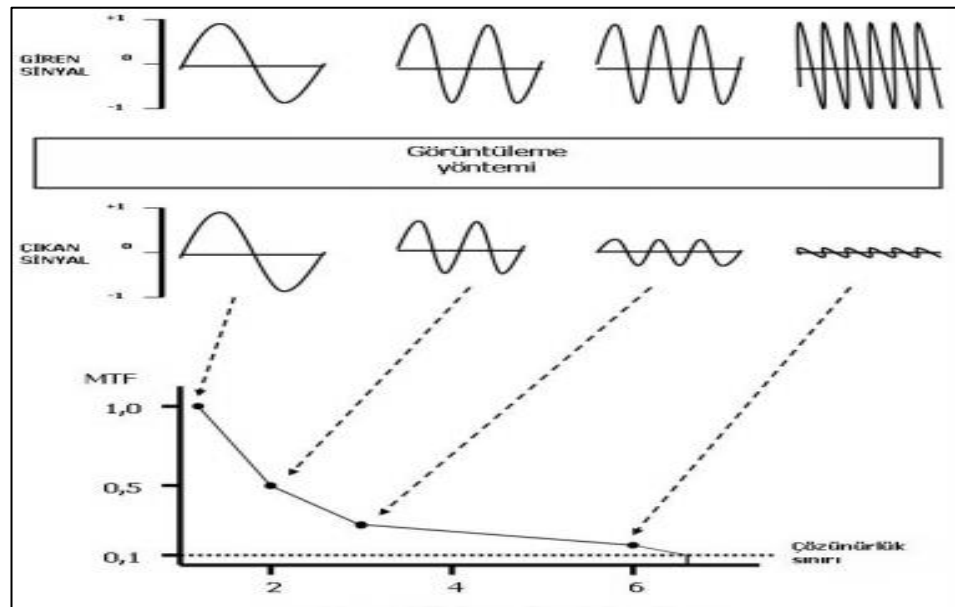
Uzaysal alanda görüntü kalitesini belirlemek için iki önemli parametre kontrast ve çözünürlüktür. Genel olarak, bir görüntüleme sistemi için MTF, uzaysal frekansa karşı % amplitüd olarak çizilir (Şekil 1.16). Bir görüntüleme sisteminin MTF'inin % 100 olduğu frekanslarda, nesne ayrıntıları zayıflatılır ve görüntü tam karşıtlığını korur. Benzer şekilde, % 50'lik bir MTF'de, görüntüleme sisteminin kontrastı orijinal değerinin yarısı kadar azaltılır. Görüntüleme biliminde, MTF genellikle çok düşük frekanslarda % 100'e normalize edilir. Radyografik ünitenin odak noktası en önemli

parametrelerden biridir, çünkü görüntünün çözünürlüğünü etkiler. Bir radyografi sisteminin odak noktası ve MTF eğrisi arasında doğrudan bir ilişki vardır. Büyük odak noktalı x-ışını cihazları için, MTF değerleri, düşük uzaysal frekansta minimum (yani sıfıra) ulaşır ve bunun tersi de geçerlidir [23, 37].

İdeal dedektörün MTF 'i Nyquist frekansının ötesinde sıfıra eşit olmalıdır (Şekil 1.15), ki bu mümkün değildir. Gerçek bir dedektör için, MTF ne kadar iyi olursa, gerekli Nyquist frekansı o kadar yüksek olur; yani, ulaşılan uzaysal çözünürlük o kadar yüksek olur [2].



Şekil 1.15. MTF eğrisi



Şekil 1.16. MTF eğrisinin elde edilme örneği [42]

1.8.1.2. Kuantum deteksiyon etkinliği (DQE)

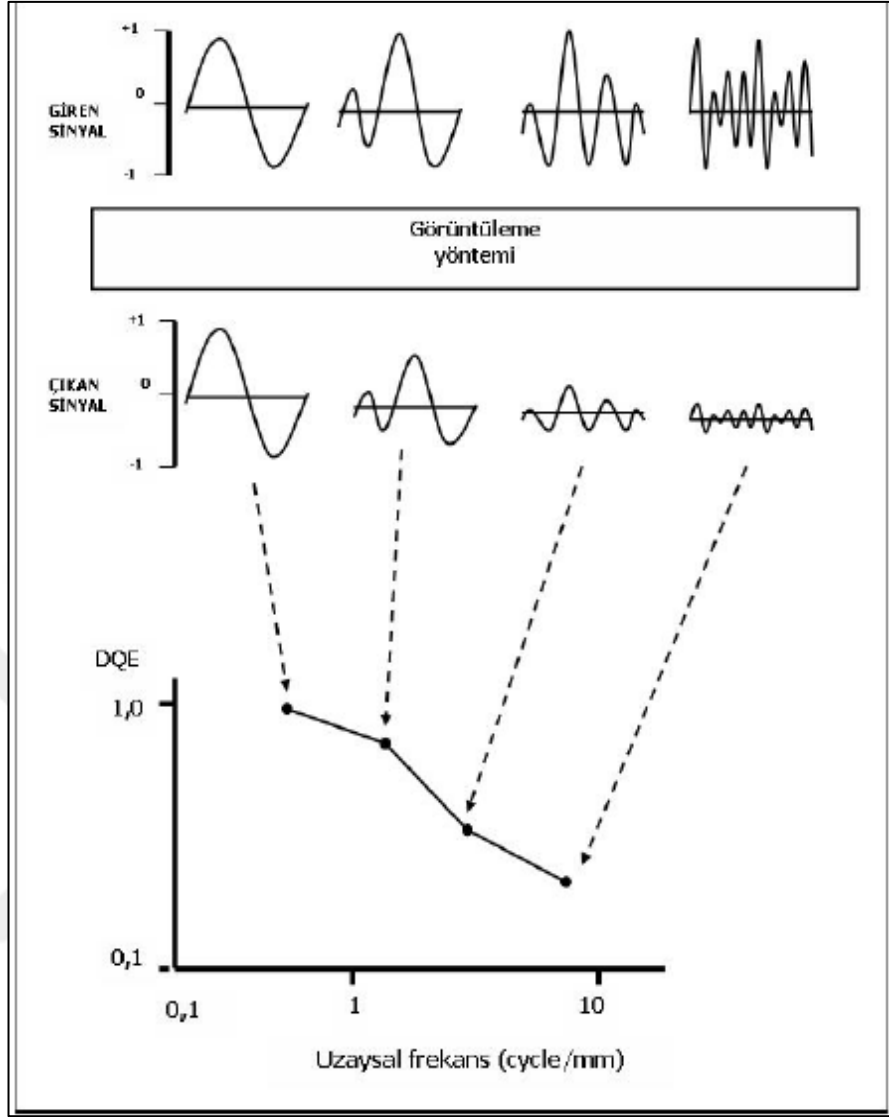
Dedektif kuantum etkinliği (DQE), röntgen görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesini değerlendirmede kullanılır ve foton başına üretilen elektron sayısı olarak tanımlanır (Şekil 1.17). Dedektörün sınırlı sayıdaki x-ışını fotonunu ne kadar etkinlikte görüntü oluşumunda kullandığının yani girişteki sinyal-gürültü oranını ne kadar etkin bir şekilde çıkışa yansıttığının bir ölçüsüdür [28, 31]. DQE, Denklem (1.1)'de gösterildiği gibi çıkan sinyal/gürültü oranının, giren sinyal/gürültü oranının karesi olarak hesaplanır. Düşük kontrastlı görüntülerin ayırt edilmesi, DQE ve sinyal gürültü oranına (SNR) bağlıdır [31].

$$DQE(f) = \frac{SNR_{\text{çıkış}}^2}{SNR_{\text{giriş}}^2} \quad (1.1)$$

$SNR_{\text{giriş}}^2$: Poisson dağılımı nedeniyle birim alan ve birim doz başına dedektör üzerine düşen foton

Gerçek bir dedektörün DQE değeri 1'den küçüktür ve dedektör girişi ve çıkışı arasında oluşan sinyal-gürültü oranının (SNR) bozulmasını yansıtır. DQE, radyasyona maruz kalmaya, uzaysal frekansa, MTF' e ve detektör malzemesine bağlıdır [2,53]. Genel olarak, uzaysal frekans ne kadar yüksek olursa, dedektör çıkış sinyali o kadar düşük olur ve gürültü artar. Bu süreç, detektör çıkışındaki SNR' nin azalmasına ve dolayısıyla sistemin DQE' sinin azaltılmasına yol açar [2].

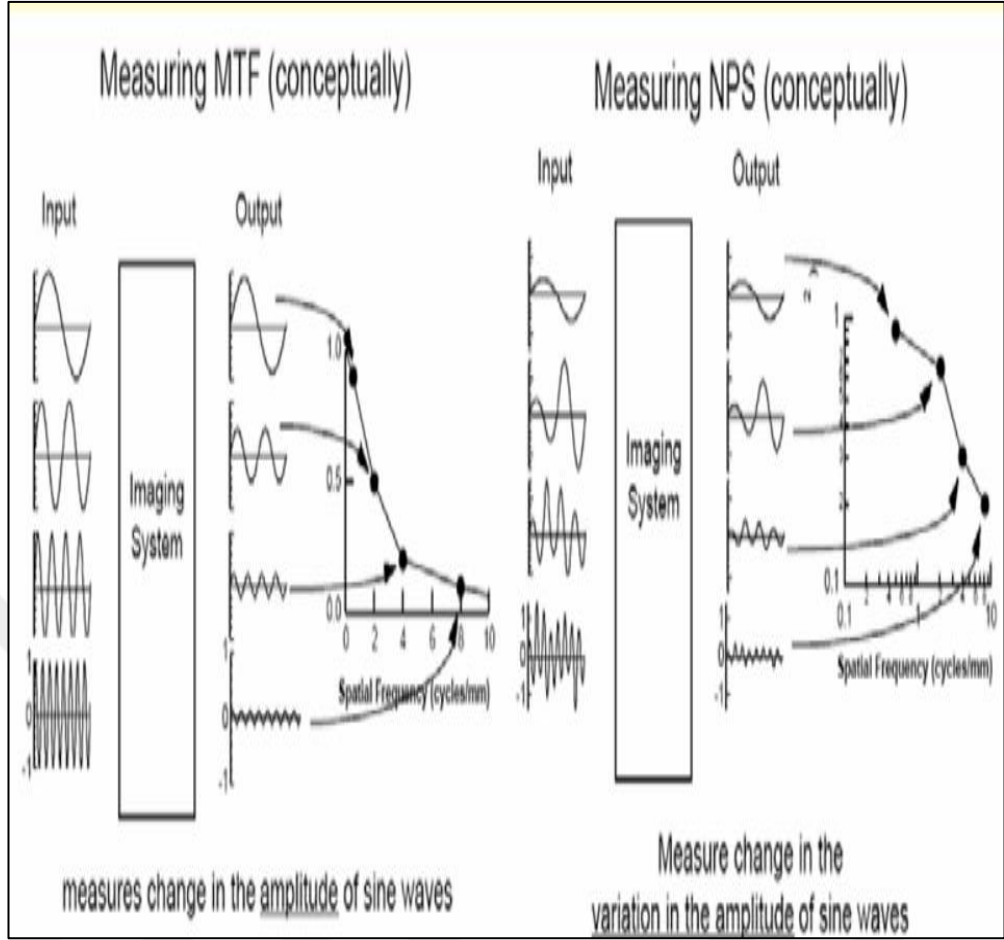
Görüntü kalitesi SNR'ye bağlıdır. Gürültü azalması, görüntüdeki düşük kontrastlı nesnelerin, yani küçük ve / veya düşük kontrastlı kütlelerin algılanmasını geliştirir. Gürültü, görüntüyü oluşturmak için toplanan foton sayısının karekökü ile ters orantılıdır [51]. Dolayısıyla SNR, hasta fotonlarının sayısını daha yüksek bir mAs değeri ile artırarak hasta dozunda bir artışla birlikte veya dedektöre ulaşan fotonların daha büyük bir kısmını kullanarak artırılabilir. Daha iyi bir DQE, hastanın dozunu arttırmadan hatta bu dozu azaltarak görüntü kalitesini artırır [2, 51].



Şekil 1.17. DQE eğrisinin elde edilme örneği [42]

1.8.1.3. Gürültü güç dağılımı (NPS)

Radyografik gürültüyü tanımlamak için kullanılan NPS, bir görüntüdeki gürültünün frekansa bağlı olarak genlik değişimlerini gösteren, gürültü güç dağılımı fonksiyonudur (Şekil 1.18). Görüntü sayısal hale getirilirken görüntüde oluşan şiddet farklılıklarından dolayı görüntüde piksel farklılıkları oluşur. Homojen ışınlama sonucu elde edilen radyografik görüntü daha küçük ilgi alanlarına bölünerek sayısal hale getirilir ve her bir bölgenin iki boyutlu gürültü güç spektrumu, frekans uzayında iki boyutlu fourier dönüşümü ile elde edilir. Gürültü güç spektrumu bu ilgili bölgelerden elde edilen gürültü güç dağılımlarının ortalamasıdır [42].



Şekil 1.18. MTF ve NPS eğrisinin elde edilmesi [42]

1.9. Mamografide Doz Ölçümü

Mamografi cihazlarında doz ölçümü aşağıda belirtilen tekniklerle yapılmaktadır.

1-Hasta incelemelerinde ESAK (yüzey giriş hava kerma) değerinin saptanması;

- a) Post exposure tekniği
- b) Termoluminesans dozimetre tekniği

2-Standart fantom ışınlamalarından ESAK (yüzey giriş hava kerma) değerinin saptanması;

- a) İyon odası ile ölçüm tekniği
- b)Termoluminesans dozimetre tekniği

3-Ortalama Glandüler Doku Dozunun Saptanması;

- a) Standart fantom ile doz ölçümleri
- b) Hasta incelemeleri ile doz ölçümleri [40, 41, 49].

1.9.1. Ortalama glandüler doku dozu

Meme kanserinin erken evrelerde saptanmasında mamografinin etkinliği, memede glandüler dokularda ve muhtemelen açığa çıkmış diğer organlara karşı radyasyona neden olan küçük bir kanser riski taşımaktadır. Memede absorbe edilen dozun izlenmesi, gereksiz yüksek dozların oluşmamasını sağlamak için hayati öneme sahiptir. Bu nedenle, birçok kalite güvencesi (QA) protokolü, mamografide görüntüleme tekniklerinin tanısal yeterliliğini belirlemek için göğüs glandüler doku dozu değerlendirmelerini içermektedir. Mean glandüler dozu (MGD), memede emilen dozun ana tanımlayıcısıdır. Memede kansorejone eğilimli en yüksek riske sahip olan yapılar glandüler doku olduğu için, memenin maruz kaldığı doz miktarının yani ortalama glandüler dozun (AGD) değerlendirilmesi gerekmektedir [3, 49].

2. MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. Materyal

2.1.1. Fujifilm Dijital Mamografi Cihazı

Bu çalışma, “Fujifilm” marka “Amulet Innovality” model cihazlar üzerinde gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.1). Çalışmalar, üç farklı mamografi kliniğinde gerçekleştirilmiştir. Cihazlarda yapılan çekim sayıları Tablo 2.1’de belirtilmiştir.

Sistem-1- Manisa Soma Devlet Hastanesi

Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi

Sistem-3- Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi

Tablo 2.1. Cihazlarda yapılan çekim sayıları

	Cihazda yapılan aylık çekim sayıları ortalaması	Cihaz kurulduğundan beri Mart 2018 'e kadar cihazda yapılan çekim sayısı toplamı
Sistem-1-Manisa Soma Devlet Hastanesi	0	0
Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi	265	6317
Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi	400	9500



Şekil 2.1. Fujifilm dijital mamografi cihazı

Fujifilm Amulet Innovality dijital mamografi cihazlarına ait teknik özellikler aşağıdaki gibidir;

- Üretici: Fujifilm
- Model: FDR 3000 AWS Amulet Innovality
- Sistem-3 Ketem yazılım: FDR-3000AWS mainssoft V5.2.0616
- Sistem-2 İzmir yazılım: FDR-3000AWS mainssoft V7.0.0001
- Sistem-1 Soma yazılım: FDR-3000AWS mainssoft V6.1.0017
- Hedef materyal: Tungsten (W)
- Eklenen filtrasyon : Rodyum (Rh) ve/veya Alüminyum (Al)
- Dedektör tipi: amorf selenyum
- Görüntü piksel boyutu: 50 μm
- Dedektör piksel boyutu: 68 μm
- Dedektör boyutu: 240x 300mm
- Piksel dizilişi: logaritmik
- Büyük odak noktası: 0,3 mm
- Küçük Odak Noktası: 0,1 mm
- Dedektör –kaynak arası mesafe: 650 mm

- Tabla –kaynak aarası mesafe: 633 mm
- Grid oranı: 6:1
- Grid yoğunluğu: 41

2.1.2. Ray Safe – kVp-Doz Ölçer

Doz ölçümü için Şekil 2.2’de belirtilen Ray Safe marka doz ölçüm cihazı kullanılmıştır. Cihaz, tüm mamografi cihazları için kVp için; 0,5 kV veya % 2 hassasiyete (Mo / Mo, Mo / Rh, W / Rh, W / Al), PTB tüm ışın kalitesi için onaylı giriş ve çıkış dozuna, filtrelere ve birden fazla pozlamaya ihtiyaç duymadan her pozlama için HVL’yi doğrudan ölçme yeteneğine sahiptir. Buna ek olarak, standart Ray Safe Xi MAM dedektörü eşzamanlı olarak kVp (Mo / Mo), doz, doz oranı, HVL, ortak ışın nitelikleri üzerindeki zaman ve dalga formlarını ölçer (Mo / Mo, Mo / Al, Mo / Rh, Rh ve W / Rh) [43].



Şekil 2.2. Ray-safe dedektörü [43]

2.1.3. Meme kompresyon cihazı

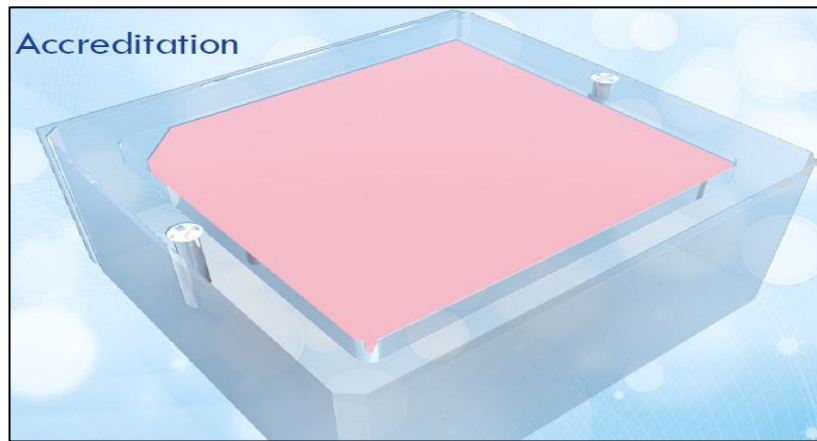
Sıkıştırma kuvveti testi için Şekil 2.3’te belirtilen Pro-Mam kompresyon cihazı kullanılmıştır. Pro Mam marka kompresyon cihazı, 25 kg' a kadar ölçüm aralığına ve +/- 10 gram doğruluğa sahiptir [43].



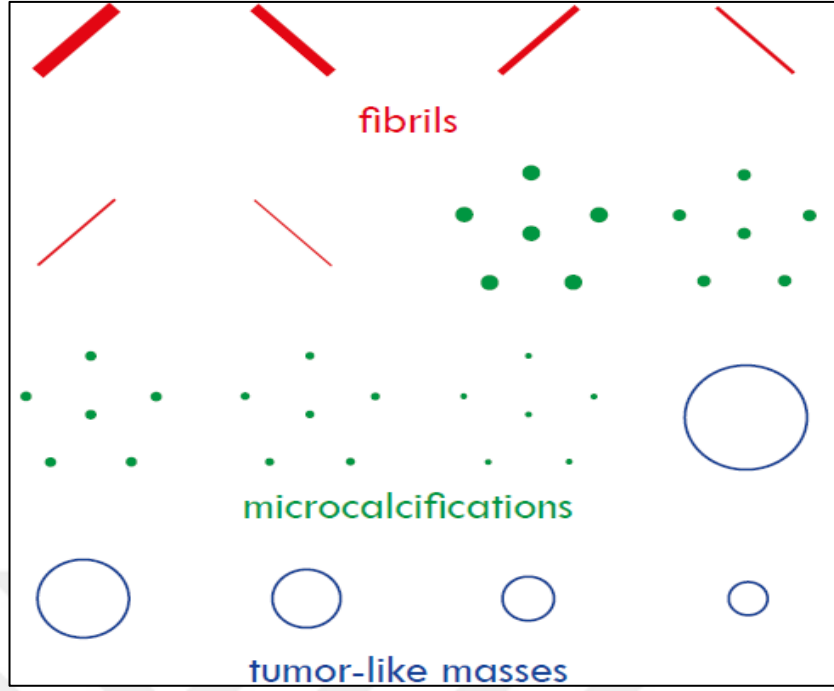
Şekil 2.3. Meme kompresyon cihazı [43]

2.1.4. ACR Fantom

Şekil 2.4' te gösterilen ACR fantomu; ACR mamografi akreditasyon programı gerekliliklerine, 1992 tarihli mamografi kalite standartları yasalarına (MQSA) ve IEC 61223-3-2 standartlarına uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır. Fantom, bir mamografik sistemin performansını, dokuda oluşabilecek mikrokalsifikasyonları, tümör kitleleri gibi yapıları klinik olarak bulunanlara benzer şekilde görüntüleyebilme olanağı sağlar (Şekil 2.5). Cihaz; %50 glandüler - %50 yağ doku simülasyonlu akriliğe sahip (PMMA), 102,0 x 108,0 x 44,0 mm boyutlarına, 4,5 cm kalınlığa, 1,56, 1,12, 0,89, 0,75, 0,54 ve 0,40 mm uzunluklarında fibril yapıları, 2,00, 1,00, 0,75, 0,50 ve 0,25 mm inceliğinde tümör benzeri kitlelere ve 0,54, 0,40, 0,32, 0,24 ve 0,16 mm I_2O_3 mikrokalsifikasyon yapılarına sahiptir [43].



Şekil 2.4. ACR fantomu [43]



Şekil 2.5. ACR fantom tümör benzeri kitleler [43]

2.1.5. PMMA Fantom

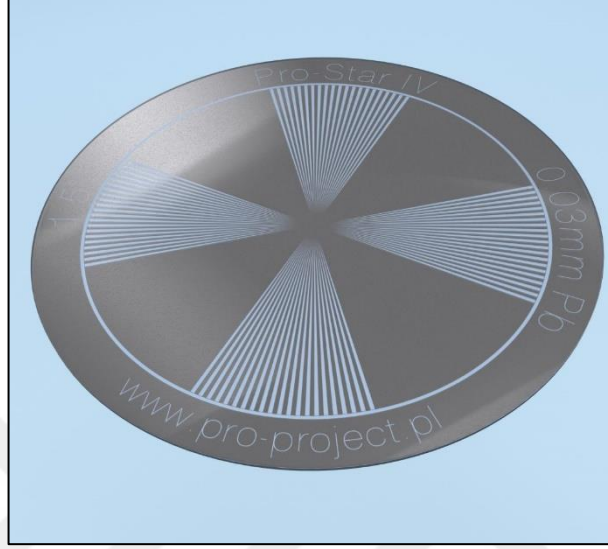
Meme eşdeğer fantomu olarak 0,5, 1, 2, 3, 4 ve 5 cm kalınlıklarında PMMA fantomlar kullanılmıştır (Şekil 2.6). PMMA, hava yoğunluğu ile eş değer yoğunluğa sahip bir maddedir [43].



Şekil 2.6. PMMA fantomları [43]

2.1.6. Yıldız Desen Fantomu

Odak nokta boyutu testi için Şekil 2.7’de belirtilen 0,003 mm Pb içeren 0,5 derece yıldız desen test objesi kullanılmıştır.

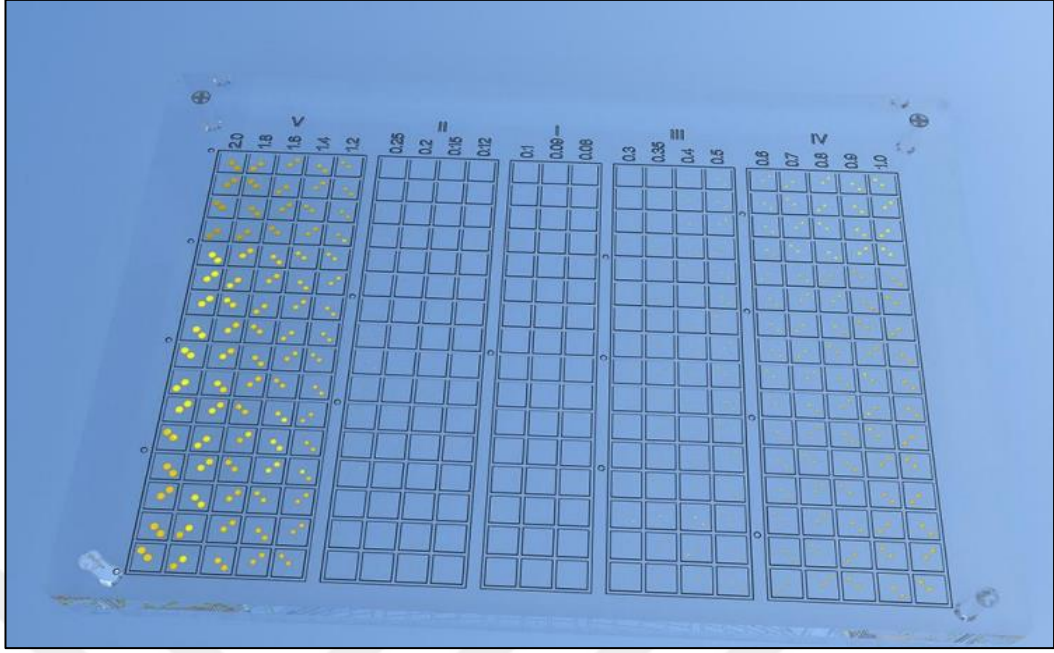


Şekil 2.7. Yıldız desen test objesi [43]

2.1.7. Kontrast Detay Fantomu

Görüntünün kontrast detay eğrisini oluşturabilmek adına Şekil 2.8’de gösterilen EUREF ve IEC 61223-3-2 standartları tarafından onaylanmış “Pro-Mam Kontrast Detay Altın Disk Fantomu” kullanılmıştır.

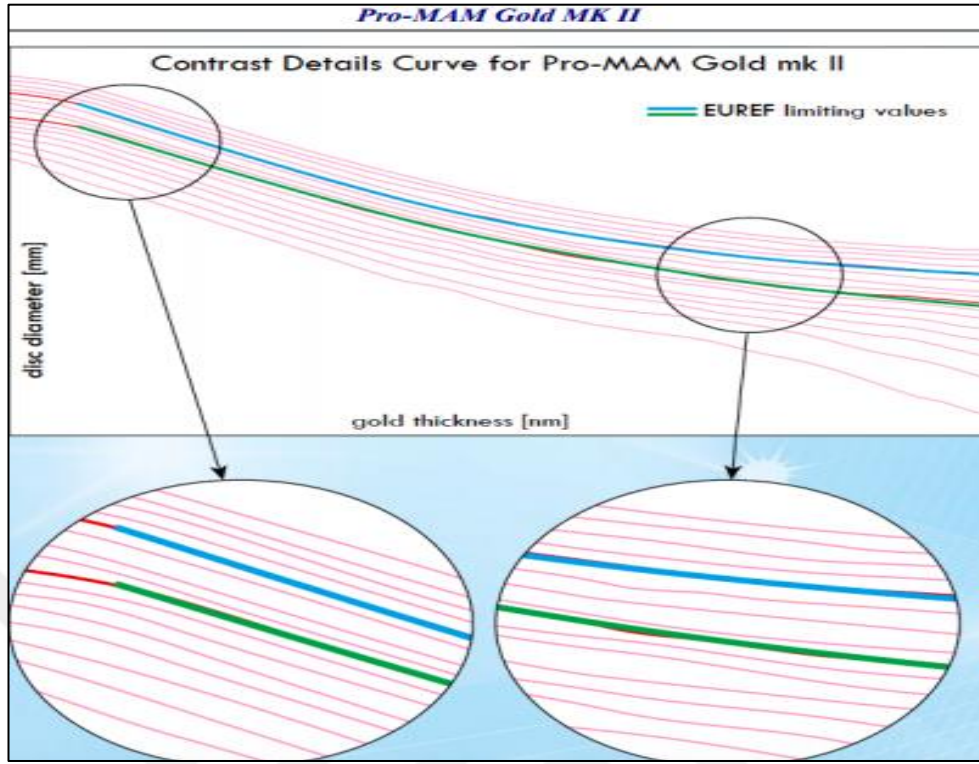
Fantom 240x180 veya 300x240 mm boyutlarındadır. 0,02–2,00 mm arası 21 adet 672 tane (%99,99) saflıkta altın diskler bulunmaktadır. Altın diskler, fantom içerisine 10 mm derinliğinde yerleştirilmiştir. Disk kalınlığı, Tablo 2.2 ve Şekil 2.9’da gösterildiği gibi her bir çap için EUREF sınır değerlerine karşılık gelebilen kontrast detay eğrilerini oluşturacak şekilde optimize edilmiştir. Fantom yapısında, PMMA dışındaki malzemeler kullanılmadığından alüminyum gibi diğer malzemeler için PMMA eşdeğer zayıflamasını hesaplamaya gerek kalmamıştır. Fantomun çap doğruluğu 0,001 mm (1 µm), kalınlık doğruluğu ise 0,1nm (0,0001 µm)’ dir [43].



