KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİJİTAL MAMOGRAFİ (FFDM) SİSTEMLERİNİN KABUL TESTLERİ VE TEKNİK DEĞERLENDİRMESİ

MELİKE KAYA KARAASLAN

KOCAELİ 2016

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

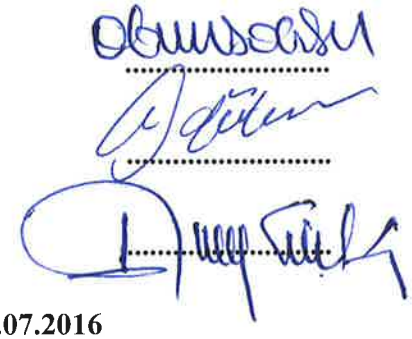
DİJİTAL MAMOGRAFİ (FFDM) SİSTEMLERİNİN KABUL TESTLERİ VE TEKNİK DEĞERLENDİRMESİ

MELİKE KAYA KARAASLAN

Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU
Danışman, Kocaeli Üniv.

Prof. Dr. Orhan GÜRLER
Jüri Üyesi, Uludağ Üniv.

Doç. Dr. Serdar KÜÇÜK
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv.



Tezin Savunulduğu Tarih: 20.07.2016

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Dijital mamografi sistemleri ülkemizde ve dünyada özellikle bayanlarda meme kanserinin erken evrede teşhisinde büyük öneme sahip medikal cihazların başında yer almaktadır. Mamografi sistemlerinin hem görüntü kalitesi açısından hem de uygulamada kullandıkları radyasyon dozu açısından ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre, maksimum görüntü kalitesinin minimum radyasyon dozunda elde edilebilmesi gerekmektedir. Mamografi sistemlerinin performanslarının görüntü kalitesi ve doz açısından belirlenebilmesi için hem kabul testlerinde hem de periyodik kalite kontrol testlerinde yapılması Uluslararası standartlar tarafından önerilen belirli test işlemlerini ayrıntılı olarak açıklamak, mamografi sistemlerinin klinik olarak kullanılabilirliliği ve performansı hakkında bilgi sahibi olmak amacıyla bu tez çalışması gerçekleştirilmiştir.

Yüksek lisans eğitimim boyunca öğrencisi olmaktan onur duyduğum, ilminden faydalandığım, örnek edindiğim, bana sağladığı tüm destek ve yardımlar için çok değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU' ya derin teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, hayatımın her aşamasında ve bu süreçte her zaman benim yanımda olan, gösterdikleri hoşgörü ve sabırlarıyla desteklerini esirgemeyen eşim Fatih KARAASLAN' a, babam Atanur KAYA, annem Rafiye KAYA ve ablam Müjgân KAYA' ya ve Beyoğlu Kamu Hastaneleri Birliği Klinik Mühendislik Hizmetleri Birimi'nin tüm teknik personellerine, sevgili çalışma arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Temmuz - 2016 Melike KAYA KARAASLAN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
TABLOLAR DİZİNİ vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ viii
ÖZET ix
ABSTRACT x
GİRİŞ 1
1. GENEL BİLGİLER 4
1.1. Mamografi Sistemi 4
1.1.1. Yüksek gerilim üreteci 5
1.1.2. Mamografi sistemi x-ışın tüpü 5
1.1.3. Meme sıkıştırma sistemi 8
1.1.4. Mamografik grid sistemi 9
1.1.5. Otomatik ışınlama kontrol sistemi 10
1.1.6. Dijital dedektörler 11
2. MAMOGRAFİ CİHAZI KABUL TESTLERİ 21
2.1. Tüp Çıkışı 21
2.2. Yarı-Değer Kalınlığı (HVL) 22
2.3. Dedektör Yanıtı 23
2.4. Gürültü Analizi 24
2.5. Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC) Performansı 26
2.5.1. Doz ölçümleri 26
2.5.2. Kontrast-gürültü oranı (CNR) testi 29
2.6. Görüntü Kalitesi Ölçümleri (Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi) 35
2.6.1. Cdmam 3.4 fantom manuel değerlendirmesi 40
3. MATERYAL VE YÖNTEM 46
3.1. Test Edilen Sistemler ve Özellikleri 46
3.2. Kullanılan Test Fantomları ve Doz Ölçüm Dedektörleri 49
3.3. Test Uygulama Yöntemleri 49
4. BULGULAR 50
4.1. Siemens Mamografi Sistemi Ölçüm Sonuçları 50
4.1.1. Tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı testi 50
4.1.2. Dedektör yanıtı testi 51
4.1.3. Gürültü analizi 53
4.1.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı 56
4.1.5. Görüntü kalitesi ölçümleri 61
4.2. Giotto Mamografi Sistemi Ölçüm Sonuçları 66
4.2.1. Tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı testi 66
4.2.2. Dedektör yanıtı testi 66
4.2.3. Gürültü analizi 68
4.2.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı 70
4.2.5. Görüntü kalitesi ölçümleri 74

4.3. Hologic Selenia Mamografi Sistemi Ölçüm Sonuçları 79
4.3.1. Tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı testi 79
4.3.2. Dedektör yanıtı testi 79
4.3.3. Gürültü analizi 80
4.3.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı 83
4.3.5. Görüntü kalitesi ölçümleri 88
5. SİSTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI 90
5.1. Tüp Çıkışı Değerlerinin Karşılaştırılması 90
5.2. Dedektör Yanıtı Test Sonuçlarının Karşılaştırılması 91
5.3. Gürültü Test Sonuçlarının Karşılaştırılması 91
5.4. Doz Ölçümleri 92
5.5. Otomatik Işınlama Kontrolü 93
5.6. Görüntü Kalitesi Ölçümleri 93
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 94
KAYNAKLAR 99
EKLER 103
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 109
ÖZGEÇMİŞ 110

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. İş istasyonu ve dijital mamografi sistemi 4
Şekil 1.2. Mamografik X-ışın tüpü 7
Şekil 1.3. Kolimatör sistemi ve kolimatör yaprakları 7
Şekil 1.4. Farklı tasarımlarda kompresyon plakaları 8
Şekil 1.5. Lineer ve hücresel grid 10
Şekil 1.6. Işığa duyarlı fosfor sistem mekanizması 12
Şekil 1.7. Çift taraflı okuma sistemi 13
Şekil 1.8. Taramalı fosfor CCD dedektör yapısı 13
Şekil 1.9. CCD dedektörlerinin okunması 14
Şekil 1.10. İndirek dedektör tasarımı 15
Şekil 1.11. TFT lerin okunması 16
Şekil 1.12. Selenyum flat-panel dedektör yapısı 17
Şekil 1.13. Silikon şeritli ve yüksek basınçlı iyon odalı dedektör 19
Şekil 2.1. ESAK için referans dozimetre ve doz ölçümü için PMMA 28
Şekil 2.2. CNR hesabı için ROI pozisyonu 30
Şekil 2.3. CNR ölçüm değerlendirmesi için örnek grafik 35
Şekil 2.4. CDMAM 3.4 fantom görüntüsü 37
Şekil 2.5. CDMAM fantom referans konumu 38
Şekil 2.6. Birinci CDMAM fantom değerlendirmesi 41
Şekil 2.7. İkinci CDMAM fantom değerlendirmesi 42
Şekil 2.8. Üçüncü CDMAM fantom değerlendirmesi 42
Şekil 2.9. Dördüncü CDMAM fantom değerlendirmesi 43
Şekil 2.10. Beşinci CDMAM fantom değerlendirmesi 43
Şekil 4.1. Dedektör yanıtı testi 32 mAs örnek görüntüsü 52
Şekil 4.2. Siemens Mammomat Inspiration dedektör yanıt grafiği 52
Şekil 4.3. Siemens European 2006'ya göre gürültü analizi grafiği 53
Şekil 4.4. Siemens NHSBSP 2009'a göre gürültü analizi grafiğ 54
Şekil 4.5. 20mm PMMA kalınlığı için örnek CNR ölçüm görüntüsü 59
Şekil 4.6. PMMA kalınlığına göre CNR değişim grafiği 60
Şekil 4.7. CDMAM analyser software ekran görüntüsü 61
Şekil 4.8. Siemens kontrast-detay ve psikometrik eğri grafiği 64
Şekil 4.9. Siemens IQF_{INV} ve kontrast-detay grafiği 64
Şekil 4.10. IMS Giotto dedektör yanıt grafiği 68
Şekil 4.11. IMS Giotto European 2006'ya göre gürültü analizi grafiği 69
Şekil 4.12. IMS Giotto NHSBSP 2009'a göre gürültü analizi grafiği 69
Şekil 4.13. PMMA kalınlığına göre CNR değişim grafiği 75
Şekil 4.14. CDMAM analyser ekran görüntüsü 76
Şekil 4.15. Giotto kontrast-detay eğrisi 77
Şekil 4.16. Giotto IQF_{INV} ve kontrast-detay eğrisi 77
Şekil 4.17. Hologic Selenia dedektör yanıt grafiği 80
Şekil 4.18. Hologic Selenia gürültü test grafiği 81
Şekil 4.19. Hologic Selenia NHSBSP 2009'a göre gürültü analizi grafiği 82
Şekil 4.20. PMMA kalınlığına göre CNR değişim grafiği 87

Şekil 4.21. Hologic kontrast-detay eğrisi 88
Şekil 4.22. Hologic IQF_{INV} ve kontrast-detay eğrisi 89
Şekil 5.1. Üç sistem için karşılaştırmalı CNR grafiği 94
Şekil 5.2. Sistemlerin kontrast-detay eğrisinin karşılaştırılması 95
Şekil B.1. CDMAM fantomu skor formu 106
Şekil B.2. CDMAM fantomu değerlendirme formu 107

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Dijital mamografi sistemleri 20
Tablo 2.1. Farklı kV ve hedef/filtre kombinasyonlarında HVL kabul sınırı 23
Tablo 2.2. Maksimum izin verilebilir ortalama glanduler doz değerleri 27
Tablo 2.3. 28 kV Mo/Mo Hedef/Filtre kombinasyonlarında limit değerler 32
Tablo 2.4. PMMA kalınlıklarına göre CNR limit değerleri 33
Tablo 2.5. z-Faktörleri 34
Tablo 3.1. Test edilen birinci mamografi sisteminin özellikleri 46
Tablo 3.2. Test edilen ikinci mamografi sisteminin özellikleri 47
Tablo 3.3. Test edilen üçüncü mamografi sisteminin özellikleri 48
Tablo 4.1. Siemens tüp çıkışı ve HVL sonuçları 50
Tablo 4.2. Siemens dedektör yanıtı doz değerleri 51
Tablo 4.3. Siemens ortalama piksel ve standart sapma değerleri 51
Tablo 4.4. Siemens SNR, SNR^2, Giriş Hava Kerma (mGy) değerleri 53
Tablo 4.5. Siemens standart sapma ve giriş hava kerma değerleri 54
Tablo 4.6. Siemens AEC modunda parametre değerleri 56
Tablo 4.7. Siemens dedektörden tespit edilen ışınlama parametreleri 56
Tablo 4.8. Siemens $ESAK_{DOZİMETRE}$ ve $ESAK_{FANTOM}$ değerleri 57
Tablo 4.9. Siemens Eşitlik (2.8) ile tespit edilen MGD değerleri 57
Tablo 4.10. Siemens PMMA plakaları için MGD değerleri 58
Tablo 4.11. Siemens $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ sonuç tablosu 60
Tablo 4.12. Siemens CNR ölçüm sonuçları 60
Tablo 4.13. Siemens için göreli CNR 60
Tablo 4.14. Siemens CDMAM ışınlama parametreleri 61
Tablo 4.15. Siemens $IQF_{İNV}$ ve % tespit edilen disk değerleri 62
Tablo 4.16. Siemens altın disk çapına karşılık-altın disk kalınlığı 62
Tablo 4.17. IMS Giotto tüp çıkışı ve HVL sonuçları 65
Tablo 4.18. IMS Giotto dedektör yanıtı doz değerleri 66
Tablo 4.19. Giotto ortalama piksel ve standart sapma değerleri 66
Tablo 4.20. Giotto SNR, SNR^2, giriş hava kerma (mGy) değerleri 69
Tablo 4.21. Giotto standart sapma ve giriş hava kerma değerleri 69
Tablo 4.22. PMMA plakalarının AEC modunda parametre değerleri (Giotto) 70
Tablo 4.23. Dedektörden tespit edilen ışınlama parametreleri (Giotto) 70
Tablo 4.24. Tespit edilen $ESAK_{DOZİMETRE}$ ve $ESAK_{FANTOM}$ (Giotto) 71
Tablo 4.25. Eşitlik (2.8) ile tespit edilen MGD değerleri (Giotto) 71
Tablo 4.26. PMMA plakaları için MGD değerleri (Giotto) 72
Tablo 4.27. $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ sonuç tablosu (Giotto) 72
Tablo 4.28. CNR ölçüm sonuçları (Giotto) 73
Tablo 4.29. Farklı PMMA kalınlıkları için göreli CNR değeri (Giotto) 73
Tablo 4.30. Giotto ışınlama parametreleri 75
Tablo 4.31. Giotto $IQF_{İNV}$ ve % tespit edilen disk değerleri 76
Tablo 4.32. Altın disk çapına karşılık-altın disk kalınlığı (Giotto) 76
Tablo 4.33. Hologic tüp çıkışı ve HVL sonuçları 79
Tablo 4.34. Hologic dedektör yanıtı doz değerleri 79

Tablo 4.35. Hologic ortalama piksel ve standart sapma değerleri 79
Tablo 4.36. Hologic SNR, SNR^2, giriş hava kerma (mGy) değerleri 81
Tablo 4.37. Standart sapma ve giriş hava kerma değerleri (Hologic)..... 82
Tablo 4.38. PMMA plakalarının AEC modunda parametre değerleri (Hologic) 83
Tablo 4.39. Dedektörden tespit edilen ışınlama parametreleri (Hologic)..... 83
Tablo 4.40. $ESAK_{DOZİMETRE}$ ve $ESAK_{FANTOM}$ değerleri (Hologic) 84
Tablo 4.41. Eşitlik (2.8) ile tespit edilen MGD (Hologic)..... 84
Tablo 4.42. PMMA plakaları için MGD değerleri (Hologic)..... 86
Tablo 4.43. $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ sonuç tablosu (Hologic)..... 87
Tablo 4.44. CNR ölçüm sonuçları (Hologic)..... 87
Tablo 4.45. Farklı PMMA kalınlıkları için göreli CNR değeri 88
Tablo 4.46. Hologic CDMAM ışınlama parametreleri 89
Tablo 4.47. Hologic $IQF_{İNV}$ ve % tespit edilen disk değeri 89
Tablo 4.48. Altın disk çapına karşılık-altın disk kalınlığı (Hologic)..... 89
Tablo 5.1. W/Rh Hedef/Filtre kombinasyonunda tüp çıkışı sonuçları..... 90
Tablo 5.2. W/Rh Hedef/Filtre kombinasyonunda HVL sonuçları 91
Tablo 5.3. 45mm PMMA kalınlığında dedektör yanıtı test sonuçları..... 91
Tablo 5.4. European protokolune göre dedektör yanıtı test sonuçları 91
Tablo 5.5. NHSBSP protokolune göre dedektör yanıtı test sonuçları 91
Tablo 5.6. AEC performansı doz ölçüm sonuçları..... 92
Tablo 5.7. PMMA kalınlığına göre glanduler doz değerleri..... 92
Tablo 5.8. Sistemlerin MGD, IQF_{INV}, % değerlerine göre karşılaştırılması..... 95
Tablo A.1. PMMA ile simule edilen meme kalınlığı için g-faktörleri..... 104
Tablo A.2. PMMA ile simule edilen meme kalınlığı için c-faktörleri..... 104
Tablo A.3. Klinikte kullanılan spektrumlar için s-faktörleri..... 105
Tablo A.4. PMMA kalınlığı ve eşdeğer meme kalınlığı..... 105
Tablo C.1. Örnek CDMAM fantom manuel değerlendirme tablosu 108

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

μ	:	Altın azalım katsayısı, (mm^{-1})
Ag	:	Gümüş, (Ag)
Mo	:	Molybdenum, (Mo)
Rh	:	Rhodium, (Rh)
W	:	Tungsten, (W)

Kısaltmalar

ADC	:	Analog to Digital Converter (Analog-Digital Çevirici)
AEC	:	Automatic Exposure Control (Otomatik Işınlama Kontrolü)
CCD	:	Charge Coupled Devices (Yük Bağlaşımlı Cihaz)
CD	:	Contrast-Detail (Kontrast-Detay)
CDMAM	:	Contrast-Detail Mammography (Kontrast-Detay Mamografi)
CMOS	:	Complemantary Metal Oxide Semiconductor (Tümler Metal Oksid Yarıiletken Dedektörler
CNR	:	Contrast-Noise Ratio (Kontrast-Gürültü Oranı)
CR	:	Computer Radiography (Bilgisayarlı Radyografi)
DQE	:	Detective Quantum Efficiency (Algılayıcı Kuantum Verimi)
DR	:	Digital Radiography (Digital Radyography)
ESAK	:	Entrance Surface Air Kerma (Yüzey Girişi Hava Kerma)
FFDM	:	Full Field Digital Mammography (Tam-Alan Dijital Mamografi)
HVL	:	Half-Value Layer (Yarı-Değer Kalınlığı)
IQF	:	Image Quality Figure (Görüntü Kalitesi Faktörü)
kVp	:	Kilovolt Peak (Kilovolt Tepe)
MAs	:	Miliampere Second (Miliampersaniye)
MGD	:	Mean-Glanduler Dose (Ortalama Glanduler Dozu)
MTF	:	Modulation Transfer Function (Modulasyon Transfer Fonksiyonu)
NHSBSP	:	NHS Breast Screening Programme (NHS Göğüs Tarama Programı)
NPS	:	Noise Power Spectrum (Gürültü Güç Spektrumu)
OPD	:	Ortalama Piksel Değeri
PDSS	:	Piksel Değerinde Standart Sapma
PMMA	:	Poli Metil Metakrilat
POD	:	Piksel Ofset Değeri
ROI	:	Region of Interest (İlgi Alanı)
SNR	:	Signal-Noise Ratio (Sinyal-Gürültü Oranı)
Tc	:	Threshold-Contrast (Eşik-Kontrast)
TFT	:	Thin-Film Transistor (İnce-Film Transistor)
Tg	:	Threshold-Thickness (Eşik-Kalınlığı)

DİJİTAL MAMOGRAFİ (FFDM) SİSTEMLERİNİN KABUL TESTLERİ VE TEKNİK DEĞERLENDİRMESİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı son yıllarda dünyada ve ülkemizde yaygın olarak kullanılmaya başlanmış olan dijital mamografi cihazlarının kabul testlerinin yapılabilmesi için Türkçe standart oluşturmak, dijital sistemlerin NHSBSP ve European protokollerinde önerilen temel standartları sağlayıp sağlamadığını test etmektir. İlaveten gerekli performans verileri sağlayarak farklı üreticiler tarafından üretilmiş olan dijital mamografi sistemlerinin teknik değerlendirilmesini yapabilmek ve sistemlerin birbirleri ile karşılaştırılabilmesini sağlamaktır. Kabul testlerinin amacı cihazın belirtilen karakteristiklerinin belirtilen toleranslar içinde olduğunu göstermektedir. Çalışmada kullanılan test metotları ve standartları başlıca NHSBSP Equipment report 0604 (NHS breast screening programme- Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems) elde edilmiş ve European protokolleri (European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis) ile benzer görüntü kalitesi ve doz standartları kullanılmıştır. Bu çalışma kapsamında, üç farklı üreticiden Siemens Mammomat Inspiration, IMS Giotto ve Hologic Selenia Full-Field dijital mamografi sistemlerinin tüp çıkışı ve yarı değer kalınlığı (HVL) testi, dedektör yanıtı testi, ortalama glandüler doku dozu ölçümleri (MGD), kontrast - gürültü oranı (CNR) ölçümleri, gürültü analizi, görüntü kalitesi ölçümleri gerçekleştirilmiş ve sistemler birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, uygulanan test sonuçları genel olarak önerilen limit değerler içerisinde tespit edilmiş olup, test edilen sistemler arasında küçük bir varyans gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dijital Mamografi, Gürültü Analizi, Görüntü Kalitesi, Kabul Testleri, Ortalama Glandüler Doku Dozu.

ACCEPTANCE TESTS AND TECHNICAL EVALUATION OF FULL-FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS

ABSTRACT

Full-Field digital mammography systems have been used widely in the world and in our country in recent years. The aim of this study is to determine whether mammography systems meet the main standarts in the NHSBSP and European protocols and to provide performance data for comparison against other manufacturers' products and to evaluate the systems' technical performance besides that to develop a Turkish standart for performing acceptance tests in full-field digital mammography systems. The purpose of the acceptance test is to indicate of the device specified characteristics within the specified tolerances. Test method and standards used in this study mainly were obtained from NHSBSP Equipment report 0604 (NHS breast screening programme-Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems) and similar image quality and dose standards were used with European protocols (European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis). In this study three different manufacturers' digital mammography systems which are Siemens Mammomat Inspiration, IMS Giotto and Hologic Selenia Full-Field digital mammography systems were compared with each other. The tube output and half value thickness (HVL) test, the detector response test, the average glandular tissue dose measurements (MGD), contrast-to-noise ratio (CNR) measurements, noise analysis, image quality measurements were carried out in these systems. As a result of this study, generally, test results were determined in the acceptance limits and it was observed little variance between the systems.

Key words: Digital Mammography, Noise Analyse, Image Quality, Acceptance Testing, Average Glandular Tissue Dose.

GİRİŞ

X-Ray incelemeleri ve meme kanseri üzerine ilk makale yaklaşık yüz yıl önce (1913) bir cerrah olan A. Salomon tarafından Charite Üniversite hastanesi Berlin'de yayınlanmıştır. Mamografi cihazları geçen yüzyıl boyunca gelişen teknolojiyle fazlasıyla yol kat etmiş olmasına rağmen günümüzde halen mamografi cihazlarının sınırları hakkında tartışmalar devam etmektedir [1]. Tartışılan temel konu ise mamografi cihazlarının tek başına özellikle yoğun glandüler dokulu memeye sahip kadınlarda meme kanserini tespit etmeye yeterli olup olmadığıdır. Meme yağlı ve bez (glanduler) doku olmak üzere iki tip dokudan oluşur. Yağlı doku X-ışınlarını glanduler dokuya göre daha az zayıflatır. Bu da mamografi sistemlerinde yağlı dokudan daha fazla X-ışını geçeceği, anlamına gelir. Glanduler doku oranı fazla memelere yoğun meme denir. Yoğunluk meme dokusunun X-ışını zayıflatma özelliğiyle ilgilidir ve mamografik kanser araştırmaları farklı miktarlardaki radyasyon azalması esasına dayanır. Kanser hücresi yağlı doku hücresinden daha fazla X-ışını zayıflatır, fakat zayıflatma glanduler doku hücrelerine oranla hemen hemen aynıdır. Bu sebeple memenin çoğunlukla yağlı doku hücresinden oluşması kanser araştırmasında kolaylık sağlarken, tümörün etrafının glanduler doku ile çevrili olması zayıflama farkını azaltacağından tümörün bulunma olasılığını düşürür (tüm fotonlar geçerse görüntü siyah, hiç geçmezse görüntü beyaz görünür). Bu nedenle mamografinin önemli meselelerinden biri bu farkın ayırtedilmesini sağlamaktır. Meme kanseri günümüzde özellikle kadınlarda oldukça sık olarak karşılaşılan bir kanser türü olup, erken teşhis meme kanserinin tedavisinde büyük önem taşımaktadır [2]. Türkiye'de 1987-2008 yılları arasında yaklaşık 23,000 meme kanseri vakası ölümle sonuçlanmıştır, meme kanserinin kadınlarda yaşam boyu görülme riski %12,3'tür ve 8 kadından 1'inde meme kanseri olma riski vardır [3]. Mamografi meme kanseri teşhisinde en etkili metot olup, mikro-kalsifikasyonların tespitinde tek etkin metottur [4]. Gelişen teknoloji ile mamografi sistemleri de hızla gelişmekte ve yenilenmektedir. Günümüzde radyografik uygulamalarda konvansiyonel film/ekran sistemleri halen birçok hastanede kullanılmaktadır.

Ancak, konvansiyonel sistemlerin dar dinamik aralığa sahip olmaları, çekimlerin tekrarlanma oranının yüksek olması ve dolayısıyla hem hasta hem de teknisyeni fazla doza maruz kalma olasılığı, görüntülerin depolanması ve görüntülerin işlenmesinin zor olması gibi nedenlerden dolayı son birkaç yılda yerini hızla dijital sistemlere bırakmaya başlamıştır.

Bilgisayarlı radyografi sistemleri (CR) dijital radyografi sistemlerin ilk adımı olup, çalışma prensibi olarak film-banyo sistemli konvansiyonel radyografi sistemlerine benzemektedirler. Konvansiyonel sistemlerden farklı olarak CR sistemlerde kullanılan kaset filmsiz olup, içerisinde ışık ile uyarılabilen fosfor tabaka bulunmaktadır. Fosfor tabaka, üzerine düşen X-ışınlarını bünyesinde depolama özelliğine sahiptir. CR kasetler, CR okuyucular tarafından okunur ve dijital görüntü ise X-ışınını üzerinde tutan fosfor tabakanın bir lazer demetiyle taranması sonucunda elde edilmektedir. CR sistemlerden sonra ikinci adım, dijital radyografi (DR) sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Dijital mamografi cihazlarının günümüzdeki teknolojisi tüm-alan dijital mamografi (Full-Field Digital Mammography, FFDM) sistemleridir. DR sistemlerde, konvansiyonel sistemlerdeki film ekran sistemleri yerine farklı tasarımlarda dedektör kullanılmaktadır. X-ışın tüpünden memeye gönderilen X-ışınları memeden geçerek dijital dedektör üzerine gelir ve elektrik sinyaline çevrilir. Dijital görüntü sabit boyutlarda piksellerden oluşan iki boyutlu bir matris olarak meydana gelir. Her bir piksel, bir araya geldiklerinde esas görüntüyü oluşturacak bir görüntü değeri taşır.

Dijital dedektör X-ışınlarını absorbe ederek her bir piksel için bir elektrik sinyali oluşturur ve analog-dijital çeviricide (ADC) bu sinyal dijital yani sayısal bir değere çevrilir. Daha sonra bu dijital değerler bilgisayar hafızasında depolanır ve görüntü elde edilir [5]. Bu nedenle dijital radyografi sistemlerinin değerlendirmesi konvansiyonel sistemlerden oldukça farklılık göstermektedir. Bir dijital görüntü, konvansiyonel sistemlerdeki film üzerindeki optik yoğunluklar yerine, bilgisayarda piksellerden oluşan bir matris olarak elde edilmektedir, yani film ekran sistemlerinde kullanılan filmlerde ki her bir noktadaki optik yoğunluk (OD) değerleri, dijital görüntülerde, matrislerdeki rakamlara karşılık gelir.

Bu çalışmanın amacı dijital mamografi cihazlarının teknik değerlendirmesini yapmak ve mamografi sistemlerinin NHSBSP ve Europen protokollerinde önerilen temel standartları sağlayıp sağlamadığını test etmektir. Bu amaçla, NHSBSP protokollerinde önerilen temel testlerden, X-ışın kaynağının test edilebilmesi amacıyla tüp çıkışı ve yarı değer kalınlığı (HVL) testi; Dijital dedektörün test edilebilmesi amacıyla, dedektör yanıtı testi ve gürültü ölçümleri; Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansının test edilebilmesi amacıyla, doz ölçümleri ve kontrast-gürültü oranı (CNR) testi; Görüntü kalitesinin test edilebilmesi amacıyla; Görüntülenebilen eşik kontrast testi gerçekleştirilmiştir.