Şekil 2.8. Kontrast detay fantomu [43]

Tablo 2.2. Kontrast detay eğrileri sınır değerleri [43]

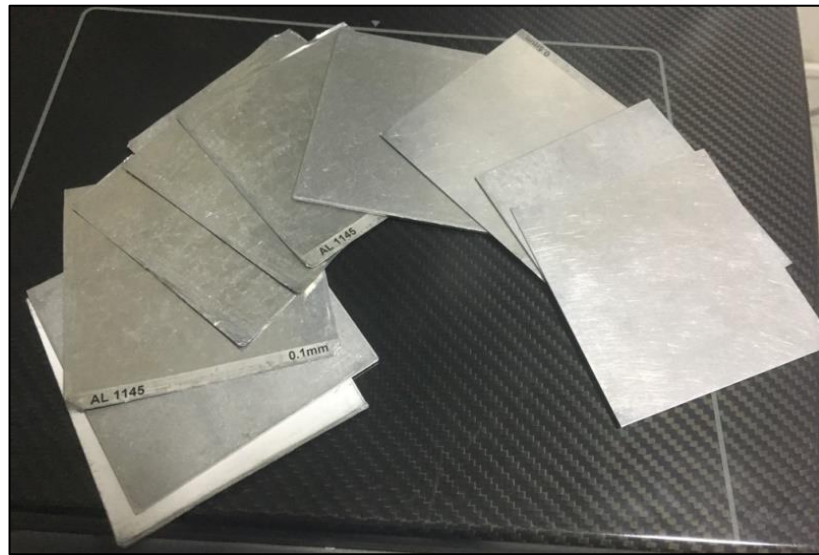
Diameter (mm)	Thickness[nm]															
	Green-acceptable level															
	Blue-achievable level															
2	110	100	90	80	70	60	50	45	40	35	30	25	20	15	10	5
1	110	100	90	80	72	62	20	47	42	37	32	27	22	17	12	6
1,6	115	105	95	85	75	65	55	50	45	40	35	30	25	20	14	7
1,4	120	110	100	90	80	70	60	52	47	42	37	32	27	22	16	9
1,2	130	115	105	95	85	75	65	55	50	45	40	35	30	25	20	12
1	140	125	110	100	90	80	70	60	55	50	45	40	35	30	25	15
0,9	150	135	120	105	95	85	75	65	60	55	50	42	37	32	27	17
0,8	160	145	130	115	105	90	80	70	65	60	55	45	40	35	30	20
0,7	180	160	140	125	115	100	90	80	75	65	60	50	45	40	32	22
0,6	200	180	160	145	130	110	100	90	85	75	70	60	50	45	35	25
0,5	240	210	190	170	150	130	120	110	100	90	80	70	60	50	40	30
0,4	300	270	240	210	190	170	155	140	130	115	100	90	75	65	50	40
0,35	350	320	290	250	220	200	180	165	155	135	120	105	90	75	60	50
0,3	430	390	350	310	270	240	220	200	190	170	145	125	110	90	75	60
0,25	550	500	450	400	350	320	290	260	240	220	190	160	140	120	100	80
0,2	770	700	650	570	500	460	410	370	350	310	270	230	200	170	145	120
0,15	1250	1100	1000	920	830	750	650	600	550	500	450	380	340	290	240	200
0,12	1800	1600	1500	1350	1200	1100	950	870	820	730	650	570	500	430	360	300
0,1	2400	2200	2000	1850	1700	1500	1300	1200	1100	1000	900	800	700	600	500	400
0,009	2600	2400	2200	2050	1900	1700	1500	1350	1200	1100	1000	900	800	700	600	500
0,008	2800	2600	2400	2200	2050	1850	1700	1500	1300	1200	1100	1000	900	800	700	600



Şekil 2.9. EUREF sınır değerleri ve kontrast eğrileri korelasyonu [43]

2.1.8. Alüminyum (Al) filtre

Yarı değer kalınlığı, ortalama glandüler doku dozu testi ve kontrast gürültü oranı testlerinde Şekil 2.10'da gösterilen farklı kalınlıklarda 0,1mm aralıklarla artan %99,99 saflıkta ve 14,5x 14,5 cm boyutlarında Al filtreler kullanılmıştır [43].



Şekil 2.10. Alüminyum filtreler

2.1.9. Kenar test objesi

Şekil 2.11’de gösterilen Gammex marka 7 derece Tungsten MTF- kenar test objesi, oldukça parlak bir tungsten parçasından oluşur. Fantom ve yazılım birlikte modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü gücü spektrumu (NPS) ve dedektör kuantum verimliliği (DQE) ölçümlerinde kullanıldı.



Şekil 2.11. Tungsten kenar test objesi

2.1.10. Br-12 perspeks fantom

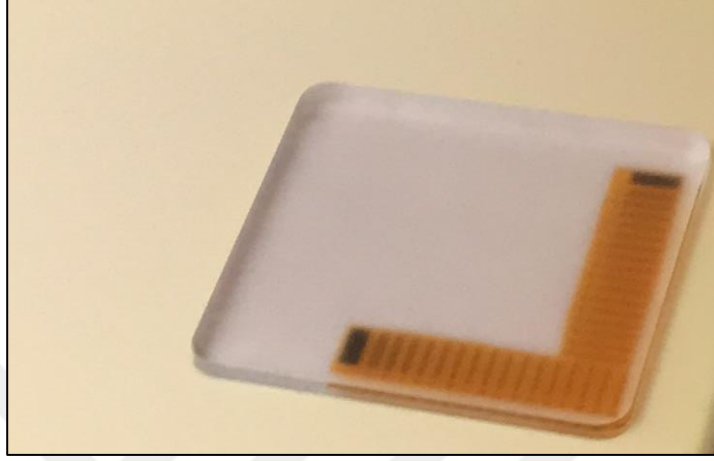
Kalınlık göstergesi doğruluğu testinde, Şekil 2.12’de gösterilen Br-12 perspeks % 50 ya % 50 glandüler doku yoğunluğuna sahip farklı kalınlıklarda perspeks fantomlar kullanıldı.



Şekil 2.12. Perspeks fantom

2.1.11. Yüksek kontrast ayırma gücü test objesi

Yüksek kontrast ayırma gücü testinde çizgi çiftlerinin sayılabilmesi için Şekil 2.13'te belirtilen test objesi kullanılmıştır.



Şekil 2.13. Yüksek kontrast ayırma gücü test objesi

2.1.12. Kullanılan yazılımlar

Eşik kontrast ölçümleri için Pro-Control software v 1.0 yazılımı; ortalama piksel, standart sapma, MTF, NPS, DQE hesabı için Image J v.1.48 ve Radiant 4.2.1 yazılımları kullanıldı.

2.2. Testler

2.2.1. X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi

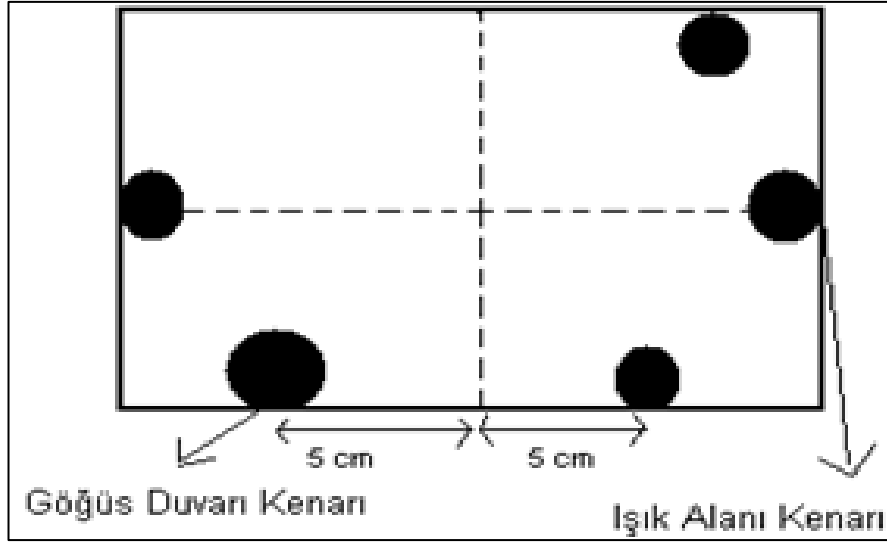
Tüpte kullanılan ayna ve ışıklar x- ışın yolunu aydınlatarak demetin görüntülenmesini ve hedefin filmi çekilecek kısmının aydınlatarak belirlenmesini sağlar.

X – ışınının sadece incelenecek sahaya yönlendirilmesi çok önemlidir. Işık alanının uyumsuzluğu hastanın gereksiz yere ışınlanmasına, ışınlanacak sahanın gereğinden büyük ya da küçük olmasına neden olabilir. Alanın gereğinden büyük olması ile saçılan ışın miktarı da artacağı için görüntüdeki kontrast azalacaktır. Işık alanı ile X-ışını aynı alana düşürülerek iyi bir kolimasyon ayarı ile hastanın gereksiz yere ışınlanmaması ve görüntü kalitesindeki bozulma engellenebilir.

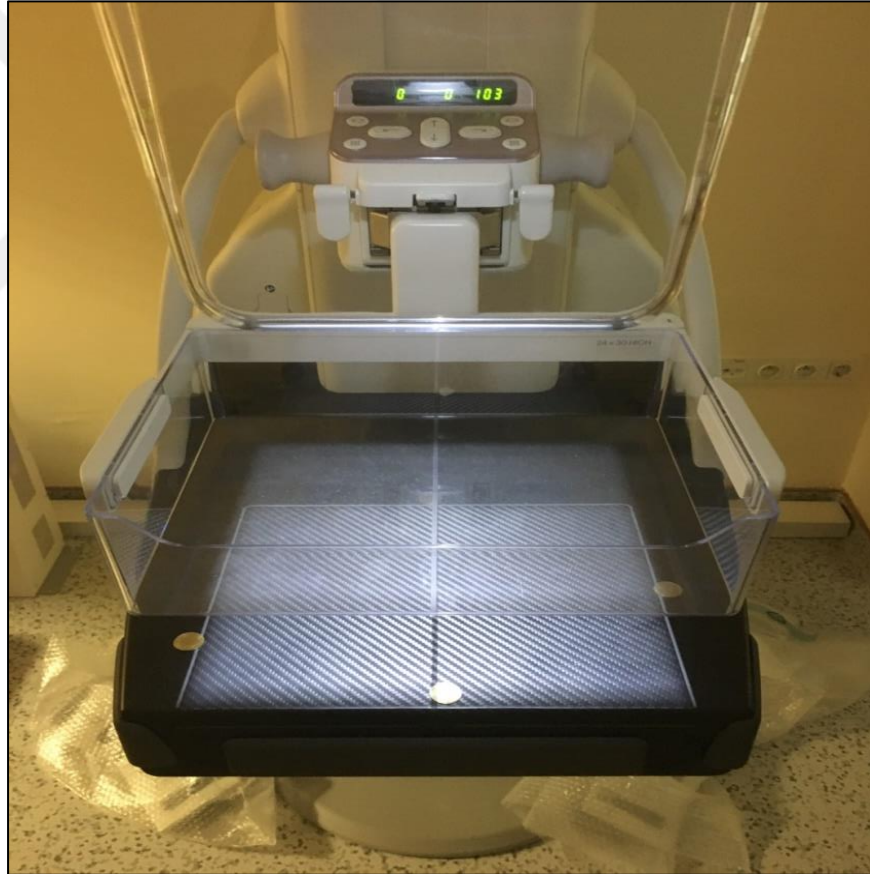
Kullanılan materyal: 24x30cm²'lik kompresyon pedalı, 18x24cm²'lik sürgülü kompresyon pedalı, 4 tanesi aynı 1 tanesi farklı (büyük olan göğüs duvarına gelecek şekilde) boyda olan 5 adet madeni para kullanıldı. Madeni para kullanılmasının amacı madeni paranın opak bir madde olmasıdır.

Ölçümler aşağıdaki sırayla yapılmıştır;

- Kompresyon pedalı takıldı,
- Hedef/Filtre kombinasyonu; 2 farklı hedef filtrede değerlendirilerek Tungsten/Rodyum (W/Rh) ,W/Al olarak ayarlandı,
- Büyük fokal spot alanı seçildi,
- Bozuk paralar yerleştirilmeden önce ışık alanının kenarlarının daha iyi görülebilmesi için sıkıştırma pedalı kaldırıldı.
- Kolimasyon alanı, dedektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- Grid çıkartıldı,
- Kolimatör ışığı açıldı. 4 adet küçük boyuttaki metal para ışık alanının içine, her bir paranın kenarı ışık alanının kenarına (Sağ, Sol, Ön ve Göğüs duvarı kenarı) teğet geçecek şekilde Şekil 2.15'deki gibi hizalanarak yerleştirildi. Kompresyon tablası, 45mm (4,5cm) yüksekliğe ayarlandı,
- Büyük boyuttaki bozuk para otomatik ışınlama kontrolü (AEC) detektörünün üstüne gelmemesi için Şekil 2.14'de gösterildiği gibi merkezden 5 cm sola doğru yerleştirilir. Paranın dış kenarı, sıkıştırma pedalının göğüs duvarı kenarına teğet olmalıdır. Bu bozuk para göğüs duvarı kenarını işaretlemek ve ışık alanının göğüs duvarından ne kadar saptığını test etmek için kullanıldı.
- Otomatik (auto) modda kVp: 35kVp, mAs: 526 mAs ve manuel modda kVp: 28kVp, mAs: 20mAs seçildi ve ışınlama yapıldı. Alınan görüntü kaydedildi,
- Alınan görüntü üzerinden paraların, orta hatlarından, görüntü içerisinde kalan genişlikleri ölçüldü (içeriye doğru) ve sapmalar kaydedildi. X-ışın alanı ile ışık alanı arasındaki uyumsuzluk değerlendirildi.
- Tabla içine ışınlanan film üzerinde oluşan büyük para görüntüsünden yararlanarak sıkıştırma pedalının göğüs duvarı kenarı ile film göğüs duvarı kenarının hizalı olup olmadığı saptandı.



Şekil 2.14. X-ışını ile ışık alanının hizalanması test düzeneği



Şekil 2.15. Cihaz üzerinde X ışını alanı test düzeneği

Ön ve göğüs kenarı sapma miktarı Denklem (2.1) ile hesaplanmıştır;

$$\% \text{sapma} = \frac{X_1 + X_2}{SID} \times 100 \quad (2.1)$$

X₁: Ön kenar

X₂: Arka kenarı (göğüs)

SID: Odak dedektör mesafesi

Sağ ve sol kenar sapma miktarı Denklem (2.2) ile hesaplanmıştır;

$$\% \text{sapma} = \frac{Y_1 + Y_2}{\text{SID}} \times 100 \quad (2.2)$$

Y₁: Sağ kenar

Y₂: Sol kenar

2.2.2. Sızıntı radyasyon testi

Mamografi sistemlerinde sızıntı X-ışınlarını önlemek için tüp tasarımında her ne kadar uygun kalınlıkta soğurucu materyaller ile zırhlama yapılsa da her zaman bir miktar X-ışını tüp zırhından sızarak bir miktar sızıntı radyasyon oluşmaktadır. Ancak önemli olan, sızıntı radyasyonun kabul edilebilir değerler aralığında olmasıdır. Bu testin amacı ışınlama şartlarında kolimatör levhalarının tamamen kapalı olduğu durumda etrafında sızıntı radyasyonun varlığını tespit etmek ve ölçülen sızıntı radyasyon şiddetinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olup olmadığını belirlemektir.

Materyal: Kurşun plaka, Ray Safe Xi survey dedektörü.

Sızıntı radyasyon testi aşağıdaki sırayla yapılmıştır;

-Kompresyon tablası çıkartıldı,

-Hedef/Filtre kombinasyonu Tungsten/Rodyum (W/Rh) olarak ayarlandı,

-Büyük fokal spot alanı seçildi,

-Tüpün ağız kısmında bulunan kolimasyon alanı kurşun plaka ile tamamen kapatılmaya çalışıldı ancak mamografi cihazının sistem tasarımı sebebiyle cihazın ön kısmında bulunan plastik bir kısmın çıkarılamaması sebebiyle kurşun plaka yerleşimi sonrasında küçük bir alan açık kaldı.

-Grid kaldırıldı,

- Tüp koruması –iyon odası mesafesi 5 cm olacak şekilde survey alan dedektörü yerleştirildi,
- Tüp voltajı (kVp) ve tüp akımı (mA) parametreleri makinenin uygulayabileceği maksimum değere 35 kVp ‘ye ayarlandı ve ışınlama yapıldı,
- Survey dedektörünün; mamografi cihazının üstüne, altına, sağına, soluna ve önüne yerleştirilmesiyle art arda birkaç kez yapılan ışınlama sonrasında doz hava kerma değerleri (mGy) ölçüldü ve bu değerler 1m (100cm) uzaklığa normalize edilerek kaydedildi (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Sızıntı radyasyon test düzeneği

2.2.3. Sıkıştırma kuvveti testi

Meme dokusu %50 glandüler (süt bezleri, süt kanalları, damar yapılar, vb.) %50 yağ dokudan oluşması sebebiyle homojen yapıda değildir bu yüzden kompresyon pedalı ile doku sıkıştırılarak meme homojen hale getirilir. Kompresyon testi ile bu pedalın sıkıştırma kuvvetinin doğruluğu test edilir. Mamografi ünitesindeki veya konsoldaki görüntülenen sıkıştırma kalınlığının gerçek kalınlığı doğru bir şekilde gösterdiğini doğrulanır.

Kullanılan materyal: Pro - Mam kompresyon kuvveti ölçüm cihazı

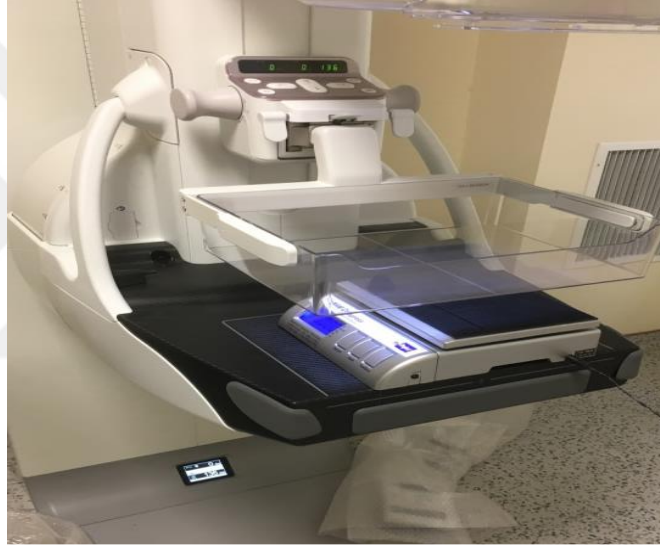
Ölçümler aşağıdaki sırayla gerçekleştirilmiştir:

-Kompresyon tablası yerleştirildi,

-Şekil 2.17’de görüldüğü gibi kompresyon pedalı altına kompresyon cihazı yerleştirildi,

-Kompresyon cihazı belirli bir kompresyon değeri alınana kadar sıkıştırıldı ve sabitlendi, 1 (bir) dakika boyunca kompresyon kuvveti, bekletildi ve mamografi cihazındaki sıkıştırma kuvvetinin değeri kaydedildi,

-Bu esnada kompresyon cihazı üzerindeki okunan kompresyon kuvveti değeri de kaydedildi.



Şekil 2.17. Sıkıştırma kuvveti test düzeneği

2.2.4. Odak nokta boyutu testi

Odak nokta boyutu sistemin ayırma gücünü etkilemesi sebebiyle cihazın odak nokta boyutunun üreticinin belirlediği değere uygun olup olmadığı bu test ile kontrol edilir.

Materyal: Star desen test objesi

Test aşağıdaki sırayla yapılmıştır;

-Grid kaldırıldı,

-Test objesi görüntüsü 2,5-3 kat büyüyecek şekilde (desen-dedektör odak noktası mesafesi, tüp desen mesafesinin 2,5-3 kat olacak şekilde) Şekil 2.18’deki gibi yerleştirildi ve desen ışınlandı.

-Görüntü üzerinde odak noktasına bağlı olarak bir faz farkı oluşur ve bu faz farkı düzeltme farkı formülü Denklem (2.5) ile hesaplanır. Aşağıda belirtilen Denklem (2.3), Denklem (2.4), Denklem (2.5), Denklem (2.6), Denklem (2.7), Denklem (2.8), ve Denklem (2.9) sırasıyla yapıldı son olarak Denklem (2.10) ile de F (odak nokta boyutu) hesaplandı.

$$\text{Ölçüm Açısı } (\theta) = \tan^{-1} [\text{PED/FFD}] \quad (2.3)$$

$$\text{PED} = \text{Star Desen- Film Kenarı Mesafesi} \quad (2.4)$$

Φ =X Işını Tüpü Hedef Açısı

$$\text{Düzeltilme Faktörü} = \left(\tan (\Phi) - \tan (\theta) \right) / \left(\tan (\Phi) - \tan (\theta) \right) \quad (2.5)$$

$$\text{FFD (mm)} = \text{Odak Noktası-Dedektör Mesafesi} \quad (2.6)$$

$$\text{FSD (mm)} = \text{Odak Noktası-Star Desen Mesafesi} \quad (2.7)$$

$$M_{\text{star}} = \text{Büyütme Faktörü} = \frac{(\text{Faz Farkı Sonucu Ölçülen Star Desen Çapı})}{(\text{Star Desen Gerçek Çapı})} \quad (2.8)$$

$$\text{Bulanık Çapı} = \text{Bozulmanın Başladığı Mesafe} \quad (2.9)$$

$$F (\text{Odak Nokta Boyutu}) = \left(\frac{\Pi \times (\theta)}{180} \right) \times \frac{(d_{\text{blur}})}{(M_{\text{star}} - 1)} \quad (2.10)$$



Şekil 2.18. Odak noktası boyutu ölçüm düzeneği

2.2.5. Yarı değer kalınlığı (HVL) testi

İlk yarı-değer tabakası, HVL1, radyasyon demetini başlangıç değerinin yarısına indirecek şekilde radyasyon ışınlarını azaltan belirli bir malzemenin kalınlığıdır.

Yöntem: Yarı değerli katman (HVL), X-ışını demetine ince alüminyum filtreler ekleyerek ve zayıflatmayı ölçerek hesaplanabilir. Ölçümler sıfır derece açılı sabit modda yapılmalıdır. Dozimetreyi X ışını tüpünün altında göğüs duvarı üzerini ortalayacak şekilde referans bir ROI' ye yerleştirildi. Büyük odak noktası seçilir ve sıkıştırma pedalı odak noktası ile dedektör arasında ortada bir yerde merkezlenerek yerleştirildi. Dağılımı azaltmak için sıkıştırma pedalı kaldırıldı (Şekil 2.19).

Klinik olarak kullanılan bir hedef filtre bileşimi seçilir. X-ışını alanını dozimetrenin alanıyla sınırlanır, sabit X-ışını tüpü ile bir pozlama yapılır. Sıkıştırma pedalında %99,9 saflıkta 0,1 mm kalınlıkta Al filtreleri eklenerek pozlama tekrarlandı. Al filtrenin kalınlığı, ölçülen hava kerma seviyeleri, filtre olmaksızın ölçülen başlangıçta okunan doz değerinin yarıdan aşağıya düşene kadar tekrarlandı. Farklı filtre kombinasyonları ile (W/Rh, W/Al) ile ölçümler yapılarak sonuçlar kıyaslandı.

Sınır değerleri: HVL testi, ortalama glandüler dozunun hesaplanması için ölçülür ve kabul sınır değerleri Tablo 2.3'te belirtildiği gibidir.

Ölçüm sıklığı: EUREF protokolüne göre cihaz yeni kurulumunda ve X-ışını tüpünün değiştirilmesinden sonra HVL ölçümü tekrarlanması esastır.

Denklem (2.11) ile HVL hesaplaması yapılmıştır;

$$HVL = \frac{X_1 \times \ln(2 \times Y_2 / Y_0) - X_2 \times \ln(2 \times Y_1 / Y_0)}{\ln(Y_2 / Y_1)} \quad (2.11)$$

Y_0 : Ek zayıflama olmaksızın hava kerma okuması

Y_1 : X_1 'in Al filtre kalınlıklarını içeren hava kerma okuması

Y_2 : X_2 'nin Al filtre kalınlıklarını içeren hava kerma okumasıdır.

Ekipman: Uygun doz ölçer, saflığı \geq %99 0,1, 0,2, 0,3, 0,4 ve 0,5 mm Al filtreler.

Tablo 2.3. HVL kabul sınırları tablosu [8]

kV	HVL (mm Al) for target filter combination			
	Rh/Rh	W/Rh	W/Al (0,5 mm)	W/Al (0,7 mm)
25	0,37 ± 0,2	0,5 ± 0,3	0,34 ± 0,3	0,42 ± 0,3
28	0,42 ± 0,2	0,53 ± 0,3	0,39 ± 0,3	0,49 ± 0,3
31	0,45 ± 0,2	0,56 ± 0,3	0,44 ± 0,3	0,55 ± 0,3
34	0,47 ± 0,2	0,59 ± 0,3	0,49 ± 0,3	0,61 ± 0,3
37		0,67 ± 0,3	0,53 ± 0,3	0,66 ± 0,3

X ışını tüpünün filtrasyonun düşük olması, düşük enerjiye sahip X ışınlarının soğurulmamasına ve bu da hasta dozu artışına sebep olurken, aynı şekilde yüksek filtrasyonlu sistemlerde ise düşük enerjili ışınlar detektöre ulaşmadan enerjilerini kaybedip absorbe edilmesiyle görüntüdeki kayıplara sebebiyet verir. Bu durumla karşılaşmamak için tüp akımı, voltaj gibi diğer parametrelerin değerinin artırılması ise tüpün aşırı ısınmasına bağlı olarak tüm ömrünün kısalmasına neden olur. Özetle, sistemlerin doğal bir filtrasyona sahip olması istenir ancak bu filtrasyon ne çok düşük

olup hasta dozuna artışa sebep olsun istenir ne de çok yüksek olup enerji artışı ile kontrast bozulmasına sebep olsun istenir.



Şekil 2.19. HVL ölçümü deneysel kurulum

2.2.6. Ortalama glandüler doku dozunun saptanması

Glandüler dokunun meme içerisinde olmamasından dolayı glandüler doz değeri direkt olarak tespit edilemeyip yüzey giriş dozu belirlenerek uygun dönüşüm faktörleri kullanılarak Ortalama glandüler doz (AGD-MGD) değeri hesaplandı. Kullanılan materyaller ve ölçüm düzeneği aşağıda belirtilmiştir.

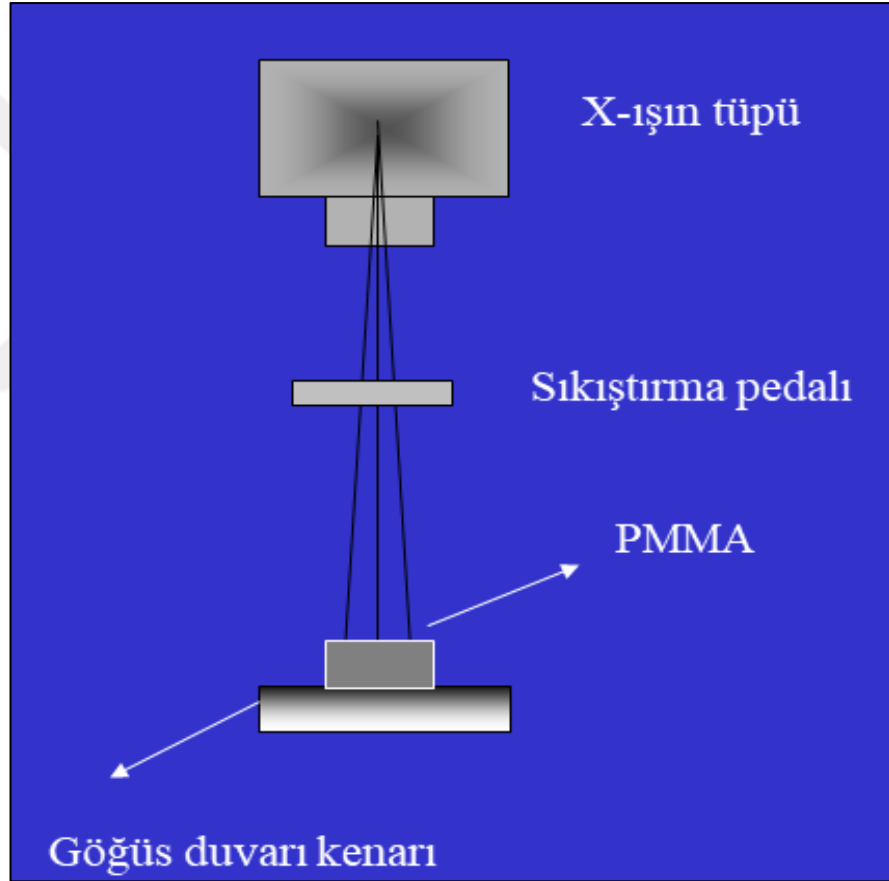
Kullanılan materyal: Doz değeri ve ışınlama parametrelerinin tespiti için dedektör, PMMA fantom (2 cm, 3 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, 6 cm).

Ölçümler aşağıdaki sırayla yapılmıştır;

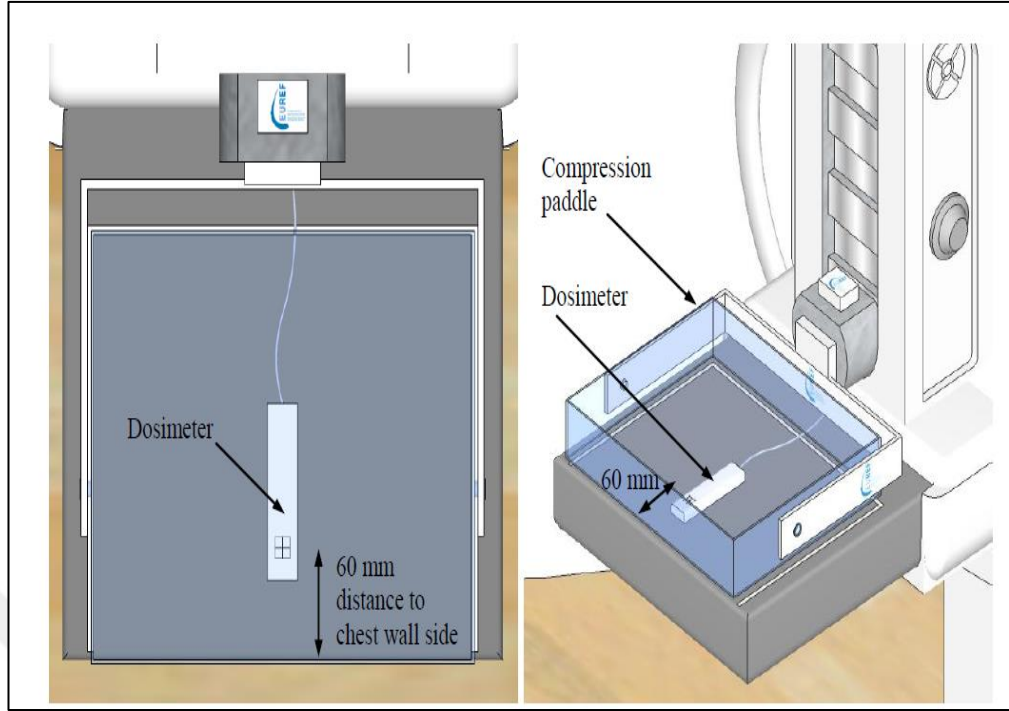
- Otomatik ışınlama kontrol (AEC) ayarlandı,
- Büyük fokal spot alanı seçildi,
- Şekil 2.20'deki gösterildiği gibi, PMMA fantom 2 cm'den başlanılarak sırasıyla göğüs sehpası platform üzerinde orta hatta yerleştirildi ve kompresyon tablası ile sabitlendi,
- Yüzey giriş dozunun tespiti için göğüs sehpası üzerine yerleştirilen dedektör ile radyasyon doz değerleri, mAs, kVp ve hedef/filtre değerleri kaydedildi,

-Kaydedilen ışınlama parametreleri manuel olarak sisteme girilerek farklı kalınlıklardaki PMMA plakaları kenarlarına 1mm ara parçalar konularak sistem ışınlandı. Bu işlem 20, 30, 40, 50, 60 mm PMMA plakaları için de tekrarlandı.

-Şekil 2.21’de gösterildiği gibi, fantom kaldırılarak aynı noktaya iyon odası yerleştirildi ve fantom ışınlandıktan sonra not edilen değerler manuel olarak ayarlanarak ışınlama yapıldı. Dedektörde okunan radyasyon doz değerleri ters kare faktörü formülü Denklem (2.12) uygulanarak PMMA yüzeyine düzeltildi ve yüzey giriş doz değeri (ESAK) her bir PMMA fantom kalınlığı için Denklem (2.13)’e göre hesaplandı [40, 41, 49].



Şekil 2.20. PMMA fantom ışınlaması [49]



Şekil 2.21. Air kerma dozunun hesaplanması [8]

ESAK (K) : Yüzey giriş doz değeri (mGy)

g: Tablo 2.5'e göre farklı meme kalınlıkları için her kVp için belirlenen HVL değerlerine göre verilen Monte Carlo dönüşüm faktörleri.

c: Tablo 2.6'ya göre farklı meme glandüleriteleri için kullanılan düzeltme faktörü.(Farklı yaş gruplarındaki hastaların için)

s: Tablo 2.7'ye göre spektrum düzeltme faktörü (farklı hedef /filtre kombinasyonları için kullanılan düzeltme faktörü)

$$\text{Ters Kare Faktörü} = \left[\frac{\text{Odak iyon mesafesi}}{\text{odak meme mesafesi}} \right]^2 \quad (2.12)$$

$$\text{AGD} = K \times g \times c \times s \quad (2.13)$$

Bu test için EUREF 4th protokolünün belirttiği kabul sınırları Tablo 2.4'deki gibidir.

Tablo 2.4. AGD kabul sınır değerleri [8]

PMMA Kalınlığı (cm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (cm)	Eşdeğer Memelerde En Büyük Glandüler Doku Dozu	
		Kabul Edilebilir (mGy)	Erişilebilir (mGy)
2	2,1	<1,0	0,6
3	3,2	<1,5	1,0
4	4,5	<2,0	1,6
4,5	5,3	<2,5	2
5	6	<3,0	2,4
6	7,5	<4,5	<3,6
7	9	<6,5	<5,1

Tablo 2.5. EUREF' de belirtilen s faktör değerleri [8]

Target Material	Filter Material	Filter thickness(μm)	s-factors
Mo	Mo	30	1,000
Mo	Mo	25	1,017
Rh	Rh	25	1,061
W	Rh	50-60	1,042
W	Ag	50-75	1,042

Tablo 2.6. EUREF' de belirtilen c faktör değerleri [8]

PMMA (mm)	Equiv. breast thickness (mm)	Gland.of equiv. breast (%)	c-factors			
			HVL (mm Al)			
			0,3	0,35	0,4	0,5
20	21	97	0,889	0,903	0,908	0,912
30	32	67	0,94	0,945	0,946	0,949
40	45	41	1,043	1,040	1,039	1,037
45	53	29	1,109	1,102	1,099	1,096
50	60	20	1,164	1,151	1,150	1,144
60	75	9	1,254	1,235	1,231	1,225
70	90	4	1,299	1,282	1,275	1,270
80	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287

Tablo 2.7. EUREF’ de belirtilen g faktör değerleri [8]

PMMA (mm)	Equiv. breast thickness (mm)	Gland.of equiv. breast (%)	g-factors(mGy/mGy)			
			HVL (mm Al)			
			0,3	0,35	0,4	0,45
20	21	97	0,378	0,421	0,460	0,496
30	32	67	0,261	0,294	0,326	0,357
40	45	41	0,183	0,208	0,232	0,258
45	53	29	0,155	0,177	0,198	0,220
50	60	20	0,135	0,154	0,172	0,192
60	75	9	0,106	0,121	0,136	0,152
70	90	4	0,086	0,098	0,111	0,123
80	103	3	0,074	0,085	0,096	0,106

2.2.7. Otomatik ışınlama (AEC) kontrolü testi

Otomatik ışınlama kontrolü kullanılarak yapılan incelemelerde uygun görüntü kalitesi elde edilebilmesi için kVp, mAs ve hedef/filtre parametreleri sistem tarafından otomatik olarak belirlenmektedir. Sistemde tam otomatik (kVp, mAs, hedef/filtre sistem tarafından otomatik olarak ayarlanabildiği ışınlama modu) ve yarı otomatik olmak üzere farklı modlarda kullanılabilir. Otomatik ışınlama kontrolü kullanılarak yapılan incelemelerde uygun görüntü kalitesi elde edilebilmesi için kVp, mAs ve hedef/filtre parametreleri sistem tarafından otomatik olarak belirlenmektedir. Sistemde tam otomatik (kVp, mAs, hedef/filtre sistem tarafından otomatik olarak ayarlanabildiği ışınlama modu) ve yarı otomatik olmak üzere farklı modlarda kullanılabilir.

2.2.7.1. AEC koruyucu zamanlayıcı –güvenlik anahtarı testi

Bu test için, 2, 4, 6, 7 cm perspeks BR-12 fantomları ve dozimetre kullanılarak test gerçekleştirilmiştir. Bu özelliğin test edilmesi için artan PMMA kalınlıkları göğüs sehpa üzerine yerleştirilmiş ve AEC modunda ışınlama yapılarak PMMA kalınlıklarının çok fazla arttığı durumda AEC sisteminin ışınlamayı otomatik olarak kesip kesmediği kontrol edildi ve maruziyetin sonlandırıldığı mA değeri kaydedildi.

2.2.7.2. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi

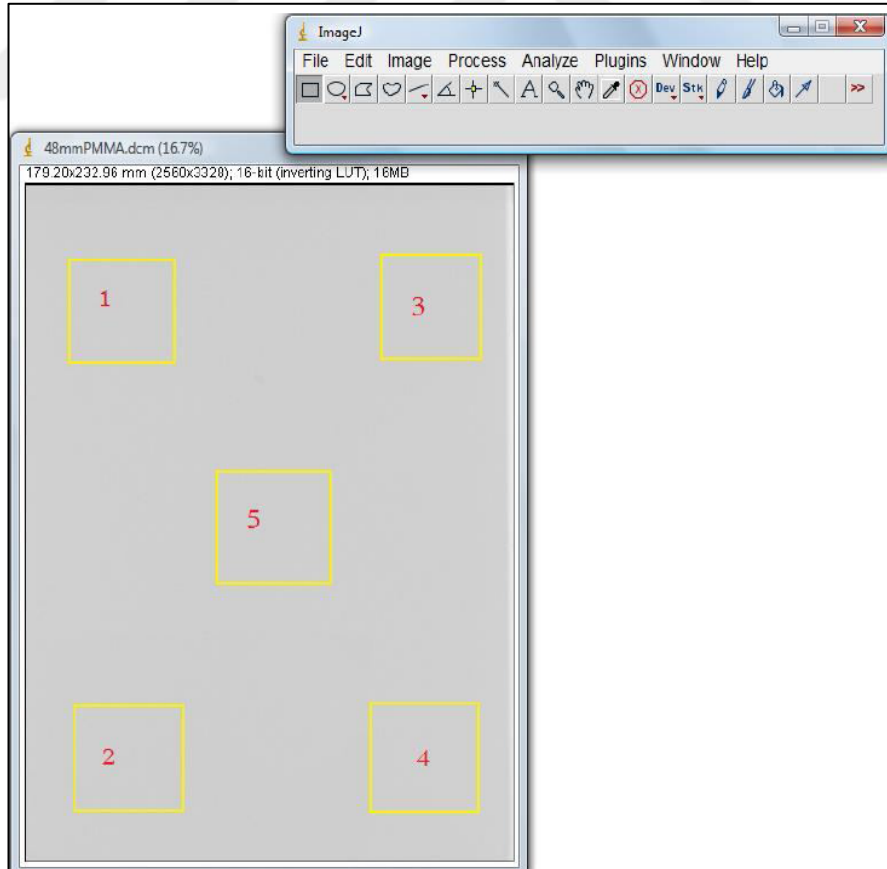
Kısa dönem tekrarlanabilirlik testinde, tez kapsamında EUREF protokolünün önerdiği yöntem kullanılmıştır. İyon odası ve standart test bloğu göğüs sehpa üzerine yerleştirilmiştir ve AEC modunda ardı ardına 5 ışınlama yapılmıştır. Her ışınlama sonucu elde edilen doz değerleri ve mAs ‘ler kayıt edilmiş,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

2.2.7.3. Görüntü homojenitesi testi

Bu test için 45mm PMMA test bloğu ve Image J yazılımı kullanılmıştır. 45 mm PMMA test bloğunu tüm dedektörü kaplayacak şekilde sehpa üzerine üzerinde konumlandırılarak ve klinik olarak kullanılan AEC modunda bir pozlama yapıldı. Pozlama ayarlarını kaydedildi. Yeniden yapılandırılmış tomosentez görüntülerinde referans ROI' daki ortalama piksel değeri, standart sapma değerleri Şekil 2.22'deki gibi Image J yazılımı ile ölçülerek Denklem (2.13)'e göre SNR değeri hesaplandı.

Lineer yanıtlı dedektör sistemlerinde ortalama piksel değerinin standart sapmaya bölünmesiyle her ROI için sinyal-gürültü oranı (SNR) hesaplanır. Ancak lineer yanıtlı olmayan sistemlerde ortalama piksel değerleri lineerize edilerek SNR değerleri hesaplanır [47].

$$FOM = \frac{SNR^2}{ESAK} \quad (2.13)$$

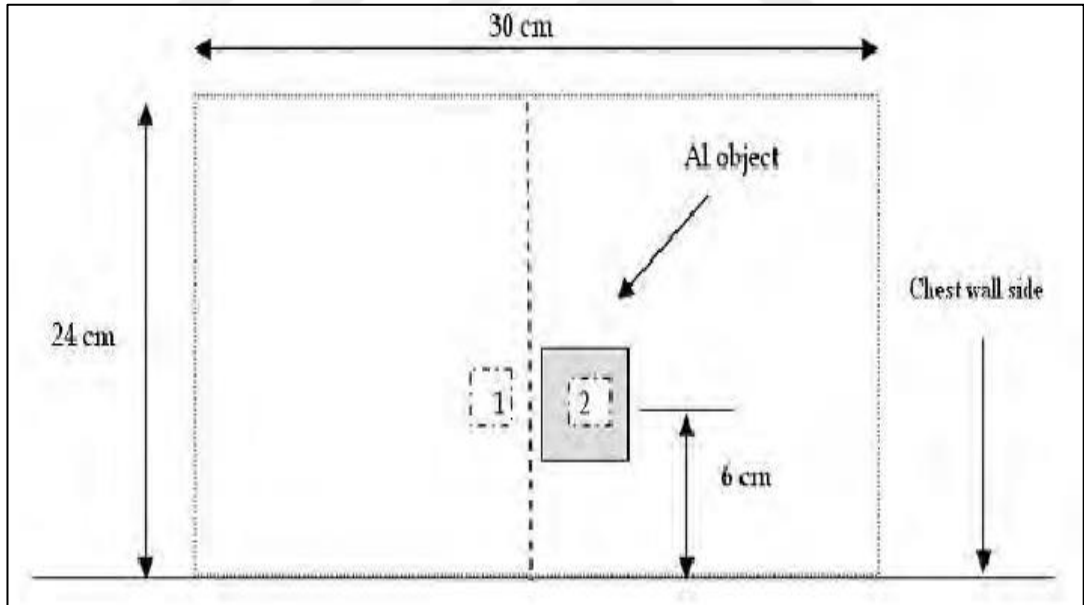


Şekil 2.22. Image J yazılımı ile belirlenen ROI ilgi alanları

2.2.7.4. Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi testi

Obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi, 40, 50, 60 mm artan PMMA kalınlıkları sıkıştırma pedalı var iken AEC modunda ışınlanmış ve sistem tarafından otomatik olarak belirlenen hedef/filtre, kVp ve mAs değerleri not edildi. Daha sonra kalsifikasyon azalımı için 10 mm aralığında iki PMMA blokları arasına 60 mm mesafede 0,2 mm kalınlığında Al plaka Şekil 2.23.'de gösterildiği gibi yerleştirildi ve not edilen ışınlama parametreleri manuel olarak sisteme girilerek ışınılandı. Farklı zamanlarda iki görüntü alınarak belirlenen ilgi alanları ROI içerisinde görüntüler üzerindeki ortalama piksel (MPV) ve standart sapma (SD) değerleri Image J ve Pro Mam Control Software yazılımları ile ölçülmüştür. Ölçülen bu değerlerden Denklem (2.14) ile kontrast gürültü oranı (CNR) değeri hesaplanmıştır [41, 50].

4, 5, 6 cm PMMA kalınlıkları için Denklem (2.15)'e göre Figure Of Merit (FOM) değerleri hesaplandı;



Şekil 2.23. CNR lm düzeneği

$$CNR = \frac{MPV_{signal} - MPV_{background}}{\sqrt{\frac{SD_{signal}^2 + SD_{background}^2}{2}}} \quad (2.14)$$

$$FOM = \frac{CNR^2}{AGD} \quad (2.15)$$

CNR: Kontrast Gürültü Oranı

MPV: Ortalama Piksel Değeri

SD: Standart Sapma

FOM: Figure Of Merit

Tablo 2.8. EUREF protokolü CNR sınır değerleri [8]

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	>30

2.2.8. X ray (kVp) testi

2.2.8.1. Tüp gerilimi (kVp) testi

Doz ölçüm cihazı, X ışını tüpünün altına 60 mm' lik X-ray alanı içinde (kaset tablasını ortalayacak şekilde) konumlandırıldı. Kompresyon pedalı çıkarılarak büyük odak noktası ve W/Rh filtresi seçildi. Referans 20 mAs'de 24 kVp değerinden başlanarak 36 kVp 'ye kadar pedal var ve yok iken W/Rh ve W/Al filtre kombinasyonlarında kVp değerleri ölçüldü.

2.2.8.2. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi

Işınlamanın tekrarlanabilme testinde, aynı kVp, mA, ışınlama süresi ve hedef/filtre kullanılarak birbirini izleyen ışınlamaların tekrarlama doğruluğu ölçüldü.

2.2.9. Grid testleri

2.2.9.1. Grid sistem faktörü

Grid varken standart 4 cm perspeks fantom test bloğu ışınlandı ve dozimetre ile giriş dozu kaydedildi. Daha sonra grid yokken test bloğu ışınlandı ve gridsiz giriş dozu kaydedildi. Gridli giriş dozu, gridsiz giriş dozuna bölünerek grid sistem faktörü elde edildi.

Bu test için kabul sınırı, IPEM Report 89'a göre grid faktörünün 3'ün üzerinde olması gerekir.

2.2.9.2. Grid artefaktı

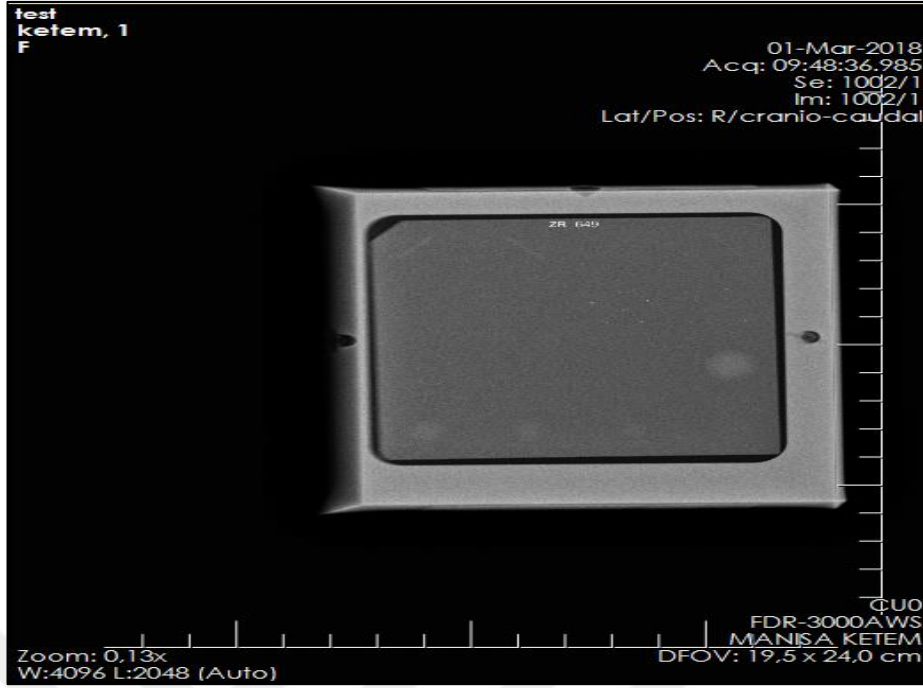
Gridin homojenitesinde bir sorun olup olmadığını görmek için grid herhangi bir PMMA kullanılmadan çok kısa bir ışınlama süresine tabi tutularak en düşük AEC ayarında ışınlandı. Buradan da görüntü Image J ve Radiant yazılımlarında açılarak görüntüde herhangi bir grid kusurunun olup olmadığı test edildi.

2.2.10. Kalınlık göstergesi doğruluğu testi

Farklı kalınlıktaki perspeks levhalar 2 cm 'den başlayarak 8 cm'ye kadar sırasıyla göğüs sehпасı üzerine yerleştirildi. Tercihen 50-100 Newton aralığında sabit bir değer ile perspeks levhalar sıkıştırıldı daha sonra mamografi cihazı üzerinde kalınlık göstergesi okundu ve bu değer ile kompresyon cihazı üzerindeki okunan değer arasındaki fark hesaplandı.

2.2.11. Klinik görüntü kalitesi testi

ACR mamografi fantomu göğüs sehпасı üzerine yerleştirilerek AEC modunda ışınlama yapıldı ve elde edilen görüntü Radiant yazılımında açıldı (Şekil 2.24). ACR fantomu içerisindeki tümör benzeri mikrokalsifikasyon yapıları detaylı olarak incelendi ve görünen fiber, benek ve kitlelerin sayısı belirlenerek görüntü kalitesi hakkında tespit yapıldı.

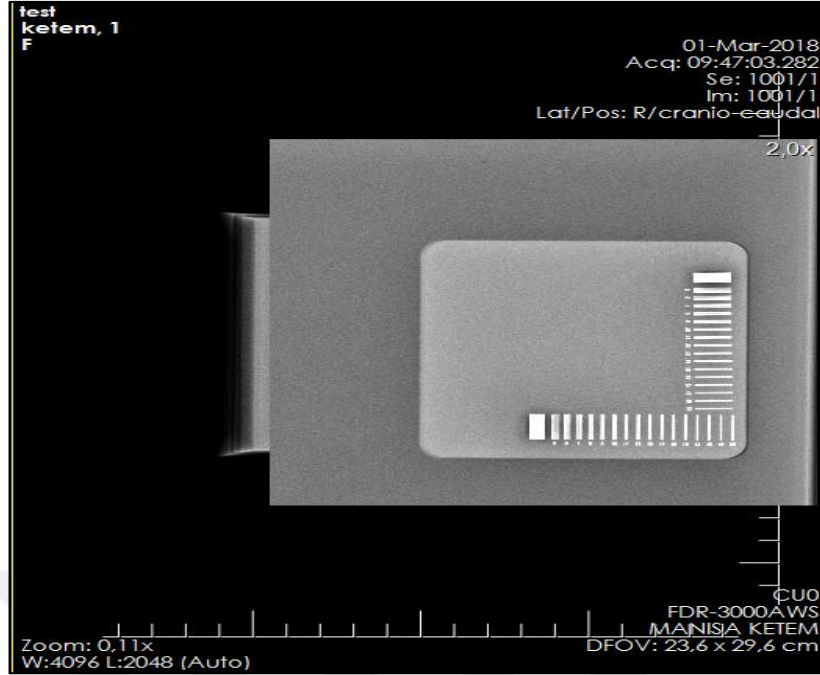


Şekil 2.24. Radiant yazılımında ACR fantom görüntüsü

2.2.12. Yüksek kontrast ayırma gücü testi

Bu test aşağıdaki sırayla yapılmıştır;

- 20 çç/mm' lik yüksek kontrast ayırma gücü deseni içeren test fantomu, büyüteç ve belli bir mAs değerinde testin yapılabilmesi için 4 cm perspeks fantom kullanıldı,
- Ayırma gücü test deseni 4 cm' lik fantom kullanılarak kaset tablasının üzerine yerleştirildi,
- Desen, göğüs duvarı kenarından 1 cm mesafede tabla ortalanacak şekilde yerleştirildi,
- İlk olarak çubuk desenlerin yönü anot katot eksenine paralel olacak şekilde yerleştirildi ve ölçüm yapıldı. Daha sonra da anot – katot eksenine dik olarak yerleştirilerek ölçüm yapıldı,
- Düşük ışınlama değerinde görüntüde grid çizgileri görülme ihtimalinden dolayı, 4 cm akrilik soğurucu kullanıldı.
- Klinik uygulamalarda standart bir memeyi görüntülemek için kullanılan otomatik ışınlama kontrolü modu, kVp, mA, odak nokta ve yoğunluk ayarı seçildi.
- Elde edilen görüntü Radiant programında açıldı ve Şekil 2.25'de gözükten çizgi çiftleri program üzerinde yakınlaştırma yapılarak sayıldı.