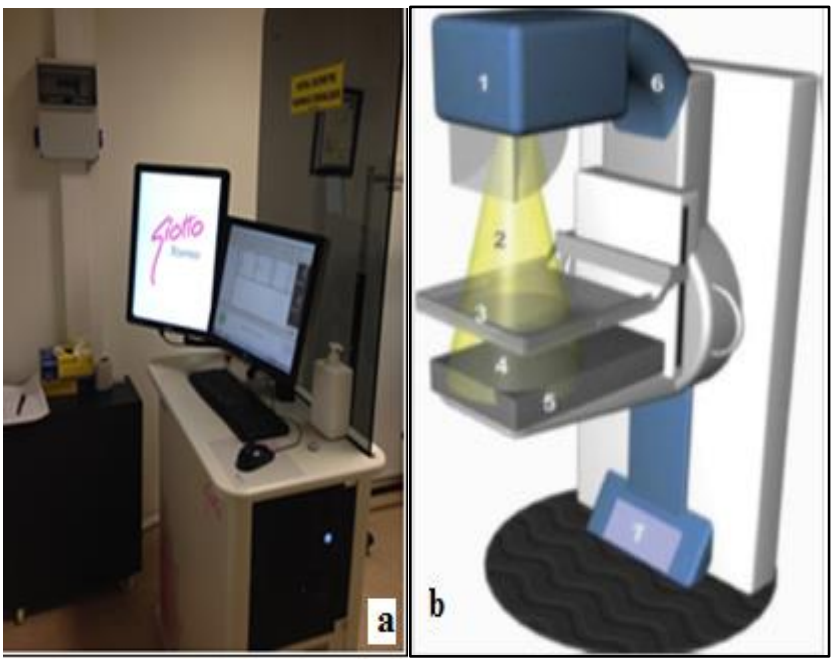
Test işlemlerinde tüp çıkışı, yarı değer kalınlığı (HVL) ve ortalama glandüler doku dozu (MGD) ölçümlerini gerçekleştirmek amacıyla katı-hal dedektörü, farklı meme kalınlıklarını simule etmek amacıyla farklı kalınlıklarda PMMA (10 mm-60 mm) plakalar, görüntü kalitesi analizi ve eşik kontrast tespiti için CDMAM 3.4 test fantomu ve dijital görüntülerin otomatik değerlendirilmesi için CDMAM 3.4 analyser V 2.2.8, kalsifikasyon azalımını temsil etmek ve kontrast ölçümlerini gerçekleştirmek amacıyla 0,2 mm kalınlığında alüminyum plaka, ortalama piksel değeri ve standart sapma ölçümleri için Image J yazılım programı kullanılarak üç farklı üreticinin dijital mamografi sistemleri değerlendirilmiş ve farklı sistemler için elde edilen sonuçlar birbiri ile karşılaştırılmıştır.

1. GENEL BİLGİLER

Bu bölümde dijital mamografi sistemlerinin temel bileşenleri ve çalışma prensibi ile mamografi sistemlerinin teknik testlerinde kullanılan test fantomları hakkında genel bilgi verilecektir.

1.1. Mamografi Sistemi

Mamografi sistemleri genellikle meme konumlandırmayı kolaylaştırmayı amaçlayan bir "C" şeklinde kol ile özel ekipmanlar kullanılarak tasarlanmıştır, Şekil 1.1' de örnek bir dijital mamografi sistemi görülmektedir [6]. Dijital mamografi sistemlerinin temel bileşenleri X-ışın tüpü ve yüksek gerilim üreteci, kolimatör, meme sıkıştırma sistemi, göğüs desteği (içerisinde saçılma önleyici ızgara) görüntü alıcısı (dijital dedektör) sistemi, C-kolu, açıyı, meme kalınlığını ve sıkıştırma gücünü gösteren monitör ve otomatik ışınlama kontrolünden (AEC, Automatic Exposure Control) oluşmaktadır.



Şekil 1.1. a İş istasyonu ve b dijital mamografi sistemi [6]

1.1.1. Yüksek gerilim üreteci

Mamografik çalışmalarda kullanılan X-ray jeneratörleri yalnızca mamografik çalışmalar için olup yüksek frekans X-ray jeneratörleridir ve gücü yaklaşık 3 kW dır. X-ışını üretimi için gerekli yüksek gerilim jeneratör tarafından üretilmekte ve tüpün iki elektrotu anot-katot arasına uygulanmaktadır. Üretilen yüksek gerilim elektrik kablolarıyla X-ışını tüpüne iletilir. Anot-katot arasına uygulanan kilovolt (peak) 20-35 kVp aralığında olup genellikle 1 kV hassasiyetle ayarlanabilmektedir. X-ray tüp akımı yaklaşık 80-200 mA ve tüp akımı ile ışınlama süresi çarpımı (mAs) 5-800 mAs aralığındadır. X-ışın tüp gerilim ve akım değeri konsol aracılığıyla ayarlanmakta ve X-ışınının en optimum oranda nüfuz etmesi için büyük memelerde yüksek gerilim küçük memelerde düşük gerilim kullanılmaktadır [7,8].

1.1.2. Mamografi sistemi X-ışın tüpü

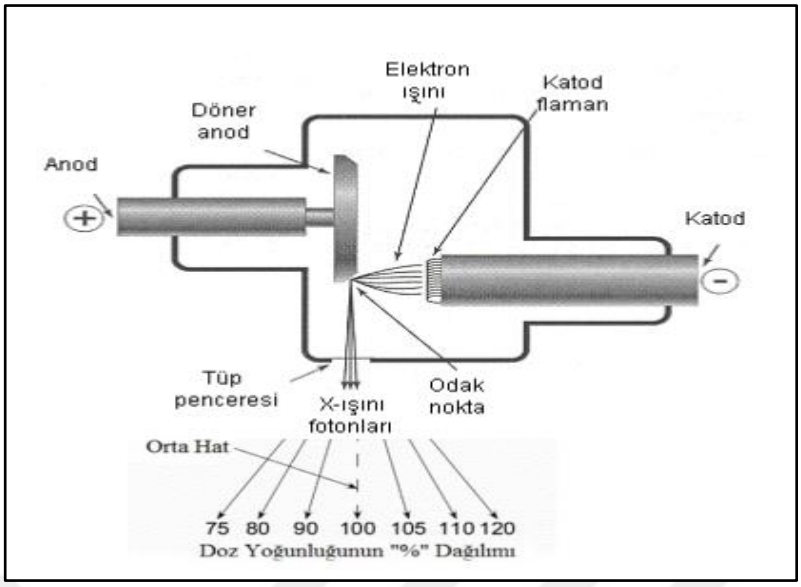
Yüksek gerilim kullanılarak hızlandırılan elektronlar X-ışını tüpünün elektrotlarına uygulanır. Katot tüpün negatif elektrotudur, anot ise tüpün pozitif hedef tarafıdır. Tüp gerilimi (kV) katottan anoda doğru belli bir tüp akımıyla (mA) uygulandığında, elektronlar katottan anoda doğru hızlandırılır ve anot (hedef) üzerine çarparlar. Tüp gerilimi genellikle kilovolt tepesi anlamına gelen kVp (kilovolt peak) ile ifade edilmektedir.

Mamografik X-ışın tüpleri ile konvansiyonel radyografik X-ışın tüpleri arasındaki en önemli farklardan birisi mamografik tüplerin tipik olarak 35 kVp nin altında olan düşük çalışma voltajıdır. Düşük enerjili X-ışınlarının kullanılması nedeniyle mamografik tüplerin penceresi çok ince berilyumdan yapılmıştır. Berilyum hem düşük zayıflatma hem de iyi bir yapısal bütünlük sağlamaktadır. Genel olarak görüntülenecek meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre, mamografi cihazlarında farklı enerjilerde X-ışın spektrumları kullanılmaktadır. Bu nedenle mamografi sistemlerinde genelde iki farklı anot materyali ve farklı filtreler kullanılmaktadır. Röntgende kullanılan alüminyum ve bakır filtreler yerine mamografide anod materyali ile özdeş filtreler kullanılır. Bunun nedeni polikromatizasyonu mümkün azaltabilmektedir.

Anot/filtre kombinasyonu ve tüp voltajı seçiminde meme kalınlığı en önemli parametre olup maksimum görüntü kalitesi ve minimum meme dozu sağlamak için önem taşımaktadır. Dijital mamografi sistemlerinde de konvansiyonel sistemlere benzer olarak Molibdenyum-Molibdenyum (Mo/Mo), Molibdenyum-Rodyum (Mo/Rh), Rodyum-Rodyum (Rh/Rh) anot/filtre kombinasyonları kullanılmaktadır. Mo/Mo filtre kombinasyonu şimdiye kadar en uygun filtre/anot kombinasyonu olarak düşünüldüyse de son yıllarda gelişen teknolojiyle Rh/Rh, W/Rh, W/Ag gibi farklı anot/filtre kombinasyonları kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan araştırmalarda ortama glanduler doku dozunun (MGD), Mo/Mo yerine W/Rh kullanıldığında 50 % ye kadar düşürüldüğü, ayrıca W/Rh kombinasyonu Mo/Rh ile karşılaştırıldığında ise 18% e kadar düşürüldüğü gözlemlenmiştir [9]. İlaveten 6cm den daha kalın meme kalınlığında W/Ag kombinasyonunun daha iyi bir seçim olduğu yapılan çalışmalarda gözlemlenmiştir [10].

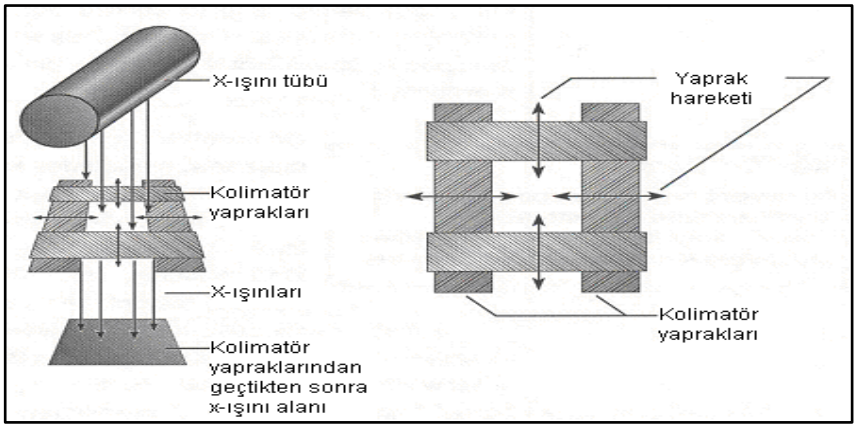
Yüksek çözünürlüğün ve düşük geometrik bulanıklığın (penumbra) sağlanabilmesi için X-ışın tüplerinin odak nokta boyutu çok küçük 0,3 x0,3 mm tasarlanmıştır. Bazı uygulamalarda magnifikasyon (büyütme) çekimi gerekmektedir. Magnifikasyon çekimlerinde farklı göğüs desteği kullanılarak dedektör-meme mesafesi arttırılır (30cm) ve odak nokta-meme mesafesi azaltılarak memenin belli bir bölgesinin daha yüksek çözünürlük ile incelenmesi sağlanır. Ancak odak noktasının boyutu nedeni ile görüntüde oluşan yarı gölge artmaktadır. Bu etkinin azaltılabilmesi için daha küçük odak noktası 0,15 x0,15 mm kullanılmaktadır.

Mamografi sistemlerinde odak/dedektör mesafesi sistemlere göre değişmekle birlikte genel olarak 60cm civarındadır. Anot açısına bağlı olarak gönderilen X-ışınlarının şiddetinin ışın demeti boyunca homojen olmamasına topuk (Heel) etkisi denilmektedir. Heel etkisine göre X-ışın şiddeti katot tarafında daha fazladır. Memenin konik şeklinde olmasından dolayı homojen bir görüntü elde edebilmek için, memenin göğüs duvarı kenarındaki X-ışın miktarının uç kısma göre daha fazla olması gerekmektedir. Heel etkisinin mamografide kullanımı ise memenin daha yoğun olduğu göğüs duvarına doğru X-ışın tüpünün katot tarafının yönlendirilmesi şeklindedir. Mamografik X-ışın tüpünün genel yapısı Şekil 1.2’ de gösterilmektedir.



Şekil 1.2. Mamografik X-ışın tüpü [8]

Radyografi cihazlarında X-ışın kolimasyonu özellikle iki amaç için kullanılmaktadır. Öncelikle, inceleme için gerekli olmayan vücut bölümünün ışınlamasını önlemek ve böylelikle hem hastanın hem de röntgen teknisyeninin fazla doza maruz kalmasının önüne geçmek, ikinci olarak da ışınlamanın tüm dedektörün üzerine düşecek şekilde gönderilmesini garanti etmek amacıyla kolimasyon ışığı kullanılmaktadır. Kolimatör yapraklarında Şekil 1.3' de gösterildiği gibi X-ışınını geçirmeyen bir materyal olan kurşun malzeme kullanılmaktadır [8].



Şekil 1.3. Kolimatör sistemi ve kolimatör yaprakları [8]

1.1.3. Meme sıkıştırma sistemi

Mamografide meme sert şeffaf plastik ve motor ile hareket ettirilebilen sıkıştırma plakası ile sıkıştırılmaktadır (Şekil 1.4). Kompresyon gücünün uygulanması ile meme kalınlığı azalttırılır ve memenin hareketi engellenir. Memenin sıkıştırılmasının avantajları aşağıda belirtilmiştir;

- Daha iyi çözünürlük sağlanır. Memenin görüntü alıcısına yaklaştırılması ile magnifikasyon ve odak nokta bulanıklığı azalır
- Hareketten kaynaklı bulanıklık azalır
- Görüntüdeki saçılan radyasyon azalır. Işının memede kat ettiği mesafe daha kısadır ve saçılmaya sebep olacak daha az materyal vardır. Saçılan radyasyonun azaltılması ile görüntüde kontrast artar ve gürültü azalır
- Görüntü homojenliği artar, patolojik tespitler daha kolay yapılır
- Işınlama süresi kısalır, meme dozu düşer
- Meme kalınlığının azaltılması ile daha düşük enerjili X-ışın spektrumu kullanılır (düşük giricilik) bu daha yüksek özne kontrastı sağlanır.

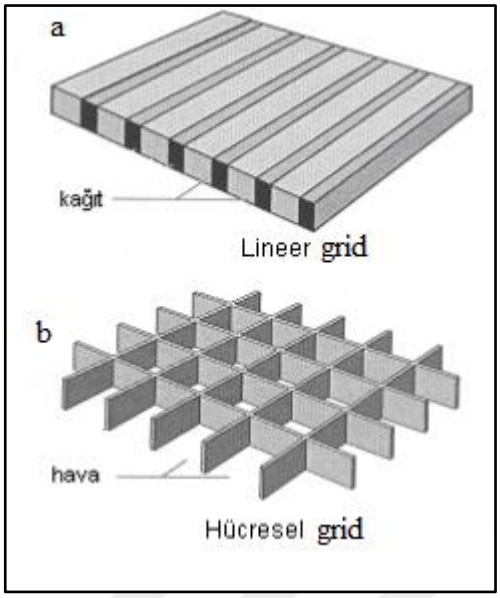
Avantajların yanı sıra hastanın duyduğu rahatsızlık dezavantaj olarak düşünülmektedir. Kompresyon gücünün maksimum limiti 200 Newton olarak ayarlanabilmektedir [6]. Uygulanan sıkıştırma gücü bazı mamografik sistemlerde alt bölüme yerleştirilmiş monitörden takip edilebilmektedir (Şekil 1.1). Sistem istenilen güçte sıkıştırma yapılamadığı zaman ışınlamayı başlatmamaktadır. Farklı tasarımları bulunan kompresyon plakaları Şekil 1.4' de gösterilmiştir.



Şekil 1.4. Farklı tasarımlarda kompresyon plakaları [6]

1.1.4. Mamografik grid sistemi

Mamografide, memeye gönderilen X-ışınının bir kısmı herhangi bir etkileşim olmaksızın memeden geçerken, bir kısmı meme tarafından emilir bir kısmı ise memeden saçılır ve kaçar. Mamografik enerjilerde, ortalama bir meme kalınlığında, detektöre yönlendirilen X-ışınlarının ortalama 40 % ı memeden saçılmaktadır. Saçılan bu X-ışınları görüntü alıcısına ulaşırlar fakat hareket doğrultularını değiştirdikleri için görüntüye herhangi bir olumlu bir katkıda bulunmazlar. Bu nedenle, radyografik çekimlerde saçılan radyasyonun faydalı herhangi bir bilgi taşıdığı düşünülmemektedir [1]. Radyoloji sistemlerinde saçılan radyasyonu azaltarak görüntü kalitesini arttırmak için grid teknolojisi kullanılmaktadır. Şekil 1.5'de gösterildiği gibi lineer ve hücresel grid olmak üzere iki farklı grid sistemi bulunmaktadır. Hareketli ve sabit modları bulunabilen grid sistemlerinde, hareketli gridlerde grid oranı 4:1 veya 5:1 çizgi yoğunluğu ise 30 çizgi/cm dir. Sabit gridlerde ise grid oranı 3:1 veya 5:1 ve çizgi yoğunluğu 80 çizgi/cm dir [7]. Dijital mamografi sistemlerinde genellikle grid çizgilerinin X-ışın tüpü anot-katot eksenine paralel olduğu hareketli-lineer gridler kullanılmaktadır ve grid sistemi mamografi cihazlarında düşük-zayıflatımlı (genellikle karbon-fiber) göğüs destek masasının hemen altında ve görüntü alıcısının üzerinde bulunmaktadır. Lineer ızgaralar kurşun gibi radyasyon geçirmeyen, madde arasına koyulan kâğıt gibi aktarma özelliği olan maddelerden yapılır. Kâğıt içinden gönderilen, saçılmamış X-ışınının %50 si geçer. Buna karşın saçılan X-ışınının tamamı yutulur. Lineer ızgaralar hücresel ızgaralara göre ucuz ve FFDM (full field digitalmammography) sistemlerinin tasarımı için daha kullanışlıdır. Hücresel ızgaralar çapraz yapıdadır ve bu yapı sayesinde kâğıt gibi ara maddeye ihtiyaç yoktur. Şeritler arasındaki alanda hava vardır. Hava saçılmamış X-ışınının geçmesini sağlamada daha etkindir. Işının %75 i ızgaradan geçerek algılayıcıya ulaşır. Saçılan X-ışınının yutulmasında da en az lineer ızgara kadar etkilidir. Çapraz yapıdan ötürü saçılmayı iki doğrultuda ortadan kaldırır, lineer yapılı ızgaralarda ise tek doğrultu söz konusudur. Sectra MicroDose mamography sistemleri gibi bazı mamografi cihazlarında saçıcı-grid bulunmaz ve saçılan radyasyonun görüntüde meydana getirdiği etki kullanılan bir software ile düzeltilmektedir. Bu sistemler yaklaşık 22cm uzunluğunda 1cm genişliğinde dar dedektörler kullanan -yarık taramalı sistemler olarak da bilinen- (slot-scan) sistemler olduğundan saçılma-önleyici gride ihtiyaç duyulmamaktadır [6,11].



Şekil 1.5. Lineer ve hücresel grid [8]

1.1.5. Otomatik ışınlama kontrol sistemi (AEC, Automatic Exposure Control)

Otomatik ışınlama kontrol sistemi 1942 yılında R.H Morgan tarafından başlatılmış olup, AEC nin gerçek kullanımı 1970'lerden sonra 1980'li yıllarda mamografi sistemlerinde, ışınlama zamanını kontrol ederek homojen ve tekrarlanabilir ışınlama sağlamak ve meme dokusunun giriciliğini kalınlığına ve oluşumuna bağlı olmaksızın sağlamak amacıyla uygulanmaya başlamıştır [6]. AEC sistemi, görüntü alıcısına ulaşan radyasyon miktarını ölçerek ve dedektörde yeterli seviyede ışınlama elde edildiği zaman X-ray üretimini sonlandırarak çalışmaktadır. Dedektöre ulaşan X-ray ışını elektrik sinyaline dönüştürülür ve bu elektrik sinyali kesin bir değere ulaştığı zaman X-ray ışınlaması durdurulur. Bu sistem bir veya daha fazla radyasyon dedektörü, sinyal yükselteci, yoğunluk seçicisi, karşılaştırıcı devre, sonlandırma anahtarı ve bir yedek zamanlayıcıdan oluşmaktadır.

Otomatik ışınlama kontrolü CR ve film/ekran sistemlerinde benzer olup, görüntü algılayıcısının altına yerleştirilen "AEC sensörü" ile memenin doku yoğunluğuna bağlı olarak, kaliteli bir görüntü için yeterli olan sinyal alındığı anda sistem ışınlamayı otomatik olarak sonlandırır. Ancak, dijital sistemlerde AEC sensörü, sistemin bir parçası olmayıp dijital dedektör çok-elemanlı sensör olarak görev yapmaktadır. Yani, AEC sensörü dedektörün kendisi veya bir bölümüdür. AEC

sistemi, ışınlama parametrelerine karar vermek için, asıl ışınlamadan önce bir ön ışınlama yapar.

Bu ışınlama sayesinde meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre ışınlama parametrelerini ayarlar ve asıl ışınlamayı başlatır. Farklı cihazlarda farklı AEC modları bulunmaktadır. Başlıca AEC modları;

- Auto time: kVp, hedef/filtre kullanıcı tarafından seçilir
- Auto kVp: Meme kalınlığına göre kVp sistem tarafından seçilir
- Full automatic: kVp, hedef/filte sistem tarafından seçilir

AEC ışınlamayı ayarlarken, memeye uygun en yüksek kVp, en düşük ışınlama süresini ayarlamayı temel alır. Bu sayede hem hasta dozu azalır, hem de görüntü kalitesi, olası meme hareketi minimize olacağından, artar [7]. Ancak dijital mamografide AEC nin, en optimal yolu halen üzerinde çalışılan bir konudur [1].

1.1.6. Dijital dedektörler

Dijital mamografi sistemlerinin performansları kritik olarak X-ray dedektörünün karakteristiğine bağlıdır. Mamografi sistemlerinde kullanılan dijital dedektörler gelen X-ray ışınını elektrik yüküne dönüştürme işlemine göre sınıflandırılmaktadırlar [10]. Mamografik dedektörler beş ana kategoriye ayrılır;

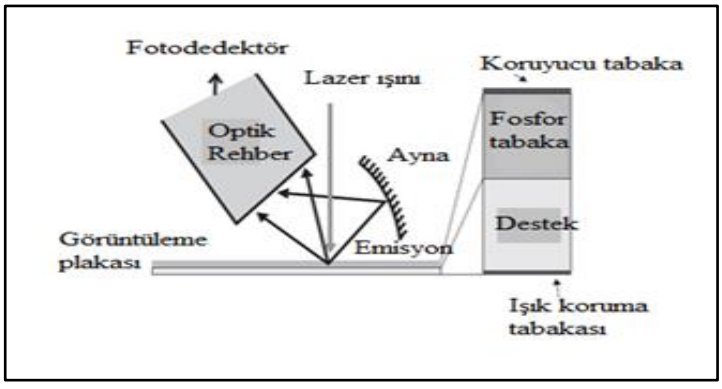
- Bilgisayarlı radyografi sistemleri (Photostimulable phosphors)
- Taramalı fosfor sistemler (CCD- Phosphor-charge coupled devices system)
- Flat-panel (düz alan) dedektörleri (AMFPI- Active matrix flat panel imagers)
- X-ray kuantum kayım dedektörleri (X-ray quantum counting detectors)
- Tümler metal oksid yarı-iletken dedektörler (Complemantary metal oxide semiconductor –CMOS)

Bilgisayarlı radyografi sistemleri (CR): CR sistemlerde tüm alan dijital sistemlerden farklı olarak konvansiyonel sistemlerdeki gibi kaset kullanılmaktadır. Işınlanan kaset ayrı bir CR okuyucuda lazer ışınıyla taranır ve dijital görüntü elde edilir.

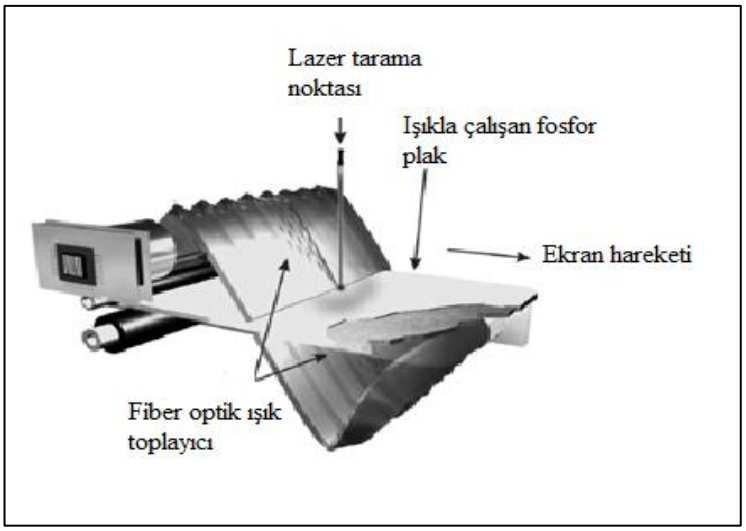
CR kasetleri içerisinde yer alan ışığa duyarlı fosfor plak genellikle BaFBr-Eu^{+2} olup, europium aktivatörün atomik enerji seviyesi ışık salınımının karakteristiğini belirlemektedir. Memeden çıkarak kasete ulaşan birincil X-ışınları fosfor kristalleri ile etkileşirler ve bu etkileşim sonucu elektronlar meydana gelir.

Fosfor kristalinde meydana gelen bu elektronlar kristal matrisinden geçici olarak serbest kalır ve kristal kafesindeki tuzaklarda (yüksek enerji kararsızlık bölgelerinde) yakalanarak depolanır. Dolu tuzakların sayısı soğurulan X-ray sinyali ile orantılıdır. Tuzaklanan bu elektronların sayısı bize gizli görüntüyü verir. Daha sonra bu görüntü ayrı bir okuyucuya yerleştirilerek kırmızı lazer ışınıyla okunur. Bu işlem elektronların yeniden fosfor kristalindeki orijinal dinlenme durumuna (alçak enerji seviyelerine) dönmelerini sağlar. Bu enerji seviyeleri arasındaki fark mavi ışık (yüksek enerjili düşük dalga boylu ışık fotonu) enerjisine karşılık gelir. Böylece fosfor tarafından soğurulmuş X-ışın enerjisi, optik toplama sistemi ve foto çoğaltıcı tüp tarafından ölçülen, yayımlanmış mavi ışık miktarıyla orantılıdır [13]. Daha sonra gelen X-ışınıyla orantılı olan bu ışık fotonları foto çoğaltıcı tüplerde elektrik sinyallerine çevrilerek ADC (Analog to Digital Converter) yollanırlar. ADC'ler de bu sinyaller örneklenerek dijital hale getirilir ve dijital görüntü elde edilir.

Elde edilen görüntü bir dizi görüntü işleme prosedüründen geçirilirler. Bu presedürlerden en önemlisi histogram düzeltmesidir. Bu düzeltmede dedektörün çıplak ışınlandığı ve hiç ışınlanmadığı bölgeler gibi görüntü üzerinde maksimum ve minimum sayımların olduğu bölgeler göz ardı edilir ve sadece anatomik yapılar gri seviyeler ile gösterilir. Bu sayede görüntü kalitesi oldukça yükselir [7]. Şekil 1.6 ve Şekil 1.7' de ışığa duyarlı fosfor sistem mekanizması ve çift taraflı okuma gösterilmiştir.