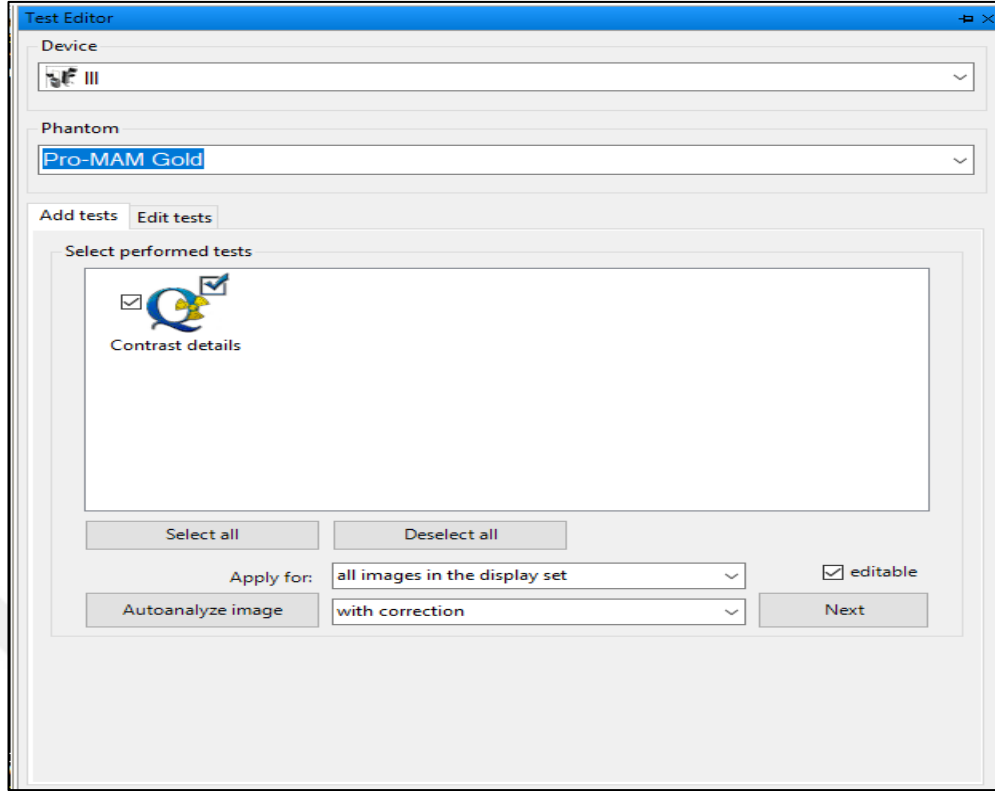
Şekil 2.25. Kontrast ayırma gücü test görüntüsü

Kabul Sınırı: Çubuk desen çizgileri anot katot eksenine paralel yerleştirildiğinde elde edilen ayırma gücü en az 13 çç/mm dikken en az 11 çç/mm olmalıdır (ACR 1999).

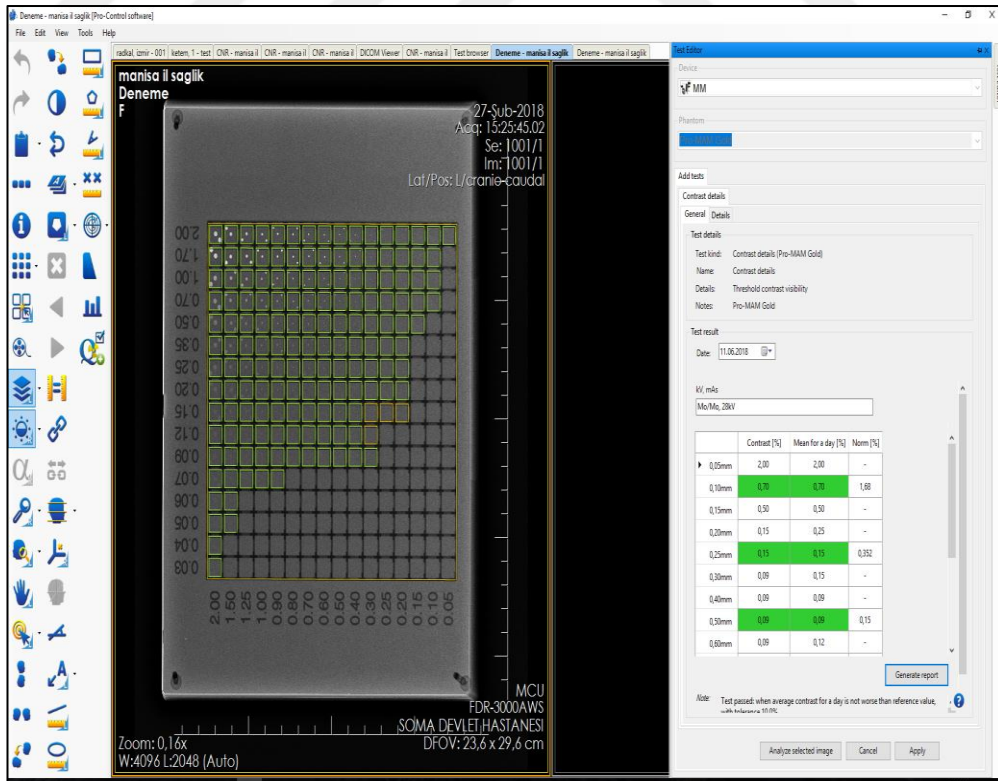
2.2.13. Görüntülenebilen eşik kontrast testi

20 mm' lik PMMA fantomlar Pro-Mam fantomun altına ve üstüne olmak üzere yerleştirilmiştir. 28 kVp değerinde sistem üç kez ışınlanmış ve görüntüler kaydedilmiştir. Daha sonra elde edilen görüntüler Pro-Control yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir.

İlk olarak Pro-Control yazılımı açıldı ve görüntü içerisine yüklendi. Daha sonra auto analyze image butonuna tıklanarak burada Pro-Mam Gold testi başlatıldı. Daha sonra Şekil 2.26'da gösterildiği gibi test editör butonuna tıklanarak ekrandan "all images in the display set" ve "with correction" kısımları seçildi. Daha sonra auto analyser ile görüntü tekrar test edildi (Şekil 2.27).



Şekil 2.26. Test editör ekran görüntüsü

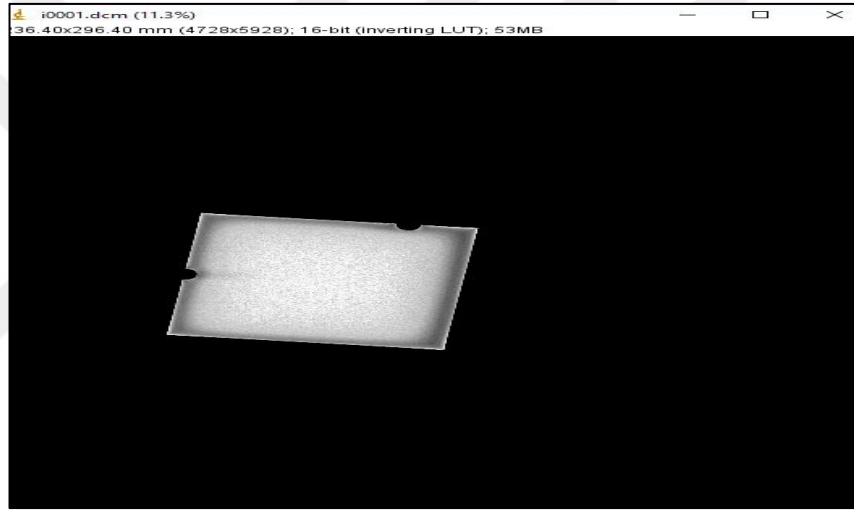


Şekil 2.27. Auto analyse testi ekran görüntüsü

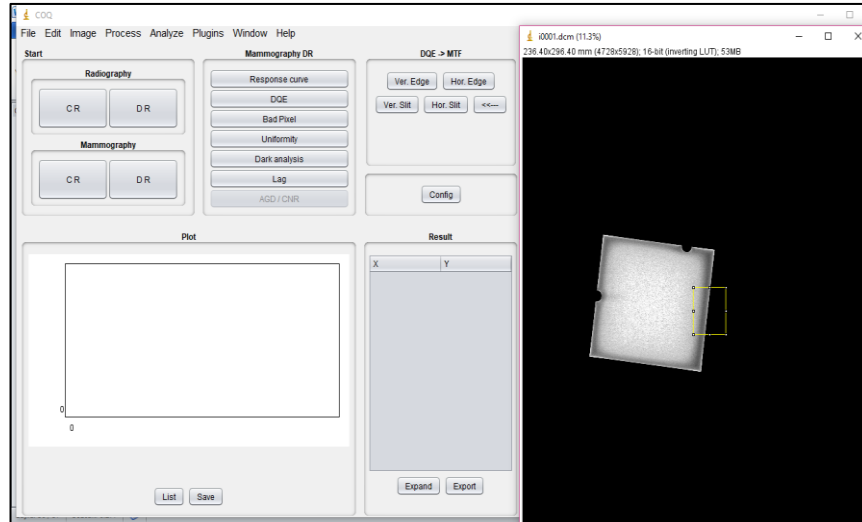
2.2.14. Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) testi

MTF testinde (Gammex Edge Tungsten Tool), MTF kenar test objesi direkt dedektör üzerine yatayla 7° derecelik bir açı yapacak şekilde yerleştirilerek AEC modunda ışınlanmış ve elde edilen görüntü Image J yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir (Şekil 2.28).

İlk olarak görüntü Image J programında açılmıştır. Daha sonra programda Plugins ve ardından COQ sekmesinden Mammography DR ve MTF kısmı seçildi. Daha sonra görüntü üzerinde, ilgi alanı, kenar üzerine gelecek şekilde belirlenerek config butonuna tıklandı (Şekil 2.29).



Şekil 2.28. Image J programı kenar görüntüsü

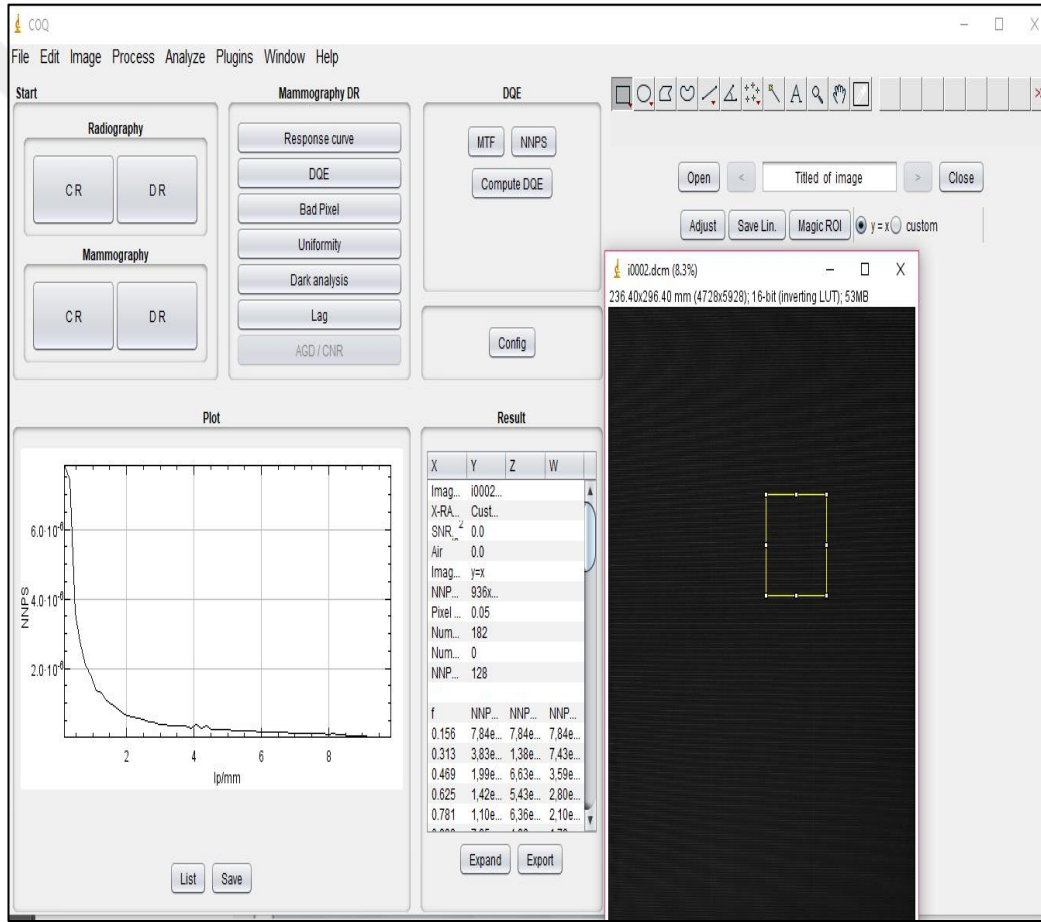


Şekil 2.29. Image J programı ile MTF hesabı

2.2.15. Gürültü güç spektrumu (NPS) testi

Gürültü güç spektrumu testi için ise fantom kullanmadan AEC modunda ışınlama yapılarak elde edilen görüntü Image J yazılımında değerlendirilmiştir. Daha sonra programda Plugins ve COQ menüsünden Mammography DR ve NNPS seçildi. Görüntü üzerinde gelecek şekilde belirlenerek config butonuna tıklandı (Şekil 2.30).

Ayrıca programın “Results” klasöründe gözükten değerleri Microsoft Excel’e kopyalanarak veriler grafiğe döküldü ve bu işlemler MTF, NPS, DQE değerleri için ayrı ayrı yapılarak her birinin grafiği çizildi.



Şekil 2.30. Image J yazılımı NPS hesaplama

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde çeşitli hastanelerin mamografi ünitelerinde bulunan 3 adet aynı marka dijital mamografi sisteminin kalite kontrol testlerinin sonuçları yer almaktadır. Testlere dair tüm sayısal veriler ve hesaplamalar için bir Microsoft Office Excel dosyası oluşturulmuştur. Ardından test edilen her sistemin sonuçları bu dosyaya işlenmiş, elde edilen sonuçlar kıyaslanarak yorumlanmıştır.

3.1. X-Işın Alanıyla Işık Alanının Uyumluluğu Testi

X-Işın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi sonuçları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. X-ışın alanıyla ışık alanının uyumluluğu testi

	Kenar	Uyumsuzluk(mm)
Sistem-1	Üst	0,0
	Sol	0,0
	Alt(Göğüs Duvarı)	0,1
	Sağ	0,0
Sistem-2	Üst	0,4
	Sol	0,8
	Alt(Göğüs Duvarı)	0,2
	Sağ	0,6
Sistem-3	Üst	0,0
	Sol	0,1
	Alt(Göğüs Duvarı)	0,4
	Sağ	0,1

Değerlendirme: Uyumsuzluğun herhangi bir kenarda 5mm'yi geçmemesi gerekir. Elde edilen sonuçlar her üç sistem için de izin verilen sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür. Her üç cihazın kullanım yılı 2 yıldan küçüktür. Soma Devlet Hastanesi'ndeki cihaz ise hiç kullanılmamış olup cihazın kurulması ile cihaz hiç hareket ettirilmemiştir. X -Işın Alanıyla Işık Alanının Uyumu cihazın zamanla hareket ettirilmesi sebebiyle sapmalar yapabilir. Üç sistemi karşılaştırdığımızda Soma'daki cihazda alt göğüs duvarında hariç hiçbir sapma görülmemiştir. Bu da beklediğimiz durumdur.

3.2. Sızıntı Radyasyon Testi

36 kVp 100 mAs altında yapılan sızıntı radyasyon testi sonuçları Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Sızıntı radyasyon testi sonuçları

Konum	Sistem	Sızıntı Radyasyonu(μ Gy/saat)
Tüpün 100cm altında	1	0,008
	2	0,0015
	3	0,0028
Tüpün 100cm üstünde	1	0,019
	2	0,020
	3	0,134
Tüpün 100cm sağında	1	0,005
	2	0,004
	3	0,005
Tüpün 100cm solunda	1	0,006
	2	0,004
	3	0,004
Tüpün 100cm önünde	1	0,004
	2	0,0006
	3	0,0056

Değerlendirme: TS EN 60601-1-3 ve IPEM 89 göre kabul sınırı; odak noktasından 1 metre mesafedeki sızıntı radyasyonun doz hızı, 1 miligrey/saat (mGy/h) değerinin altında olmalıdır.

Her üç sistem için de sızıntı radyasyonun 1 metrede 1mGy/saat'in altında olduğu görülmüştür. Tüpün üstündeki sızıntının diğerlerine göre daha fazla olması beklediğimiz bir durumdur.

3.3. Sıkıştırma Kuvveti Testi

Sıkıştırma kuvveti test sonuçları Tablo 3.3'de belirtilmiştir.

Tablo 3.3. Sıkıştırma kuvveti test sonuçları

	Manuel Sıkıştırma Modu- Sıkıştırma Kuvveti (Newton)	Otomatik Sıkıştırma Modu- Sıkıştırma Kuvveti (Newton)	Sapma (Newton)
Sistem-1	185,4	182,8	0,4
Sistem-2	198,7	191,3	0,1
Sistem-3	188,6	183,0	0,01

Kabul sınırı: EUREF protokolüne göre, sıkıştırma kuvveti otomatik veya manuel modda 130-200 Newton (13-20 kg) arasındadır ve maksimum 200 N' yi geçemez. Sıkıştırma kuvvetinde 1 dakika içinde azalma 10 N' yi aşamaz.

Değerlendirme: Sıkıştırma sırasında sapmanın 10 Newton'u geçmediği gözlemlenmiştir.

3.4. Odak Nokta Boyutu Testi

Sistem-1 cihazına ait odak nokta boyutu testinde kullanılan parametrelere ait değerler aşağıda belirtilmiştir;

-Nominal odak boyutu: 0,3 mm, SID:65 cm, desen platform kenarı mesafesi: 10,7 cm, magnifikasyon:2, hedef açısı:16°, referans açısı:6°, ölçüm açısı:9,4°

Sistem-2 cihazına ait odak nokta boyutu testinde kullanılan parametrelere ait değerler aşağıda belirtilmiştir;

-Nominal odak boyutu:0,3 mm, SID:65 cm, desen platform kenarı mesafesi:11 cm, magnifikasyon:2,5, hedef açısı:16°, referans açısı:6°, ölçüm açısı:10,8°

Sistem-3 cihazına ait odak nokta boyutu testinde kullanılan parametrelere ait değerler aşağıda belirtilmiştir;

-Nominal odak boyutu:0,3 mm, SID:65 cm, desen platform kenarı mesafesi:11 cm, magnifikasyon:2,5, hedef açısı:16°, referans açısı:6°, ölçüm açısı:9,3°

Sistem-1 ölçüm sonuçları;

-DII=47,1

-DI=50,4

-Düzeltilme çarpanı=2,02

-FII=0,55

-FI=0,59

Sistem-2 ölçüm sonuçları;

-DII=51,1 DI=52,3

-Düzeltilme çarpanı=1,76

-FII=0,53

-FI=0,54

Sistem-3 ölçüm sonuçları;

-DII=51,8

-DI=56,7

-Düzeltilme çarpanı= 1,76

-FII=0,48

-FI=0,53

Değerlendirme: IPEM Report 89, TS EN 60336'a göre 0,3 mm'lik nominal odak nokta boyutuna sahip sistem için sınır değer genişliği 0,45 mm uzunluğu ise 0,65 mm içerisinde olmalıdır. Elde edilen değerler üç sistem için de sınır değerler içerisinde olduğu gözlemlenmiştir.

3.5. Yarı Değer Kalınlığı (HVL) Testi

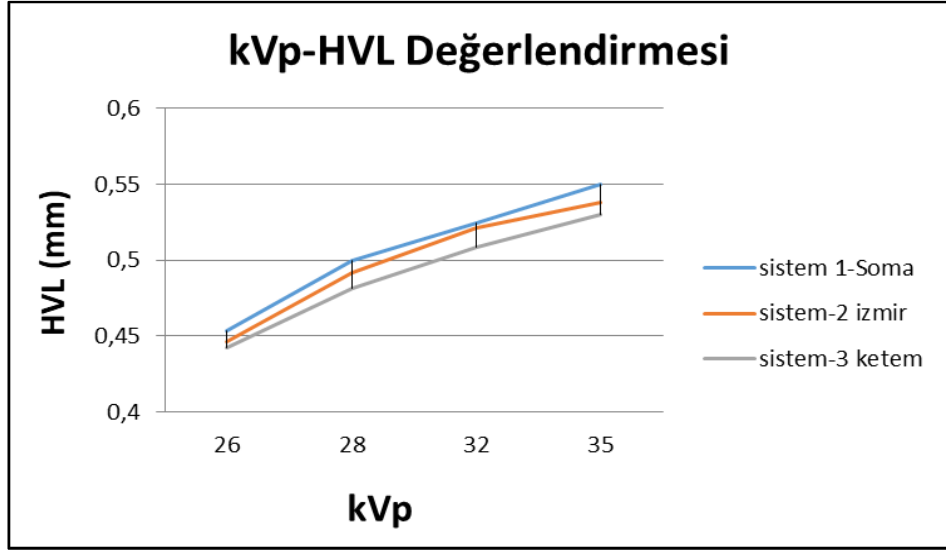
Filtre kalınlığına karşılık doz değerleri Tablo 3.4'te, üç sisteme ait farklı kVp'lerdeki HVL değerleri ise Tablo 3.5'te gösterilmiştir.

Tablo 3.4. Filtre kalınlığına karşılık doz değerleri

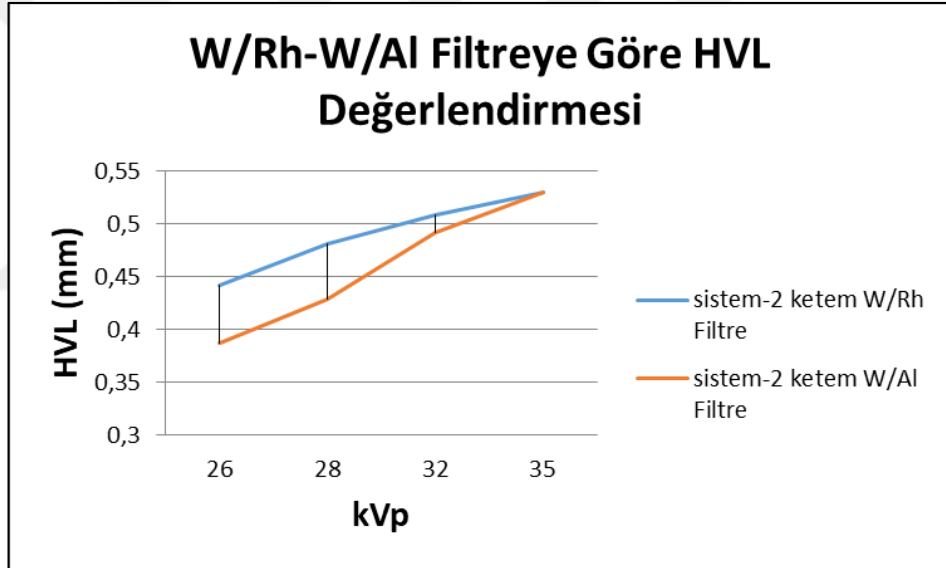
	Filtre	Al(mm)	26kvp	28kvp	32kvp	35kvp
Sistem-1	W/Rh	0	0,467	0,753	1,021	1,279
	W/Rh	0,1	0,397	0,648	0,889	1,114
	W/Rh	0,2	0,339	0,563	0,77	0,981
	W/Rh	0,3	0,291	0,491	0,679	0,866
	W/Rh	0,4	0,253	0,431	0,601	0,769
	W/Rh	0,5	0,22	0,38	0,532	0,687
Sistem-2	W/Rh	0	0,564	0,882	1,187	1,416
	W/Rh	0,1	0,478	0,758	1,028	1,234
	W/Rh	0,2	0,407	0,654	0,897	1,079
	W/Rh	0,3	0,349	0,571	0,789	0,952
	W/Rh	0,4	0,304	0,501	0,696	0,844
	W/Rh	0,5	0,264	0,441	0,615	0,749
Sistem-3	W/Rh	0	0,597	0,926	1,231	1,538
	W/Rh	0,1	0,505	0,792	1,064	1,333
	W/Rh	0,2	0,428	0,681	0,926	1,167
	W/Rh	0,3	0,367	0,594	0,809	1,026
	W/Rh	0,4	0,316	0,519	0,711	0,908
	W/Rh	0,5	0,274	0,455	0,628	0,807

Tablo 3.5. Farklı filtrelerde HVL değerleri

	Filtre	26kvp	28kvp	32kvp	35kvp
Sistem-1	W/Rh	0,4535	0,4999	0,524	0,55
Sistem-2	W/Rh	0,446	0,492	0,521	0,538
Sistem-3	W/Al	0,387	0,429	0,492	0,53
	W/Rh	0,442	0,481	0,508	0,53



Şekil 3.1. Üç sisteme ait kVp'ye bağlı HVL değerlendirilmesi



Şekil 3.2. Sistem-2 kVp'ye bağlı HVL değerlendirilmesi

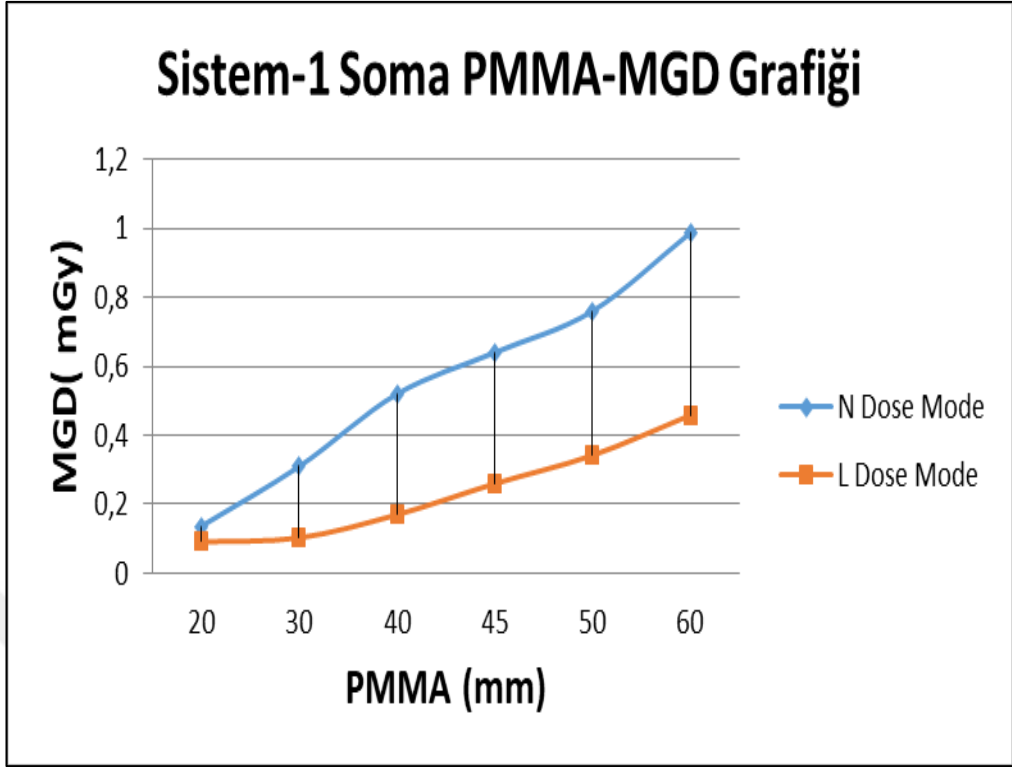
Değerlendirme: Her 3 sistem için de kVp değeri arttıkça HVL (yarı değer kalınlığı) değeri artmıştır. Elde edilen HVL değerleri Tablo 2.3' te belirtilen sınır değerler içerisinde. Şekil 3.2.'ye göre W/Rh filtre ile elde edilen HVL değeri W/Al filtreye göre yüksektir. Bunun sebebi W/Rh anot filtre kombinasyonu kullanıldığında X ışın demetinin ortalama enerjisinin daha yüksek olması ve buna bağlı olarak da hava kerma doz değerinin artmasıdır. Her iki filtrede de HVL değerleri kabul sınırları içerisinde. Aynı kVp değerlerinde en yüksek HVL değeri Sistem-1 Soma'daki cihazdır (Şekil 3.1). Bu da diğer sistemlere kıyasla hasta dozunda artışa sebebiyet vermeden sistemin düşük enerjili X ışınlarını daha iyi soğurarak görüntü elde edilmesini sağlamaktadır.

3.6. Ortalama Glandüler Doku Dozunun Saptanması

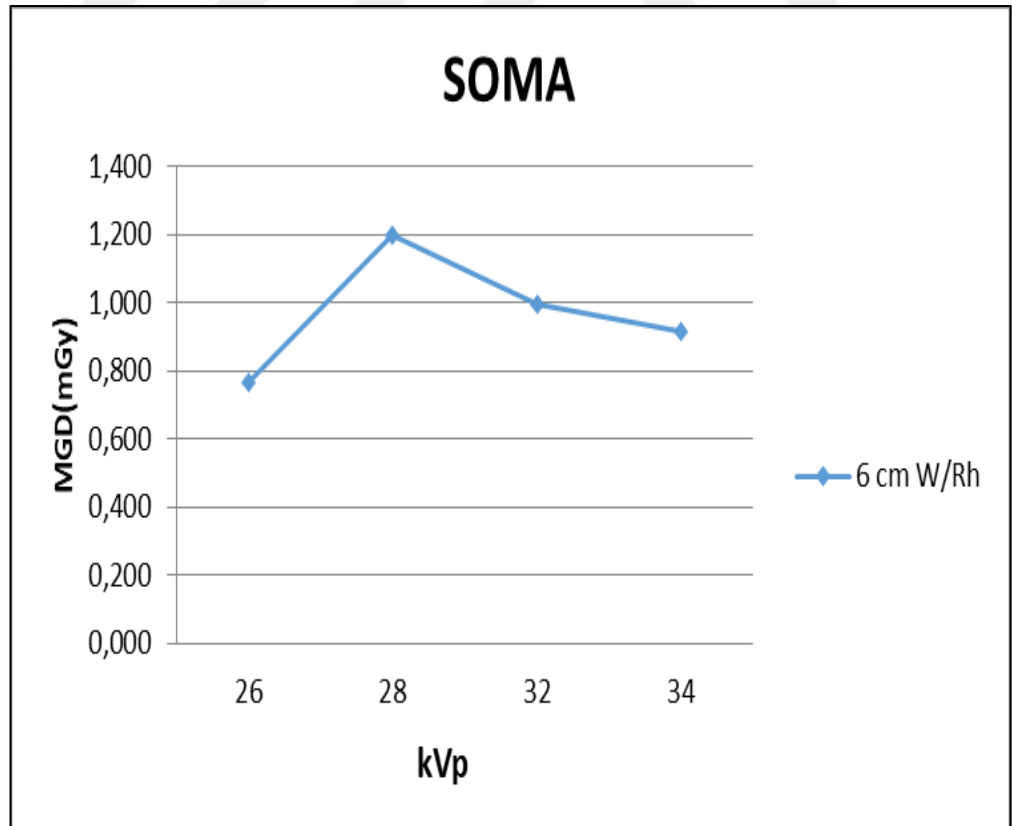
26 kVp'de ölçülen ortalama glandüler doku dozu değeri Tablo 3.6'da gösterilmiştir.

Tablo 3.6. 26 kVp'de AGD değerleri

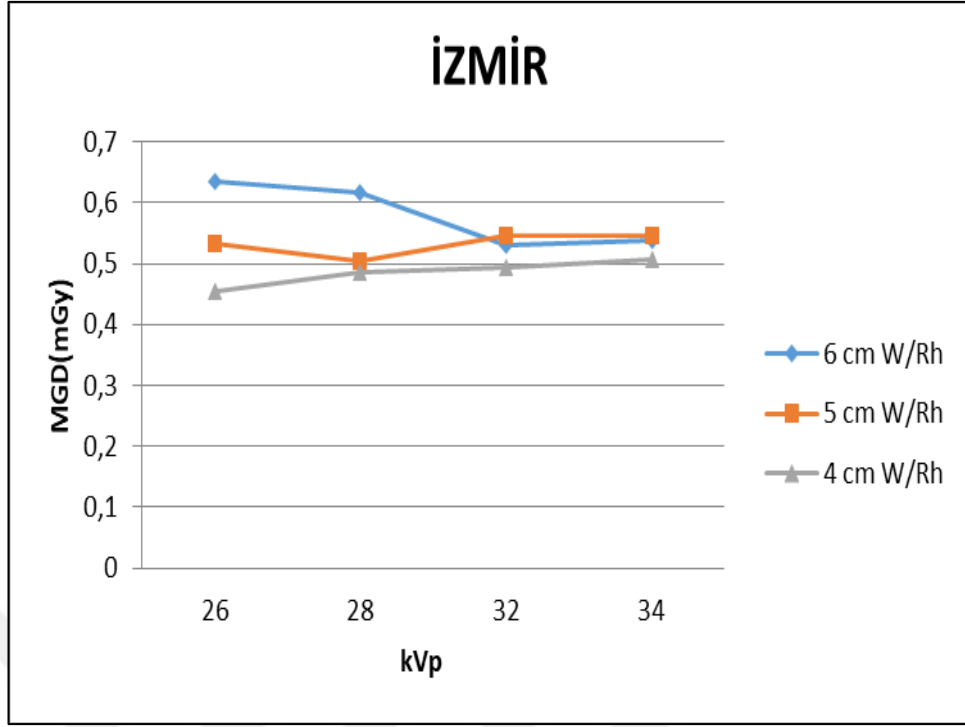
					L Doz Modu		N Doz Modu		
	kVp	PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme (mm)	ESAK (mGy)	MGD (mGy)	ESAK (mGy)	MGD (mGy)	Avrupa Kabul Edilebilir Limit Değer
Sistem-1	26	20	W/Rh	21	0,197	0,091	0,297	0,137	≤1,0
	26	30	W/Rh	32	0,292	0,103	0,881	0,31	≤1,5
	26	40	W/Rh	45	0,601	0,17	2,0275	0,52	≤2,0
	26	45	W/Rh	53	1,013	0,26	2,495	0,64	≤2,5
	26	50	W/Rh	60	3,673	0,342	3,241	0,76	≤3,0
	26	60	W/Rh	75	5,286	0,458	4,485	0,987	≤4,5
Sistem-2	26	20	W/Rh	21	0,711	0,325	1,291	0,59	≤1,0
	26	30	W/Rh	32	1,291	0,448	2,103	0,73	≤1,5
	26	40	W/Rh	45	1,979	0,551	3,377	0,94	≤2,0
	26	45	W/Rh	53	2,605	0,659	4,185	1,059	≤2,5
	26	50	W/Rh	60	3,673	0,848	5,301	1,224	≤3,0
	26	60	W/Rh	75	5,286	1,164	7,284	1,604	≤4,5
Sistem-3	26	20	W/Rh	21	0,704	0,319	1,122	0,509	≤1,0
	26	30	W/Rh	32	1,304	0,449	2,14	0,74	≤1,5
	26	40	W/Rh	45	1,995	0,55	3,335	0,92	≤2,0
	26	45	W/Rh	53	2,35	0,588	4,511	1,13	≤2,5
	26	50	W/Rh	60	4,372	0,999	5,291	1,21	≤3,0
	26	60	W/Rh	75	6,014	0,98	9,757	1,589	≤4,5



Şekil 3.3. Sistem-1 farklı dozlarda MGD değeri



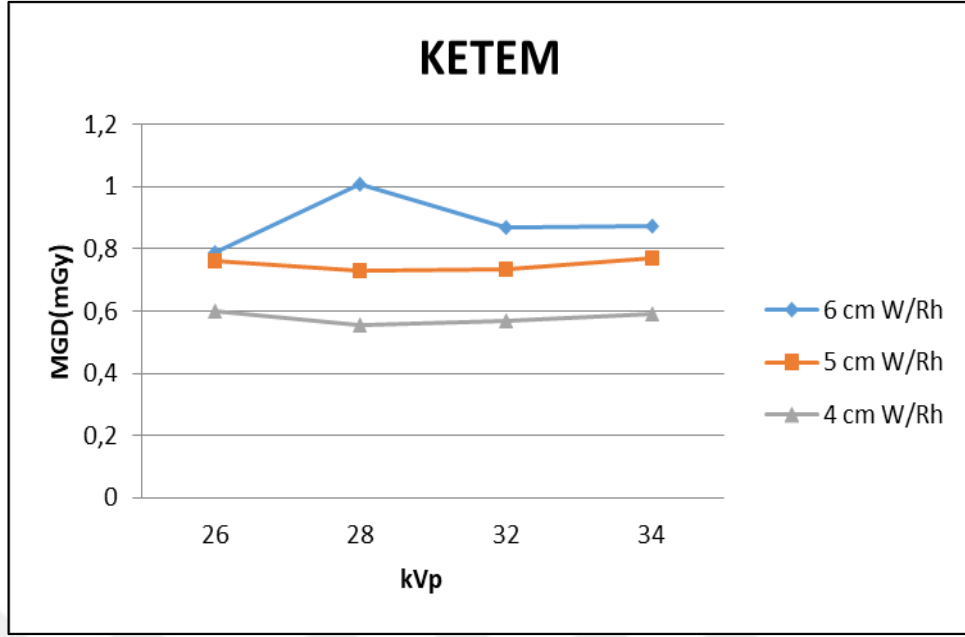
Şekil 3.4. Sistem-1 6 cm PMMA-MGD korelasyonu



Şekil 3.5. Sistem-2 PMMA- MGD korelasyonu

Tablo 3.7. N doz modu MGD değerleri

			N Doz Modu	
	PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kVp	MGD(mGy)
Sistem-3	20	21	26	0,509
	40	45	28	0,5579
	50	60	32	0,733
	60	75	34	0,873
Sistem-2	20	21	26	0,59
	40	45	28	1,002
	50	60	32	1,19
	60	75	34	1,74



Şekil 3.6. Sistem-3 PMMA –MGD korelasyonu

Değerlendirme: EUREF'e göre sistem 45 mm CIRS fantom ile 28 kVp'de ışınlandığı zaman MGD değeri 2,5 mGy'den düşük olmalıdır. Her 3 sistemin de ortalama glandüler doku dozu değerleri Tablo 2.4' te belirtilen sınır değerler içerisinde.

Uygulanan dozun şiddeti arttıkça ışının enerjisinin artması sebebiyle ortalama glandüler dozu değerleri artmıştır (Şekil 3.3).

Şekil (3.4), Şekil (3.5) ve Şekil (3.6)'ya bakıldığında artan PMMA kalınlığına bağlı olarak ortalama glandüler dozun arttığı ve Sistem-1 Soma'daki cihazın en düşük ortalama glandüler doku dozuna sahip olduğu, Sistem-3 Ketem'deki cihazın ise en yüksek doku dozuna sahip olduğu saptanmıştır. Kullanım sıklığına bağlı olarak tüp çıkışı mAs değerlerinin artması ile ESAK değerlerini artırmış ve AGD değeri en yüksek çıkmıştır.

Fantom kalınlığına bağlı ortalama glandüler dozu grafikleri incelendiği zaman 60 mm PMMA için 28-32 kVp arasında kVp değeri arttıkça MGD azalmış 32 kVp değerine gelince grafik düz çizgi halini almıştır. 50 mm PMMA için 28 kVp ye kadar biraz artış var iken 28 kVp sonrası hafif azalım yönüne gitmiştir. 40 mm PMMA değeri için artan kVp 'ye bağlı olarak MGD değeri belirgin bir artış göstermemiştir. Her üç PMMA kalınlığı ve 3 sistem göz önüne alınırsa dozu maruziyeti açısından en uygun kVp değeri 28 kVp olarak gözükmektedir (Şekil 3.4), Şekil (3.5), (Şekil 3.6).

3.7. AEC Koruyucu Zamanlayıcı –Güvenlik Anahtarı Testi

AEC koruyucu zamanlayıcı test değerlendirme sonuçları Tablo 3.8.'de belirtilmiştir.

Tablo 3.8. AEC koruyucu zamanlayıcı test değerlendirme

	kVp	mAs	Koruyucu Zamanlayıcı
Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi	28	27,1	Evet
Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi	28	31	Evet
Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi	28	38	Evet

3.8. Kısa Dönem Tekrarlanabilirlik Testi

Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi değerlendirme sonuçları Tablo 3.9'da gösterilmiştir.

Tablo 3.9. Kısa dönem tekrarlanabilirlik testi değerlendirme

	kVp	mAs	+/- % Sapma
Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi	28	22,6	% 0,00
	28	22,6	% 0,00
	28	22,6	% 0,00
	28	22,6	% 0,00
	28	22,6	% 0,00
	Ortalama	22,6	
Sistem-2 Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi	28	22,3	% 0,36
	28	22,3	% 0,36
	28	22,3	% 0,36
	28	22,6	% 1,71
	28	21,6	-% 2,79
	Ortalama	22,2	
Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi	28	47,5	% 0,00
	28	47,5	% 0,00
	28	47,5	% 0,00
	28	47,5	% 0,00
	28	47,5	% 0,00
	Ortalama	47,5	

Değerlendirme: Dozimetreinin 5 kez ışınlanması sonucunda aynı kalınlıkta okunan doz değerlerinin aynı veya arasındaki sapmanın ortalama değerden <%15 olması gerekir. Her üç sistemin de sapma değeri kabul sınırları içerisinde.

3.9. Görüntü Homojenitesi Testi

Görüntü homojenitesi testi sonuçları Tablo 3.10'da gösterilmiştir.

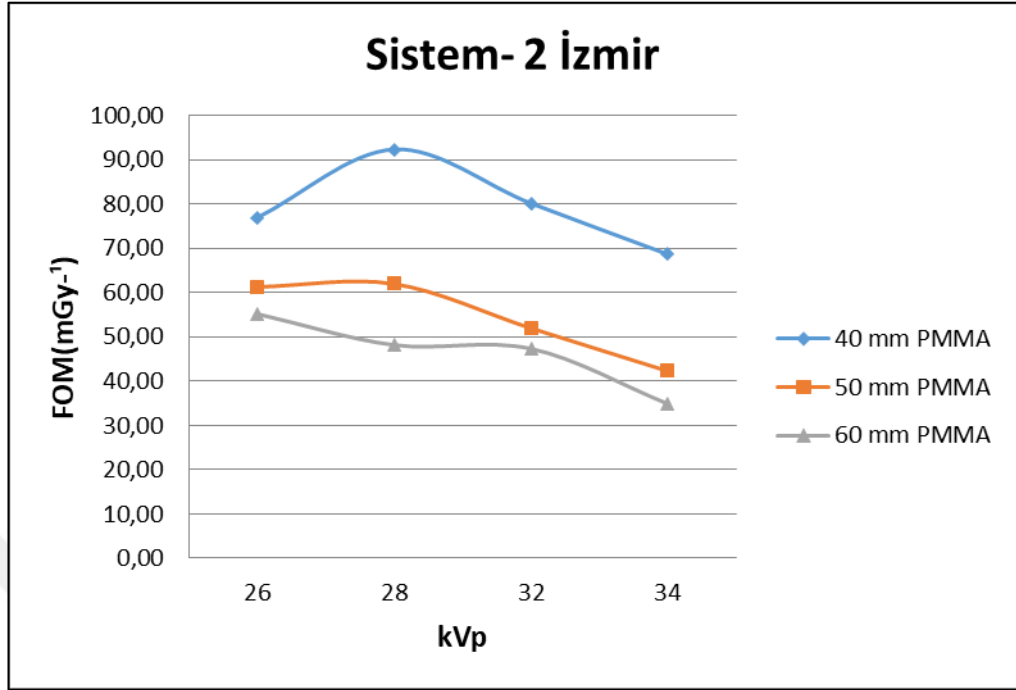
Tablo 3.10. Görüntü homojenitesi testi sonuçları

	Pozisyon	Ortalama Pksel Değeri	Merkezden Olan Sapma (%)
Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi	Merkez	3029,4	
	Köşe 1	2971,2	%1,92
	Köşe 2	2947,5	%2,70
	Köşe 3	2856,5	%5,71
	Köşe 4	2921,6	%3,56
Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi	Merkez	3964,8	Merkezden Olan Sapma (%)
	Köşe 1	3956,7	%0,20
	Köşe 2	3957,1	%0,19
	Köşe 3	3959,7	%0,13
	Köşe 4	3960,2	%0,12
Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi	Merkez	2138,4	Merkezden Olan Sapma (%)
	Köşe 1	2074,5	
	Köşe 2	2097,9	%2,99
	Köşe 3	1984,4	%1,89
	Köşe 4	1972,7	%7,20

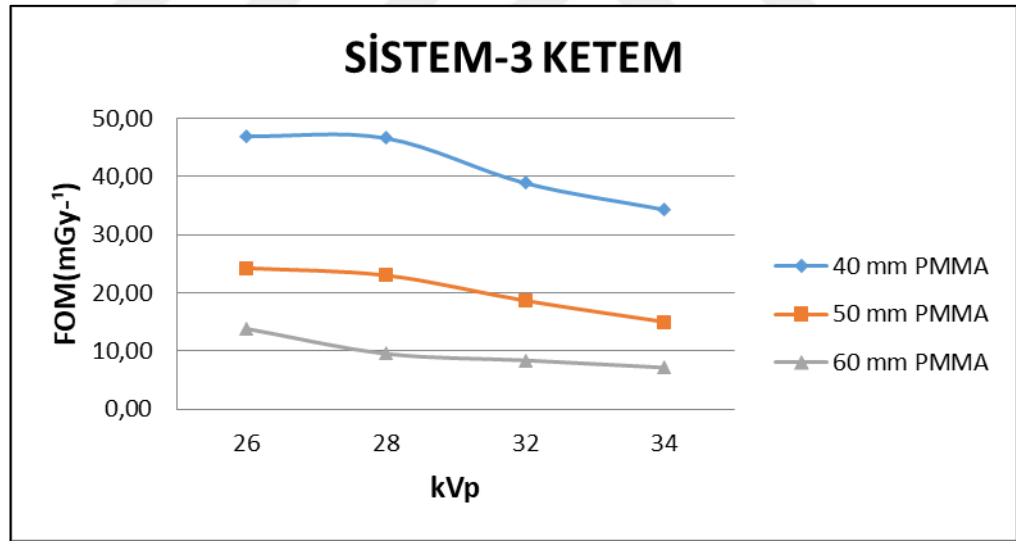
Değerlendirme: 61223-3-2 standardı ve NHSBSP Equipment Report 0604'e göre piksel değerlerindeki merkezden olan sapma %10'dan küçük olmalıdır. Ölçüm sonuçları üç sistem için de kabul sınırları içerisinde.

Tablo 3.11. Sistemlerin SNR-FOM değerleri

	Filtre	PMMA	kVp	ESAK (mGy)	CNR ²	AGD (mGy)	FOM	SNR
Sistem-1	W/Rh	60mm	26	3,477	51,84	0,765	67,760	15,365
	W/Rh	60mm	28	5,48	47,61	1,199	39,708	14,768
Sistem-2	W/Rh	40mm	26	1,635	47,61	0,619	76,914	11,214
	W/Rh	40mm	28	1,608	44,89	0,486	92,366	12,187
	W/Rh	40mm	32	1,560	39,69	0,495	80,181	11,184
	W/Rh	40mm	34	1,553	34,81	0,507	68,658	10,325
	W/Rh	50mm	26	2,313	33,64	0,549	61,275	11,905
	W/Rh	50mm	28	2,003	31,36	0,506	61,97	11,141
	W/Rh	50mm	32	2,049	29,16	0,561	51,97	10,319
	W/Rh	50mm	34	1,993	23,04	0,545	42,275	9,179
	W/Rh	60mm	26	2,882	30,25	0,548	55,2	12,612
	W/Rh	60mm	28	2,831	28,09	0,583	48,181	11,679
	W/Rh	60mm	32	2,433	25	0,528	47,348	10,733
	W/Rh	60mm	34	2,480	19,36	0,555	34,882	9,3
Sistem-3	W/Rh	40mm	26	2,169	28,09	0,598	46,973	10,093
	W/Rh	40mm	28	1,884	26,01	0,5579	46,621	9,371
	W/Rh	40mm	32	1,829	22,09	0,568	38,89	8,433
	W/Rh	40mm	34	1,831	20,25	0,59	34,322	7,927
	W/Rh	50mm	26	3,332	18,49	0,7619	24,268	8,992
	W/Rh	50mm	28	2,959	16,81	0,73	23,027	14,199
	W/Rh	50mm	32	2,831	13,69	0,733	18,676	7,271
	W/Rh	50mm	34	2,859	11,56	0,769	15,033	6,555
	W/Rh	60mm	26	4,832	10,89	0,787	13,837	8,176
	W/Rh	60mm	28	4,597	9,61	1,007	9,543	6,623
W/Rh	60mm	32	3,978	7,29	0,868	8,398	5,779	
W/Rh	60mm	34	4,016	6,25	0,873	7,159	5,361	



Şekil 3.7. Sistem-2 FOM grafiği



Şekil 3.8. Sistem-3 FOM grafiği

Değerlendirme: Tablo 3.11, Şekil 3.7 ve Şekil 3.8 incelendiği zaman PMMA değeri arttıkça SNR değerleri azalmıştır. EUREF'e göre SNR sapma değerleri %15'den küçük olmalıdır. Tablodaki değerler incelendiğinde Sistem-2 60 mm PMMA 34 kVp değerinde elde edilen görüntünün SNR değerinin %15'in üzerinde olduğu görülmüştür. kVp'nin maksimuma yakın artışı sebebiyle gürültüden kaynaklı artefaktların sapmalara neden olabileceği düşünülmüştür.

FOM, görüntünün sinyal kalitesi ile her görüntü için ölçülen doz değişimi arasındaki ilişkiyi belirtir. Meme kalınlığı arttıkça SNR değerinin azalmış ve meme kalınlığı arttıkça meme dozları da artmıştır (Tablo 3.11). Dozun artmasıyla da FOM değerleri düşmüştür. Her 3 kalınlıkta da optimum FOM Değeri 28-30 kVp değerinde olduğu görülmüştür. PMMA kalınlığı arttıkça 28-30 kVp aralığında FOM değeri azalmıştır.

Her 3 sistem karşılaştırıldığı zaman 60 mm PMMA kalınlığında en yüksek SNR ve FOM değerleri Sistem-1 Soma cihazında en düşük ise Sistem-3 Ketem cihazındadır. Görüntü kalitesi SNR ve FOM ile ilişkili olup FOM'un daha yüksek değerleri, sistemin daha düşük bir dozda görüntü kalitesi açısından daha iyi performans sunma yeteneğini gösterir ve belirli bir mamografik sistem için optimum ayarının yapılmasında faydalıdır.

3.10. Obje Kalınlığı İle Tüp Voltajının Değişimi Testi

W/Rh filtrede obje kalınlığı ile tüp voltajının değişimi Tablo 3.12, Tablo 3.13 ve Tablo 3.14'de gösterilmiştir.

Tablo 3.12. Sistem-1 CNR değerleri

Filtre	PMMA (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma (mGy)	CNR	mean 1	mean 2	SD1	SD2
W/Rh	60	75	26	224	3,477	7,2	3019,3	2207,3	96,9	125,8
W/Rh	60	75	28	163	5,486	6,9	3097,8	2339,1	97,4	122,5
W/Rh	60	75	30	127	4,485	6,5	3075,8	2359,8	96,6	120,8
W/Rh	60	75	32	103	4,582	6,2	3083,9	2443,8	92,1	114,7
W/Rh	60	75	34	88,4	4,218	5,9	3160,5	2598,8	83,9	104,6

Tablo 3.13. Sistem-2 CNR değerleri

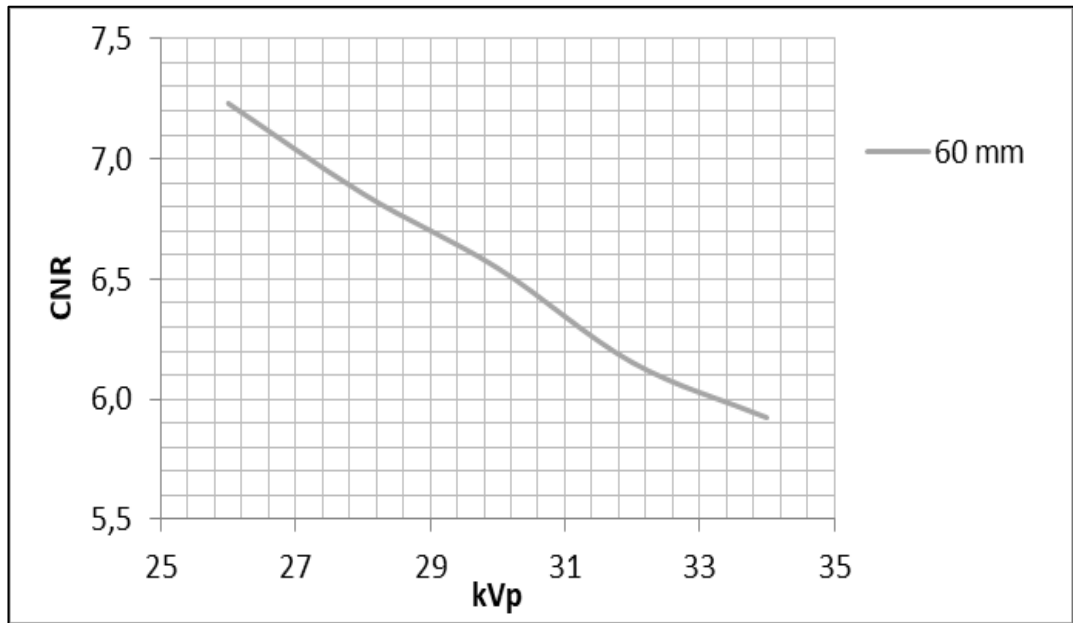
PMMA (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma (mGy)	CNR	mean 1	mean 2	SD1	SD2
60	75	26	101,1	2,882	5,5	3056,9	2284,7	124,6	155,9
60	75	28	79,6	2,831	5,3	2994,1	2238,1	120,8	159,3
60	75	30	61,0	2,674	5,2	3057,3	2373,8	116,7	146,8
60	75	32	53,0	2,433	5,0	3035,1	2426,3	109,7	133,9
60	75	34	44,1	2,480	4,4	3065,5	2555,1	103,5	127,9
50	60	26	78,4	2,313	5,8	3089,6	2290,2	121,7	151,5
50	60	28	59,1	2,003	5,6	3114,7	2352,1	117,9	151,8
50	60	30	47,0	1,910	5,5	3103,3	2376,9	116,1	145,8
50	60	32	43,0	2,049	5,4	2996,7	2338,2	110,1	133,7
50	60	34	38	1,993	4,8	3060,6	2525,9	98,8	120,9
40	45	26	58	1,635	6,9	3099,7	2255,8	106,8	134,9
40	45	28	44,3	1,608	6,7	3098,6	2308,1	103,6	129,6
40	45	30	37,0	1,531	6,6	3038,5	2284,9	100,3	125,1
40	45	32	32,0	1,560	6,3	3080,4	2401,9	95,7	119,4
40	45	34	28	1,553	5,9	3051,1	2445,6	92,1	113,4

Tablo 3.14. Sistem-3 W/Rh filtre CNR değerleri

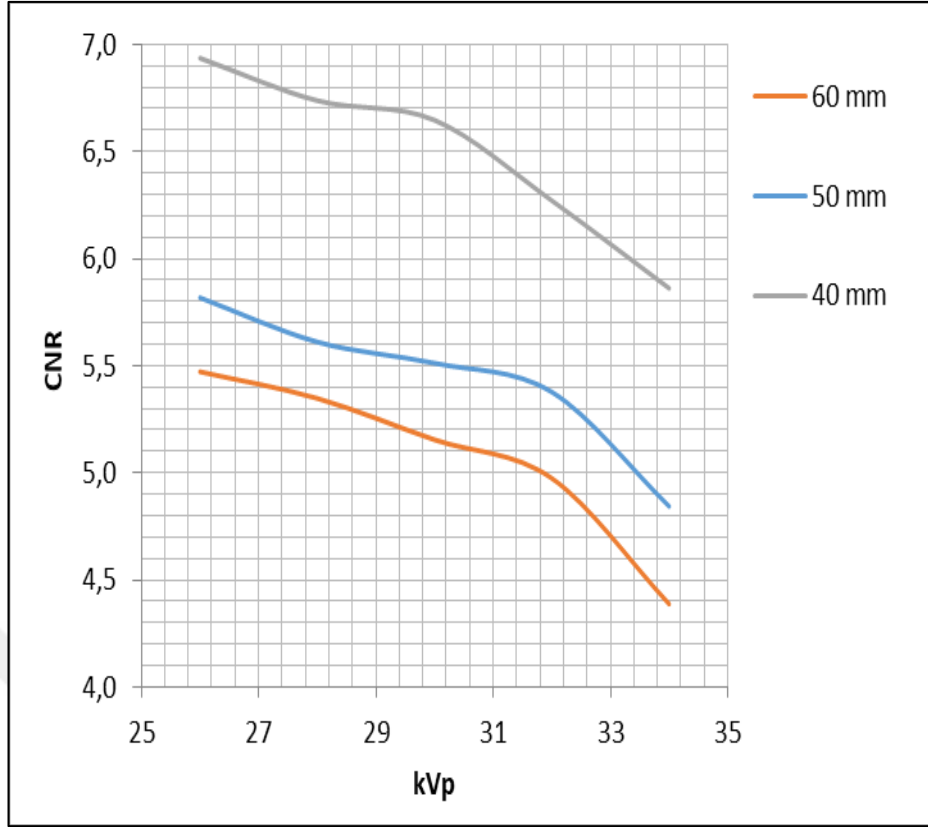
PMMA (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma (mGy)	CNR	mean 1	mean 2	SD1	SD2
60	75	26	167,0	4,832	3,3	3588,9	3456,1	33,7	46,1
60	75	28	125,0	4,597	3,1	3685,9	3573,9	33,5	39,3
60	75	30	98,4	4,324	2,9	3884,1	3810,7	23,3	27,7
60	75	32	84,0	3,978	2,7	3442,3	3302,8	44,3	59,1
60	75	34	72,0	4,016	2,5	3729,4	3660,4	24,2	31,1
50	60	26	116,0	3,332	4,3	3654,7	3500,1	31,7	39,6
50	60	28	83,0	2,959	4,1	3706,1	3581,9	25,4	35,1
50	60	30	70,0	3,099	3,9	3552,1	3381,7	36,9	49,7
50	60	32	55,4	2,831	3,7	3728,4	3631,5	23,1	28,9
50	60	34	48,2	2,859	3,4	3716,7	3608,3	27,4	35,8
40	45	26	69,0	2,169	5,3	3455,9	3070,7	56,9	85,2
40	45	28	52,0	1,884	5,1	3727,9	3471,6	41,3	58,6
40	45	30	43,0	1,862	4,9	2094,8	1605,7	97,5	102,4
40	45	32	36,0	1,829	4,7	3895,5	3761,2	26,6	30,9
40	45	34	31,0	1,831	4,5	3175,6	2752,1	81,9	103,4