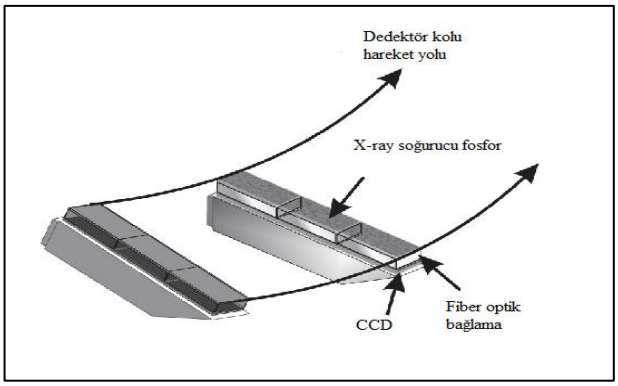
Şekil 1.6. Işığa duyarlı fosfor mekanizması [1]



Şekil 1.7. Çift taraflı okuma sistemi [13]

Taramalı fosfor sistemler (CCD- phosphor-charge coupled devices system): Taramalı sistemler, sintilasyon fosforu, fiber optik bağlantı ve CCD dizisinden oluşmaktadır. Bu sistemlerde meme tek seferde ışınlanarak görüntü elde edilmez, meme bölge bölge taranarak görüntü elde edilmektedir.

Sintilasyon fosforu fiber optik bağlantıyla CCD dizisine bağlıdır. CCD gelen ışığı elektronik sinyale çeviren bir devre elemandır Şekil 1.8' de taramalı fosfor CCD yapısı gösterilmiştir [7].



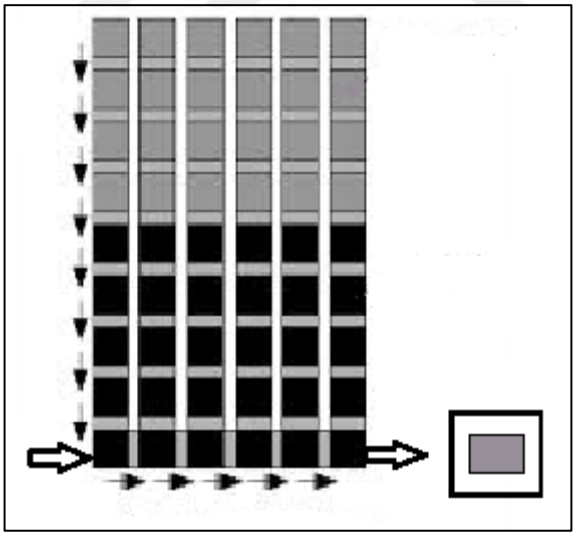
Şekil 1.8. Taramalı fosfor CCD dedektörü [1]

CCD cihazları yüksek uzaysal çözünürlük yeteneği, geniş dinamik aralık ve gelen sinyalin yüksek doğrusallığı nedeniyle dijital radyografi cihazları için özellikle uygundurlar. CCD ler ışığa veya doğrudan elektronik girişe duyarlı olarak yapılırlar. Bu sistemlerde dedektör uzun, dar, dikdörtgen biçiminde, yaklaşık 1 x 24 cm boyutundadır. Bu format ile eşleşebilmesi için X-ray ışını dar bir yarık biçimine

kolime edilir. Bu dedektör çeşitleri yarık taramalı (slot-scan) sistemler olarak da adlandırılırlar. Bu dedektör CsI(TI) fosforu kullanmaktadır.

Bu sistemlerde CsI(TI) fosforu milyonlarca fiber optiklerden oluşmuş kavrama diski üzerinde depolanmıştır. Fiber optiklerin iki görevi vardır. Birincisi, ışığı fosfordan CCD dizilimine iletir. İkincisi, fiber optikler fosfor tarafından soğurulmayan fazla radyasyonu durdururlar, böylece CCD yi fazla radyasyona karşı korurlar.

CCD bir çip olup ışığa duyarlı satır ve sütunlardan oluşmaktadır. Işık maruziyetine karşılık her bir elemanın üzerinde üretilen elektrik yükü, CCD sütunlarından aşağıya doğru transfer edilir ve tek bir hat üzerinde okunabilir şeklide bu satır ve sütunlar düzenlenir. Görüntü elde edilebilmesi için, meme boyunca X-ray ışını ve dedektör eşzamanlı olarak taranır. CCD üzerinde oluşan elektrik yükü satırdan satıra sütunlardan aşağıya aynı hızda fakat meme boyunca dedektörün fiziksel hareketine zıt yönde transfer edilir. Böylece, memeden geçerek detektöre ulaşan her bir X-ışınına karşılık elektrik yük demeti toplanır, entegre edilir ve Şekil 1.9'da gösteridiği şekilde okunur.



Şekil 1.9. CCD dedektörlerinin okunması

Taramalı sistemlerin sağladığı avantaj ve dezavantajlar vardır. Taramalı sistemlerde toplam görüntü edinimi için gerekli süre tüm alan dedektörlerine göre daha uzun yaklaşık 6 saniye dir. Bunun sonucu olarak hasta dozunda ve meme sıkıştırma süresinde artış gözlenmektedir.

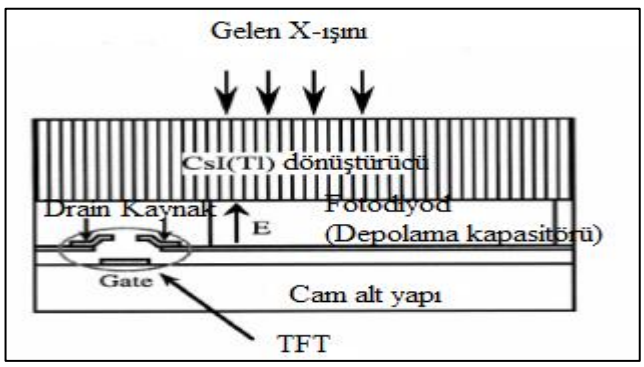
Bu sistemlerde memeye yollanan X-ışınları, dedektör dizisiyle eşleşecek şekilde, yelpaze şeklinde dedektör boyutuna göre kolime edilirler. Görüntü ise, dedektörlerin X-ışınlarıyla senkronize bir şekilde memeyi enine taraması ile elde edilir, X-ray tüp sıcaklık yüklemesi daha fazladır.

CCD dizili taramalı sistemlerin sağladığı en büyük avantaj, memenin tümü tek seferde ışınlanmadığı için saçılmanın çok düşük olmasıdır, bu nedenle bu sistemlerde saçılma önleyici gride ihtiyaç duyulmamaktadır.

Ayrıca dedektör boyutu da ince olduğundan ve daha az elemente sahip olduğundan taramalı sistemlerin fiyatları tüm alan detektörlere göre daha ucuzdur.

Flat-panel dedektörleri: Flat-panel dedektörlerin farklı tasarımları mevcut olup, Flat-panel fosfor sistemler-indirek sistemler ve selenyum flat-panel sistemler- direk sistemler olmak üzere iki ana başlıkta toplanırlar.

Flat-panel fosfor sistemler-indirek sistemler: İndirek sistemlerde görüntü elde edilmesi kısaca üç adımda gerçekleşir, memeden çıkan X-ışınları öncelikle bir sintilasyon kristaline gelirler ve burada ışık fotonlarına dönüştürülürler. Daha sonra bu ışık fotonları, foto diyot görevi gören dedektörlerde algılanır ve elektronik yüke çevrilirler. Son olarak da bu yükler ince film transistör (TFT) ile toplanıp ADC ye yollanırlar. ADC' lerde bu yükler sayısallaştırılır ve bilgisayarda dijital görüntü oluşur. Şekil 1.10'da indirek dedektör tasarımı görülmektedir. Her ışığa duyarlı diyod elementi TFT aracılığı ile bir kontrol ve veri hattına bağlıdır. Fosfordan çıkan ışık emisyonuna bağlı olarak diyodda oluşan şarj okunur ve dijitalize edilir. Bu sistemler a-Si dizilimli yassı panel sintlatör sistemler olarakda adlandırılır.



Şekil 1.10. İndirek dedektör tasarımı

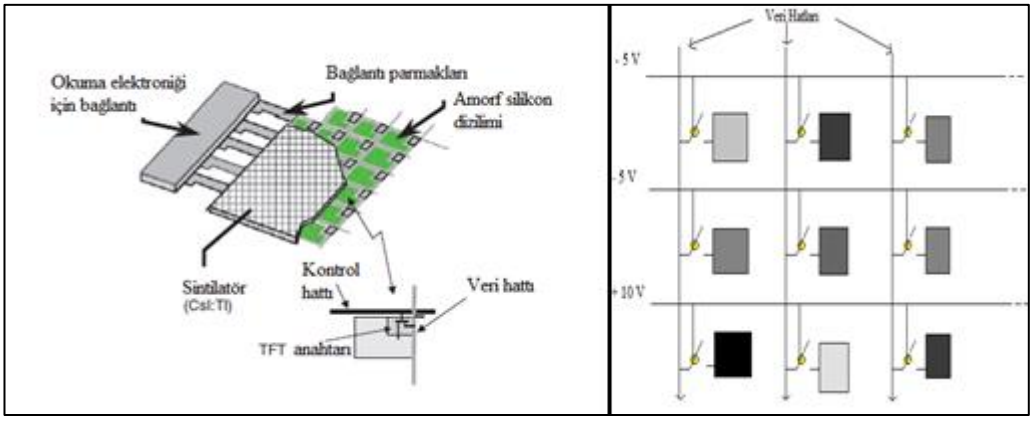
Bu sistemlerde, X-ray, sintilasyon kristali olarak kullanılan, talyum (TI) ile etkinleştirilmiş sezyun iyodür (CsI) veya CsI(TI) fosforun bir katmanında algılanır. Fosfor tarafından yayımlanan ışığı tutmak için kullanılan fotodiyotlar, amorf silikon (a-Si) nun dikdörtgensel bir diziliminden oluşmuştur [12].

GE Senographe 2000D klinik uygulamalarda ilk olarak kullanılan a-Si flat-panel dizilimli ve Cs-I sintilatör tabanlı tüm-alan dijital mamografi sistemidir.

CsI(TI) den çıkan ışık fotonları, fotodiyot görevi gören a-Si kristalinde algılanırlar. Gelen ışık fotonları, a-Si fotodiyotunda elektronlara çevrilir.

İndirek sistemlerde ki bu fotodiyot aynı zamanda bir yük depolayıcı devre elemanı gibi çalışmaktadır. Bu sayede oluşan bu elektronlar fotodiyotlarda depolanır. Dizilimdeki her bir dedektör elementi fotodiyot ve bir ince-film transistör (TFT) anahtarı içerir.

TFT'lerin bir ucu fotodiyota, bir ucu bilgi toplama hattına, üçüncü ucu ise geçiş hattına bağlıdır. Okuma yapılacağı zaman, okunmak istenen satırdaki gateler TFT'ye ters voltaj uygulanmasıyla kapatılır, bu sayede yüklerin hareketi sağlanır ve yükler bilgi toplama hattına gönderilir. Bu işlem tüm satırlar için tekrarlanır. TFT'lerde okunan yükler Şekil 1.11 'de gösteridiği şekilde ADC'lere yönlendirilir.



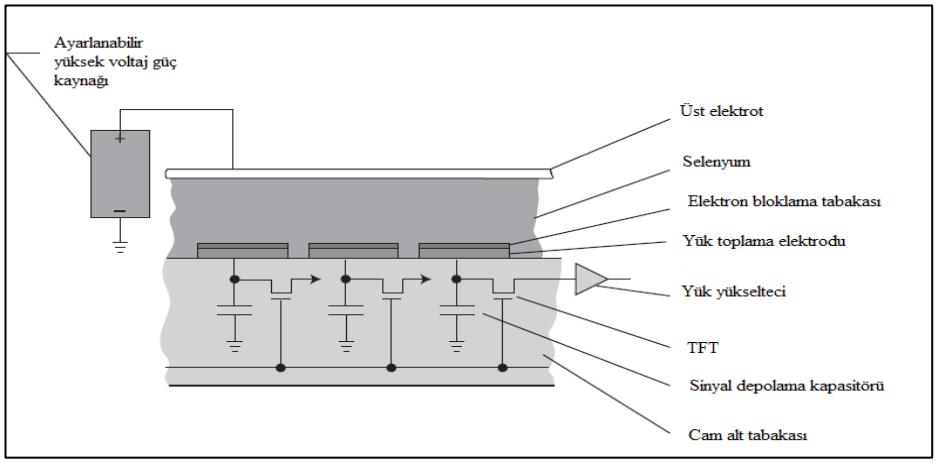
Şekil 1.11. TFT lerin okunması [1,7]

Bu teknolojinin avantajı, bazı uygulamalarda oldukça faydalı olan hızlı-ardışık görüntüleme (rapid-sequence imaging) yeteneğidir.

İndirek sistemlerin dezavantajı, dedektör fiyatı, format değişikliğindeki zorluk, daha önceki çekimlere bağlı olarak, sinyale neden olan, dedektörde ki 'hafıza' veya 'gölgelenme' sayılabilir. Diğer taraftan, yapılan çalışmalara göre, a-Si/CsI tabanlı sistemlerde içsel dedektör gürültüsünü daha fazla azaltılması, dolayısıyla algılayıcı kuantum veriminin (detective quantum efficiency – DQE) arttırılması mümkün olabilmektedir [13,14].

Selenyum flat-panel sistemler - direk sistemler: Daha önce tanımladığımız sistemlerde mevcut olan fosfor yerine, direk sistemlerde ince bir tabaka (100-200 μm) amorf selenyumdan (a-Se) oluşmuş X-ray soğurucu kullanılmaktadır. Selenyum bir fotokondüktör dür, yani karanlıkta yalıtkan, ışığa veya X-ışınına maruz kaldığı zaman ise iletkendir [6]. Amorf Selenyum tabakası mamografik enerji aralığında iyi foton yakalama karakteristiğine sahiptir. Bu materyal X-ışınlarını soğurduğu zaman materyalden bir elektrik yükü, elektron-deşik çifti formunda serbest bırakılır. Eğer elektrotlar üst yüzeye ve selenyumun alt yüzeyine Şekil 1.12' de ki gibi yerleştirirse ve elektrotlar arasına bir elektrik alan uygulanırsa daha sonra yüklü sinyal, okuma yüzeyi üzerinde toplanır. Bu yüzey amorf silikon plaka üzerinde oluşturulur ve fosfor flat-panel sistemlere benzer davranış gösterir [13].

Direk sistemlerin avantajı yüksek modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) ve DQE değeridir. Dezavantajı ise, yüksek polarlama voltajı, radyasyon yokluğunda dedektör tarafından oluşturulan sinyal (karanlık sinyal toplanması), dedektör fiyatı olarak sıralanabilir.



Şekil 1.12. Selenyum flat-panel dedektör yapısı [1]

Flat-panel dedektörleri mamografi ünitesinin göğüs destek tablası içerisine sıkıca monte edilmişlerdir.

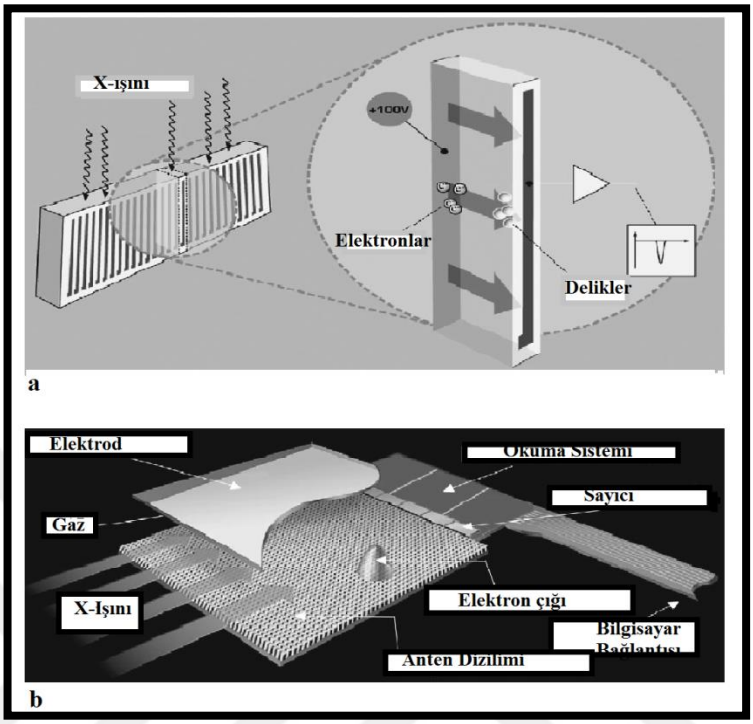
X-ray kuantum sayım dedektörleri: Daha önceki bölümlerde açıklaması yapılan dedektör sistemlerinde, indirek veya direk olarak soğurulmuş X-ışını dedektörde elektrik yükü oluşturmakta ve oluşan elektrik yükü ölçüm boyunca tüm dedektör elementlerinde (del) toplanarak elektronik sinyal oluşturulmaktadır. Daha sonra bu sinyal dijitalize edilerek görüntü elde edilmektedir. Elde edilen sinyaldeki gürültünün temel kaynağı soğurulan X-ışın miktarındaki istatiksel dalgalanmalardır. Yüksek enerjili X-ışınları daha fazla elektrik yükü oluşturmaktadır, eğer X-ışını ilk geldiği yerde soğurulursa yüksek enerjili X-ışınlarının kaydedilen sinyale katkısı daha ağırlıklı olacaktır. Bu yüksek enerjili X-ışınları, az görüntü kontrastı sağlayan X-ışınlarını temsil etmektedir [1].

Her bir X-ışınından üretilen yük miktarındaki farklılıktan dolayı meydana gelen gürültüyü bertaraf etmek ve sinyal yüklemesini değiştirmek arzu edilen bir durumdur. Böylece yük ağırlığı spektrumdaki düşük enerjili X-ışınlarının katkısına paylaştırılabilir. Eğer elektrik yükünü birçok X-ışınından elde etmek yerine soğurulan X-ışın miktarı basitçe sayılabilirse bu hedeflerin her ikisi de sağlanabilmektedir. Böylece enerjisine veya dedektörde ne kadar elektrik yükü biriktiğine bakmaksızın her bir X-ışını bir sayım oluşturur.

İki üretici firma (Sectra ve XCounter) bu amaçla X-ray kuantum sayım dedektör sistemlerini geliştirmişlerdir. Her ikisi de taramalı sistemler olup dedektörler çoklu lineer dizilimden oluşmuşlardır. Sistemlerden bir tanesi dedektör olarak silikon şeritli cihaz (silicon strip device) kullanmakta diğeri ise yüksek-basınçlı iyon odası kullanmaktadır (high-pressure gaseous ionization chamber) ve Şekil 1.13'de gösterilmiştir.

Günümüzde kullanılan digital mamografi cihazlarına ilaveten son teknoloji tomosentez mamografi cihazlarıdır. Normal mamografide iki boyutlu (2D) görüntü elde edilirken tomosentez mamografide memenin milimetrik kesitleri alınarak üç boyutlu (3D) görüntü elde edilmektedir. Bu şekilde memenin içyapısı daha net görüntülenmekte ve varsa tümörün yeri üç boyutlu olarak tespit edilebilmektedir.

Normal mamografide dokular üst üste gelerek kanserli dokuyu saklayabilmektedir, tomosentez mamografi ile bu problemin önüne geçilmiştir.



Şekil 1.13. a Silikon şeritli dedektör sistemi b Yüksek basınçlı iyon odalı dedektör sistemi [13]

Metal oksid yarıiletken dedektörler (Complemantary metal oxide semiconductor – CMOS) : Tümler metal oksid yarı iletken dedektörleri (CMOS) ilk özel olarak üç boyutlu (3D) meme tomosentez (breast tomosyntesis) cihazları için geliştirilmiş olup 2D mamografi cihazlarında da kullanılmaktadır (GE Senographe Crystale) [15]. Flat-Panel dedektörlerine alternatif olarak geliştirilen CMOS dedektörlerinin ticari olarak kullanımdaki tüm ürünleri indirek olup, direk çevirmeli sistemler araştırma aşamasındadır [16]. CMOS dedektörlerin aktif piksel sensörlü (APS) ve pasif piksel sensörlü (PPS) olmak üzere iki farklı tasarımı bulunmaktadır. Flat-panel sistemlerdeki gibi CMOS dedektörlerde de X-ray soğurucu olarak genellikle CsI kristali kullanılmaktadır. CMOS teknolojisi falt-panel dedektörlerine göre çok daha karmaşık bir elektronik devre sistemine sahiptir. Günümüzde mevcut bazı dijital mamografi sistemleri Tablo 1.1' de listelenmiştir [1].

Tablo 1.1. Dijital mamografi sistemleri [1]

Flat-Panel Dedektörler					
Üretici	Model	Dedektör boyutu (cm x cm)	Teknoloji		Grid
GE	Senographe 2000D	19 x 23	a-Si üzerine CsI	İndirek Sistem	Evet
GE	Senographe DS	19 x 23	a-Si üzerine CsI	İndirek Sistem	Evet
GE	Senographe Essential	24 x 31	a-Si üzerine CsI	İndirek Sistem	Evet
Lord/ Hologic	Selenia	24 x 29	a-Se	Direk Sistem	Evet
Siemens	Mommomat Novation	24 X 29	a-Se	Direk Sistem	Evet
Siemens	Inspiration	24 x 30	a-Se	Direk Sistem	Evet
Planmed Oy	Nuance	17 x 24 24 x 30	a-Se	Direk Sistem	Evet
IMS	Giotto	24 x 30	a-Se	Direk Sistem	Evet
Fuji Film	Amulet	18 x 24 24x 30	a-Se	Direk Sistem	Evet
Taramalı Sistemler					
Fischer	SenoScan	1 x 24	CsI(TI)	Fosfor CCD Sistem	Hayır
Sectra	MDML30	24 x 26	Si quantum counter	Kuantum Dedektörü	Hayır
XCounter		24 x 30	Pressurized gas	Kuantum Dedektörü	Hayır

2. MAMOGRAFİ CİHAZI KABUL TESTLERİ

2.1. Tüp Çıkışı

X-ray sistemlerinin performansı X-ray tüp çıkış ölçümleri ile değerlendirilmektedir. Tüp çıkışı testi, sistemin ayarlanan kilo voltaj (kVp), ve mili amper saniye (mAs) değerlerine karşılık ışınlama hakkında bilgi sahibi olunmasını amaçlayan bir testtir. Tüp çıkışı yüzey giriş dozunun mAs 'a oranı olarak tespit edilir ve ölçümler havada veya fantom ile alınabilir. Ölçümler göğüs sehpası üzerine, göğüs duvarı kenarından 6cm mesafede, göğüs sehpasını ortalatacak şekilde yerleştirilen kalibre edilmiş dozimetre ile gerçekleştirilir. Çıkış (radyasyon dozu) kilovolt (kV), tüp akımı (mA) ve ışınlama zamanı (s) ile yakından ilişkilidir: her bir kilovoltaj ayarındaki radyasyon çıkışı ve akım-zaman çarpımı (mAs) arasında lineer bir ilişki vardır. Artan kV ve mAs ile doz artmaktadır [6]. Normal şartlarda tüp çıkışının zaman içerisinde istatiksel dalgalanmalar dışında değişmemesi gerekir [17]. European 2006 ve NHSBSP 2011 protokolüne göre spesifik tüp çıkışı (μGy/mAs) ve çıkış hızı (mGy/s) 28 kVp de Mo/Mo hedef filtre kombinasyonundan başlanarak sıkıştırma pedalı gibi herhangi bir saçıcı ve soğurucu bir tabaka olmadan, her bir hedef/filtre kombinasyonu için, kV değeri 3 kV aralıklı olacak şekilde ölçülmelidir. Eğer ölçümler dozimetri için kullanılacaksa, tüp çıkışı değerleri sıkıştırma pedalı takılı iken ölçülmelidir. Sıkıştırma pedalının azalım katsayısı ise sıkıştırma pedalı varken okunan hava kerma değeri, yokken okunan hava kerma değerine bölünerek hesaplanabilir. Klinik uygulamalarda kullanılan referans bir mAs değeri seçilerek ölçümler gerçekleştirilir. Odak-dedektör mesafesi, ters kare kanununa göre, 1m mesafeye düzeltilerek, 1m de spesifik tüp çıkış değeri hesaplanır [18,19].

European 2006 protokolüne göre tüp çıkışının kabul edilebilir limit değeri 28 kV Mo/Mo hedef/filtre için 1 metre de 30 μGy/mAs dan büyük, erişilebilir limit değeri 1 metrede 40 μGy/mAs dan büyük ve farklı hedef filtre ve kVp değerleri için ise, cihazın kabulünde ölçülen değerler referans olarak alınır. Daha sonra yapılan ölçümlerde elde edilen tüp çıkışı değerleri, kabulde ölçülen değerin %70' inden büyük olmalıdır şeklindedir.

Ancak European in 2013 yılında yayınladığı güncelleştirilmiş raporunda tüp çıkışının sadece ortalama glanduler doz ölçüm hesabında kullanılmak üzere ölçülebileceği ve herhangi bir limit değerini karşılamak zorunda olmadığı belirtilmiştir [20].

Tez çalışmasında tüp çıkışı ölçümleri farklı hedef/filtre kombinasyonlarında ve kV değerlerinde ölçülmüş olup ortalama glanduler doz ölçümlerinde kullanılmıştır. Yüksek tüp çıkışı birçok nedenden dolayı tercih edilmektedir, özellikle daha kısa ışınlama süresi gerektirdiğinden hasta hareketinden kaynaklı etkileri azaltmakta ve yoğun/büyük memelerde yeterli giriciliği sağlamaktadır [18].

2.2. Yarı-Değer Kalınlığı (HVL)

Filtreler X-ışın tüpünün penceresine yerleştirilir ve tüp filtrasyonu demet kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Filtrasyon değeri düşük olan tüplerde, düşük enerjili X-ışınları soğurulamayacağından hasta dozunu arttırdığı gibi görüntü kalitesine de fayda sağlamazlar. Benzer şekilde filtrasyon değeri yüksek olduğunda görüntüye katkıda bulunabilecek bazı düşük enerjili X-ışınları da tüpten çıkarken soğurulacağından ışınlama parametrelerinin arttırılması gerekir buda tüpe aşırı yüklenmeye sebep olur ve tüpün ömrünü kısaltır. İlaveten uygun görüntü kalitesinin elde edilmesi için belirli miktarda foton sayısı gereklidir, şiddetin fazla filtrasyonla azaltılması ışınlama süresini arttıracak sonuçta hasta hareket sorunu ortaya çıkacaktır. Ayrıca X-ışın demetinin büyük kısmı yüksek enerjili X-ışın fotonlarından oluşacağından, görüntü kontrastı azalacaktır [7]. Sistemin doğal filtrasyonunun direkt olarak ölçülmesi mümkün değildir. Bunun yerine belirli bir kVp değerinde sistemin HVL'si ölçülür. Daha sonra bu değer yardımı ile sistemin filtrasyonu bulunur [17]. HVL değerinin manuel olarak hesaplanmasında, X-ışın demeti önüne yerleştirilen saflığı ≥ %99,9 ve kalınlıkları %1 lik bir doğrulukla ölçülmüş olan Alüminyum (Al) filtreler eklenerek azalım hesaplanır. Alternatif olarak dijital HVL metreler kullanılarak sistemin HVL değeri direk olarak ölçülebilmektedir [18]. European 2013 protokolüne göre yarı-değer kalınlığının limit değeri Tablo 2.1' de gösterilmiştir. European 2013 protokolüne göre, tüp çıkışına benzer şekilde, HVL ölçümleri glanduler doz hesaplamasında kullanılmak üzere ölçülmüştür.