Tablo 3.15. Sistem-3 W/Al filtre CNR değerleri

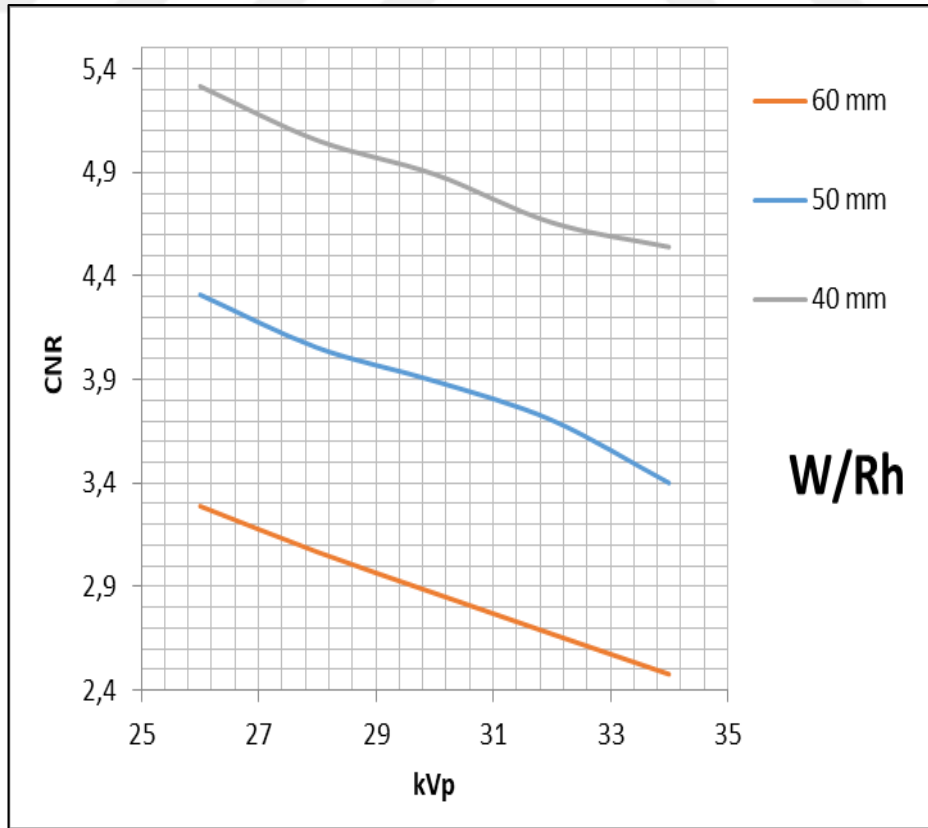
PMMA (mm)	Eğdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma (mGy)	CNR	mean 1	mean 2	SD1	SD2
60	75	26	74,4	4,245	2,9	3561,9	3424,3	39,5	53,1
60	75	28	53,0	3,793	2,7	3476,7	3336,6	43,9	58,1
60	75	30	40,3	3,701	2,5	3438,7	3310,4	43,7	58,4
60	75	32	31,3	3,289	2,3	1947,8	1724,9	86,6	107,7
60	75	34	25,0	3,141	2,0	3000,3	2861,5	66,1	75,2
50	60	26	54,3	3,373	4,0	3716,4	3565,5	32,3	42,3
50	60	28	40,0	3,034	3,8	3759,6	3633,9	25,7	38,9
50	60	30	29,0	2,587	3,6	3625,6	3469,2	37,3	49,3
50	60	32	23,0	2,379	3,4	3774,1	3685,2	22,7	29,1
50	60	34	18,1	2,249	3,2	3768,8	3669,4	26,8	35,4
40	45	26	35,0	2,179	4,8	3808,1	3661,4	25,8	34,8
40	45	28	25,4	1,886	4,5	3764,6	3611,9	29,3	38,2
40	45	30	19,4	1,828	4,3	3788,9	3672,8	23,5	30,1
40	45	32	15,3	1,719	4,1	3768,5	3639,2	27,7	34,4
40	45	34	12,3	1,561	3,9	3922,1	3847,9	18,1	19,7



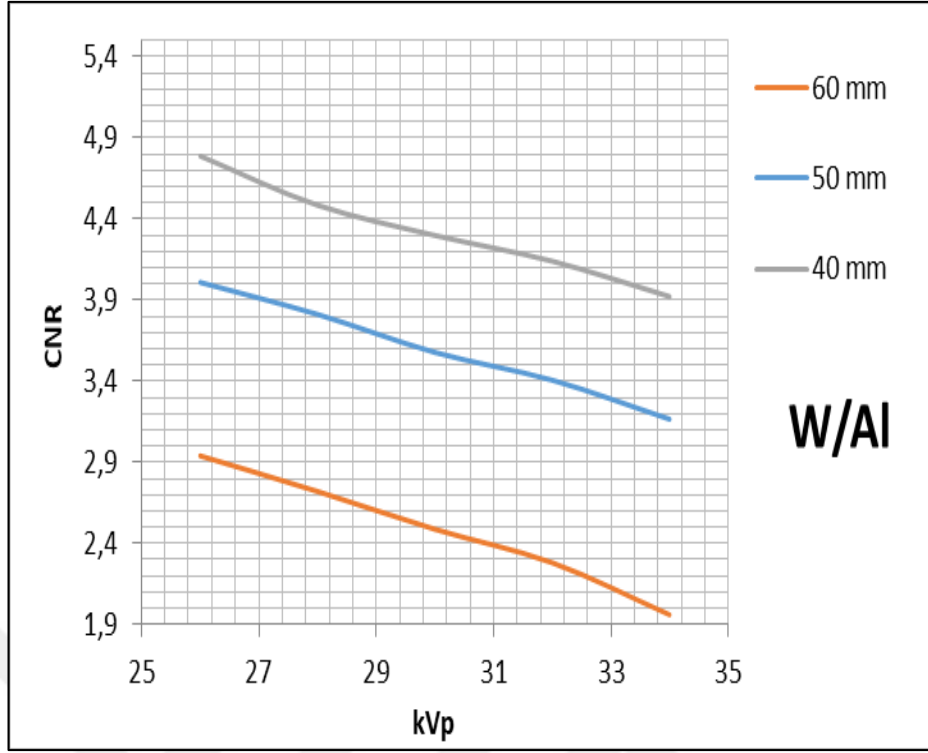
Şekil 3.9. Sistem-1 60 mm PMMA CNR değerleri



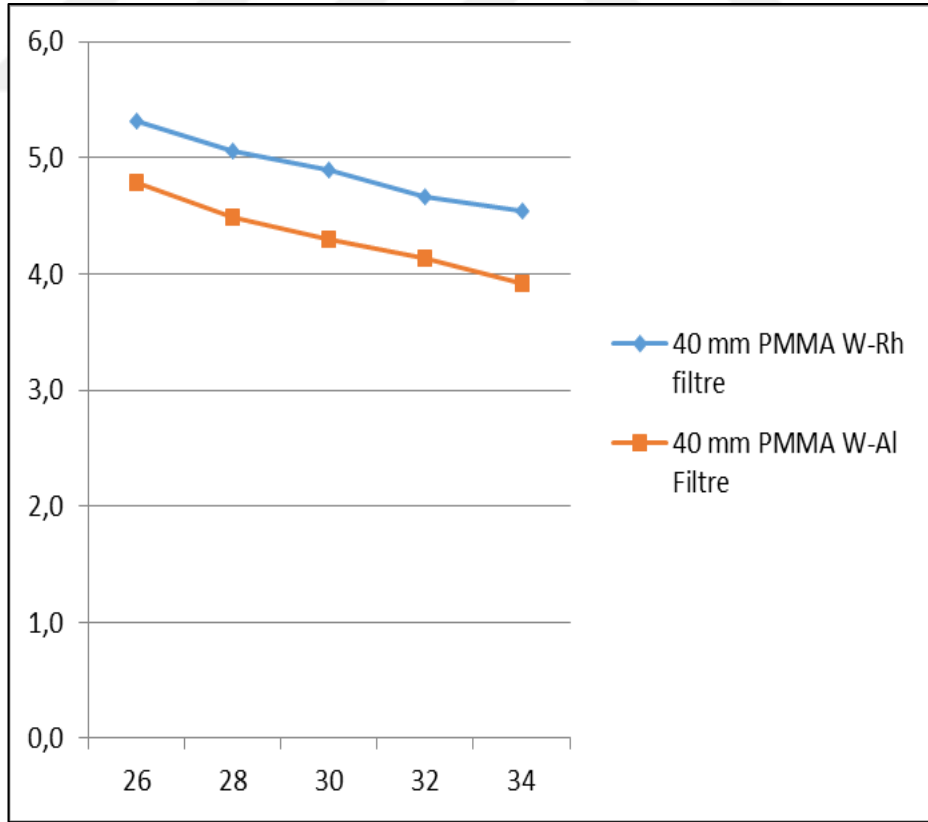
Şekil 3.10. Sistem-2 CNR Değerleri



Şekil 3.11. Sistem-3 W/Rh Filtre CNR Değerleri



Şekil 3.12. Sistem-3 W/Al filtre CNR değerleri



Şekil 3.13. Sistem-3 farklı filtrelerde CNR değerleri

Tablo 3.16. Sistem-3 farklı filtrelerde elde edilen değerleri

kVp	Filtre	PMMA (mm)	Air Kerma (mGy)	CNR	AGD (mGy)	FOM	HVL
26	W/Al	45	2,169	4,8	0,538	42,905	0,387
26	W/Rh	45	1,884	5,1	0,519	50,115	0,442

Değerlendirme: 3 Sistem için de hesaplanan CNR değerlerinin Tablo 2.8'deki EUREF standartlarına ve NHS Breast Screening Programme Equipment Report 1601'da belirtilen kabul değerler içerisinde olduğu görülmüştür (Tablo 3.12, Tablo 3.13, Tablo 3.14, Tablo 3.15).

Tablo 3.16, Şekil 3.11 ve Şekil 3.12. incelendiği zaman, W/Rh filtre X ışını radyasyonunu daha fazla penetre ettiği için aynı kVp değerinde daha yüksek HVL, CNR, FOM değerine sahipken daha düşük MGD değerine sahip olduğu görüldü. Böylece W/Rh kombinasyonunda daha düşük dozda daha iyi görüntü kalitesi elde etmenin mümkün olduğu belirlenmiştir.

Artan PMMA kalınlığına bağlı olarak CNR değerleri düşmüştür (Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil 3.11, Şekil 3.12 ve Şekil 3.13). Bu nedenle; kVp, filtre ve sıkıştırma gibi faktörler, görüntü kalitesinden ödün vermeden mümkün olan en düşük doz elde edilecek şekilde optimize edilmelidir.

Sonuç olarak, CNR görüntü kalitesini nesnel olarak değerlendirmek için en uygun parametredir, çünkü kontrastın belirli bir görüntüdeki gürültü ile ne kadar iyi olduğunun kıyaslanmasını sağlar.

3.11. Tüp Gerilimi (kVp) Testi

Büyük odak noktası kullanılarak yapılan ölçüme ait tüp gerilimi testi sonuçları Tablo 3.17'de gösterilmiştir.

Tablo 3.17. Tüp gerilimi testi sonuçları

	mAs	Verilen kVp	Ölçülen kVp	Fark
Tablo 3.17. Tüp gerilimi testi sonuçları				
Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi	20	24	24,18	0,18
	20	28	28,35	0,35
	20	32	32,67	0,67
	20	36	36,82	0,82
Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi	20	24	24,40	0,40
	20	28	28,23	0,23
	20	32	32,73	0,73
	20	36	35,78	0,22
Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi	20	24	24,01	0,01
	20	28	27,38	0,62
	20	32	31,76	0,24
	20	36	35,99	0,01

Değerlendirme: EUREF'e göre ölçülen kVp kurulan kVp değerinden farkı 1 kVp'den düşük olmalıdır. 3 sistem için de sapmalar kabul değerinin altındadır.

3.12. Tüp Voltajı Testleri

3.12.1. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği ve doğruluğu testi

Tablo 3.18'de tüp voltajının tekrarlanabilirliği testi sonuçları aşağıda belirtilmiştir.

Tablo 3.18. Tüp voltajının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

	mAs	kVp	Doz (mGy)	Doz (mGy)	Doz (mGy)	Doz (mGy)	Doz (mGy)	Tekrarlanabilirlik
Sistem-1	20	28	0,756	0,755	0,754	0,755	0,755	% 0,08
Sistem-2	20	28	0,562	0,563	0,561	0,562	0,563	% 0,13
Sistem-3	20	28	0,923	0,924	0,923	0,924	0,924	% 0,05

Değerlendirme: Tüp çıkışı tekrarlanabilirliği testinde tekrarlanabilirliğin %5'in altında olduğu gözlenmiştir.

3.12.2. Özgül tüp çıkışı

Tablo 3.19'da özgül tüp çıkışı değerleri belirtilmiştir.

Tablo 3.19. Özgül tüp çıkışı değerleri

	mAs	kVp	Doz(mGy)	μ Gy/mAs
Sistem-1	40	28	2,569	64,2
	50	28	3,204	64,1
	80	28	5,058	63,2
	100	28	6,295	63,0
Ortalama:				63,6
Sistem-2	40	28	3,008	75,2
	50	28	3,743	74,9
	80	28	5,942	74,3
	100	28	7,402	74,0
Ortalama:				74,6
Sistem-3	40	28	3,169	79,2
	50	28	3,961	79,2
	80	28	6,250	78,1
	100	28	7,831	78,3
Ortalama:				78,7

3.12.3. Özgül tüp çıkış hızı

Tablo 3.20.'de özgül tüp çıkış hızı değerleri gösterilmiştir.

Tablo 3.20. Özgül tüp çıkış hızı değerleri

	mAs	kVp	Doz(mGy)	Işınlama Süresi(s)	mGy/s
Sistem-1	40	28	2,412	1,18	2,0
Sistem-2	40	28	2,412	1,25	1,9
Sistem-3	40	28	3,169	1,569	2,0

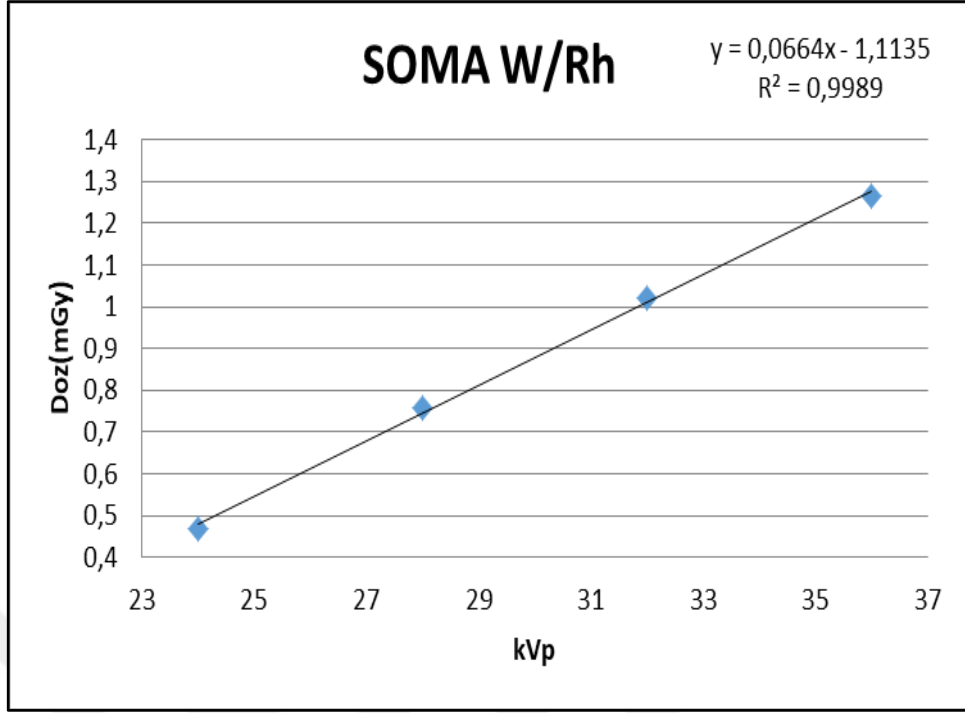
Değerlendirme: Özgül tüp çıkış hızının 28 kVp 'de büyük fokus için odak film mesafesinde 5 mGy/s'den küçük olmaması gereklidir.3 sistem için de elde edilen değerler sınır değerlerin altındadır. Sistem-3 deki tüpün daha çok kullanılması sebebiyle elde edilen doz miktarı diğerlerinden fazladır.

3.12.4. Tüp çıkışının tüp gerilimi ile değişimi

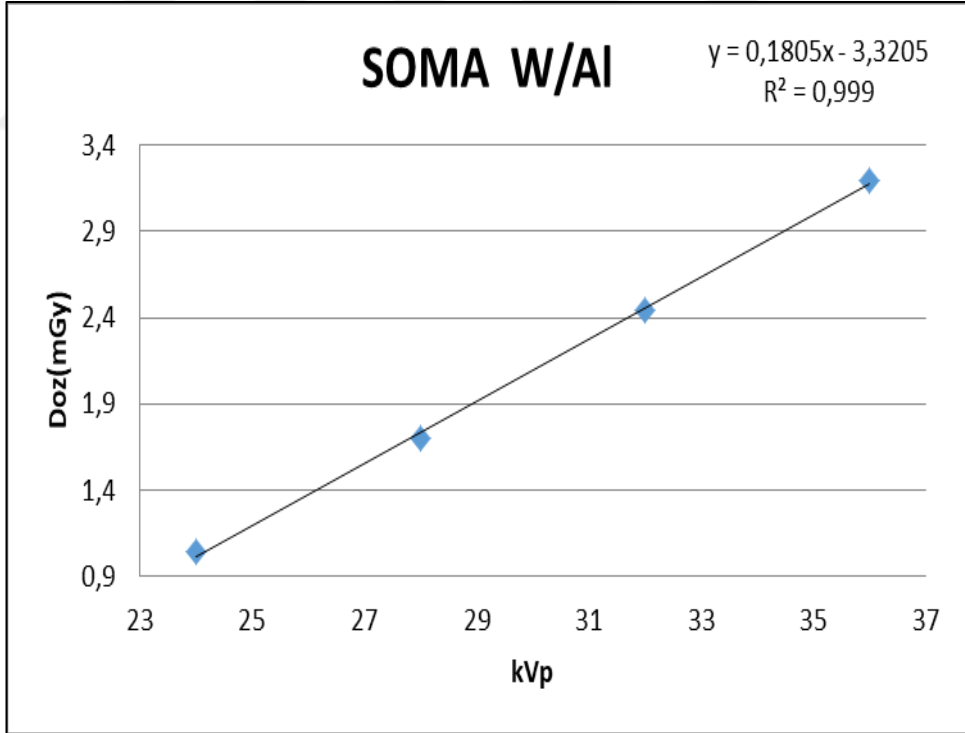
Tablo 3.21'de tüp çıkışının tüp gerilimi ile değişimi sonuçları gösterilmiştir. kVp ile doz değişimi arasındaki lineer ilişki Şekil 3.14, Şekil 3.15, Şekil 3.16, Şekil 3.17 ve Şekil 3.18 grafiklerinde doğrulanmıştır.

Tablo 3.21. Tüp çıkışının tüp gerilimi ile değişimi sonuçları

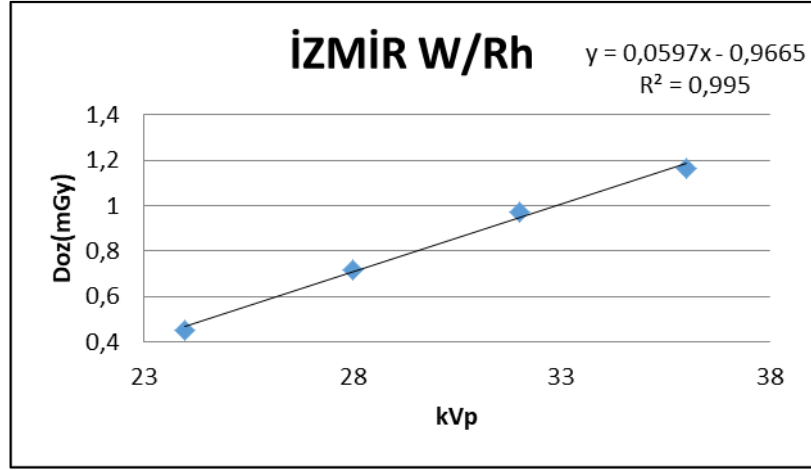
	Filtre	mAs	kVp	Doz(mGy)
Sistem-1	W/Rh	20	24	0,470
	W/Rh	20	28	0,756
	W/Rh	20	32	1,021
	W/Rh	20	35	1,267
	W/Al	20	24	1,038
	W/Al	20	28	1,7
	W/Al	20	32	2,439
	W/Al	20	36	3,198
Sistem-2		20	24	0,452
	W/Rh	20	28	0,717
	W/Rh	20	32	0,971
	W/Rh	20	35	1,164
Sistem -3	W/Rh	20	24	0,476
	W/Rh	20	28	0,748
	W/Rh	20	32	1,006
	W/Rh	20	35	1,265
	W/Al	20	24	0,912
	W/Al	20	28	1,506
	W/Al	20	32	2,165
	W/Al	20	36	2,359



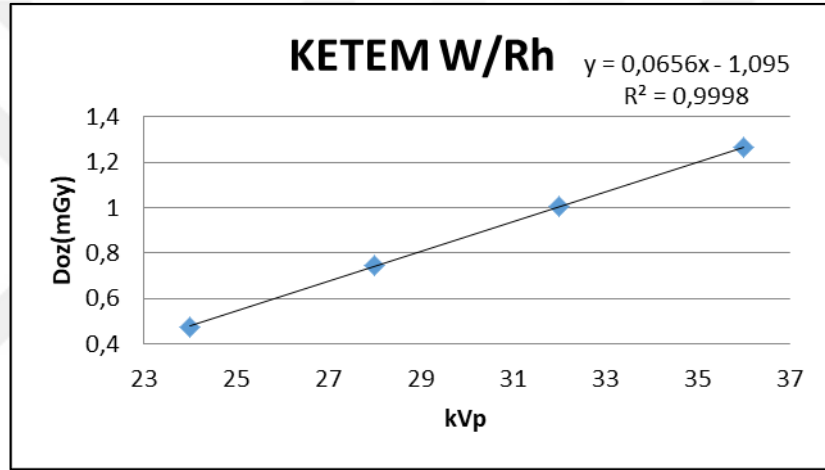
Şekil 3.14. Sistem-1 W/Rh filtre kVp'ye karşı doz değeri



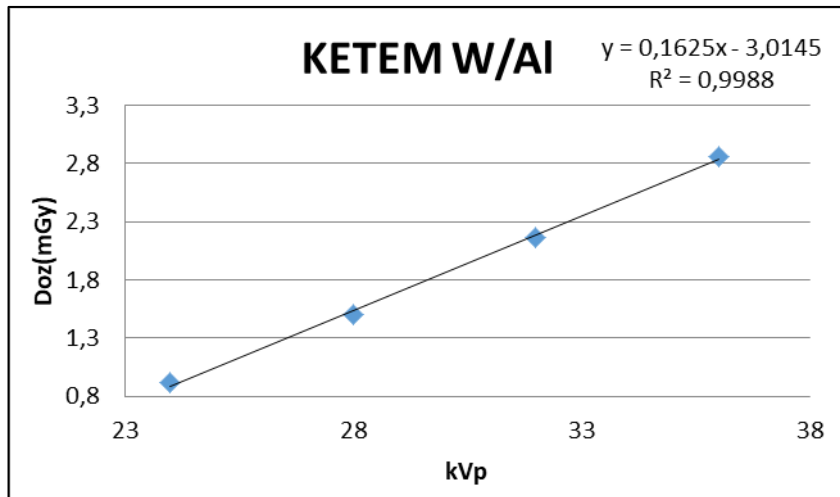
Şekil 3.15. Sistem-1 W/Al filtre kVp'ye karşı doz değeri