Tablo 2.1. Farklı kV ve hedef/filtre kombinasyonlarında HVL kabul sınırı [20]

Hedef/Filte Kombinasyonu için HVL*							
kV	Mo Mo	Mo Rh	Rh Rh	W Rh	W Ag	W Al 0,5mm	W Al 0,7mm
25	0,32 ± 0,02	0,38 ± 0,02	0,37 ± 0,02	0,50± 0,03	0,51 ±0,03	0,34± 0,03	0,42 ±0,03
28	0,35 ± 0,02	0,42 ± 0,02	0,42 ± 0,02	0,53 ±0,03	0,58 ±0,03	0,39 ±0,03	0,49 ±0,03
31	0,38 ± 0,02	0,45 ± 0,02	0,45 ± 0,02	0,56 ±0,03	0,61 ± 0,03	0,44± 0,03	0,55 ±0,03
34	0,40 ± 0,02	0,47 ± 0,02	0,47 ± 0,02	0,59 ±0,03	0,64 ± 0,03	0,49 ±0,03	0,61 ±0,03
37				0,62 ±0,03	0,67 ± 0,03	0,53 ±0,03	0,66 ±0,03

***** Değerler PMMA sıkıştırma plakasının azalım etkisini de içermektedir.

2.3. Dedektör Yanıtı

Dijital dedektörlerin sayısal analizi dedektör yanıt fonkiyonunun ölçülmesini gerektirmektedir. Dedektör yanıt fonksiyonu, dedektörün artan doz değerlerine karşılık verdiği yanıtın bir ölçüsüdür bu nedenle dedektör yanıtı ölçümü, dedektör giriş yüzeyindeki hava kermanın bilinmesini gerektirir. Dedektör giriş yüzeyindeki hava kerma, piksel değeri ile ilişkilidir. Dedektör yanıt fonksiyonu görüntünün doğrusallaştırılması için kullanılır ve buradan kantitatif (sayısal) görüntü kalitesi ölçümleri hesaplanır [20].

European 2013 protokolünde bu ölçüm yöntemi, sistem standart görüntü alınması için kullanılan X-ray spektrumu ayarlanır ve 2mm Alüminyum X-ray tüpüne yerleştirilir şeklinde tanımlanmıştır. European 2006 ve NHSBSP 2009 protokolünde ise 45mm standart test bloğunun X-ray çıkış portuna yerleştirilerek yapılması önerilmiştir. Kullanılan test blokları, detektöre ulaşan saçılan radyasyonu azaltmak amacıyla, mümkün olduğunca X-ışın tüpüne yakın tutulması belirtilmesine rağmen aslında test bloklarının dedektöre yakın olması daha gerçekçidir ancak dedektöre yakın olan test bloğunun ışınlanması sonucunda dedektöre ulaşan saçılan radyasyon doz seviyesinde kararsız sonuçlar elde edilecektir [21].

Dedektör yanıt fonksiyonunun hesaplanmasında, sistem klinikte en çok kullanılan bir kVp değerine ayarlanır ve sabitlenir (örn.28 kVp). Daha sonra sistemin izin verdiği minimumdan maksimuma kadar olan aralığı kapsayacak şekilde, belirlenen mAs değerlerinde ışınlama yapılır ve göğüs destek plakası üzerine yerleştirilen doz ölçüm dedektörü ile doz değerleri okunur.

Düşük mAs ayarları daha dikkatle ayarlanmalıdır çünkü mAs doğrusallığı, düşük mAs değerlerinde daha kötüdür. Hesaplanan giriş hava kerma değerleri, dedektör yüzeyine ters kare kanunu ile düzeltilir (dedektör genellikle tüp fokusundan 60-70mm uzaklıkta ve koruyucu plakanın 5-10mm aşağısındadır) ve eğer grid kaldırılamıyorsa grid geçiş faktörü uygulanır (genellikle 0,67) [22]. Aynı mAs değerlerinde daha sonra 45mm kalınlığında standart test bloğu ışınlanır. Elde edilen görüntüler işlenmemiş (raw/unprocessed) olarak kayıt edilir ve analiz için başka bir bilgisayara aktarılır. Her bir görüntü üzerinde göğüs kenarından 6 cm uzaklıkta, orta çizgi üzerinde $10mm^2$ lik bir ilgi alanı seçilir ve bu ilgi alanı üzerinde ortalama piksel değeri ve piksel değerlerin standart sapması hesaplanır.

Ortalama piksel değerleri ve giriş hava kerma değerlerinin grafiği çizilir ve arasındaki ilişki belirlenir. Bu grafik birinci dereceden bir polinom fonksiyonuna fit edilir ve doğrusallık belirlenir. Elde edilen denklemde eğrinin sıfırı kestiği noktaya bakılarak piksel sapmasının (pixel offset) büyüklüğü belirlenir. Sistemin değerlendirilmesi için korelasyon katsayısının karesi hesaplanır (R^2) bu değer 0,99 dan büyük olmalıdır. Her bir görüntü için, ilgi alanı içerisindeki piksel değerlerinin standart sapması dedektör dozu ve görüntü gürültüsü arasındaki ilişkiyi incelemek için kullanılır [22].

2.4. Gürültü Analizi

Bu testin amacı görüntüleme sisteminin performansı için ilave bilgi sağlamak amacıyla farklı gürültü bileşenlerini analiz etmektir. Dedektör dozu ve görüntü gürültüsü arasındaki ilişkiyi incelemek için her bir görüntü için ilgi alanında piksel değerlerinin standart sapmaları kullanılır. Gürültü piksel değerindeki dalgalanmadır ve dedektör tarafından soğurulan toplam enerjiye bağlıdır bu nedenle piksel değeri doz ile lineerleştirilir. Görüntüdeki gürültü elektronik gürültü, kuantum gürültü ve yapısal gürültü olarak üç alt bölüme ayrılır. Bunların dışında doza bağlı görüntüde oluşan başka gürültü mevcut değildir [23,24]. Elektronik, yapısal ve kuantum gürültü arasındaki ilişki Eşitlik (2.4) ile ifade edilir;

$$SD^2 = k_e^2 + k_q^2 \times p + k_s^2 \times p^2 \qquad (2.4)$$

Eşitlik (2.4)' de "SD" referans ilgi alanı içerisindeki standart sapma, " k_e" elektronik gürültü katsayısı, " k_q" kuantum gürültü, "k_s" yapısal gürültü ve " p" referans ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel değerini ifade etmektedir. Daha yalın ifadeyle gürültü genel olarak Eşitlik (2.5)' deki gibi ifade edilir;

Bağıl gürültü= SD / p (2.5)

Gürültü ve piksel değeri arasındaki ilişki ise deneysel olarak Eşitlik (2.6)' daki gibidir;

$$SD / p = k_t p^{-n} \quad (2.6)$$

k_t sabittir, eğer gürültü sadece kuantum gürültü ise "n" değeri 0,5 olabilir. Ancak elektronik ve yapısal gürültü varlığında "n" 0,5 değerinden biraz küçük veya yüksek olabilir.

Elektronik gürültü, ışınlama seviyesinden bağımsızdır ve karanlık gürültü, okuma gürültüsü ve yükselteç gürültüsü gibi kaynaklardan ortaya çıkar. Kuantum gürültü, ışınlamanın karekökü ile orantılı olduğu varsayılır ve birincil foton akışının istatiksel yapısından kaynaklanır. Klinik olarak kullanılan piksel değer aralığı (dedektör doz aralığı) için en baskın gürültü bileşeni kuantum gürültüsüdür. Sabit bir hava kerma değerinde X-ışın görüntüleri görüntü yoğunluğunda rastgele değişkenlikler sergiler, yoğunlukta meydana gelen bu rastgele değişkenliklere beneklenme denir. Çünkü ortaya çıkan görüntü benekli (kumlu) bir yapıya sahiptir. Bu radyasyon dedektörüne gelen fotonlardaki gelişigüzel değişkenlikler ise kuantum beneklenmesi olarak bilinir. Yapısal gürültü, ışınlama ile orantılı olduğu varsayılır ve bir görüntüleme sisteminin kazancının sabit değişimlerinden kaynaklanır. Tüm-alan DR sistemler çoğunlukla yapısal görüntü etkisini kaldırırlar [23].

Dijital mamografi sistemlerinde gürültü incelemesi, kuantum gürültüye ilaveten diğer gürültülerin varlığının değerlendirilmesi şeklindedir. Test işleminin yapılması için, European 2006 protokolüne göre, dedektör yanıtı testinde elde edilen görüntüler üzerinde referans bir ilgi alanı seçilerek (ROI), bu alan içerisinde ortalama piksel değeri ve standart sapma hesaplanır. Kabul testlerinde 15, rutin kalite kontrol testlerinde ise 8 görüntü alınması önerilir.

Doğrusal yanıtlı sistemlerde (lineer sistemler) elde edilen değerler kullanılarak sinyal-gürültü oranı (SNR) Eşitlik (2.7) ile hesaplanır;

$$SNR= OPD – POD / PDSS \quad (2.7)$$

Yukarıda ifade edilen Eşitlik (2.7)'de "OPD" ortalama piksel değeri, "POD" piksel ofset değeri ve "PDSS" ise piksel değerindeki standart sapmayı ifade etmektedir.

Daha sonra SNR değerinin karesi (SNR^2) hesaplanır ve giriş hava kerma değerlerine (veya ortalama piksel değerine) karşılık grafiği çizilir. Grafik bir doğruya fit edilir ve R^2 değeri incelenir.

NHSBSP 2009 protokolünde ise, logaritmik eksende (log-log axes) standart sapmanın giriş hava kerma ya karşılık grafiği çizilir ve grafik denklemi $y=cx^d$ olacak şekilde üstel bir eğriye fit edilir. Elde edilen c ve d değerleri not edilir. Kuantum limitli dedektörlerde ilişki $y= cx^{0,5}$ şeklinde olur [21].

Sistemdeki kuantum gürültü dışındaki diğer gürültülerin (örn. elektronik önyükselteç gürültüsü, sabit örüntülü gürültü) varlığı ise düşük ve yüksek hava kerma değerlerinde düz çizgiden sapılmasına neden olur. Ölçümlerin tüm hedef/filtre kombinasyonları için tekrarlanması opsiyoneldir.

2.5. Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC) Performansı

2.5.1. Doz ölçümleri

Meme kanseri daima glanduler meme dokusu içerisinde meydana geldiğinden mamografi sistemlerinde kalite kontrol işlemlerinin temel faktörlerinden birisi ortalama glanduler doz (D) hesabıdır [25]. Glanduler dokunun meme içerisinde olmasından dolayı glanduler doz ölçümleri direk olarak gerçekleştirilemez. Doz değerinin hesaplanabilmesi için yüzey girişindeki hava kerma (ESAK- Entrance Surface Air Kerma -Avrupa; ESE- Entrance Skin Exposure- USA) ve HVL değerlerinin hesaplanması gerekmektedir.

ESAK ölçümleri uygun dönüşüm faktörleri ile ortalama glanduler doza (MGD) çevrilir ve meme glanduleri içerisindeki radyasyon riski değerlendirilir. Ortalama glanduler doz hesabı için, normal şartlarda klinikte kullanılan AEC ayarlanır ve

20mm kalınlığında PMMA plakası ışınlanır. AEC tarafından seçilen ışınlama parametreleri kayıt edilir. Bu ölçümler 30, 40, 45, 50, 60 ve 70mm PMMA kalınlığı için tekrar edilir (bu çalışmada, 60 mm PMMA kalınlığına kadar ışınlama gerçekleştirilmiştir). Fantom kenarlarına 1mm kalınlığında küçük bir ara parça (spacer) kullanılarak ışınlama Şekil 2.1'de gösterildiği gibi gerçekleştirilir.

Rutin testlerde 45mm kalınlığında PMMA için ölçüm yapmak yeterlidir. Eşitlik (2.8) ile ortalama glanduler doz hesaplanır;

$$D(MGD)= Kxgxcxs \quad (2.8)$$

K (ESAK), gelen hava kerma (geri saçılım olmadan) değeri olup, PMMA yüzeyi üzerinde aşağıda anlatılan metot ile hesaplanmaktadır. Dönüşüm faktörleri, HVL ve sıkıştırılmış meme kalınlığının bir fonksiyonu olarak tablolanmış ve yıllar boyunca yeniden değerlendirilerek genişletilmiştir.

g-Faktörü, Dance (1990), Dance ve ark. (2000) ve Dance ve ark. (2009) tarafından hesaplanan 50 % glanduler dokuya karşılık gelmektedir ve HVL değerleri için EK A Tablo A.1' de gösterilmiştir. g ve c-Faktörleri X-ray ışın spektral karakteristiğini temsil eder, s-faktörü ise Mo/Mo dışında hedef/filtre tarafından üretilen X-ray spektrumundaki farklılıkları düzeltmek için kullanılır [26], c ve s faktörleri EK A Tablo A.2 ve A.3' de gösterilmiştir.

Ayarlanan her bir PMMA kalınlığı için European standardına göre maksimum izin verilen ortalama glanduler doz değeri Tablo 2.2' de gösterilmiştir. Kabul edilebilir glanduler doz değeri NHSBSP protokolünde de benzer şekilde ifade edilmiştir.

Tablo 2.2. Maksimum ortalama glanduler doz değerleri [20]

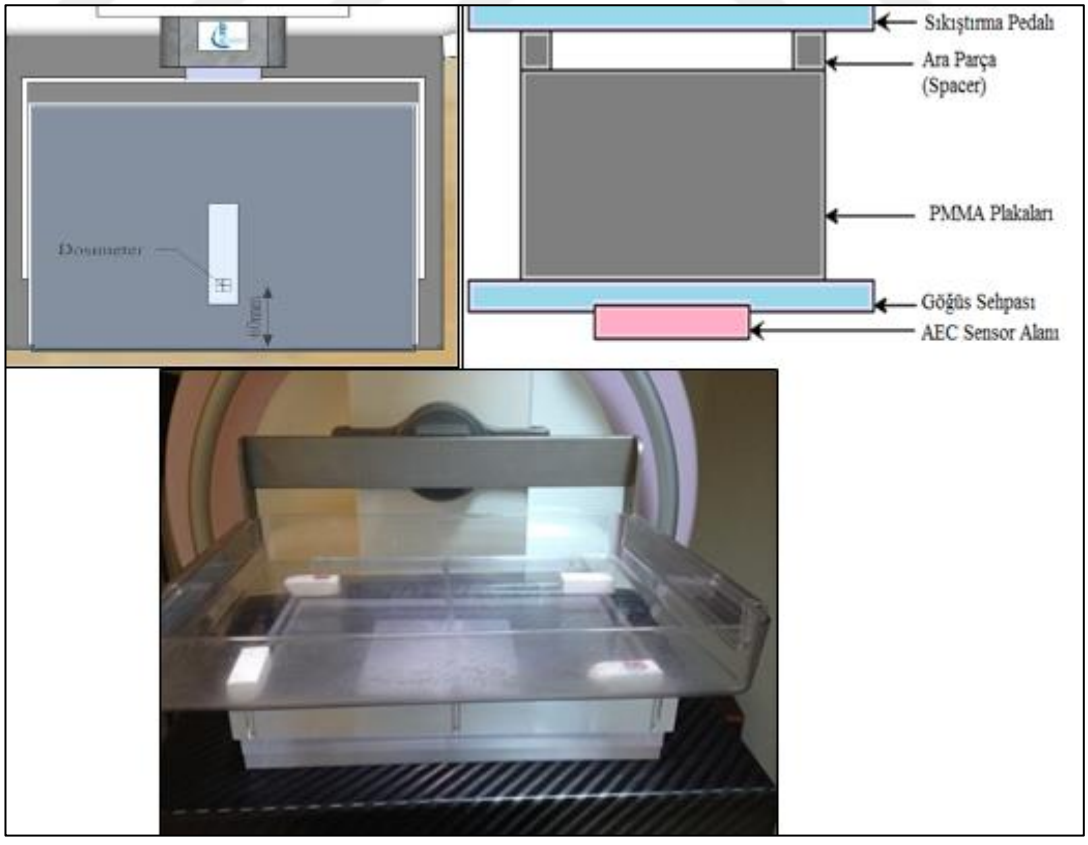
PMMA Kalınlığı(mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Maksimum Ortalama Glanduler Doz Değeri (mGy)	
		Kabul Edilebilir Değer	Erişilebilir Değer
20	21	≤ 1,0	≤ 0,6
30	32	≤ 1,5	≤ 1,0
40	45	≤ 2,0	≤ 1,6
45	53	≤ 2,5	≤ 2,0

50	60	≤ 3,0	≤ 2,4
60	75	≤ 4,5	≤ 3,6
70	90	≤ 6,5	≤ 5,1

Giriş hava kerma (ESAK): Dance (1990) orijinal yayınında ESAK sıkıştırma pedalının altında dozimetre için hesaplanır şeklinde tanımlanmıştır. Fantom (PMMA plakaları) klinik olarak kullanılan standart meme ışınlama şartlarında, kenarlarına 1mm kalınlığında küçük bir ara parça (spacer) kullanılarak ışınlanır ve kVp, mAs, hedef/filtre değerleri not edilir. Daha sonra fantom kaldırılarak aynı noktaya iyon odası yerleştirilir ve ilk aşamada fantom ışınlandıktan sonra not edilen ışınlama parametreleri manuel olarak ayarlanır ve şutlama yapılarak tüp çıkış değeri belirlenir. Tüp çıkış değeri, fantomun ışınlama sonrası elde edilen mAs değeri ile çarpılarak Eşitlik (2.9) ile $ESAK_{DOZİMETRE}$ belirlenir;

$$ESAK_{DOZİMETRE} = (mGy/mAs) \text{ x ışınlama sonrası mAs} \quad (2.9)$$

Tüp çıkış ölçümü için iyon odası Şekil 2.1' de gösterildiği gibi meme destek plakasından 60mm mesafede yerleştirilir.



Şekil 2.1. ESAK için dozimetre ve doz ölçümü için PMMA pozisyonu [20]

$ESAK_{FANTOM}$ değerinin doğru hesaplanabilmesi için odak- dozimetre mesafesi ile odak- fantom mesafesi arasındaki farktan dolayı ters kare kanunu Eşitlik (2.10) ile uygulanarak ters kare faktörünün belirlenmesi gerekir ve Eşitlik (2.11) ile $ESAK_{FANTOM}$ hesaplanır;

Ters Kare Faktörü = (Odak- Dozimetre Mesafesi/ Odak- Fantom Mesafesi) ^{2} (2.10)

$ESAK_{FANTOM} = ESAK_{DOZİMETRE}$ x Ters Kare Faktörü (2.11)

Daha önce yapılan HVL test sonuçlarından veya fantom ışınlaması sırasında belirlenen, fantomun ışınlandığı kVp değerine karşılık gelen HVL değerleri belirlenir. EK A, Tablo A.1., A.2. ve A.3' de gösterilen dönüşüm faktörleri kullanılarak Eşitlik (2.8)' de gösterildiği gibi ortalama glanduler doz değeri hesaplanır.

2.5.2. Kontrast-gürültü oranı (CNR) testi

Dijital görüntüde, görüntü kalitesini etkileyen başlıca fiziksel parametreler uzaysal çözünürlük, gürültü ve kontrasttır. Bir görüntüleme sisteminde kontrast farklı zayıflatma özelliğindeki iki objeyi ayırt edebilme yeteneğidir, çözünürlük anatomideki tüm ince detayları doğru olarak kopya edebilme yeteneğidir ve gürültü ise görüntülenen objenin bir parçası olmayıp istenmeyen fakat kaçınılamaz sinyal karışımıdır. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) kontrast ve çözünürlüğün kombinasyonudur, Gürültü Güç Spektrumu (NPS) gürültü ve çözünürlüğün kombinasyonudur, Sinyal-Gürültü Oranı (SNR) sinyal ve gürültü arasındaki oranı ifade etmektedir, Kontrast-Gürültü Oranı (CNR) konrasttaki azalmayı değerlendirmek ve görüntüdeki gürültüyü tahmin etmekte kullanılan parametredir. SNR, MTF ve NPS kombinasyonu ise Algılayıcı Kuantum Verimini (DQE) belirlemektedir. DQE, X-ray detektörünün belli boyuttaki obje detaylarını gösterme ve kontrast yeteneğini açıklamaktadır [27, 28].

Mamografik görüntü kalitesini değerlendirmede, CNR geniş ölçüde kullanılan bir parametredir. European protokolunu uygulayabilmek için 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için (Glanduler oranı açısından PMMA kalınlığı ve eşdeğer meme kalınlığı

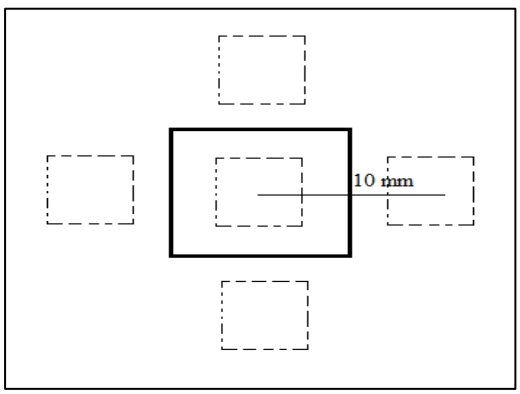
EK A Tablo A.4' de gösterilmiştir) 40 mm PMMA ile beraber CDMAM fantomu (10mm PMMA ya denk gelir) kullanarak görüntü kalitesi (eşik kontrast tespiti) ölçümlerinin yapılması gerekmektedir. Böylece, tespit edilen değer diğer meme kalınlıkları için CNR ölçümlerinde kullanılabilir.

CNR bazen sinyal farkının gürültüye oranı (SDNR) olarak da ifade edilebilmektedir. CNR ölçümleri için NHSBSP protokolünde tanımlanan metot Eropean protokolü ile benzerdir. CNR hesaplaması için, tüm PMMA kalınlıkları (20 mm den başlayarak 10 nar 10 nar arttırılarak 70 mm e kadar) otomatik ışınlama (AEC) sistemi devredeyken, klinikte kullanılan normal ışınlama şartlarında ışınlanır ve otomatik olarak seçilen ışınlama parametreleri: hedef/filtre, kV ve mAs değerleri not edilir.

Daha sonra PMMA plakaları üzerine göğüs duvarından 60 mm mesafede, 10mm x 10mm boyutunda ve 0,2mm kalınlığında Al plaka yerleştirilir ve not edilen ışınlama parametreleri manuel olarak seçilerek PMMA plakaları tekrar ışınlanır.

Alüminyum plaka kalsifikasyon azalımını temsil etmek ve radyografik olarak üretilen kontrastı tahmin etmek amacıyla en aşağıda bulunan 10 mm kalınlığında iki PMMA plakasının arasına yerleştirilir [29].

Farklı zamanlarda iki görüntü alınmaktadır, çünkü tüp çıkışı ve dedektör hassasiyetinin sabit olduğunu garanti etmek önemlidir [30]. Elde edilen görüntüler üzerinde ilgi alanı (ROI), Al plakanın ortasında 5mm x 5mm ve PMMA üzerinde ise Al plakanın 4 tarafında 5mm x 5mm olacak şekilde Şekil 2.2' de görüldüğü gibi seçilir. İlgi alanının küçük seçilmesinin nedeni heel (topuk) etkisi tarafından üretilen bozulmaları mimimize etmektir.



Şekil 2.2. CNR için ROI pozisyonu

Belirlenen bu ilgi alanları içerisinde kalan alandaki ortalama piksel değeri ve standart sapma ölçülür. Ölçülen bu değerlerden kontrast-gürültü oranı CNR değeri Eşitlik (2.12)' de ifade edildiği gibi hesaplanır;

$$CNR = \frac{|PV(Al) - PV(PMMA)|}{\sqrt{\frac{SD(Al)^2 + SD(PMMA)^2}{2}}} \quad (2.12)$$

European protokolunun uygulanabilmesi için limit CNR değerinin belirlenmesi gereklidir. Bu çalışmada iki farklı, fakat eşdeğer metot tanımlanacaktır. Birincisi basitleştirilmiş metotdur ve eşik altın kalınlığı kullanılır, ikincisi ise kullanılan ışın kalitesi için eşik kontrast değerini hesaplamayı gerektirir. Her iki ölçümdede CDMAM fantom için ışınlama faktörleri ve 50mm PMMA kalınlığı benzerdir.

Ölçümlerde 50mm PMMA kalınlığı tercih edilmektedir çünkü 4cm PMMA kalınlığı CDMAM fantomu ile birlikte 5cm PMMA veya 6cm ortalama meme kanlınlığına eşdeğerdir [31]. Kontrastın obje kalınlığına göre değişiminin gözlemlenmesi durumunda, CNR değerinin PMMA kalınlığına göre grafiği çizilmelidir.

Eşik altın kalınlığı kullanılarak basitleştirilmiş limit CNR değeri ölçümü: Görüntü kalitesi bölüm 2.6'da anlatılan gözlenebilen eşik kontrast ölçümleri kullanılarak, belirli bir kalınlık için (50mm PMMA veya eşdeğeri) değerlendirilir. Diğer PMMA kalınlıklarında CNR limit değerleri, 50mm PMMA da hesaplanan değer ile ilişkilidir. CNR limit değeri Eşitlik (2.13) ve (2.14) kullanılarak hesaplanır;

$$CNR_{MİNİMUM} = CNR_{ÖLÇÜLEN} \text{ X } Tg_{ölçülen} / Tg_{mimimum} \quad (2.13)$$

$$CNR_{ERİŞİLEBİLİR} = CNR_{ÖLÇÜLEN} \text{ X } Tg_{ölçülen} / Tg_{erişilebilir} \quad (2.14)$$

Bu eşitlikler, örneğin 50mm PMMA kalınlığında veya eşdeğerinde, 0,1 mm altın disk çapı için görüntü kalitesi ölçümlerinde minimum ve erişilebilir eşik altın kalınlığını (örn. $Tg_{minimum}$ =1,68µm ve $Tg_{erişilebilir}$=1,10µm, bu 28kV Mo/Mo için $TC_{minimum}$ =23,0 % ' e ve $TC_{erişilebilir}$=15,8%'e eşdeğerdir) elde etmek için gerekli CNR değerlerini belirler.

$Tg_{ölçülen}$ = 0,1mm disk çapı için gözlemci tarafından tespit edilen eşik altın kalınlığıdır. Bölüm 2.6'da anlatılan görüntü kalitesi ölçümlerinde (görüntülenebilen eşik kontrast testi) çıktı olarak elde edilen altın disk çapına karşılık (mm) – altın kalınlığı (μm) eğrisi üzerinde seçilen, sabit bir disk çapına (örn. 0,1 mm) karşılık gelen altın kalınlığı $Tg_{ölçülen}$ dir (fit to predicted for a human observer).

$Tg_{mimimum}$ ve $Tg_{erişilebilir}$ = 0,1mm çapı için European protokolunde belirlenen, Tablo 2.3' de ifade edilen eşik altın kalınlığı için limit değerleridir.

Tablo 2.3' de 28 kV Mo/Mo Hedef/Filtre kombinasyonlarında alınan bir görüntü için eşik altın kalınlığı için limit değerler gösterilmiştir.