Şekil 3.16. Sistem-2 W/Rh filtre kVp'ye karşı doz değeri



Şekil 3.17. Sistem-3 W/Rh filtre kVp'ye karşı doz değeri

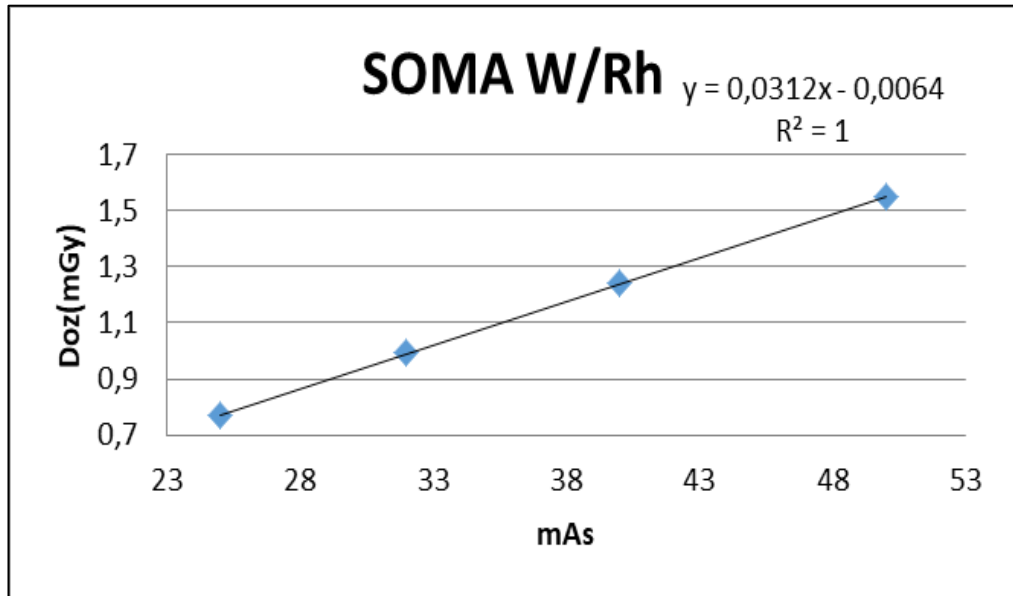


Şekil 3.18. Sistem-3 W/Al filtre kVp'de doz değeri

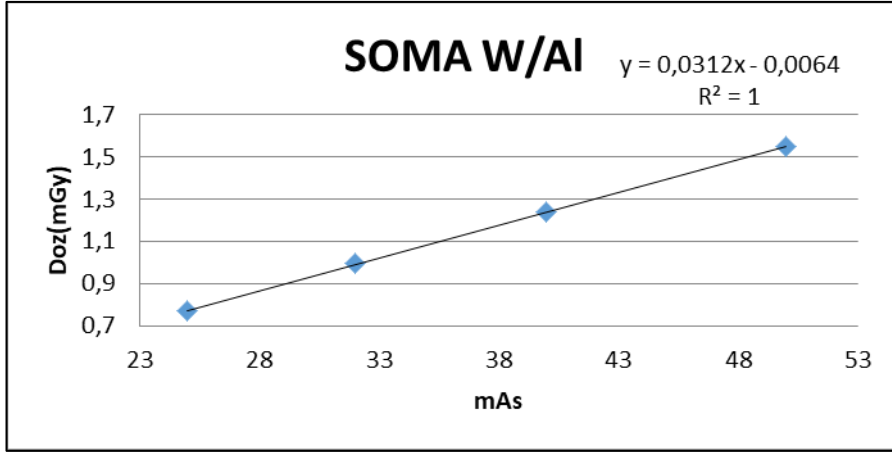
3.12.5. Tüp çıkışının mAs ile değişimi

Tablo 3.22. Tüp Çıkışının mAs ile değişimi

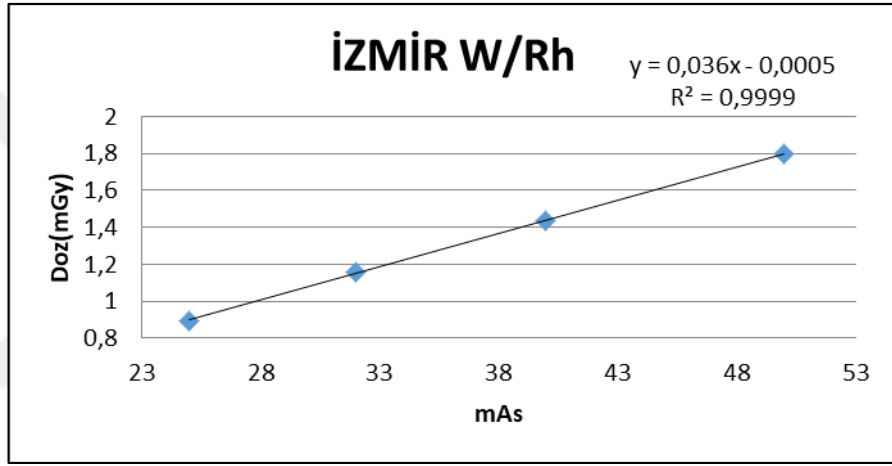
	Filtre	kVp	mAs	Doz(mGy)	mGy/mAs
Sistem-1	W/Rh	28	25	0,771	0,031
	W/Rh	28	32	0,993	0,031
	W/Rh	28	40	1,240	0,031
	W/Rh	28	50	1,551	0,031
	W/Al	28	25	0,771	0,031
	W/Al	28	32	0,993	0,031
	W/Al	28	40	1,24	0,031
	W/Al	28	50	1,551	0,031
Sistem-2	W/Rh	28	25	0,895	0,036
	W/Rh	28	32	1,155	0,036
	W/Rh	28	40	1,439	0,036
	W/Rh	28	50	1,796	0,036
Sistem-3	W/Rh	28	25	0,949	0,038
	W/Rh	28	32	1,216	0,038
	W/Rh	28	40	1,522	0,038
	W/Rh	28	50	1,898	0,038
	W/Al	28	25	0,949	0,038
	W/Al	28	32	1,216	0,038
	W/Al	28	40	1,522	0,038
	W/Al	28	50	1,898	0,038



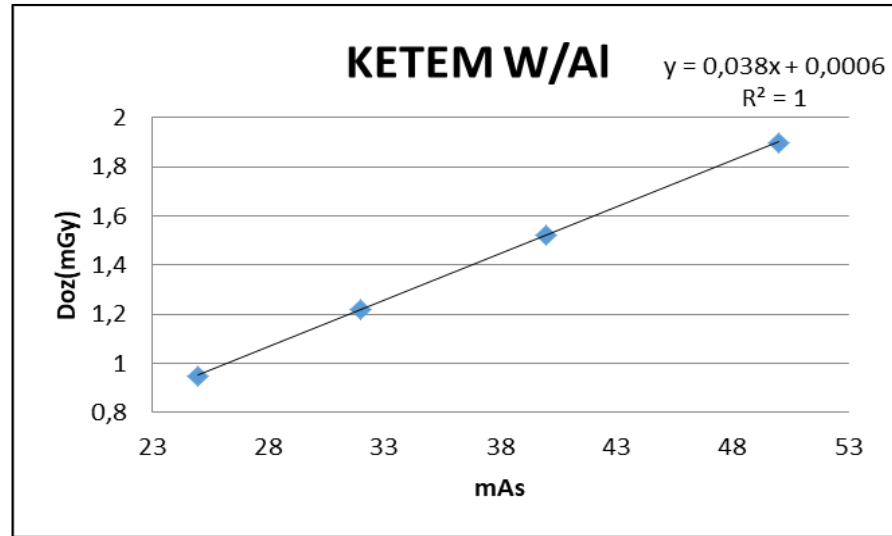
Şekil 3.19. Sistem-1 W/Rh filtre mAs doz ilişkisi



Şekil 3.20. Sistem-1 W/Al filtre mAs doz ilişkisi



Şekil 3.21. Sistem-2 W/Rh filtre mAs doz ilişkisi



Şekil 3.22. Sistem-3 W/Al filtre mAs doz ilişkisi

Artan mAs değerine göre dozun artışı lineer olması gerekmektedir. Şekil 3.19, Şekil 3.20, Şekil 3.21 ve Şekil 3.22 grafikleri mA ve doz değerleri arasındaki ilişkilerin lineer olduğunu göstermiştir.

3.13. Grid Sistem Faktörü

Grid sistem faktörü test sonuçları aşağıda belirtilmiştir:

Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi;

-Grid var iken mAs: 77,8

-Grid yok iken mAs: 64,2

-Grid Faktörü: 1,2

Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi;

-Grid var iken mAs: 66,9

-Grid yok iken mAs: 55,8

-Grid Faktörü: 1,2

Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi;

-Grid var iken mAs: 47,1

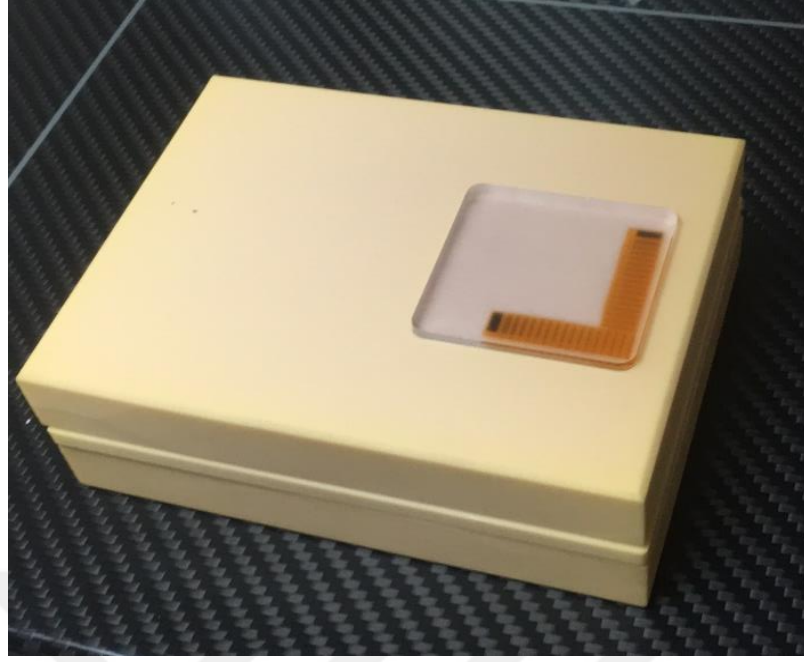
-Grid yok iken mAs: 31,1

-Grid Faktörü: 1,5

Değerlendirme: IPEM Report 89'a göre grid faktörünün 3'ün üzerinde olmaması gerekir. Elde edilen değerler 3 sistem için de sınır değerlerin altındadır. Grid artefaktı testinde de grid durdurulmuş ve çok kısa ışınlama süresi kullanılmış olmasına rağmen çizgi sayısı belirlenmemiştir. Herhangi bir grid kusuru izlenmemiştir.

3.14. Kalınlık Göstergesi Doğruluğu Testi

Kalınlık göstergesi doğruluğu testi sonuçları Tablo 3.23'te düzeneği ise Şekil 3.23'te gösterilmiştir.



Şekil 3.23. Kalınlık göstergesi test düzeneği

Tablo 3.23. Kalınlık göstergesi doğruluğu sonuçları

	Sıkıştırma Kuvveti	Slab Kalınlığı(mm)	Ölçülen (mm)	Fark (mm)
Sistem-1	78	20	17	3
	78	40	37	3
	78	60	57	3
	78	80	77	3
Sistem-2	65	20	18	2
	66	40	36	4
	68	60	56	4
	63	80	76	4
Sistem-3	59	20	17	3
	61	40	35	5
	61	60	55	5
	63	80	75	5

Değerlendirme: IPEM Report 89' a göre kalınlık farklılığı 10 mm'yi geçmemesi gerekmektedir. Elde edilen sonuçlar üç sistem için de beklenen sınır değerlerin altındadır.

3.15. Görüntü Kalitesi Testleri

3.15.1. Klinik görüntü kalitesi testi

Klinik görüntü kalitesi testi sonuçları aşağıda belirtilmiştir:

Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi;

-Filmde 4 fiber,4 benek grubu ve 4 kitle görülmüştür.

Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi;

-Filmde 4 fiber,4 benek grubu ve 3 kitle görülmüştür.

Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi;

-Filmde 4 fiber,5 benek grubu ve 4 kitle görülmüştür.

Değerlendirme: ACR QC Manuel'ine göre kabul derecesi, görüntüde en az 4 fiber, 3 benek grubu ve 3 kitlenin görünür olması gereklidir. Her üç sistem için de ölçüm sonuçları kabul edilebilir seviyededir.

3.15.2. Yüksek kontrast ayırma gücü testi

Yüksek kontrast ayırma gücü testi sonuçları aşağıda belirtilmiştir:

Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi;

-Değerlendirme: ACR mamografi fantomunun AEC ile ışınlanması sonucunda, yüksek kontrast ayırma gücü test objesi görüntülendi ve anot-katot eksenine paralel doğrultuda 12 çç/mm,anot katot eksenine dik doğrultuda 10 çç/mm olduğu gözlemlendi.

Sistem-2- Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim Araştırma Hastanesi;

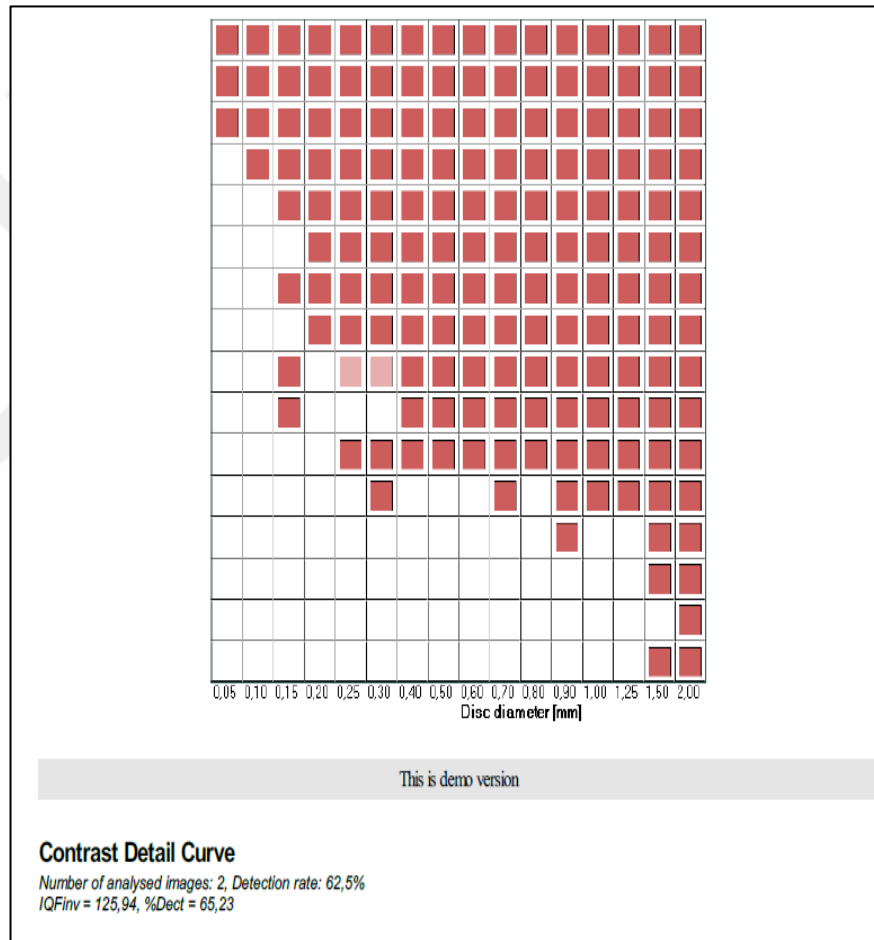
-Değerlendirme: ACR mamografi fantomunun AEC ile ışınlanması sonucunda yüksek kontrast ayırma gücü test objesi görüntülendi ve anot-katot eksenine paralel doğrultuda 12 çç/mm, anot katot eksenine dik doğrultuda 10 çç/mm olduğu gözlemlendi.

Sistem-3 Manisa Kanser Erken Teşhis ve Tarama Merkezi;

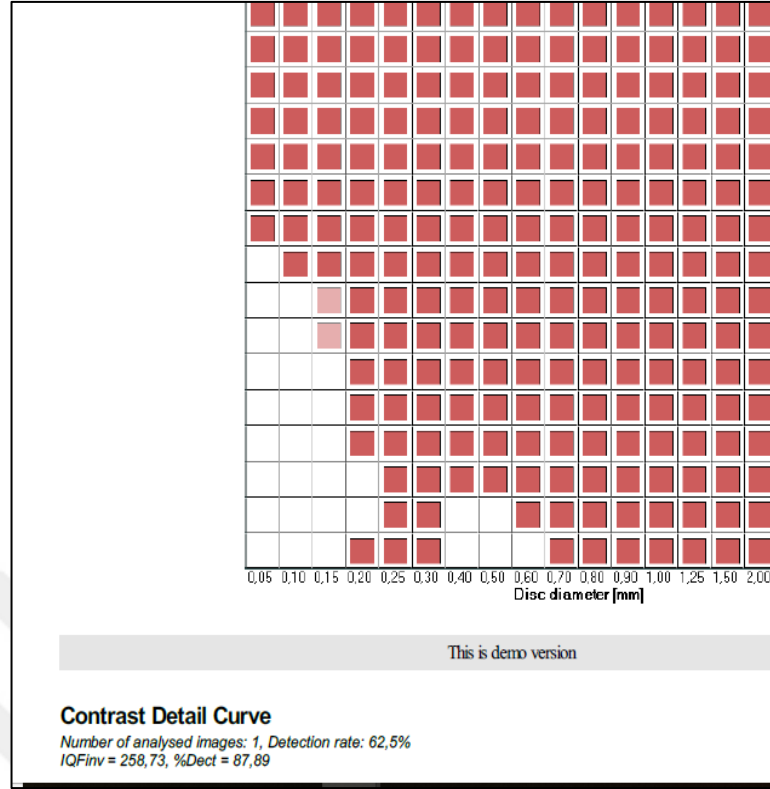
-Değerlendirme: ACR mamografi fantomunun AEC ile ışınlanması sonucunda yüksek kontrast ayırma gücü test objesi görüntülendi ve anot-katot eksenine paralel doğrultuda 10 çç/mm, anot katot eksenine dik doğrultuda 10 çç/mm olduğu gözlemlendi.

3.15.3. Görüntülenebilen eşik kontrast testi

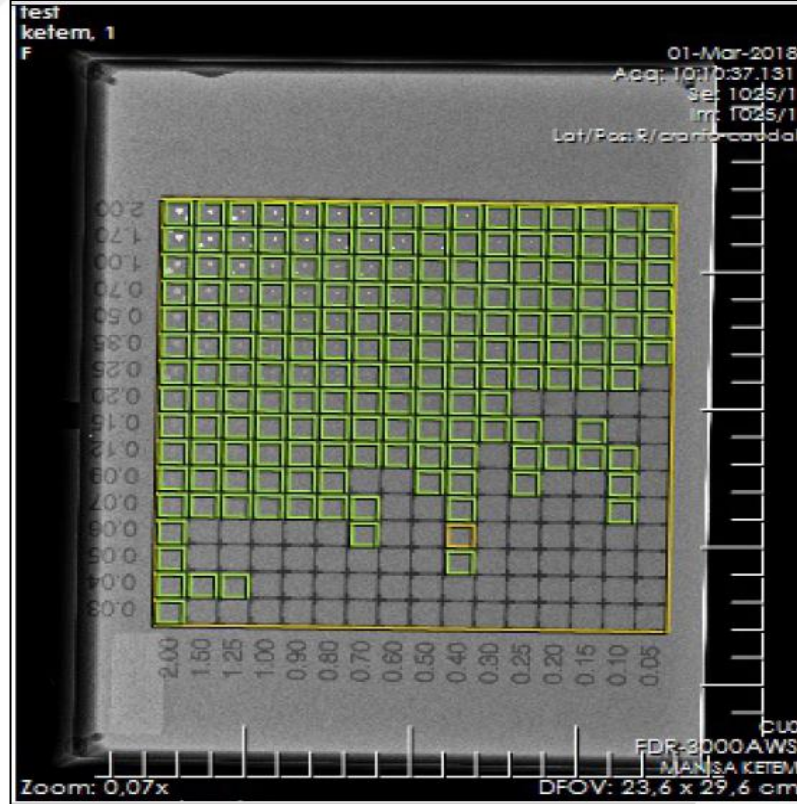
Görüntülenebilen eşik kontrast testleri için Pro-Mam fantom görüntülerinin yazılımındaki görüntüleri Şekil 3.24, Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'da gösterilmiştir.



Şekil 3.24. Sistem-1 kontrast detay eğrisi



Şekil 3.25. Sistem-2 kontrast detay eğrisi

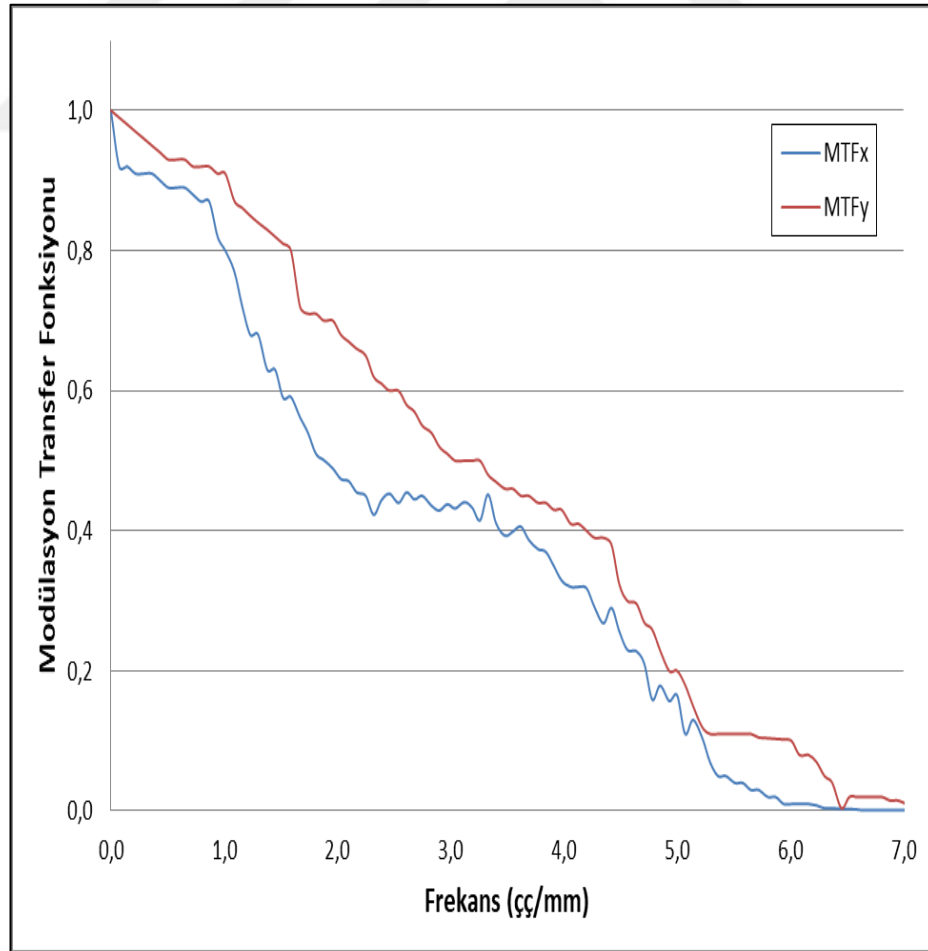


Şekil 3.26. Sistem-3 kontrast detay eğrisi

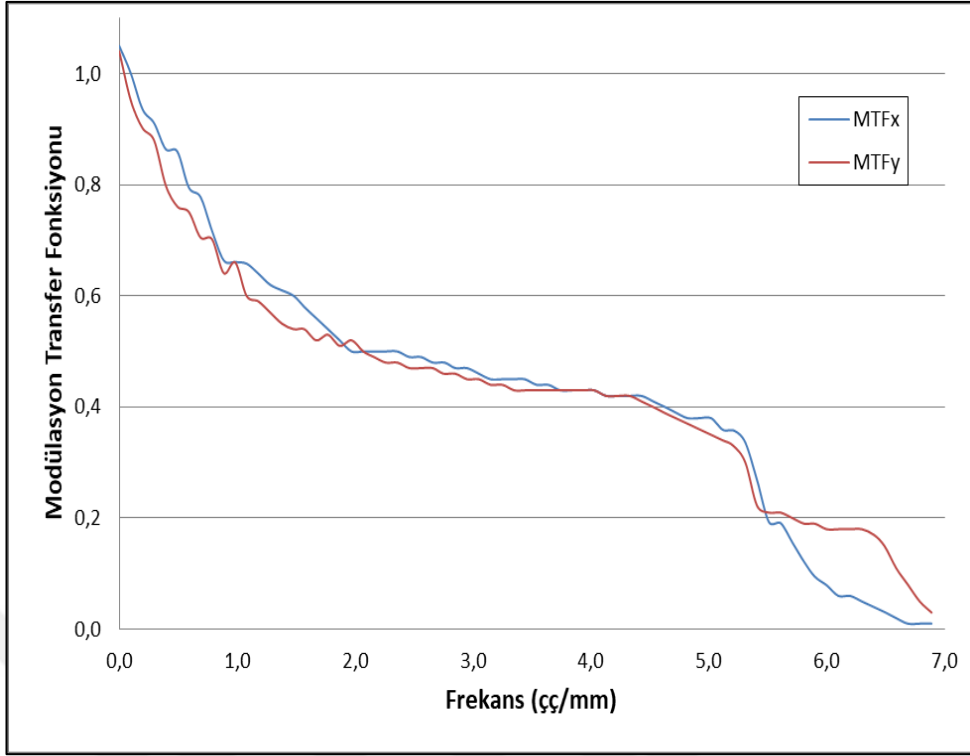
Değerlendirme: Pro Mam fantom kullanılarak 28 kVp değerinde AEC modunda ışınlanan görüntü yazılımda kalibre edildiği zaman, çıktı olarak altın disk çapına karşılık altın kalınlığının grafiği elde edilmiştir. Elde edilen grafiklerin kabul sınırları içerisinde olduğu görülmüş olup testin geçtiğine dair yazılım otomatik olarak çıktı vermiştir. Analiz sonucunda otomatik zaman modundaki W / Rh en yüksek IQF'yi üretmiş ve optimum tüp potansiyeli tüm spektrumlara göre 28 kVp olduğu görülmüştür. Bu sonuç, FOM ile daha düşük bir kVp'nin daha yüksek bir kVp'ye kıyasla daha yüksek bir skor elde ettiğini göstermesi ile tutarlıdır, çünkü daha yüksek bir kVp saçılma radyasyonunu artırarak, görüntü kontrastını azaltmıştır. 28 kVp FOM' da kontrast ve nesne tespit edilebilirliği açısından 26 kVp'ye göre daha iyidir.

3.15.4. Modüler transfer fonksiyonu testi sonuçları

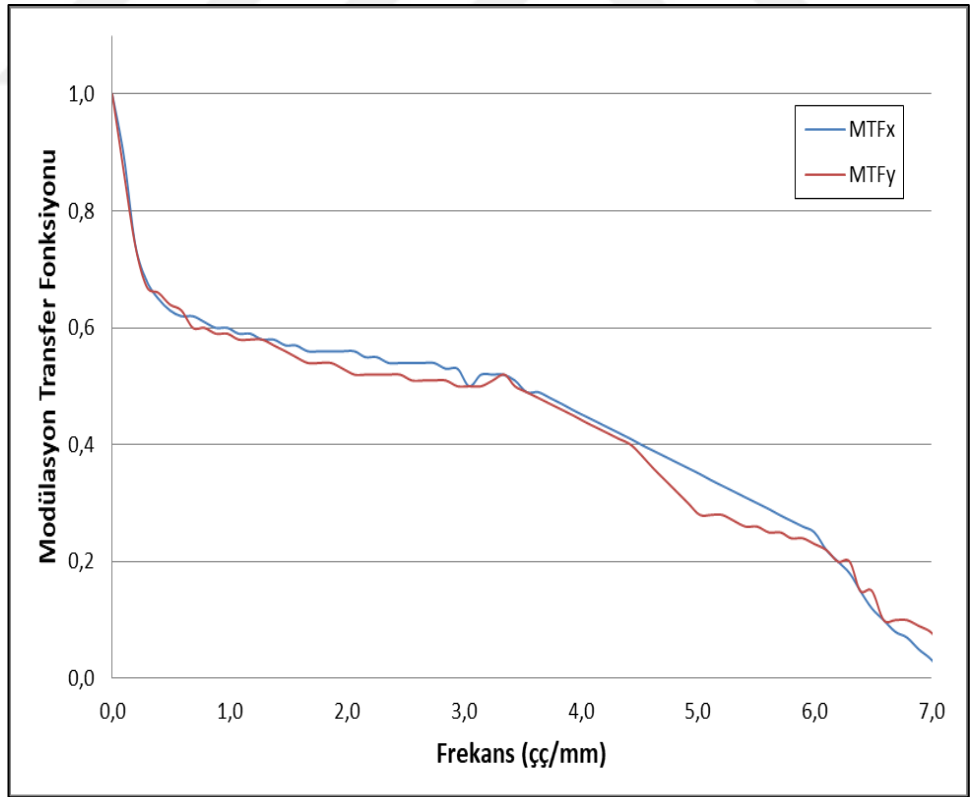
Üç sisteme ait modüler transfer test fonksiyonu grafikleri Şekil 3.27, Şekil 3.28 ve Şekil 3.29'da gösterilmiştir.