Tablo 2.3. 28 kV Mo/Mo Hedef/Filtre kombinasyonlarında limit değerler [20]

Limit Kontrast Değerleri				
	Kabul Edilebilir(Minimum)Değer		Erişilebilir Değer	
Detayın Çapı (mm)	28kV Mo /Mo Radyasyon Kontrastı (%)	Eşdeğer Altın Kalınlığı (μm)	28kV Mo /Mo Radyasyon Kontrastı (%)	Eşdeğer Altın Kalınlığı (μm)
5*	< 0,85	0,056	< 0,45	0,032
2	< 1,05	0,069	< 0,55	0,038
1	< 1,40	0,091	< 0,85	0,056
0,5	< 2,35	0,150	< 1,60	0,103
0,25	< 5,45	0,352	< 3,80	0,244
0,1	< 23,0	1,68	< 15,8	1,10

*Bu çap boyutu opsiyoneldir.

Farklı kV ve Hedef/Filtre kombinasyonları için minimum ve erişilebilir radyasyon kontrast değerleri (0,1mm disk çapı için), NCCPM (National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography) web sayfasında, DR Dance ve Ken Young tarafından hesaplanmış ve aşağıda belirtilen Excel sayfasında gösterilmiştir. https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=targetcnrcalculator.

Tablo 2.3' de ve Eşitlik (2.13) ile (2.14) de iki farklı limit değer ifade edilmiştir: Kabul edilebilir (minimum) değer ve erişilebilir değer.

Kabul edilebilir (minimum) değer, film-ekran (konvansiyonel) mamografi sistemlerinden elde edilmiştir, erişilebilir limit değeri ise tüm-alan digital mamografi sistemlerinden elde edilmiştir. Bu ifadeye göre, digital mamografi sistemlerinin görüntü kalitesi en az ekran-film sistemler ile karşılaştırılabilir olmalıdır [18].

50mm PMMA kalınlığında ki CNR değeri, Bölüm 2.6'da ölçülen kontrast görülebilirliği ile ilişkilidir.

Standart kalınlıkdaki CNR limit değeri, Eşitlik (2.13)' de ifade edilen eşitlik ve bölüm 2.6'da ölçülen eşik kontrast ölçümleri ile 0,1 mm çaplı disk için limit (minimum) değer tahmin edilebilir. Hesaplanan CNR minimum değer % 100 olarak kabul edilir. Farklı PMMA kalınlığına göre CNR limit değerleri Tablo 2.4' de gösterilmiştir.

Tablo 2.4. PMMA kalınlıklarına göre CNR limit değerleri [20]

PMMA Kalınlığı (cm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	CNR (5 cm PMMA ile ilişkili) %
2,0	21	> 115
3,0	32	> 110
4,0	45	> 105
4,5	53	> 103
5,0	60	> 100
6,0	75	> 95
7,0	90	> 90

Göreli CNR (Relative CNR) değeri Eşitlik (2.15)' e göre hesaplanır ve Tablo 2.4'de ifade edilen limit değerler ile karşılaştırılır.

$$\text{Relative CNR} = \text{CNR}_{\text{ÖLÇÜLEN}} / \text{CNR}_{\text{MİNİMUM}} \quad (2.15)$$

Eşik kontrast kullanarak CNR limit değeri ölçümü : CNR limit değerin daha doğru bir ölçümü, kullanılan ışın kalitesi için, altın diskin kontrastının tahminini gerektirmektedir. Bu ölçüm metodu, altın diskten kontrasta dönüşüm gerektirmektedir çünkü bu iki özellik arasında lineer olmayan bir ilişki mevcuttur. CNR limit değerleri Eşitlik (2.16) ve (2.17) kullanılarak hesaplanır.

Bu denklemler görüntü kalitesi ölçümlerinde 50mm PMMA kalınlığında veya eşdeğerinde, 0,1mm disk boyutu için, minimum ve erişilebilir eşik altın kalınlığını elde etmek için gerekli olan CNR değerini belirlemektedir. Eşitlik (2.18), (2.19) ve (2.20) ile eşik kontrast değerleri tespit edilir;

$$CNR_{MİNİMUM} = CNR_{ÖLÇÜLEN} \text{ X } Tc_{ölçülen} / Tc_{mimimum} \quad (2.16)$$

$$CNR_{ERİŞİLEBİLİR} = CNR_{ÖLÇÜLEN} \text{ X } Tc_{ölçülen} / Tc_{erişilebilir} \quad (2.17)$$

$$Tc_{ölçülen} = 1- e^{- \mu_{eff.}{}^{Tg}{}_{ölçülen}} \quad (2.18)$$

$$Tc_{minimum} = 1- e^{- \mu_{eff.}{}^{Tg}{}_{minimum}} \quad (2.19)$$

$$Tc_{erişilebilir} = 1- e^{- \mu_{eff.}{}^{Tg}{}_{erişilebilir}} \quad (2.20)$$

$Tc_{ölçülen}$, ölçülmüş eşik altın kalınlığından hesaplanan 0,1mm altın çapı için hesaplanan eşik kontrast değeridir.

$Tc_{minimum}$ ve $Tc_{erişilebilir}$, European protokolunde 0,1mm disk çapında eşik altın kalınlığı için eşik kontrast değerleridir (Bölüm 2.5.2 ve Tablo 2.3).

$\mu_{effective}$, etkin zayıflatma katsayısıdır ve kullanılan ışın kalitesine bağlı olarak CDMAM fantomdaki altın disk çapının kontrastını tahmin etmekte kullanılır. $\mu_{effective}$ değerleri "https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=targetcnrcalculator" web sayfasında verilmiştir.

Yukarıda tanımlanan metot, CNR limit değerlerini 50mm PMMA kalınlığında bir azalım eşdeğeri için belirler. European protokolu $CNR_{MİNİMUM}$ değerini, diğer PMMA kalınlıkları için Eşitlik (2.21)' i kullanarak uyarlar. Tablo 2.5' de farklı PMMA kalınlıklarında $CNR_{MİNİMUM}$ değerini hesaplamak için gerekli z-faktörleri gösterilmiştir.

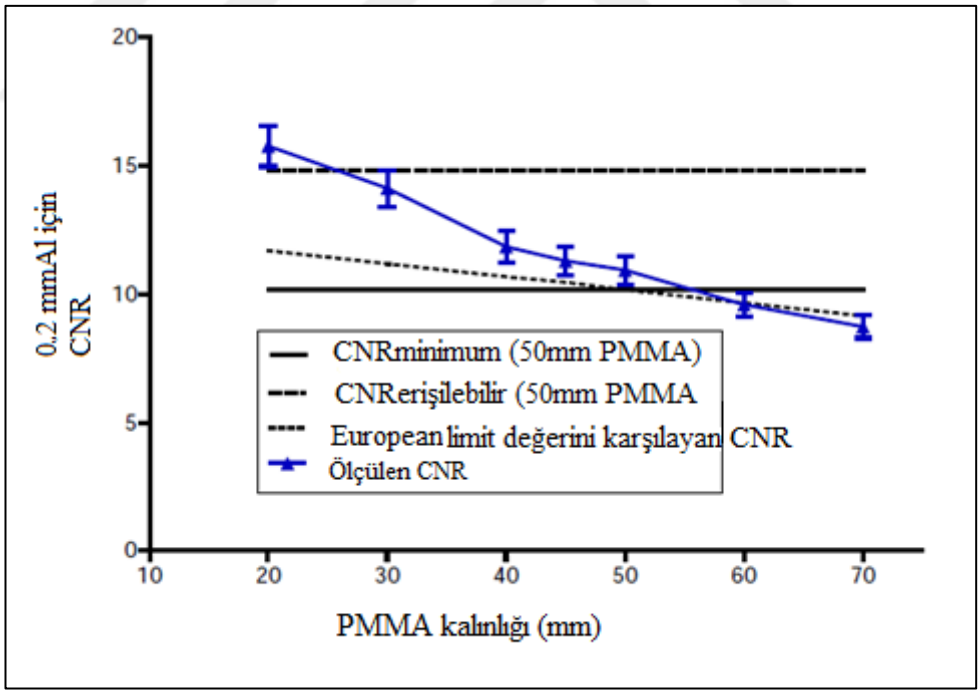
$$CNR_{MİNİMUM} = CNR_{ÖLÇÜLEN} \text{ x } Tg_{ölçülen} / Tg_{mimimum} \text{ x } z \quad (2.21)$$

Tablo 2.5. z-faktörleri

PMMA Kalınlığı (mm)	z-faktörü
20	1,15
30	1,10
40	1,05
45	1,03
50	1,0
60	0,95
70	0,90

Otomatik ışınlama performansını (AEC) değerlendirmek için, ölçülen CNR değerlerinin PMMA kalınlığına göre grafiği çizilmelidir ve limit CNR değerleri ile Şekil 2.3' de görüldüğü gibi karşılaştırılmalıdır.

Bu durumda sistem 60mm ve 70mm PMMA kalınlığında minimum kabul edilebilir CNR değerini aşmada başarısız olmuştur.



Şekil 2.3. CNR ölçüm değerlendirmesi için örnek grafik [20]

2.6. Görüntü Kalitesi Ölçümleri (Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi)

Birçok direk dijital mamografi sistemleri işlenmiş (processed) ve ham /işlenmemiş (raw/unprocessed) görüntüyü seçme opsiyonuna sahiptir. Ham görüntüde piksel

değerleri digital X-ray görüntüleme sisteminden analog-digital çevirim sonrasında direk olarak okunmaktadır veya foton sayım sistemlerinden herhangi bir software düzeltmesi kullanılmaksızın sayılmaktadır. European protokolu, eşik kontrast detay tespiti (test için CDMAM (contrast-detail mammography) fantomu kullanılır) ve CNR testlerinde, (eğer mevcutsa) işlenmemiş görüntünün kullanılmasını önermektedir. Ancak, European protokolune göre eğer sistem işlenmemiş görüntünün alınabilmesine izin vermiyorsa eşik kontrast detay tespiti için işlenmiş görüntülerin kullanabileceğini belirtmiştir [18].

Ancak, bu konuda yapılan çalışmalar göstermiştir ki işlenmiş görüntülerin kalite kontrol amaçlı kullanımı, görüntü işlemenin fantom görüntüsü üzerinde artefakt oluşturabileceğinden dolayı önerilmemektedir [32].

Sistemde elde edilen işlenmemiş görüntüler 'beyaz' olarak gözlemlenir, işlenmiş görüntüler ise 'siyah' dır.

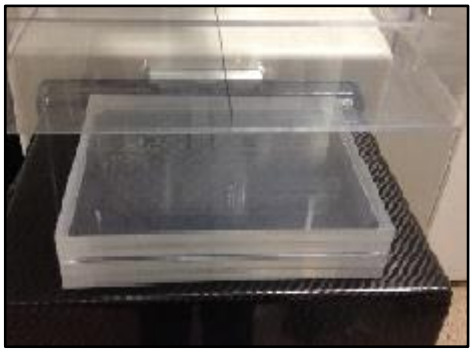
Prensipte, CNR ve MGD ölçümleri, sistemin gerekli performans değerlendirmesinin çoğunu sağlamaktadır, fakat CNR ölçümleri sadece gürültünün ortalama karekök (RMS) değerinden ölçülmektedir. Bu nedenle uzaysal frekanslar üzerindeki dağılımı tanımlamamaktadır. Sonuçta görüntü (display) gibi diğer elementler göz önüne alınmamaktadır. Sistemin tüm performasını tanımlamak için mevcut en iyi öneri European ve NHSBSP protokollerinde tanımlandığı gibi kontrast detay testini kullanmaktır [33]. Kontrast detay tespiti, farklı çaplarda (0,08-2mm) altın disklerin eşik kalınlıklarının belirlenmesi ile gerçekleştirilir [34]. Kontrast –detay analizi, X-ray sisteminin düşük kontrastta ve küçük detaya (çapa) sahip yapıları tespit edebilme yeteneğinin ölçümü için kullanılır, diğer bir ifadeyle çözünürlük, kontrast ve gürültünün bir kombinasyonudur.

Mamografik görüntü kalitesi ölçümleri için bir çok fantom dizayn edilmiştir, ancak bu fantomların hepsi dijital sistemlerde kullanmak için uygun değildir.

Özellikle uzaysal çözünürlük ölçümlerinde kullanılan çizgi/çifti fantomunun dijital sistemler için fazla uygun olmadığı gözlemlenmiştir. Çünkü mamogramda gözlemlenen en küçük yapılar mikrokalsifikasyonlardır ve en iyi şekilde nokta (dot) fantom ile temsil edilmektedir [35]. Mamografik kontrast detay (CD) fantomu

“CDMAM” dünya genelinde kullanılan bir kalite kontrol test fantomudur. CDMAM fantomu, görüntü kalitesi değerlendirmesi için kullanılması, European ve NHSBSP protokolunde de önerilmiş ve bir çok ülkede kalite kontrol için zorunlu tutulmuştur [36]. CDMAM version 3.4 fantomu Şekil 2.4’ de görüldüğü gibi 0,5 mm kalınlığında ve 99,5% saflıkta aluminyum taban üzerine, vaporizasyon tekniği ile eklenmiş 99,99% saflıkta farklı kalınlık ve çaplarda altın disklerden oluşmuştur. Altın disk çapı 0,06-2mm aralığında ve 0,03-2,0µm kalınlığında olup standart mamografik ışınlama şartlarında (Mo/30µmMo 28 kV) radyasyon kontrast aralık sonucu 0,5-30 % aralığındadır. Fantom, farklı meme kalınlıklarını simule etmek amacıyla 4 adet 10mm kalınlığında PMMA plakası ile teslim edilmekte ve fantom ile PMMA plakalarının boyutu standart mamografi boyutunda olup 180 x 240mm dir. CDMAM fantomunun mamografi cihazı üzerinde yerleştirilmiş pozisyonu Şekil 2.4’de görülmektedir.

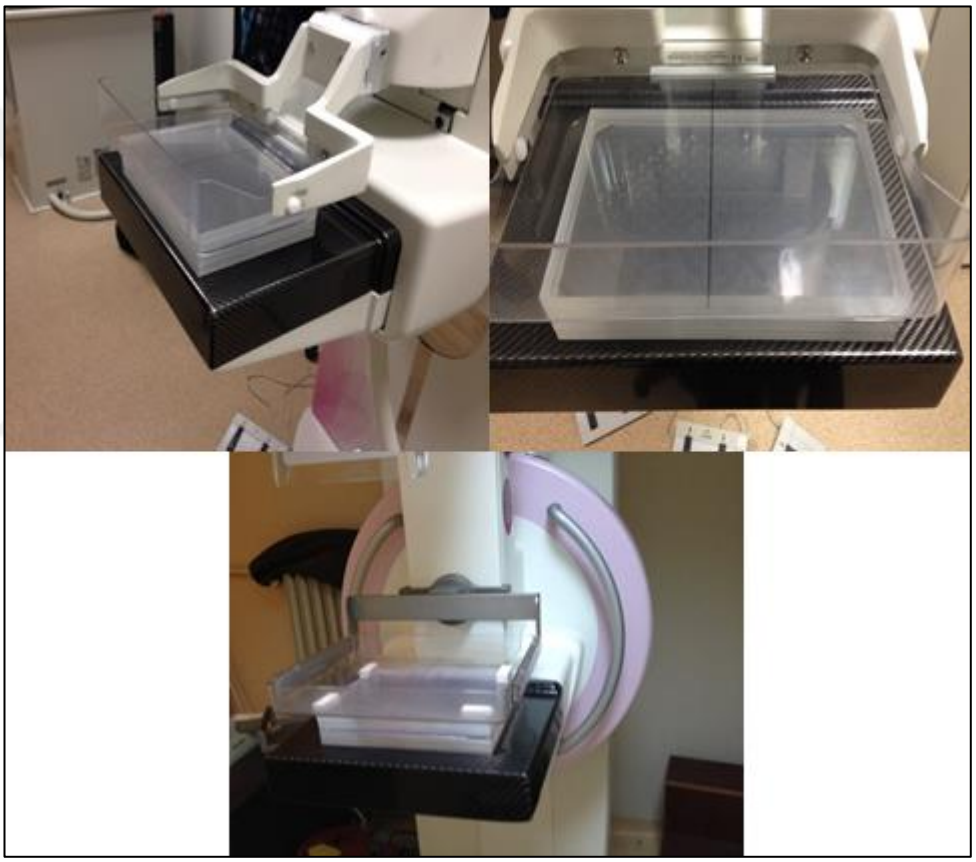
Fantom üzerine diskler 16 satır ve 16 sütun bir matris olarak sıralanmıştır (205 kare hücre). Matris heel (topuk) etkisini minimize edebilmek için 45^0 döndürülmüştür. Satırdaki disk çapları sabit olup, disk kalınlığı üssel olarak 0,03µm den 2,00µm ye artmaktadır. Sütundaki disk kalınlıkları sabit olup, çapları üssel olarak artmaktadır. Her bir kare bir tanesi merkezde ve bir tanesi rastgele seçilmiş bir köşede olmak üzere iki disk içermektedir. Fantom tecrübeli bir gözlemci tarafından disklerin yaklaşık yarısı saptanacabilecek şekilde dizayn edilmiştir [37].



Şekil 2.4. CDMAM 3.4 görüntüsü

Görüntülenebilen kontrast detay testi için, X-ray görüntüsü elde ederken CDMAM fantom en küçük disk boyutları göğüs tarafına gelecek şekilde PMMA plakaları ile birlikte yerleştirilir. Fantomun göğüs sehpasından uzaklığı 20-25mm mesafede olmalıdır. Bu nedenle fantom Şekil 2.5’ de görüldüğü gibi 1’er cm lik 4 PMMA

plakası arasına yerleştirilerek ve toplam 60mm meme kalınlığını simule edebilmek amacıyla 50mm fantom kenarlarına 1mm kalınlığında küçük bir ara parça (spacer) kullanılarak görüntü alınır. Işınlama klinikte kullanılan ışınlama parametreleri ile gerçekleştirilir (örn: Full AEC Mode) . Fantom ile değerlendirmek üzere en az 8 görüntü alınmalıdır ve her görüntü arasında fantom bir miktar (1mm) hareket ettirilmelidir. Fantomun 1mm hareketi, dedektör yapısında olabilecek herhangi bir bölgesel problemi minimize etmek için gerçekleştirilir. Eğer eşik tespitinde hata olduğu gözlemlenirse sonrasında benzer 8 CDMAM görüntüsü daha alınır.



Şekil 2.5. CDMAM referans konumu

CDMAM görüntüleri manuel olarak, klasik yolla gözlemci tarafından değerlendirilebileceği gibi, otomatik CDMAM Analyser scoring software programı ile de değerlendirilebilmektedir.

Anolog değerlendirmeler en az üç gözlemci tarafından değerlendirilmelidir. CDMAM fantom görüntülerinin otomatik değerlendirmesi daha güvenilir ve daha az

zaman alıcı bir işlemdir. Bu çalışmada elde edilen görüntüler otomatik olarak software ile değerlendirilmiştir ancak manuel değerlendirme metodu Bölüm 2.6.1 de ayrıntılı olarak açıklanmıştır.

28 kV tüp voltajında Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda alınan bir görüntü için European protokolune göre gözlemci tarafından, manuel değerlendirme için (human readout) limit değerler Tablo' 2.3 de gösterilmiştir.

Tablo 2.3' de belirtilen limit değerlerinin otomatik değerlendirmede de kullanılabilmesi için, software ile tespit edilen, otomatik eşik altın kalınlıkları (Automatic Threshold Gold Thicknesses), manuel olarak gözlemci tarafından öngörülen eşik altın kalınlığına (Predicted Human Threshold Gold Thicknesses) Eşitlik (2.22) ile dönüştürülmektedir;

$$T_{PREDICTED} = a[T_{AUTO}]^n \quad (2.22)$$

Burada $T_{PREDICTED}$ öngörülen eşik altın kalınlığı ve T_{AUTO} otomatik eşik altın kalınlığı a ve n değeri ise uygun parametreler olarak tanımlanır ve a= 1,441 ve n= 0,895 dir. Kontrast-detay eğrisindeki fit edilmiş öngörülen eşik altın kalınlığı (the fit to predicted human gold thickness), öngörülen eşik altın kalınlıklarının sonucunun Eşitlik (2.23) ile üçüncü dereceden bir polinom fonksiyonu boyunca fit edilmesiyle belirlenir;

$$T_{fit} = a + (b/x) + (c/x^2) + (d/x^3) \quad (2.23)$$

Yukarıdaki denklemde T_{fit} = fit edilmiş öngörülen eşik altın kalınlığı (μm), "x" detay çapı (mm) ve "a,b,c ve d" değerleri ise en küçük kareyi elde etmek için ayarlanmış katsayılardır ve ≥ 0 dır. Programda çıktı olarak gözlemlenen IQF_{INV} değeri Eşitlik (2.24) ile hesaplanır;

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{1}^{16} t_{thr,i} \times D_i} \quad (2.24)$$

IQF kavramı ve parametreleri ayrıntılı olarak Bölüm 2.6.1 de açıklanmıştır. CDMAM 3.4 analyser V2.1' in V2.2 ve daha üst versiyonlarından temel farkı otomatik değerlendirmenin, manuel değerlendirmeye (human read out)

dönüştürülmesi ve üçüncü dereceden polinom doğrusu tarafından kontrast detay eğrisinin belirlenmesidir. Analiz sonuçları gözlemciden bağımsızdır. CDMAM analyser software, yukarıda belirtildiği gibi öngörülen eşik altın kalınlığının (predicted threshold gold thickness/human read out) – her bir detay boyutu için kontrast-detay eğrisini ve ters görüntü kalitesi faktörünü (IQF_{INV}) sonuç olarak vermektedir. Kontrast-detay eğrisi görüntü kalitesi analizinde faydalı bir parametredir çünkü fantomun radyografik görüntüsündeki tespit edilen her bir kontrast-detay kombinasyonu tüm kalınlık ve çaplarda grafik olarak temsil edilebilmektedir.

Görüntü kalitesi figürü (IQF) de görüntü kalitesi ölçümlerinde kullanılan bir parametredir ve görüntü analizinin kontrast ve detay çözünürlüğü olarak düşünülebilir.

Eğri üzerinde tespit edilen değerler Tablo 2.3' de önerilen limit değerler ile karşılaştırılır. Eğer fantom görüntülerinin otomatik değerlendirilmesinde mantıklı bir şüphe oluşursa, görüntüler tecrübeli gözlemciler tarafından analog olarak değerlendirilebilir.

2.6.1. CDMAM 3.4 fantom manuel değerlendirmesi

CDMAM fantom ile elde edilen 8 görüntüden (işlenmemiş), herbir iki farklı görüntü farklı gözlemciler tarafından değerlendirilir. Görüntüler yüksek çözünürlü diagnostik monitörlerde değerlendirilmelidir.

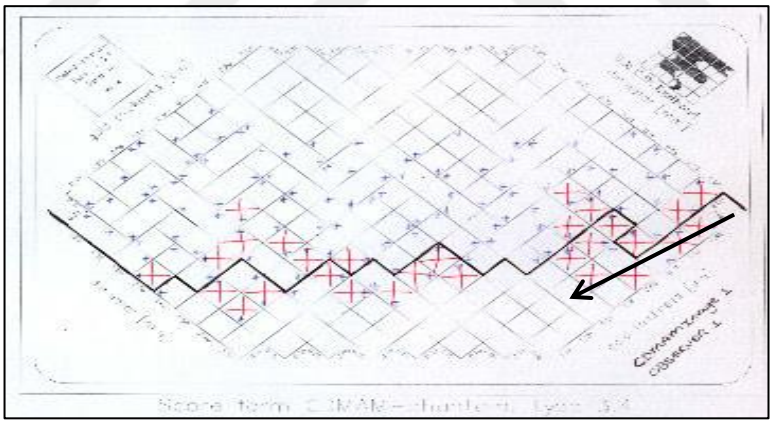
Monitörde gözlemlenen görüntüde gözlenebilen detayların maksimum olabilmesi için pencere genişliği ve seviyesi ile zoom özellikleri uygun seviyeye ayarlanmalıdır. Gözlemci tarafından tespit edilen disklerin pozisyonu EK B Şekil B.1'de gösterilen 'CDMAM fantom skor formu'na yazılır (Manuel of the CDMAM fantom 3.4). Daha sonra gözlemci tarafından işaretlenen disk pozisyonları fantom üzerindeki gerçek disk pozisyonları ile karşılaştırılır. Değerlendirme için EK B Şekil B.2'de gösterilen CDMAM fantom değerlendirme formu kullanılır.

Aşağıda gösterilen Şekil 2.8-9-10-11 ve 12' de siyah çizgi ile tespit edilen eşik altın kalınlıklarının sonucu gösterilmektedir.

Değerlendirme formu üzerindeki küçük mavi çarpılar disklerin pozisyonunu göstermektedir, büyük kırmızı çarpılar disklerin yanlış pozisyonunu göstermektedir. Elde edilen sonuçları değerlendirmek için aaşağıda tanımlanan ‘en yakın komşu düzeltmesi’ uygulanır.

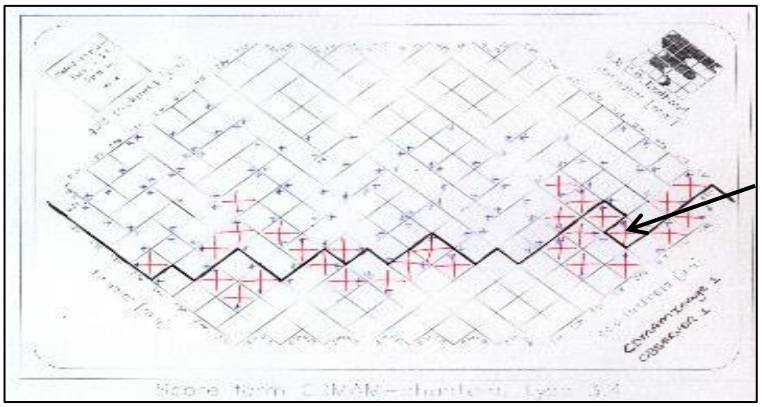
En-yakın komşu düzeltmesi: Her bir gözlemin amacı, gözlemlenebilen her bir disk çapı için (mm), eşik altın kalınlığını belirlemektir (μm). Özetle, her bir sütunda (çap) ‘ilk’ doğru olarak işaretlenen disk belirlenir. Tespit edilen her bir skorun üç olasılığı vardır: True (T) disk doğru pozisyonda işaretlenirse, False (F) disk yanlış pozisyonda işaretlenirse ve None (N) ise disk gözlemlenemezse kullanılır.

En yakın komşu düzeltmesi uygulamasının 2 temel kuralı vardır. Birincisi, doğru (T) olarak işaretlenen bir diskin, doğru olarak kalabilmesi için, Şekil 2.8’ de ok ile işaret edilen diskde görüldüğü gibi en yakınında bulunan disklerden 2 veya daha fazlasınında doğru olması gereklidir Şekil 2.6’da örnek değerlendirme formu gösterilmiştir.



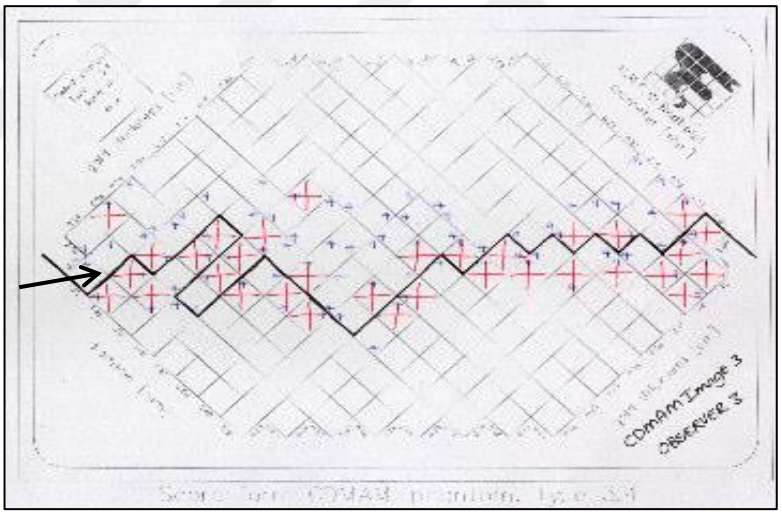
Şekil 2.6. Birinci CDMAM fantom değerlendirmesi [38]

İkincisi ise yanlış (F) işaretlenmiş veya gözlemlenememiş (N) diskin, doğru olarak düşünülebilmesi için (T) en yakınında bulunan disklerden Şekil 2.7’de gösterildiği gibi 3 veya daha fazlasının doğru tespit edilmiş olması gerekir.



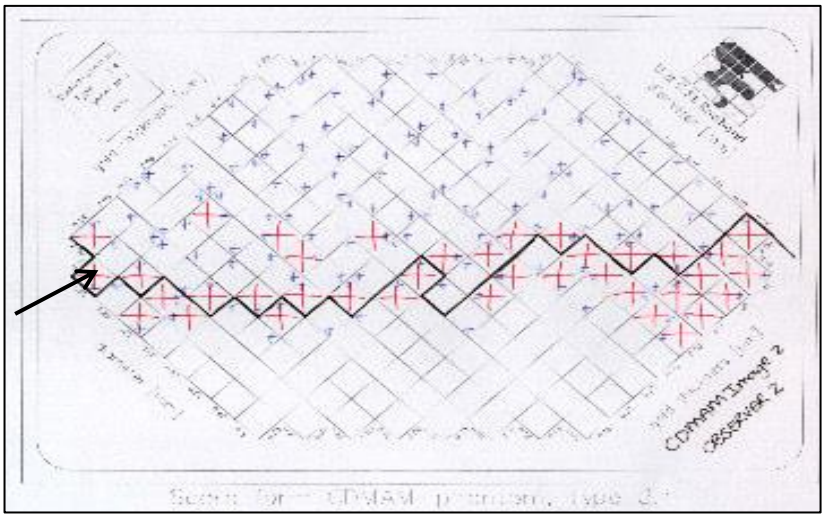
Şekil 2.7. İkinci CDMAM fantom değerlendirmesi [38]

Kural dışı durumlar: Fantomun kenarında bulunan diskin doğru (T) olarak tespit edilmiş diskin doğru olarak kalabilmesi için, en yakınında bulunan disklerden 1 tanesinin Şekil 2.8'de gösterildiği gibi doğru tespit edilmiş olması yeterlidir.



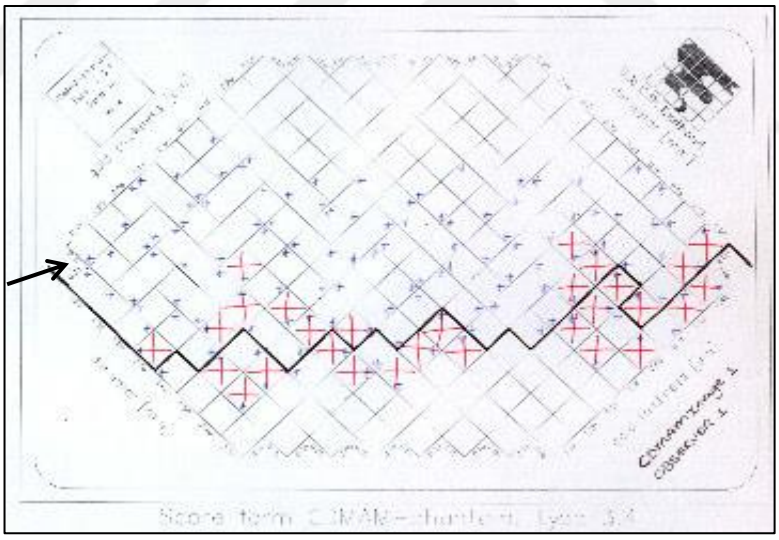
Şekil 2.8**.** Üçüncü CDMAM fantom değerlendirmesi [38]

Sadece iki tane en yakın komşuya sahip olan disk, yanlış (F) işaretlenmiş veya gözlemlenememiş ise (N), eğer en yakın iki komşusuda doğru olarak işaretlenmişse, doğru olarak düşünülebilir Şekil 2.9'da örnek çalışma gösterilmiştir.



Şekil 2.9. Dördüncü CDMAM fantom değerlendirmesi [38]

Fantomun küşeleri mevcut değil ise (0,03µm/2mm ve 2,00µm/0,06mm), her iki komşusuda doğru (T) olarak işaretlendiği zaman, doğru olarak kabul edilir örnek çalışma Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Beşinci CDMAM fantom değerlendirmesi [38]

Elde edilen tüm görüntülerdeki sonuçlar tabloya yerleştirilir ve ortalama eşik altın kalınlığı hesaplanır. Bu sonuç referans olarak kullanılabilir. Örnek sonuç tablosu, EK-C, Tablo C.1' de gösterilmiştir.

Herbir disk çapı (mm) için ortalama eşik altın kalınlığı (µm) hesaplandıktan sonra, bu değerler Eşitlik (2.25) ile eşik radyasyon kontrast (%) değerine dönüştürülür;

$$C = 100 \times (1 - e^{-\mu T}) \qquad (2.25)$$

Burada, "C" eşik radyasyon kontrast değeri (%), "μ" kV ve kullanılan filtre için altının azalım katsayısı (mm^{-1}) ve "T" ise eşik altın kalınlığı (μm) dır. Son olarak, her disk çapı için (mm), eşik radyasyon kontrast (%) eğirisi çizilir, elde edilen eğri Tablo 2.3' de verilen gözlenebilen limit eşik kontrast değerleri ile karşılatırılabilir.
İlaveten, gözlemlenen disk kalınlığının- disk çapına karşı grafiği çizilerek sonuçlar logaritmik bir grafik ile temsil edilebilir. Eşik alanı boyunca elde edilen eğri kontrast-detay eğrisi olarak adlandırılır.

Radyografik görüntünün kalitesini belirlemede kontrast-detay eğrisinin tespitine ilaveten doğru gözlem oranı ve görüntü kalitesi figurünün (IQF) gibi farklı parametreler daha mevcuttur. Görüntü kalitesi doğru tanımlanan disk pozisyonunun oranı Eşitlik (2.26)' daki gibi açıklanabilir;

Doğru Gözlem Oranı = (Doğru Gözlem / Toplam Kare Sayısı) x 100% (2.26)

Görüntü kalitesinin diğer bir değerlendirme metodu ise 'görüntü kalitesi figure' IQF değerinin belirlenmesidir ve Eşitlik (2.27)'de ifade edilmiştir;

$$IQF = \sum_{1}^{16} C_i \times D_{i,min} \quad (2.27)$$

$D_{i,min}$, kontrast-sütun i' deki eşik çapıdır ve C_I ise i sütununda bulunan diskin kalınlık değeridir. Hesaplama için iki ilave kural uygulanmaktadır. Eğer bir sütun tamamen görünmüyor ise 2,5mm çap değeri ile işaretlenir (altın disk kalınlığı 0,03 ve 0,25μm arasında). Eğer bir sütun tamamen görünüyor ise 0,06mm çap değeri ile işaretlenir (altın disk kalınlığı 0,16 ve 2,00μm arasında). Görüntü kalitesi doğru gözlemlenen kontrast-detay kombinasyonu arttığı zaman artmaktadır (gözlemlenen disk çapı ve derinliği küçülür) bu durumda IQF değeride küçülür. Bu sebeple görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde IQF değerine alternatif metot Eşitlik (2.28) ile IQF_{INV} (inverse image quality figure) değerinin hesaplanmasıdır;

$$IQF_{INV} = 100 / IQF \quad (2.28)$$

Bu yöntemde sadece fantomda kısmen görülebilir sütunlar (n) hesaplanır ve yüksek IQF_{INV} daha iyi görüntü kalitesini ifade eder. CDMAM fantom görüntüsünün güncel değerlendirme metodu her bir çap için eşik altın kalınlığını belirlemek ve IQF_{INV}

değerinin hesaplanması şeklindedir. IQF_{INV} değeri ile CNR lineer olarak bağlantılıdır ve IQF_{INV} eşik kontrast ile CNR dan daha iyi bir ilişki göstermektedir. Bu nedenle IQF_{INV} görüntü kalitesi değerlendirmesi için daha güvenilir bir parametre olarak düşünülmektedir [39].

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Test Edilen Sistemler ve Özellikleri

Teknik değerlendirmesi gerçekleştirilen Şişli Hamidiye Etfal E.A.H (Siemens), GOP Taksim E.A.H (Giotto) ve Okmeydanı E.A.H'inde (Hologic) bulunan, üç farklı dijital mamografi sistemlerinin özellikleri Tablo 3.1, Tablo 3.2 ve Tablo 3.3' de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Test edilen birinci mamografi sisteminin özellikleri

Marka	Siemens
Model	Mammomat Inspiration
Sistem Seri Numarası	2678
X-ray Tüp Sri Numarası	500562
İlave Filtrasyon	30µm Molybdenum
	Mo tüp ile 25µm rhodium
	W tüp ile 50µm rhodium
Hedef (Anod) Materyal	Molybdenum ve Tungsten
Piksel Boyutu	85 µm
Dedektör Alanı	24 x 30 cm
Piksel Dizilimi	2816 x 3584
Dedektör Teknolojisi	Amorphous Selenium – Direk Sistem
Odak-Görüntü Alıcısı Mesafesi	65,00 cm (Mo hedefden uzaklık)
	65,55 cm (W hedefden uzaklık)
AEC Modları	Opdose
	AEC segmentation on veya off
	Manuel
Odak Noktası	0,15/0,3
Ürerim Yılı	2010

Tablo 3.2. Test edilen ikinci mamografi sisteminin özellikleri

Marka	IMS
Model	Giotto (Model No: 7000-17-36)
Sistem Seri Numarası	36-01-08
X-ray Tüp Seri Numarası	M-113T
Hedef (Anod) Materyal	Tungsten (W)
İlave Filtrasyon	0,05mm Rh veya 0,05mm Ag veya 0,7mmAl
Piksel Boyutu	85 µm
Dedektör Alanı	24 x 30 cm
Piksel Dizilimi	2186 x 3584
Dedektör Teknolojisi	Amorphous Selenium – Direk Sistem
Odak-GörüntüAlıcısı Mesafesi	69 cm (W hedeften uzaklık)
	66 cm (Odak- Masa üstü Mesafesi)
AEC Modları	Full Auto Mode
Odak Noktası	0,1/0,3
Ürerim Yılı	2015

Tablo 3.3. Test edilen üçüncü mamografi sisteminin özellikleri

Marka	Hologic
Model	Lorad Selenia
Sistem Seri Numarası	28410095173W
X-ray Tüp Sri Numarası	YM635150
İlave Filtrasyon	35 µm Rhodium (Rh) / 35 µm Silver (Ag)
Hedef (Anod) Materyal	Tungsten (W)
Piksel Boyutu	70 µm
Dedektör Alanı	24 x 29 cm
Piksel Dizilimi	2560 x 3328
Dedektör Teknolojisi	Amorphous Selenium – Direk Sistem
Odak-Görüntü Alıcısı Mesafesi	700 mm (kaynak- dedektör uzaklığı)
	675 mm (kaynak- masa uzaklığı)
AEC Modları	Autofilter / Autotime
Odak Noktası	0,1/0,3
Ürerim Yılı	2010

3.2. Kullanılan Test Fantomları ve Doz Ölçüm Dedektörleri

Doz ölçülerini gerçekleştirmek için, genel olarak kullanılan spesifik iyon odası yerine, Fluke TNT 12000 katı-hal dedektörü tercih edilmiştir. Katı-hal dedektörünün pozisyonlaması daha kolay ve daha sabittir, katı-hal dedektörü alt tarafında özel bir materyale sahiptir ve bu materyal sayesinde saçılan (backscattered) radyasyonun algılanmasının önüne geçilmiştir. İlaveten tek şutlamada doz değerinin yanısıra kV, HVL ve doz hızı değerlerinide sağlayabilmektedir, böylece deneylerin daha kısa sürede tamamlamasına olanak sağlayıp cihazın klinikde meşguliyet zamanını azaltmaktadır [40].

Farklı kalınlıkta meme yapısını simule etmek amacıyla, 4 adet 1cm ve 2 adet 2,3 cm PMMA plakaları ve kalsifikasyon azalımını temsil etmek ve kontrast ölçümlerini gerçekleştirmek amacıyla 1 adet 0,2mm kalınlığında alüminyum plaka test ölçümlerinde kullanılmıştır.

Mamografik incelemelerde çok küçük çaptaki ve kontrasttaki yapıların ayırt edilebilmesi büyük önem taşımaktadır.

CDMAM fantomu ile özellikle mamografi cihazının ne kadar küçük çapta ve düşük kontrasttaki yapıların gözlenebildiğinin tespiti yanında dijital mamografi sistemlerinin optimizasyonu ve değerlendirmesi yapılabilmektedir. İlaveten farklı PMMA kalınlıklarında optimum ışınlama tekniklerinin saptanarak görüntü kalitesi belirlenmekte, farklı film/ekran kombinasyonlarında görüntü kalitesi değerlendirilmekte ve farklı üreticilerin mamografi sistemleri birbiri ile karşılaştırılabilmektedir. Tez çalışmasında CDMAM versiyon 3.4 fantomu ve görüntülerin otomatik değerlendirilebilmesi için CDMAM 3.4 analyser versiyon 2.2.8 kullanılmıştır.

Film/Ekran sistemlerinde, film üzerinde ölçülen optik yoğunluğa karşılık, dijital sistemlerde elde edilen dijital görüntü üzerinde piksel değeri hesaplanmaktadır. Dijital görüntü üzerindeki ortalama piksel ve standart sapma değerlerinin hesaplanması için Image J v.1.48 programı kullanılmıştır.

3.3. Test Uygulama Yöntemleri

Üç farklı üreticiden Siemens Mammomat Inspiration, IMS Giotto ve Hologic Selenia full-field dijital mamografi sistemlerinin X-ışın kaynağı kontrolü için; tüp çıkışı ve yarı değer kalınlığı (HVL) testi, Bölüm 2.1 ve 2.2'de anlatılan yöntemler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Dijital dedektör kontrolü için; dedektör yanıtı ve gürültü analizi testleri Bölüm 2.3 ve 2.4' de anlatılan yöntemler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı için; dozimetri testleri (ortalama glandüler doku dozu ölçümleri) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) ölçümleri, Bölüm 2.5.1 ve 2.5.2' de anlatılan yöntemler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Görüntü kalitesi kontrolü için; Görüntülenebilen eşik kontrast testi Bölüm 2.6' da anlatılan test yöntemi uygulanarak, ilgili yazılımın kullanılması (CDMAM V2.28) ile otomatik değerlendirme yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Siemens Mammomat Inspiration Mamografi Sistemi Ölçüm Sonuçları

4.1.1. Tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı testi

Siemens marka dijital mamografi sisteminin, tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı, farklı kV değerlerinde ve W/Rh ile Mo/Rh hedef/filtre kombinasyonları için tespit edilmiş olup sonuçlar Tablo 4.1' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Siemens tüp çıkışı ve HVL sonuçları

Ayarlar			Sonuçlar		
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL(mmAl)	Tüp Çıkışı (mGy)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	W/Rh	0,518	0,929	6,8
28	50	W/Rh	0,557	1,024	7,6
31	50	W/Rh	0,581	1,755	13
34	50	W/Rh	0,595	2,025	15
35	50	W/Rh	0,601	2,152	16
Ayarlar			Sonuçlar		
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL(mmAl)	Tüp Çıkışı (mGy)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	Mo/Rh	0,375	1,841	13,4
28	50	Mo/Rh	0,411	2,682	19,6
31	50	Mo/Rh	0,441	5,375	39,3
34	50	Mo/Rh	0,455	6,986	51,2
35	50	Mo/Rh	0,459	7,576	55,5

4.1.2. Dedektör yanıtı testi

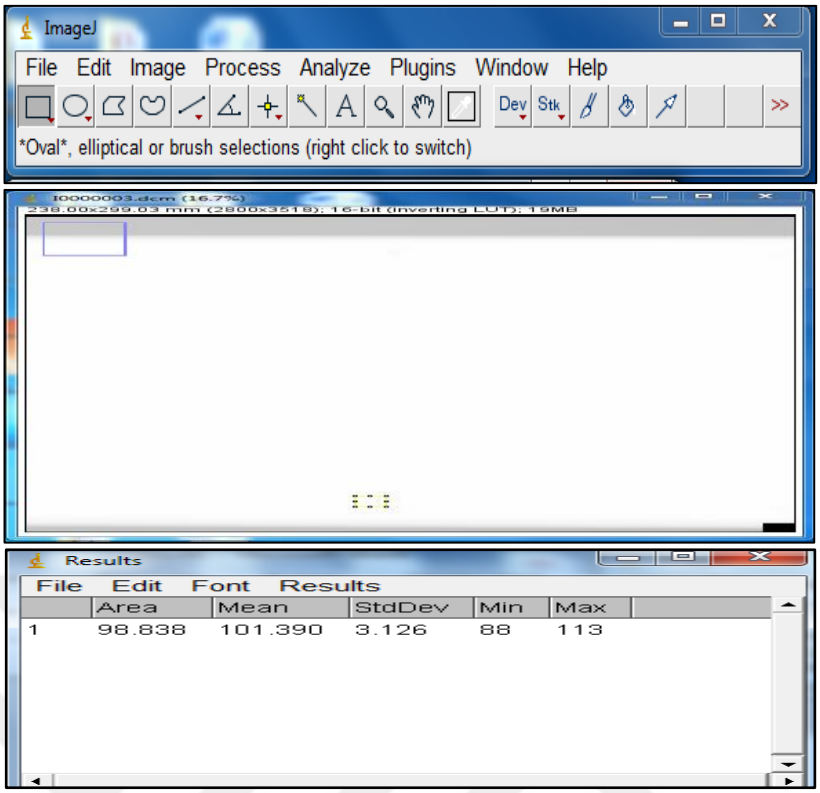
Dedektör yanıtı testinde, sistemin artan doz değerine karşı verdiği yanıt incelenmiştir. Sabit 28 kV de, Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda, artan mAs değerine karşılık, dedektör yüzeyine ters kare kanunu ile düzeltilmiş doz değerleri Tablo 4.2' de gösterilmiştir. Elde edilen görüntüler üzerinde Image j görüntü işleme programı kullanılarak hesaplanan ortalama piksel değerleri ve standart sapmalar ise Tablo 4.3' de gösterilmiştir. Şekil 4.1' de dedektör yanıtı testi 32 mAs örnek görüntüsü gösterilmiştir. Ortalama piksel değerinin giriş radyasyon dozuna göre Şekil 4.2' de gösterildiği gibi grafiği çizilerek eğri bir doğruya fit edilmiş ve R^2 değeri hesaplanmıştır.

Tablo 4.2. Siemens dedektör yanıtı doz değerleri

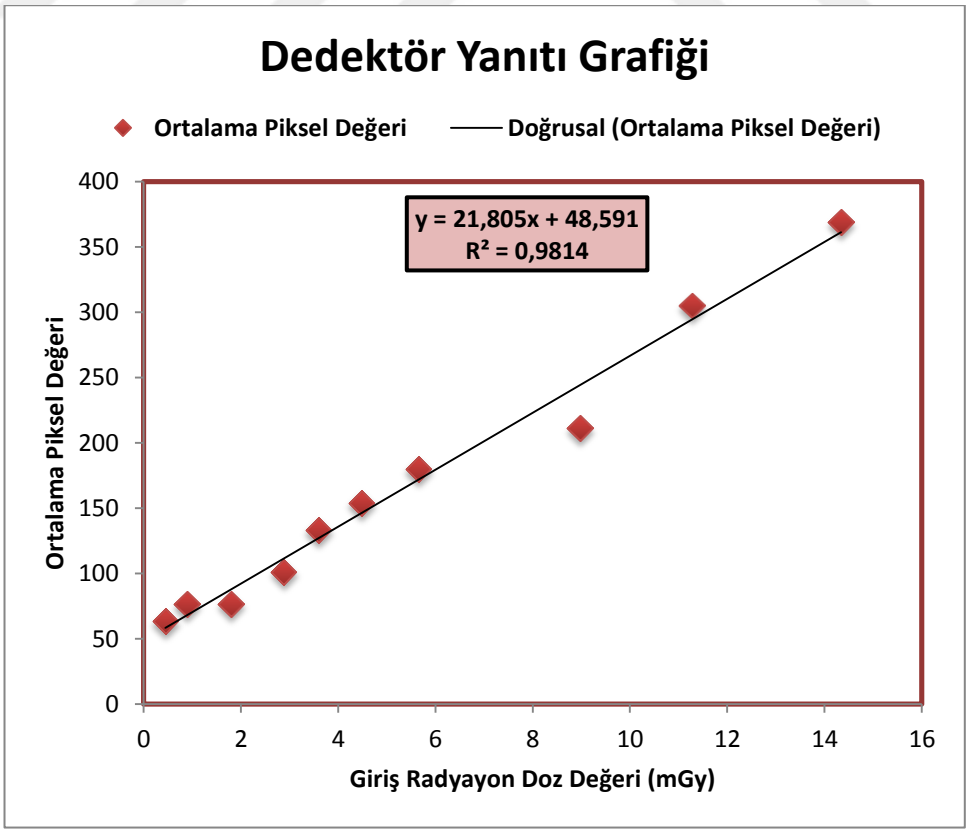
kV	Hedef/Filtre	mAs	Rad. Dozu (mGy)	Dedektör Yüzeyinde Rad. Dozu (mGy)
28	Mo/Mo	5	0,527	0,45
		10	1,051	0,89
		20	2,111	1,80
		32	3,383	2,88
		40	4,224	3,60
		50	5,266	4,48
		63	6,637	5,65
		100	10,53	8,97
		125	13,22	11,27
		160	16,83	14,34

Tablo 4.3. Siemens için ortalama piksel ve standart sapma

mAs	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma
5	63,444	2,559
10	76,308	2,714
20	76,556	2,728
32	101,390	3,126
40	133,551	3,517
50	154,028	3,808
63	180,155	3,945
100	211,179	4,253
125	305,105	5,053
160	368,874	5,493



Şekil 4.1. Dedektör yanıtı testi 32 mAs örnek görüntüsü



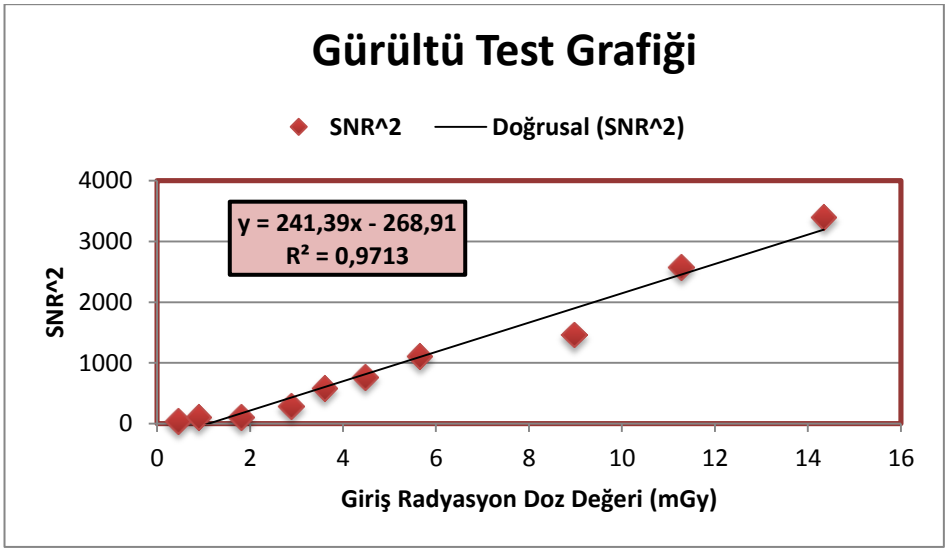
Şekil 4.2. Siemens Mammomat Inspiration dedektör yanıt grafiği

4.1.3. Gürültü analizi

Dedektör yanıt testinde elde edilen görüntüler üzerinde referans bir ilgi alanı seçilmiş ve bu alan içerisindeki ortalama piksel ve standart sapma değeri hesaplanmıştır. Eğrinin sıfırı kestiği nokta (offset) değeri dedektör yanıtı testinde elde edilen grafikten tespit edilmiş ve tespit edilen değerler Eşitlik (2.7)' de yerine koyularak SNR değeri hesaplanmıştır. European 2006 protokolune göre gürültü analizinin yapılabilmesi için SNR^2 değerinin giriş radyasyon doz değerine göre grafiğinin çizilmesi gerekmektedir. Tablo 4.4' de tespit edilen SNR, SNR^2 ve radyasyon doz değerleri gösterilmiştir. Şekil 4.3' de SNR^2 nin giriş radyasyon dozuna grafiği çizilmiş ve eğri bir doğruya fit edilerek R^2 değeri hesaplanmıştır.