Şekil 3.27. Sistem-1 MTF eğrisi



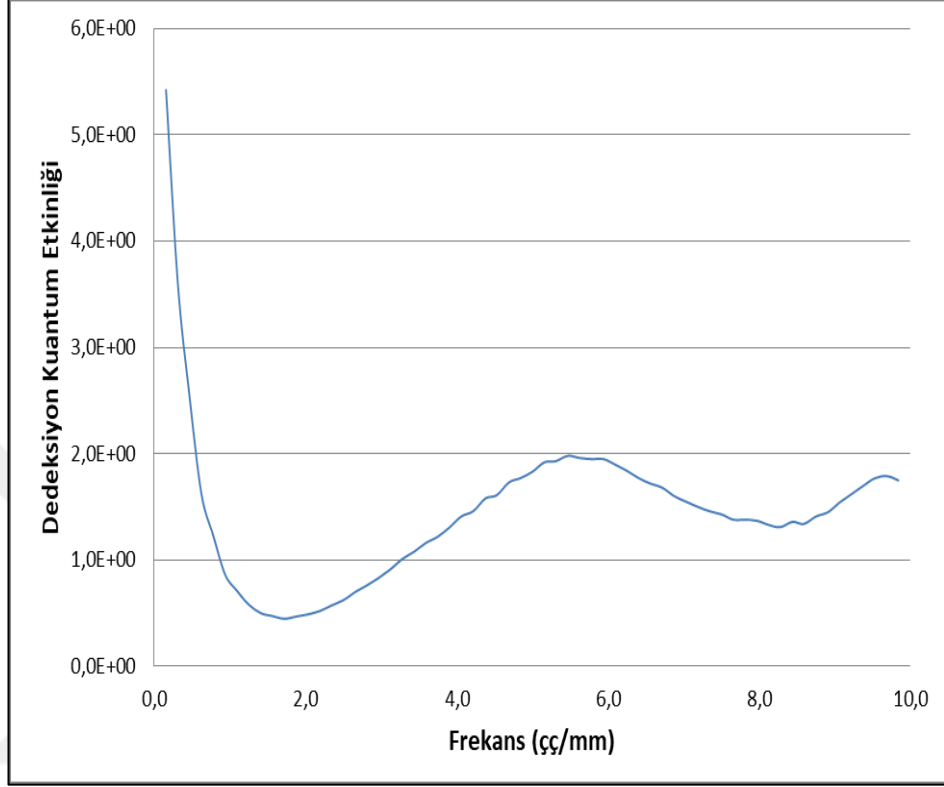
Şekil 3.28. Sistem-2 MTF eğrisi



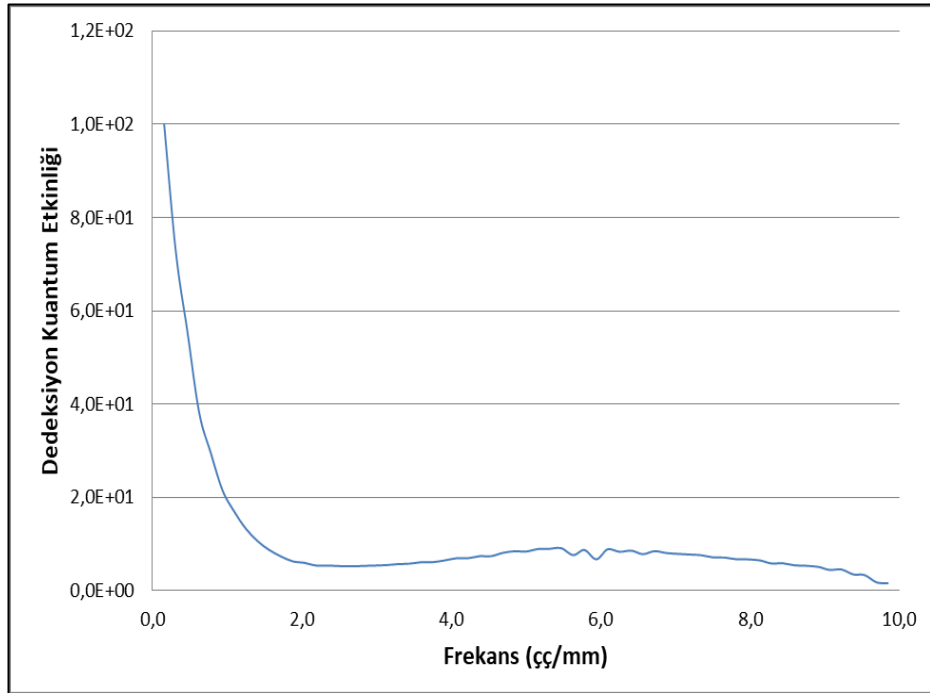
Şekil 3.29. Sistem-3 MTF eğrisi

3.15.5. DQE testi sonuçları

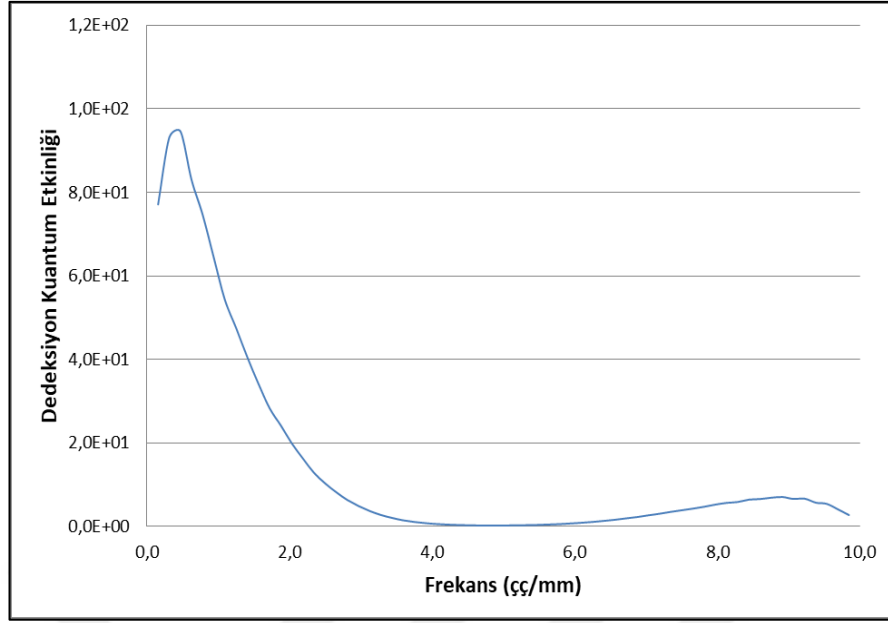
Üç sisteme ait DQE grafikleri Şekil 3.30, Şekil 3.31 ve Şekil 3.32’de gösterilmiştir.



Şekil 3.30. Sistem-1 DQE eğrisi



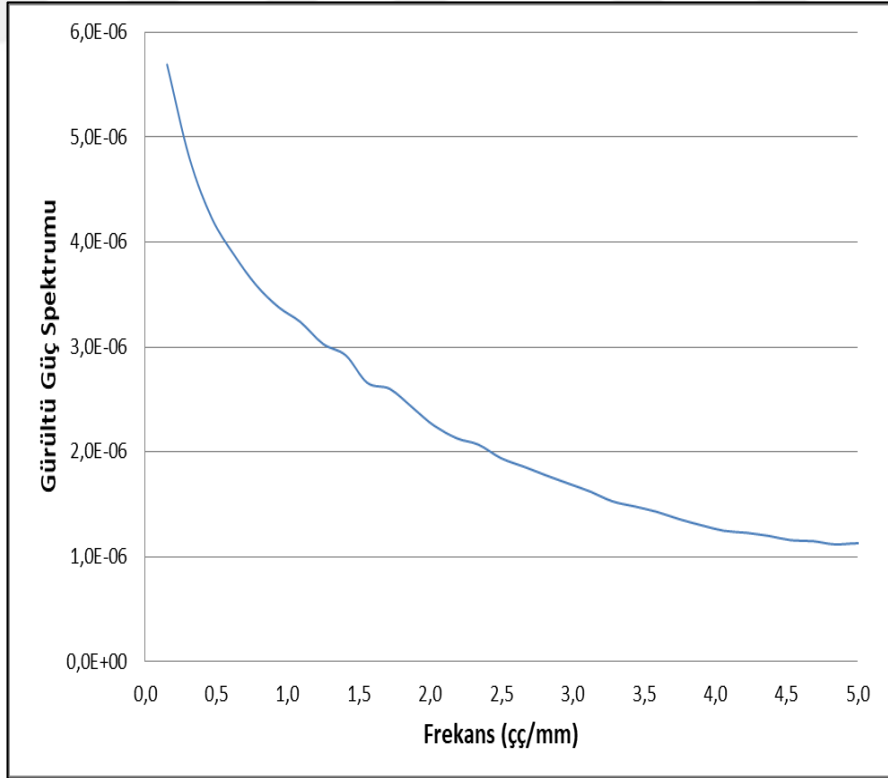
Şekil 3.31. Sistem-2 DQE eğrisi



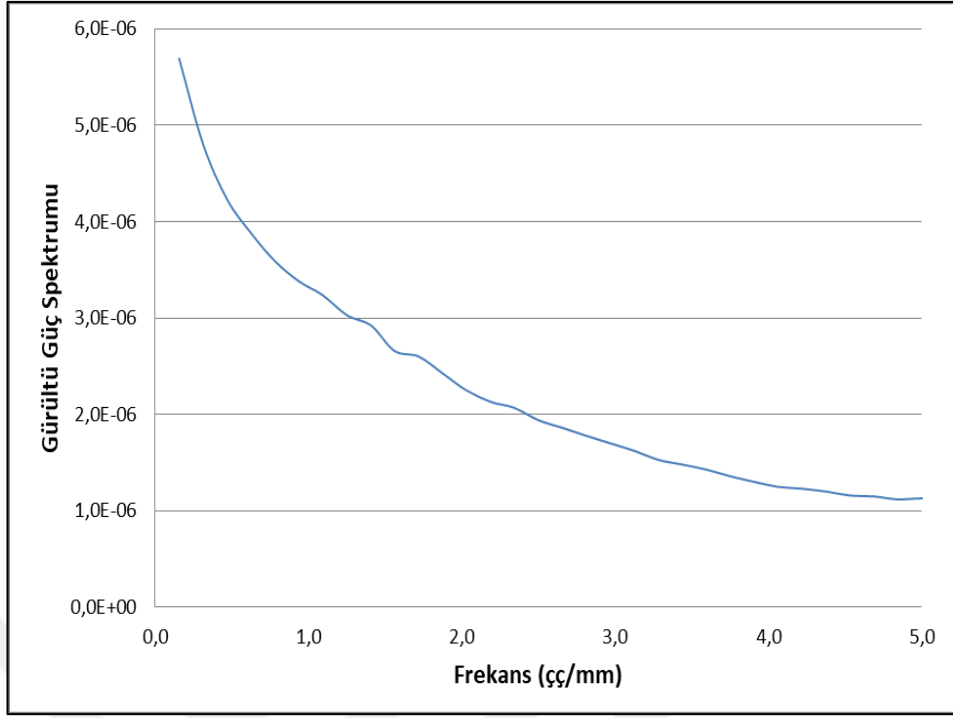
Şekil 3.32. Sistem-3 DQE eğrisi

3.15.6. NPS testi sonuçları

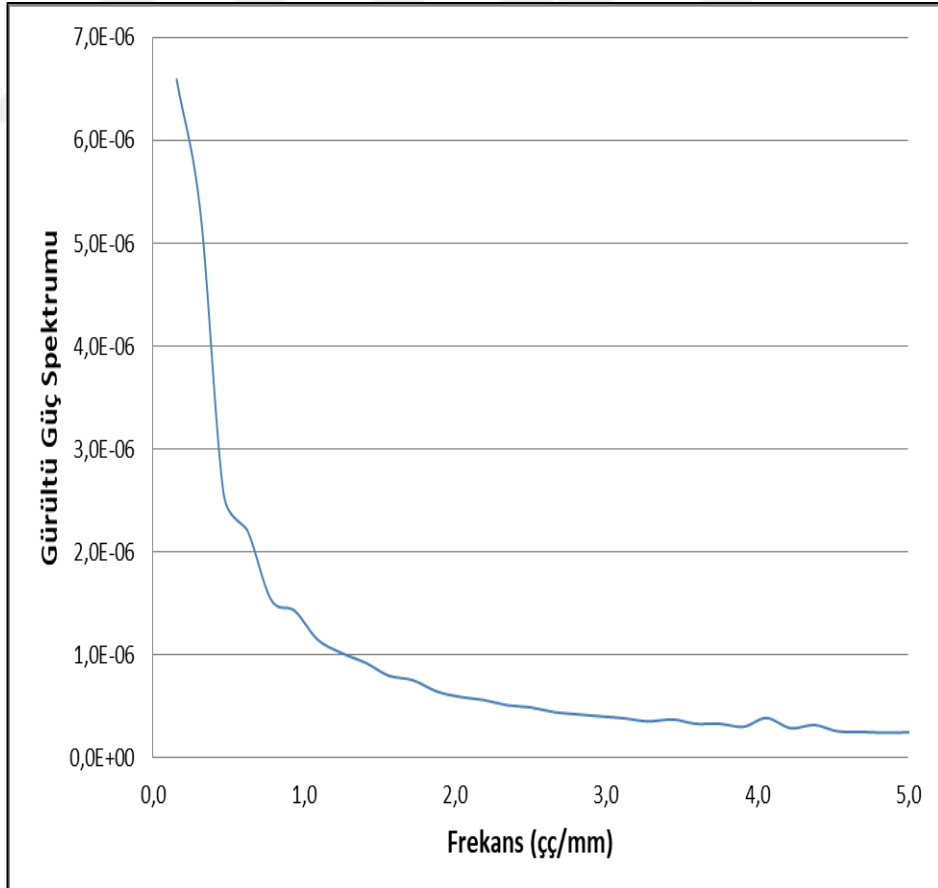
Üç sisteme ait NPS grafikleri Şekil 3.33, Şekil 3.34 ve Şekil 3.35'de gösterilmiştir.



Şekil 3.33. Sistem-1 NPS eğrisi



Şekil 3.34. Sistem-2 NPS eğrisi



Şekil 3.35. Sistem-3 NPS Eğrisi

Değerlendirme: MTF için en yüksek değeri 1 olup bu değerde nesne olduğu gibi görüntülenmiştir. Uzaysal frekans arttıkça nesneden elde edilen sinyalin düşmesi ve nesnenin aslına uygun olarak görüntüye yansımalarının azalması nedeniyle MTF değeri aşamalı olarak düşmüştür. 3 sistemin MTF eğrisini karşılaştırmak için bir frekans değerinde tüm sistemlerin bu frekanstaki MTF değerlerine bakıldığı zaman sistem 1'in MTF değerinin en fazla olduğu görülmüştür (Şekil 3.27). Diğer sistemlerde MTF değeri 0 ve 1 (çç/mm) frekans aralığında ani bir azalım göstermiştir Sistem 1'in ise uzaysal frekans aralığının daha geniş olduğu yani ayırma gücü diğerlerine göre en fazla olduğu tespit edilmiştir. Sistem 1, bu görüntüleme sistemi için daha fazla uzaysal çözünürlüğü yansıtmış, her uzaysal frekansta daha yüksek bir MTF sağlamıştır. Sistem-3 cihazı ise diğerlerine göre en az ayırma gücüne sahip olduğu saptanmıştır (Şekil 3.29).

Görüntüleme sisteminin performansını ölçen kantitatif parametre olan DQE parametresi grafiği incelendiğinde Sistem-3'ün diğerlerine göre en dar bir aralıkta fotonu görüntü oluşumunda kullandığı Sistem-1 'deki cihazın ise diğerlerine göre daha geniş aralıkta görülmüştür (Şekil 3.30 Şekil 3.31, Şekil 3.32). Böylece iyi bir DQE değeri ile, Sistem-1 deki cihaz ile daha az hasta dozu ile daha iyi görüntü kalitesinde görüntü elde etmek mümkündür.

NPS görüntüleri sistemde oluşan gürültünün bilgisine ulaşmamızı sağlar. Ölçümler incelendiğinde; görüntüsünde çok fazla dalgalanma olmayışı sistemin gürültü oranını fazla olmadığı ve de azalım hızının en az olduğu cihaz Sistem-1'dir. NPS değerinin en hızlı ve en fazla azalım yaptığı cihaz ise Sistem-3'tür (Şekil 3.33, Şekil 3.34, Şekil 3.35).

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, aynı marka, model, üretim yılına sahip dijital mamografi cihazlarına ait çekim sayılarına göre zaman içerisinde değişen performanslarını değerlendirmek üzere kalite kontrol test ölçümleri yapılmış ve her bir sistem için en düşük maruziyette en iyi görüntü kalitesi standardına ulaşmasını sağlayacak optimum pozlama faktörleri hesaplaması yapılmıştır.

FOM, SNR, CNR değerleri en yüksek, MTF, NPS, DQE değerleri daha iyi, uzaysal spektrum grafiği daha geniş yayılım gösteren, uzaysal çözünürlüğü en fazla olan, ortalama glandüler doku dozu değeri (AGD) en düşük olan cihaz Sistem-1 Soma Devlet Hastanesi'nde bulunan cihazdır. Cihaz hiç kullanılmamış olup Müdürlüğümüze yeni alınmıştır. Cihazın ilk kurulumu ve testleri yüklenici tarafından yapılmış olup sonrasında hiçbir hasta çekime alınmadan yukarıdaki ölçümler gerçekleştirilmiştir. Yapılan tüm testler ile kurulumu aynı anda yapılan aynı marka model cihazlara ait kullanım sıklığına, tüpte ve dedektörde meydana gelebilecek olası sorunlar sonrası, cihazların 2 (iki) yıldan az kısa bir sürede bile performanslarındaki değişimler ile testlerin ve görüntü kalitesinin değişkenliği gözlemlenerek irdelenmiştir. Bu sebeple, yanlış teşhisin önlenerek yüksek hasta dozuna sebebiyet vermeden en iyi görüntü kalitesine sahip bir cihazla çalışılabilmesi için, EUREF standardında yer alan periyotlarda ve cihazın ilk muayene kabulünde mamografi cihazlarının kalite kontrol testlerinin rutin olarak yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Bosmans H., Bouwman R., Dance D., Heid P., *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems*, 4 th ed., European Communities, Belgium, 2013.
- [2] Noel A., Thibault F.J., Digital Detectors for Mammography: The Technical Challenges, *Eur Radiol*, DOI: 10.1007/s00330-004-2446-6.
- [3] Suleiman M.E., Brennan P.C., McEntee M.F., Mean Glandular Dose in Digital Mammography: A Dose Calculation Method Comparison, *Journal of Medical Imaging*, DOI: 10.1117/1.JMI.4.1.013502.
- [4] Yaffe M.J., Mainprize J.G., Detectors for Digital Mammography, *Technology in Cancer Research & Treatment*, DOI: 10.1177/153303460400300401.
- [5] Bacher K., Evaluation of Image Quality and Patient Radiation Dose in Digital Mammography, PhD Thesis, Faculty of Medicine and Health Sciences Department of Human Anatomy, Embryology, Dehradun, India, 2006.
- [6] Yüksel Ş., Dijital Mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kabul Testleri, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2010, 291813.
- [7] Perry N., Broeders M., Törnberg S., *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*, 3 rd ed., European Commissioner for Health and Consumer Protection, Belgium, 2006.
- [8] Perry S., Mammography Physics and Technology for Effective Clinical Imaging, <http://www.sprawls.org/resources/MAMMO>, (Ziyaret Tarihi : 30 Mayıs 2018).
- [9] Fujifilm, Amulet Innovality Features, Fujifilm, Amulet Innovality Features, <https://www.fujifilm.eu/tr/urunler/medikal-sistemler/dijital#features>, (Ziyaret Tarihi: 5 Mart 2018).
- [10] Law J., The Development of Mammography, *Physics in Medicine and Biology*, DOI: 10.1088/0031-9155/51/13/R10.
- [11] Ayrançioğlu O., Digital Mamografi Cihazlarının Kalite Kontrol, Kalibrasyon ve Standardizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2011, 288671.
- [12] Martin J., Yaffe M.J., Mainprize J.G., Detectors for Digital Mammography, *Technology in Cancer Research & Treatment*, DOI: 10.1177/153303460400300401.

- [13] Tükel S., Dijital Mamografi, *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji*, 2002, **8**(1), 222-227.
- [14] Bick L., Diekmann F., *Digital Mammography*, 1 th ed., Springer, New York, 2010.
- [15] Vedantham S., Karellas A., Suryanarayanan S., Full Breast Digital Mammography with An Amorphous Silicon-Based Flat Panel Detector: Physical Characteristics of A Clinical Prototype, *Medical Physics*, DOI: 10.1118/1.598895
- [16] Yaffe M.J., Rowlands J.A., X-Ray Detectors for Digital Radiography, *Phys Med Biol*, DOI: 10.1088/0031-9155/42/1/001.
- [17] Sanderink G.C., Miles D.A., Intraoral Detectors. CCD, CMOS, TFT, and Other Devices, *Dent Clin North Am.*, 2000, **44**(2), 249-55.
- [18] Haring J.I., Jansen L., *Dental Radiography Principles and Techniques*, 5th ed., Elsevier, Canada, 2017.
- [19] Akkaya N., Dijital Görüntüleme Teknikleri, *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*, 2010, **1**(2), 14-25.
- [20] Yeler D.Y., Taşveren S.K., Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Yöntemleri, *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Dergisi*, 2006, **1**(1), 1-6.
- [21] Das S., Mukherjee D., Abdulla K.K., *Inspectioneering Journal*, <https://inspectioneering.com/journal/2013-09-30/3608/digital-radiography---assessin>, (Ziyaret tarihi: Mart 2018).
- [22] Andria G., Attivissimo F., Lanzolla A.M.L., Guglielmi G., Terlizzi R., Francavilla M., Assessment of Imaging Performance in Digital Radiographic Systems, *Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, DOI: 10.1109/MeMeA.2014.6860022.
- [23] Samei E., Flynn M.J., A Method for Measuring The Presampled MTF of Digital Radiographic Systems Using An Edge Test Device, *Med. Phys*, DOI: 10.1118/1.598165.
- [24] TS EN 61223-3-2, Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments-Part 3-2: Acceptance Tests- Imaging Performance of Mammographic X Ray Equipment, *Türk Standartları Enstitüsü*, Ankara, 2011.
- [25] Hoheisel M., Batz L., Mertelmeier T., Giersch J., Korn A., Modulation Transfer Function of A Selenium-based Digital Mammography System, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, DOI: 10.1109/TNS.2006.874953.
- [26] Stierstorfer K., Spahn M., Self-Normalizing Method to Measure The Detective Quantum Efficiency of A Wide Range of X-Ray Detectors, *Medical Physics*, DOI: 10.1118/1.598626,1999.

- [27] Buhr E., Günther-Kohfahl S., Neitzel U., Accuracy of A Simple Method for Deriving the Pre sampled Modulation Transfer Function of A Digital Radiographic System from An Edge Image, *Medical Physics*, DOI: 10.1118/1.1598673,2003.
- [28] Samei E., Flynn M.J., David A., A method for Measuring The Pre-Sampled MTF of Digital Radiographic Systems Using An Edge Test Device, *Medical Physics*, DOI: 10.1118/1.598165.
- [29] Escartin T., Determining The Detective Quantum Efficiency (DQE) Of X-Ray Detectors In Clinical Environments, Master of Science, The University of Western Ontario, Graduate Program in Medical Biophysics, Western, 2017.
- [30] Williams M., Mangiafico P., Simoni P., Noise Power Spectra of Images from Digital Mammography Detectors, *Medical Physics*, DOI: 10.1118/1.598623,1999.
- [31] Marshall N., Monnin P., Bosmans H., Bochud F., Verdun R., Image Quality Assessment in Digital Mammography: part I. Technical Characterization of The Systems, *Phys Med Biol.*, DOI: 10.1088/0031-9155/56/14/002.
- [32] Olgar T., Dijital Radyografi Sistemlerinde Gürültünün Konum ve Frekans Uzaklığında İrdelenmesi, *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, DOI: 10.16984/saufenbilder.302423.
- [33] Yaffe M.J., Bunch C., Desponds L., Jong R.A., Nishikawa R.M., Tapiovaara M.J., Young K.C., The International Commission on Radiation Units and Measurements, *Journal of the ICRU*, DOI: 10.1093/jicru/ndp030.
- [34] Nigaprake K., Puwanich P., Phaisangittisakul N., Youngdee W., A Comparison of Mammographic X-ray Spectra: Simulation with EGSnrc and Experiment with CdTe Detector, *Journal of Radiation Research*, DOI: 10.1269/jrr.09026.
- [35] Yaffe M. J., Bunch P.C., Desponds L., Jong R.A., Nishikawa R.M., Tapiovaara M.J., Young K.C., Mammography Assessment of Image Quality, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, DOI: 10.1093/jicru/ndp029.
- [36] Shaw J., Albagli D., Granfors P.R., Enhanced a-Si/CsI-Based Flat-panel X-Ray Detector for Mammography, *Proceedings of the SPIE*, DOI: 10.1117/12.539141.
- [37] Bissonnette M., Hansroul M., Masson E., Savard S., Digital Breast Tomosynthesis Using An Amorphous Selenium Flat Panel Detector, *Proceedings of SPIE*, DOI: 10.1117/12.601622.
- [38] Yorker J.G., Jeromin L.S., Lee D.L., Characterization of a Full-field Digital Mammography Detector Based on Direct X-Ray Conversion in Selenium, *Proceedings of SPIE*, DOI: 10.1117/12.465568.

- [39] Dance D.R., Skinner C.L., Young K.C., Beckett J.R., Kotre C.J., Additional Factors Fort The Estimation of Mean Glandular Breast Dose Using The UK Mammography Dosimetry Protocol, *Physics in Medicine & Biology*, DOI: 10.1088/0031-9155/45/11/308.
- [40] Dance D.R., Young K.C., Engen R.E., Further Factors for The Estimation of Mean Glandular Dose Using the United Kingdom, *Physics in Medicine & Biology*, DOI: 10.1088/0031-9155/54/14/00.
- [41] Izdihar K., Kanaga K.C., Krishnapillai V., Sulaiman T., Determination of Tube Output (kVp) and Exposure Mode for Breast Phantom of Various Thicknesses/Glandularity for Digital Mammography, *Malays J Med Science*, 2015, **22**(1), 40-49.
- [42] Üncü Y., Radyolojik Görüntüleme Sistemleri İçin Görüntü ve Değerlendirme Araçlarının ve Kullanıcı Ara yüzünün Geliştirilmesi, Yüksek Lisans Tezi., Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2013, 337007.
- [43] <http://www.radkal.com.tr/mamografi>, (Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2018).
- [44] Seçil M., <http://www.mustafasecil.com/>, (Ziyaret Tarihi: 2 Haziran 2018).
- [45] Monte-Carlo-obtained-W-Rh-target-filter_fig3_294089884, (Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2018).
- [46] <http://www.sprawls.org/ppmi2/SCATRAD/>.(Ziyaret Tarihi: 28 Mayıs 2018).
- [47] Borg M., Badr I., Royle G.J., The Use of a Figure-of-Merit (FOM) For Optimization in Digital Mammography, *Radiat Prot Dosimetry*, DOI: 10.1093/rpd/ncr465.
- [48] <https://goruntulemeteknikleri.wordpress.com/2012/11/01/topuk-etkisi/>, (Ziyaret Tarihi: 30 Mayıs 2018).
- [49] Akyol O., <https://slideplayer.biz.tr/slide/2410625/>, (Ziyaret Tarihi: 4 Ocak 2017).
- [50] Oduko J.M., Young K.C., Gundogdu O., Alsager A., Effect of Using Tungsten-Anode X-Ray Tubes on Dose and Image Quality in Full-Field Digital Mammography, Lecture Notes in Computer Science, Krupinski E.A., *Digital Mammography*, 9 th ed., Springer, Berlin, 522-9, 2008.
- [51] Körner M., Weber C.H., Wirth S., Pfeifer K.J., Reiser M.F., Treitl M., Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview, *Radiographics*, DOI: 10.1148/rg.273065075.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- [1] **Şanlı R.**, Gündoğdu O., Dijital Mamografi Cihazı Kalite Kontrol Ölçümleri ve Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi, *Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2018, **4**(3), 88-94.



ÖZGEÇMİŞ

1992 yılında Bucak' ta (Burdur) doğdu. İlk öğrenimini Antalya'da, orta ve lise öğrenimini Bucak'ta tamamladı. 2011 yılında Kayseri Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'ne başlayarak 2016 yılında Biyomedikal Mühendisi olarak mezun oldu. 2016 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı. 2017 yılı Mart ayında Devlet Personel Başkanlığı tarafından Manisa İl Sağlık Müdürlüğü'ne atandı, halen orada çalışmaktadır. 2019 Ocak ayında Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı.