Tablo 4.4. Siemens SNR, SNR^2, hava kerma değerleri

SNR	SNR^2	Rad. Dozu (mGy)
5,80	33,64	0,45
10,21	104,24	0,89
10,25	105,06	1,80
16,89	285,27	2,88
24,15	583,22	3,60
27,68	766,18	4,48
33,34	1111,55	5,65
38,22	1460,76	8,97
50,76	2576,57	11,27
58,30	3398,89	14,34

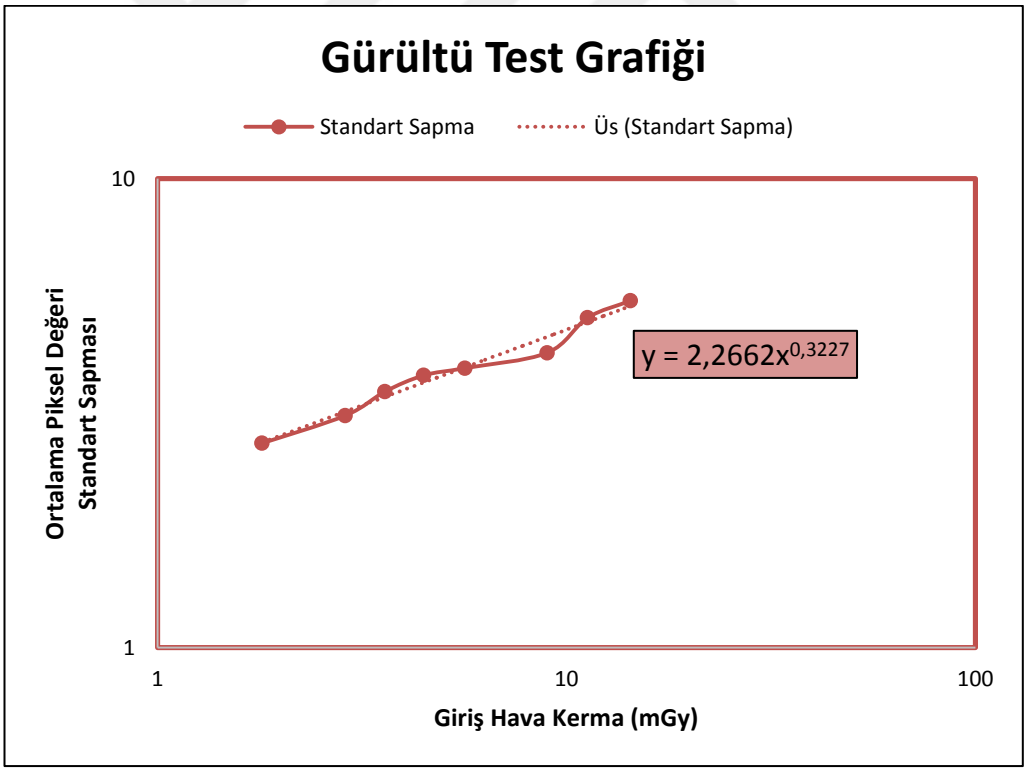


Şekil 4.3. Siemens European 2006'ya göre gürültü analizi grafiği

NHSBSP 2009 protokolünde önerilen yönteme göre gürültü analizinin yapılabilmesi için logaritmik eksende (log-log axes) ortalama piksel değerinin standart sapmasının-dedektör yüzeyi giriş hava kerma değerine göre grafiği çizilerek üstel bir eğriye fit edilmiş ve Şekil 4.4' de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Siemens standart sapma ve giriş hava kerma değerleri

SS	Hava Kerma
2,728	1,80
3,126	2,88
3,517	3,60
3,808	4,48
3,945	5,65
4,253	8,97
5,053	11,27
5,493	14,34



Şekil 4.4. Siemens NHSBSP 2009'a göre gürültü analizi grafiği

4.1.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı- Doz Ölçümleri

Otomatik ışınlama şartları altında (AEC) farklı kalınlıklarda meme kalınlığını simule etmek amacıyla göğüs sehpası üzerine yerleştirilen PMMA plakaları ışınlanmış ve ışınlama sonrası tespit edilen parametreler Tablo 4.6' da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Siemens AEC modunda parametre değerleri

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler		
PMMA Kalınlığı (mm)	Işınlama Modu	Hedef/Filtre	kV	mAs	Hedef/Filtre
20mm	AEC	W/Rh	26	31,7	W/Rh
30mm	AEC	W/Rh	27	53,4	W/Rh
40mm	AEC	W/Rh	28	75	W/Rh
45mm	AEC	W/Rh	29	80	W/Rh
50mm	AEC	W/Rh	30	92,3	W/Rh
60mm	AEC	W/Rh	31	196,2	W/Rh

PMMA plakalarının ışınlanması sonucu kaydedilen parametreler manuel olarak girilmiş ve fantom kaldırılarak göğüs sehpası üzerine yerleştirilen detektörden tespit edilen değerler Tablo 4.7' de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Siemens dedektörden tespit edilen ışınlama parametreleri

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler		
kV	mAs	Hedef/Filtre	Doz(mGy)	HVL	mAs
26	32	W/Rh	0,9	0,51	32
27	56	W/Rh	1,5	0,54	56
28	75	W/Rh	2,5	0,54	75
29	80	W/Rh	3,1	0,55	80
30	90	W/Rh	4,2	0,56	90
31	180	W/Rh	6,2	0,56	180

Tüp çıkış değeri, fantomun ışınlama sonrası elde edilen mAs değeri ile çarpılarak $ESAK_{DOZİMETRE}$ Eşitlik (2.9) ($ESAK_{DOZİMETRE}$ = (mGy/mAs) x ışınlama sonrası mAs) ile belirlenir, daha sonra odak- iyon odası mesafesi ile odak- fantom mesafesi arasındaki farktan dolayı ters kare kanunu uygulanarak (odak-iyon odası mesafesi 60,5cm ve odak-fantom mesafeleri ölçülerek ters kare faktörü hesaplanmıştır).

$ESAK_{FANTOM}$ Eşitlik (2.11)'e göre ($ESAK_{FANTOM}$ = $ESAK_{DOZİMETRE}$ x Ters Kare Faktörü) hesaplanır, hesaplanan değerler Tablo 4.8'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Siemens $ESAK_{DOZİMETRE}$ ve $ESAK_{FANTOM}$ değerleri

PMMA Kalınlığı (mm)	$ESAK_{DOZİMETRE}$ (mGy)	Ters Kare Faktörü	$ESAK_{FANTOM}$ (mGy)
20mm	0,9	1,008	0,9
30mm	1,5	1,025	1,53
40mm	2,5	1,043	2,6
45mm	3,1	1,052	3,26
50mm	4,2	1,061	4,45
60mm	6,2	1,08	6,69

Ortalama glanduler doz değeri her bir PMMA kalınlığı için Eşitlik (2.8) ile ($D(MGD)=K(ESAK_{FANTOM})$ x g x c x s) ilgili parametreleri EK A Tablo A.1, Tablo A.2. ve A.3. ile belirlenerek hesaplanmış ve Tablo 4.9' da gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Siemens Eşitlik (2.8) ile tespit edilen MGD değerleri

PMMA Kalınlığı (mm)	$ESAK_{FANTOM}$	g	c	s	MGD(mGy)
20mm	0,9	0,529	0,912	1,042	0,45
30mm	1,53	0,419	0,952	1,042	0,63
40mm	2,6	0,311	1,035	1,042	0,87
45mm	3,26	0,272	1,091	1,042	1,008
50mm	4,45	0,236	1,139	1,042	1,24
60mm	6,69	0,189	1,217	1,042	1,60

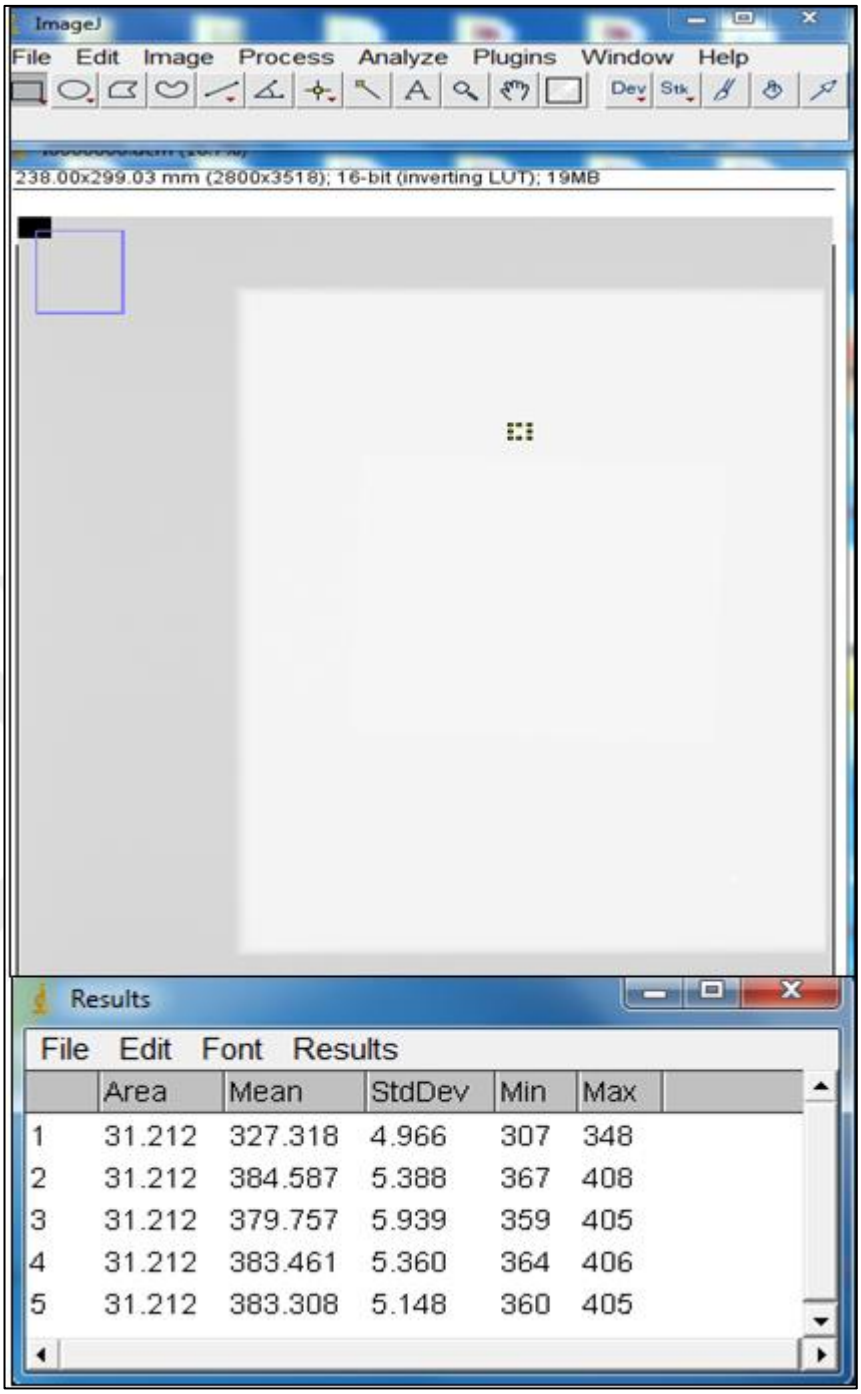
Limit değerler, mamografi cihazının monitörü üzerinde gözlemlenen glanduler doz değerleri ile tespit edilen glanduler doz değerleri, farklı PMMA kalınlıkları için karşılaştırmalı olarak Tablo 4.10' da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Siemens PMMA plakaları için MGD değerleri

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kV	Hedef	Filtre	mAs	Hesaplanan MGD (mGy)	Ekranda Gözlemlenen MGD (mGy)	European Kabul Edilebilir Değer (mGy)
20	21	26	W	Rh	32	0,45	0,51	$\leq 1,0$
30	32	27	W	Rh	56	0,63	0,66	$\leq 1,5$
40	45	28	W	Rh	75	0,87	0,81	$\leq 2,0$
45	53	29	W	Rh	80	1,008	0,88	$\leq 2,5$
50	60	30	W	Rh	90	1,24	1,23	$\leq 3,0$
60	75	31	W	Rh	180	1,60	2,06	$\leq 4,5$

Kontrast-gürültü oranı (CNR) testi: AEC sistemi devredeyken 20, 30, 40, 45, 50 ve 60mm kalınlığındaki PMMA plakaları ışınlanmış ve ışınlama sonrası parametreler Tablo 4.6' da gösterilmiştir. Aynı parametreler manuel olarak girilmiş ve PMMA plakaları arasına 0,2mm kalınlığında Al plaka yerleştirilerek her bir PMMA kalınlığı için ışınlama yapılmıştır. Elde edilen görüntüler işlenmemiş/ham data olarak alınmış ve Şekil 4.5' de gösterildiği gibi Image J programı üzerinde ilgi alanı seçilerek, bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Eşitlik (2.12) ile her bir PMMA kalınlığı için $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ değeri hesaplanarak Tablo 4.11' de gösterilmiştir.

Işınlamalar W/Rh hedef/filtre kombinasyonunda gerçekleştirilmiştir. Farklı hedef filtre kombinasyonu içinde ölçümlerin gerçekleştirilmesi opsiyonel olup, gerekli görüldüğü takdirde tüm hedef/filtre kombinasyonunda ölçümler gerçekleştirilebilmektedir. Özellikle test edilen sistemde bir sorun olduğu düşünülüyorsa test işlemlerinin tüm hedef filtre kombinasyonlarında geröekleştirilmesi önerilmektedir.



Şekil 4.5. 20mm PMMA kalınlığı için örnek CNR görüntüsü

Tablo 4.11. Siemens $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ sonuç tablosu

PMMA Kalınlığı (mm)	PV (Al)	PV(PMMA)	SD(Al)	SD(PMMA)	$CNR_{ÖLÇÜLEN}$
20mm	327,318	382,77	4,966	5,45	10,6
30mm	330,728	375,31	4,871	5,83	8,3
40mm	333,771	378,92	5,477	6,02	7,8
45mm	351,164	397,25	5,694	6,34	7,6
50mm	347,869	386,10	5,140	6,06	6,8
60mm	258,763	284,81	4,710	5,77	4,9

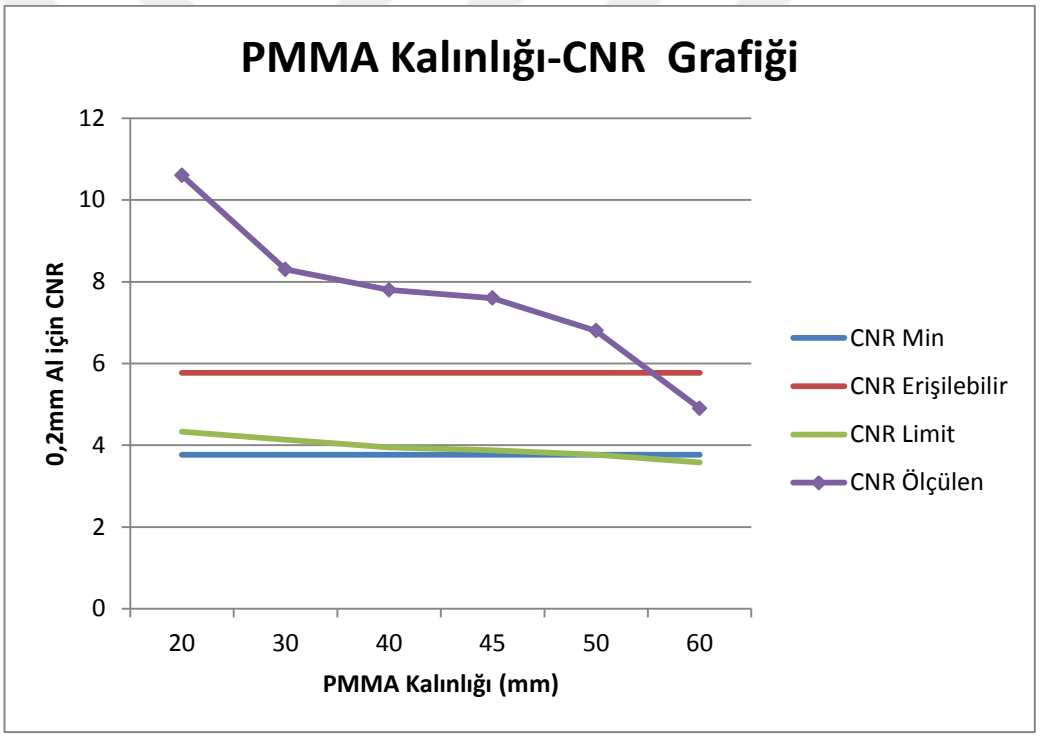
Bölüm 2.5.2' de anlatılan yöntemlerin uygulanması ve Eşitlik (2.13), (2.14) ile (2.15)' de belirlenen parametrelerin kullanılması ile $CNR_{MİNİMUM}$, $CNR_{ERİŞİLEBİLİR}$ ve European limit değerini karşılayan ($CNR_{LİMİT}$) değerleri Tablo 4.12 ve 4.13'de gösterilmiştir. $Tg_{ÖLÇÜLEN}$ (ölçülen eşik altın kalınlığı) değerin belirlenmesi için test işlemi Bölüm 2.6' da ifade edildiği gibi gerçekleştirilmiş, detaylı sonuçlar Bölüm 4.1.5'de verilmiştir (Tablo 4.16.). Şekil 4.6' da PMMA kalınlığına göre CNR değişimini gösterilmiştir.

Tablo 4.12. Siemens CNR ölçüm sonuçları

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kV	Hedef	Filtre	mAs	Ölçülen CNR	Minimum Kabul Edilebilir CNR	Erişilebilir CNR	European Limit Değerini Karşılayan CNR	Göreli CNR için European Limit Değeri
21	26	W	Rh	32	10,6	3,77	5,7	4,33	> 115
32	27	W	Rh	56	8,3	3,77	5,7	4,14	> 110
45	28	W	Rh	75	7,8	3,77	5,7	3,95	> 105
53	29	W	Rh	80	7,6	3,77	5,7	3,88	> 103
60	30	W	Rh	90	6,8	3,77	5,7	3,77	> 100
75	31	W	Rh	180	4,9	3,77	5,7	3,58	> 95

Tablo 4.13. Siemens için göreli CNR

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Ölçülen CNR	European Limit Değerini Karşılayan CNR	Göreli (Relative) CNR	Göreli CNR için European Limit Değeri
21	10,6	4,33	244,80	> 115
32	8,3	4,14	200,48	> 110
45	7,8	3,95	197,46	> 105
53	7,6	3,88	195,87	> 103
60	6,8	3,77	180,37	> 100
75	4,9	3,58	136,87	> 95



Şekil 4.6. PMMA Kalınlığına göre CNR değişim grafiği

Grafiğe göre tüm PMMA kalınlığında tespit edilen CNR değerleri limit değerlerin üzerinde tespit edilmiştir.

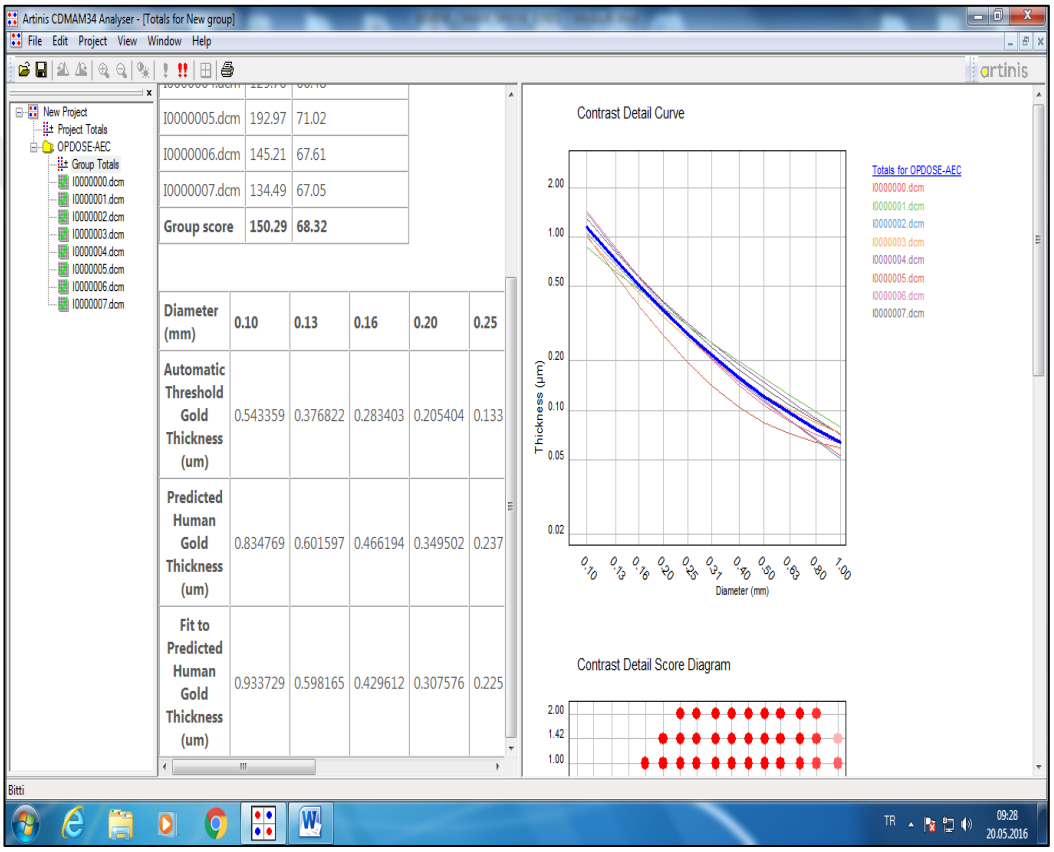
4.1.5. Görüntü kalitesi ölçümleri (Görüntülenebilen eşik kontrast testi)

CDMAM fantomu otomatik ışınlama şartlarında ışınlanmış ve ışınlama sonrası tespit edilen kV, mAs, anot/filtre ve glanduler doz değerleri Tablo 4.14' de gösterilmiştir.

Elde edilen 8 (sekiz) görüntü CDMAM v.2.8 yazılımında otomatik olarak değerlendirilerek (Şekil 4.7.) sonuçlar gösterilmiştir.

Tablo 4.14. Siemens CDMAM ışınlama parametreleri

Işınlama Modu	kV	mAs	Anot/Filtre	Glanduler Doz (mGy)
AEC	28	155,3	W/Rh	1,87



Şekil 4.7. CDMAM Analyser Software ekran görüntüsü

CDMAM anayser programı 22 farklı görüntüyü aynı anda değerlendire bilmektedir. Böylelikle hem aynı sisteme ait farklı ışınlama parametrelerinde ki sistem performansı hem de farklı sistemlerin görüntü kaliteleri eş zamanlı olarak karşılatırılabilmekte grafik olarak gözlemlenebilmektedir.

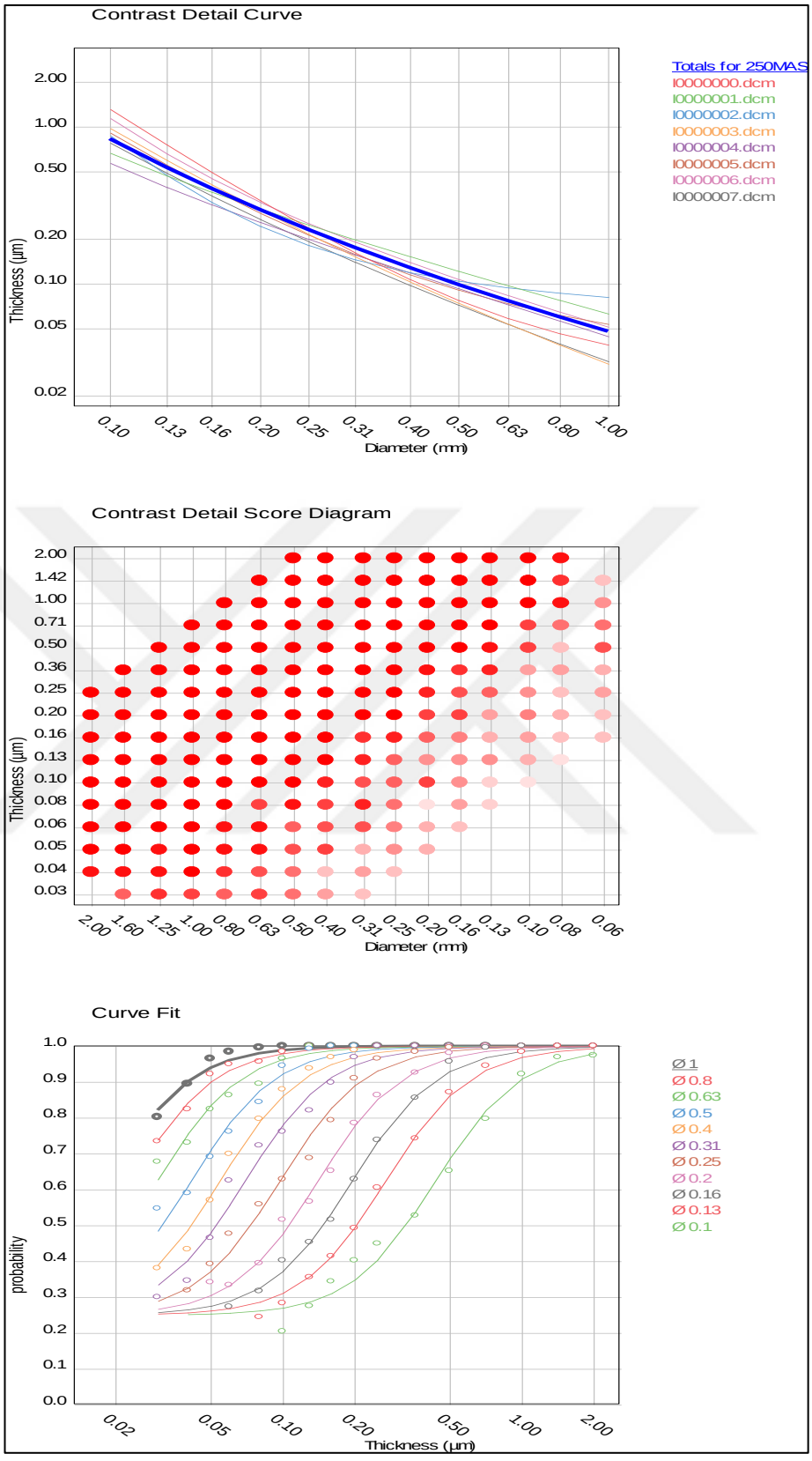
Tablo 4.15. Siemens IQF_{INV} ve % tespit edilen disk değeri

Dosya adı	IQFInv	Tespit Edilen Toplam Disk (%)
I0000000.dcm	157,27	69,60
I0000001.dcm	140,49	67,05
I0000002.dcm	160,57	69,03
I0000003.dcm	155,57	68,75
I0000004.dcm	129,70	66,48
I0000005.dcm	192,97	71,02
I0000006.dcm	145,21	67,61
I0000007.dcm	134,49	67,05
Grup Skoru	150,29	68,32

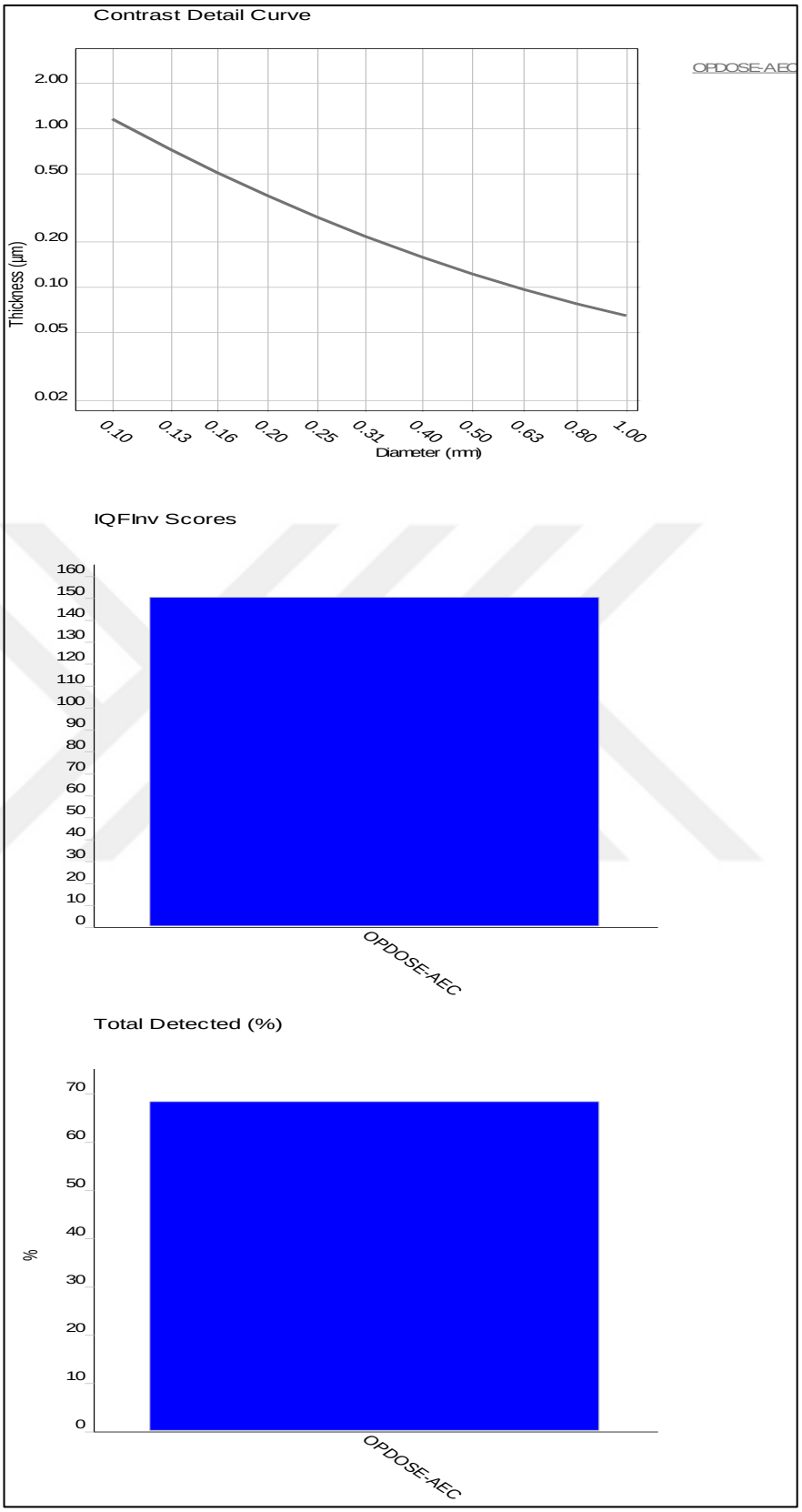
Tablo 4.16. Siemens altın disk çapına karşılık-altın disk kalınlığı

Çap mm	0,10	0,13	0,16	0,20	0,25	0,31	0,40	0,50	0,63	0,80	1,00
Eşik Altın Kalınlığı (µm)	0,93372	0,598165	0,429612	0,307576	0,225245	0,170454	0,12592	0,0989876	0,0789899	0,064119	0,0535

Sistemin değerlendirilmesinde, elde edilen altın disk çapına karşılık-disk kalınlığı değerinin European standardında önerilen ve Tablo 2.3' de gösterilen limit değerler ile karşılaştırılması gereklidir. Sonuçlar değerlendirildiğinde sistem performansının erişilebilir limit değerlerde olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.8' de görülen kontrast-detay diyagramında koyu kırmızı noktalarda, hem merkezdeki hemde rastgele yerleştirilmiş köşedeki altın disk gözlemlenebilmektedir, açık pembe olan alanlarda sadece bir disk (ya merkezdeki ya da diğer köşedeki) gözlemlenebilmekte, boş alanlarda ise hiçbir altın disk gözlemlenememememektedir. İlaveten program elde edilen görüntülerin kontrast detay eğrilerine ilaveten Şekil 4.8'de gösterildiği gibi psikometrik eğrileride değerlendirilen herbir görüntü için vermektedir. Şekil 4.9' da ise program tarafından elde edilen IQF_{INV} değeri grafik olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.8. Siemens kontrast-detay ve psikometrik eğri grafiği



Şekil 4.9. Siemens IQF_{INV} ve kontrast-detay grafiği

4.2. IMS Giotto Mamografi Sistemi Ölçüm Sonuçları

4.2.1. Tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı testi

IMS Giotto marka dijital mamografi sisteminin, tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı, farklı kV değerlerinde ve W/Rh ile W/Ag hedef/filtre kombinasyonları için tespit edilmiş olup sonuçlar Tablo 4.17' de gösterilmiştir.

Tablo 4.17. IMS Giotto tüp çıkışı ve HVL sonuçları

Ayarlar			Sonuçlar		
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL(mmAl)	Tüp Çıkışı (mGy)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	W/Rh	0,467	1,488	12,4
28	50	W/Rh	0,502	2,059	17,2
31	50	W/Rh	0,531	2,616	22
34	50	W/Rh	0,551	3,201	27
35	50	W/Rh	0,552	3,392	28,6
Ayarlar			Sonuçlar		
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL(mmAl)	Tüp Çıkışı (mGy)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	W/Ag	0,476	1,662	14
28	50	W/Ag	0,530	2,453	20,6
31	50	W/Ag	0,572	3,180	26,8
34	50	W/Ag	0,602	3,939	33,2
35	50	W/Ag	0,616	4,180	35,2

4.2.2. Dedektör yanıtı testi

Sabit 28kV de, W/Rh hedef filtre kombinasyonunda, artan mAs değerine karşılık, dedektör yüzeyine ters kare kanunu ile düzeltilmiş doz değerleri Tablo 4.18' de gösterilmiştir. Elde edilen görüntüler üzerinde Image j görüntü işleme programı kullanılarak hesaplanan ortalama piksel değerleri ve standart sapmalar ise Tablo 4.19' da gösterilmiştir. Ortalama piksel değerinin giriş radyasyon dozuna göre grafiği

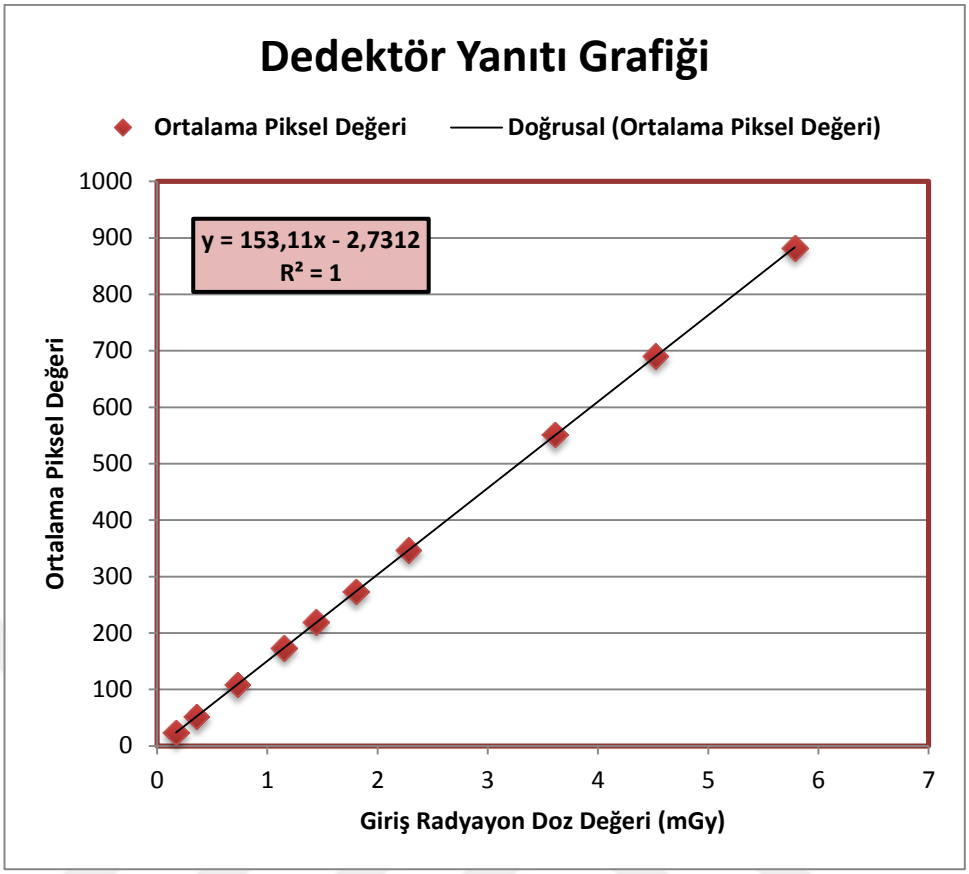
Şekil 4.10' da gösterildiği gibi çizilerek eğri bir doğruya fit edilmiş ve R^2 değeri hesaplanmıştır.

Tablo 4.18. IMS Giotto dedektör yanıtı doz değerleri

kV	Hedef/Filtre	mAs	Rad.Dozu (mGy)	Dedektör Yüzeyinde Rad.Dozu (mGy)
28	W/Rh	5	0,197	0,172
		10	0,411	0,359
		20	0,833	0,728
		32	1,318	1,151
		40	1,651	1,442
		50	2,061	1,801
		63	2,611	2,282
		100	4,131	3,610
		125	5,177	4,524
		160	6,621	5,786

Tablo 4.19. Giotto ortalama piksel ve standart sapma değerleri

mAs	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma
5	23,543	2,405
10	51,677	2,925
20	108,375	3,711
32	173,025	4,442
40	219,012	4,870
50	273,022	5,356
63	346,707	5,890
100	551,264	7,434
125	689,993	8,124
160	882,182	9,085



Şekil 4.10. IMS Giotto dedektör yanıt grafiği

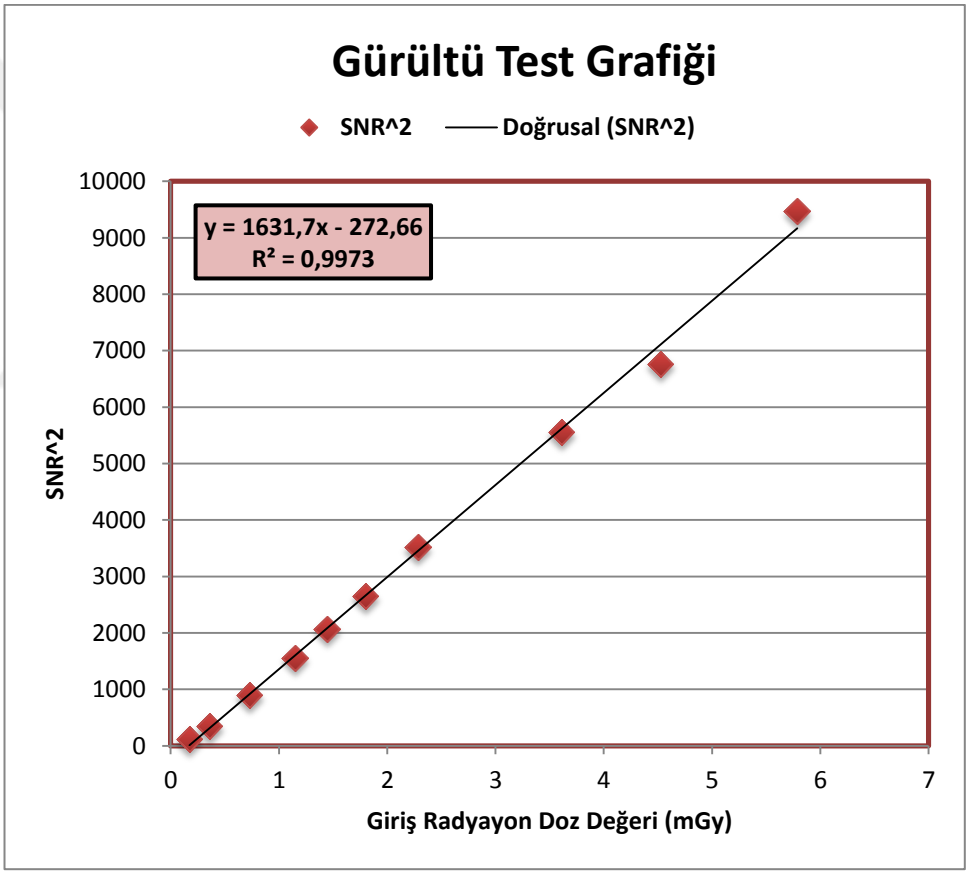
4.2.3. Gürültü analizi

Eşitlik (2.7)' de ilgili parametreler yerine koyularak SNR değeri hesaplanmıştır. European 2006 protokolune göre gürültü analizinin yapılabilmesi için SNR^2 değerinin giriş radyasyon doz değerine göre grafiğinin çizilmesi gerekmektedir. Tablo 4.20' de tespit edilen SNR, SNR^2 ve radyasyon doz değerleri gösterilmiştir. Şekil 4.11' de SNR^2 nin giriş radyasyon dozuna grafiği çizilmiş ve eğri bir doğruya fit edilerek R^2 değeri hesaplanmıştır.

Tüm görüntüleme tekniklerinde görüntü kalitesini etkileyen temel parametrelerden birisi gürültüdür ve düşük kontrastlı objelerde gürültünün etkisi daha fazladır. İlaveten lezyonların ve patolojilerin görülebilirliliğini kısıtlayan bir görüntü bileşeni olduğundan gürültü analizi kalite kontrol testlerindede önem taşımaktadır.

Tablo 4.20. Giotto SNR, SNR^2,hava kerma değerleri

SNR	SNR^2	Rad. Dozu (mGy)
10,9	118,81	0,172
18,6	345,96	0,359
29,9	894,01	0,728
39,5	1560,25	1,151
45,5	2070,25	1,442
51,4	2641,96	1,801
59,3	3516,49	2,282
75,42	5553,23	3,610
82,26	6766,7	4,524
97,3	9467,29	5,786

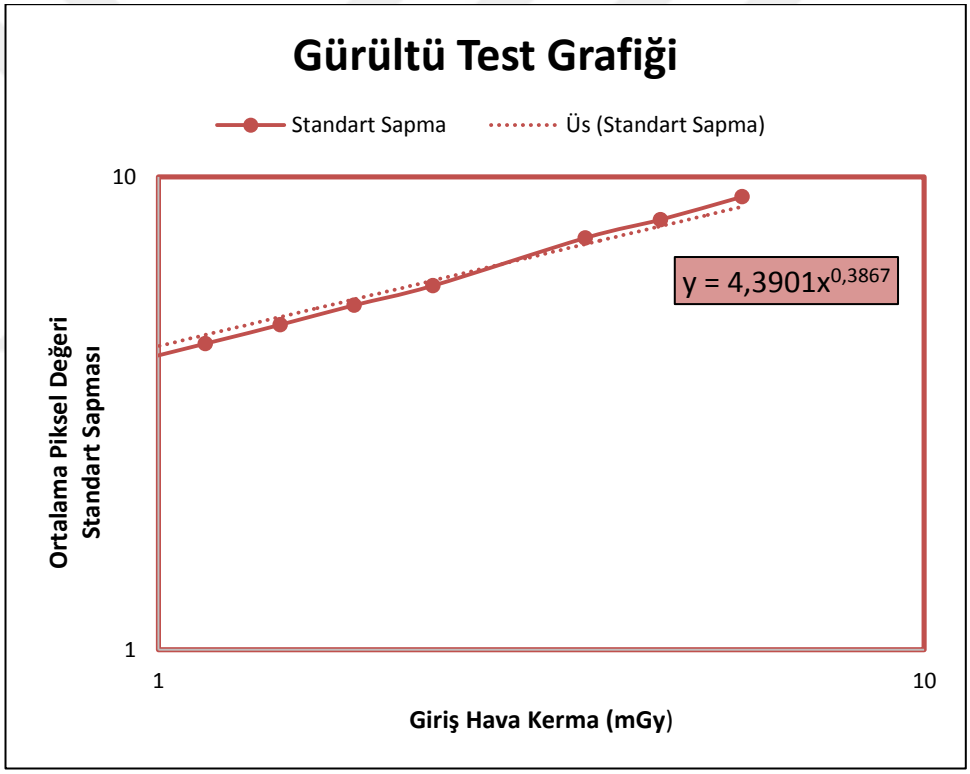


Şekil 4.11. IMS Giotto European 2006'ya göre gürültü analizi grafiği

NHSBSP 2009 protokolünde önerilen yönteme göre gürültü analizinin yapılabilmesi için logaritmik eksende (log-log axes) ortalama piksel değerinin standart sapmasının-dedektör yüzeyi giriş hava kerma değerine göre Şekil 4.12'de gösterildiği gibi grafiği çizilerek üstel bir eğriye fit edilmiştir.

Tablo 4.21. Giotto standart sapma ve hava kerma değerleri

SS	Hava Kerma
2,405	0,172
2,925	0,359
3,711	0,728
4,442	1,151
4,870	1,442
5,356	1,801
5,890	2,282
7,434	3,610
8,124	4,524
9,085	5,786



Şekil 4.12. IMS Giotto NHSBSP 2009'a göre gürültü analizi grafiği

Hesaplalan standart sapma ve giriş hava kerma değerlerine göre çizdirilen grafik üstel bir eğriye fit edilerek elde edilen denklemin üst değeri incelenmiştir. Grafik üzerindede gözlemlendiği gibi üs değeri 0,3867 olarak tespit edilmiş olup, 0,5 değerinden daha düşüktür bu da bize sistemde kuantum gürültü dışındada gürültü olduğu bilgisini vermektedir.

4.2.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı- doz ölçümleri

PMMA plakaları ışınlanmış ve ışınlama sonrası tespit edilen parametreler Tablo 4.22' de gösterilmiştir.

Tablo 4.22. PMMA plakalarının AEC modunda parametre değerleri (Giotto)

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler		
PMMA Kalınlığı (mm)	Işınlama Modu	Hedef/Filtre	kV	mAs	Hedef/Filtre
20mm	AEC	W/Rh	25	45	W/Rh
30mm	AEC	W/Ag	26	50	W/Ag
40mm	AEC	W/Ag	27	70	W/Ag
45mm	AEC	W/Ag	28	70	W/Ag
50mm	AEC	W/Ag	29	73	W/Ag
60mm	AEC	W/Ag	31	92	W/Ag

PMMA plakalarının ışınlanması sonucu kaydedilen parametreler manuel olarak girilmiş ve fantom kaldırılarak göğüs sehpası üzerine yerleştirilen detektörden tespit edilen değerler Tablo 4.23' de gösterilmiştir.

Tablo 4.23. Dedektörden tespit edilen ışınlama parametreleri (Giotto)

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler		
kV	mAs	Hedef/Filtre	Doz(mGy)	HVL	mAs
25	45	W/Rh	1,329	0,468	45
26	50	W/Ag	1,931	0,493	50
27	70	W/Ag	3,057	0,514	70
28	70	W/Ag	3,402	0,530	70
29	73	W/Ag	3,903	0,546	73
31	92	W/Ag	5,913	0,573	93

Tüp çıkış değeri, fantomun ışınlama sonrası elde edilen mAs değeri ile çarpılarak $ESAK_{DOZİMETRE}$ Eşitlik (2.9) ($ESAK_{DOZİMETRE}$ = (mGy/mAs) x ışınlama sonrası mAs) ile belirlenir, daha sonra odak- iyon odası mesafesi ile odak- fantom mesafesi arasındaki farktan dolayı ters kare kanunu uygulanarak (odak-iyon odası mesafesi 64,5cm ve odak-fantom mesafeleri ölçülerek ters kare faktörü hesaplanmıştır). $ESAK_{FANTOM}$ Eşitlik (2.11)'e göre ($ESAK_{FANTOM}$ = $ESAK_{DOZİMETRE}$ x Ters Kare Faktörü) hesaplanır, hesaplanan değerler Tablo 4.24'de gösterilmiştir.

Tablo 4.24. Tespit edilen $ESAK_{DOZİMETRE}$ ve $ESAK_{FANTOM}$ (Giotto)

PMMA Kalınlığı (mm)	$ESAK_{DOZİMETRE}$	Ters Kare Faktörü	$ESAK_{FANTOM}$
20mm	1,329	1,007	1,338
30mm	1,931	1,023	1,975
40mm	3,057	1,040	3,179
45mm	3,402	1,048	3,565
50mm	3,903	1,057	4,125
60mm	5,977	1,075	6,425

Ortalama glanduler doz değeri her bir PMMA kalınlığı için Eşitlik (2.8) ile (D(MGD)=K($ESAK_{FANTOM}$) xgxcxs) ilgili parametreleri EK A Tablo A.1, Tablo A.2. ve A.3. ile belirlenerek hesaplanmış ve Tablo 4.25' de gösterilmiştir.

Tablo 4.25. Eşitlik (2.8) ile tespit edilen MGD değerleri (Giotto)

PMMA Kalınlığı (mm)	$ESAK_{FANTOM}$	g	c	s	MGD(mGy)
20mm	1,338	0,529	0,912	1,042	0,67
30mm	1,975	0,388	0,949	1,042	0,75
40mm	3,179	0,285	1,037	1,042	0,97
45mm	3,565	0,245	1,096	1,042	0,99
50mm	4,125	0,214	1,144	1,042	1,05
60mm	6,425	0,189	1,217	1,042	1,53

Limit değerler, mamografi cihazının monitörü üzerinde gözlemlenen glanduler doz değerleri ile tespit edilen glanduler doz değerleri, farklı PMMA kalınlıkları için karşılaştırmalı olarak Tablo 4.26' da gösterilmiştir.

Tablo 4.26. PMMA plakaları için MGD değerleri (Giotto)

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kV	Hedef	Filtre	mAs	Hesaplanan MGD (mGy)	Ekranda Gözlemlenen Doz (mGy)	European Kabul Edilebilir Değer (mGy)
20	21	25	W	Rh	45	0,67	0,7	$\leq 1,0$
30	32	26	W	Ag	50	0,75	1,0	$\leq 1,5$
40	45	27	W	Ag	70	0,97	1,4	$\leq 2,0$
45	53	28	W	Ag	70	0,99	1,5	$\leq 2,5$
50	60	29	W	Ag	73	1,05	1,7	$\leq 3,0$
60	75	31	W	Ag	92	1,53	2,4	$\leq 4,5$

Kontrast-gürültü oranı (CNR) testi: AEC sistemi devredeyken 20, 30, 40, 45, 50 ve 60mm kalınlığındaki PMMA plakaları ışınlanmış ve ışınlama sonrası parametreler Tablo 4.21' de gösterilmiştir. Aynı parametreler manuel olarak girilmiş ve PMMA plakaları arasına 0,2mm kalınlığında Al plaka yerleştirilerek her bir PMMA kalınlığı için ışınlama yapılmıştır. Elde edilen görüntüler işlenmemiş/ham data olarak alınmış ve Image J programı üzerinde ilgi alanı seçilerek, bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Eşitlik (2.12) ile her bir PMMA kalınlığı için $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ değeri hesaplanarak Tablo 4.27' de gösterilmiştir. Tablo 4.28 ve 4.29' da $CNR_{MİNİMUM}$, $CNR_{ERİŞİLEBİLİR}$ ve European limit değerini karşılayan ($CNR_{LİMİT}$) değerleri, Şekil 4.13' de PMMA kalınlığına göre CNR değişimini gösterilmiştir.

Tablo 4.27. $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ sonuç tablosu (Giotto)

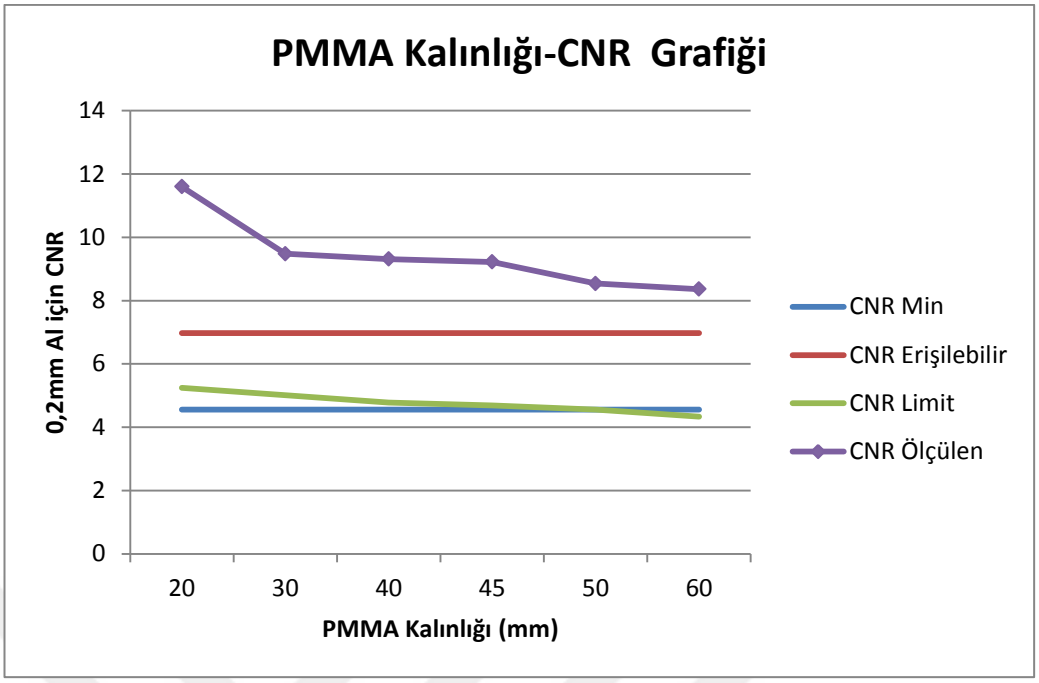
PMMA Kalınlığı (mm)	PV (Al)	PV(PMMA)	SD(Al)	SD(PMMA)	$CNR_{ÖLÇÜLEN}$
20mm	461,561	541,156	6,881	6,753	11,6
30mm	496,203	568,404	7,193	8,008	9,48
40mm	529,503	599,268	7,416	7,566	9,31
45mm	535,163	606,00	7,510	7,854	9,22
50mm	546,351	613,522	7,873	7,857	8,54
60mm	600,065	668,502	8,125	8,232	8,36

Tablo 4.28. CNR ölçüm sonuçları (Giotto)

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kV	Hedef	Filtre	mAs	Ölçülen CNR	Minimum Kabul Edilebilir CNR	Erişilebilir CNR	European Limit Değerini Karşılayan CNR	Göreli CNR için European Limit Değeri
21	25	W	Rh	45	11,6	4,56	6,97	5,24	> 115
32	26	W	Ag	50	9,48	4,56	6,97	5,016	> 110
45	27	W	Ag	70	9,31	4,56	6,97	4,78	> 105
53	28	W	Ag	70	9,22	4,56	6,97	4,69	> 103
60	29	W	Ag	73	8,54	4,56	6,97	4,56	> 100
75	31	W	Ag	92	8,36	4,56	6,97	4,33	> 95

Tablo 4.29. Farklı PMMA kalınlıkları için göreli CNR değeri (Giotto)

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Ölçülen CNR	European Limit Değerini Karşılayan CNR	Göreli (Relative) CNR	Göreli CNR için European Limit Değeri
21	11,6	5,24	221,3	> 115
32	9,48	5,016	188,9	> 110
45	9,31	4,78	194,7	> 105
53	9,22	4,69	196,5	> 103
60	8,54	4,56	187,2	> 100
75	8,36	4,33	193	> 95



Şekil 4.13. PMMA Kalınlığına göre CNR değişim grafiği

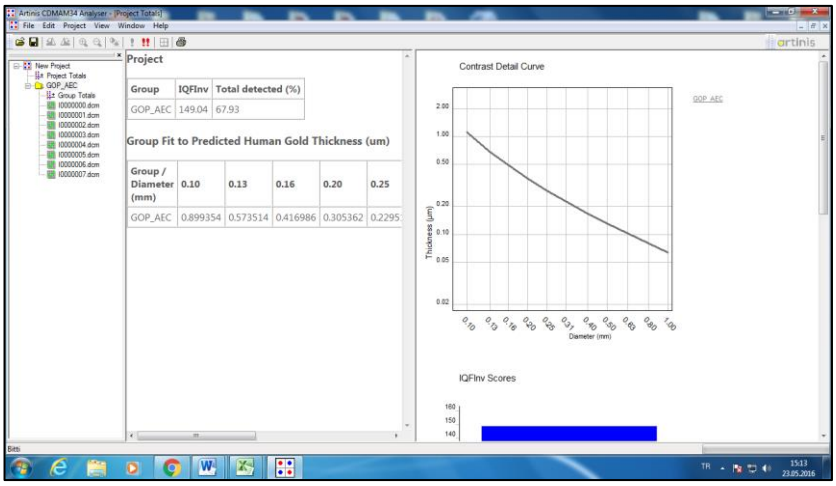
Grafiğe göre tüm PMMA kalınlığında tespit edilen CNR değerleri limit değerlerin üzerinde tespit edilmiştir.

4.2.5. Görüntü kalitesi ölçümleri (Görüntülenebilen eşik kontrast testi)

CDMAM fantomu otomatik ışınlama şartlarında ışınlanmış ve ışınlama sonrası tespit edilen kV, mAs, anot/filtre ve glanduler doz değerleri Tablo 4.30' da gösterilmiştir. Elde edilen 8 (sekiz) görüntü CDMAM v.2.8 yazılımında otomatik olarak değerlendirilerek Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16' da sonuçlar gösterilmiştir.

Tablo 4.30. Giotto ışınlama parametreleri

Işınlama Modu	kV	mAs	Anot/Filtre	Glanduler Doz (mGy)
AEC	28	82	W/Ag	1,7



Şekil 4.14. CDMAM analyser ekran görüntüsü

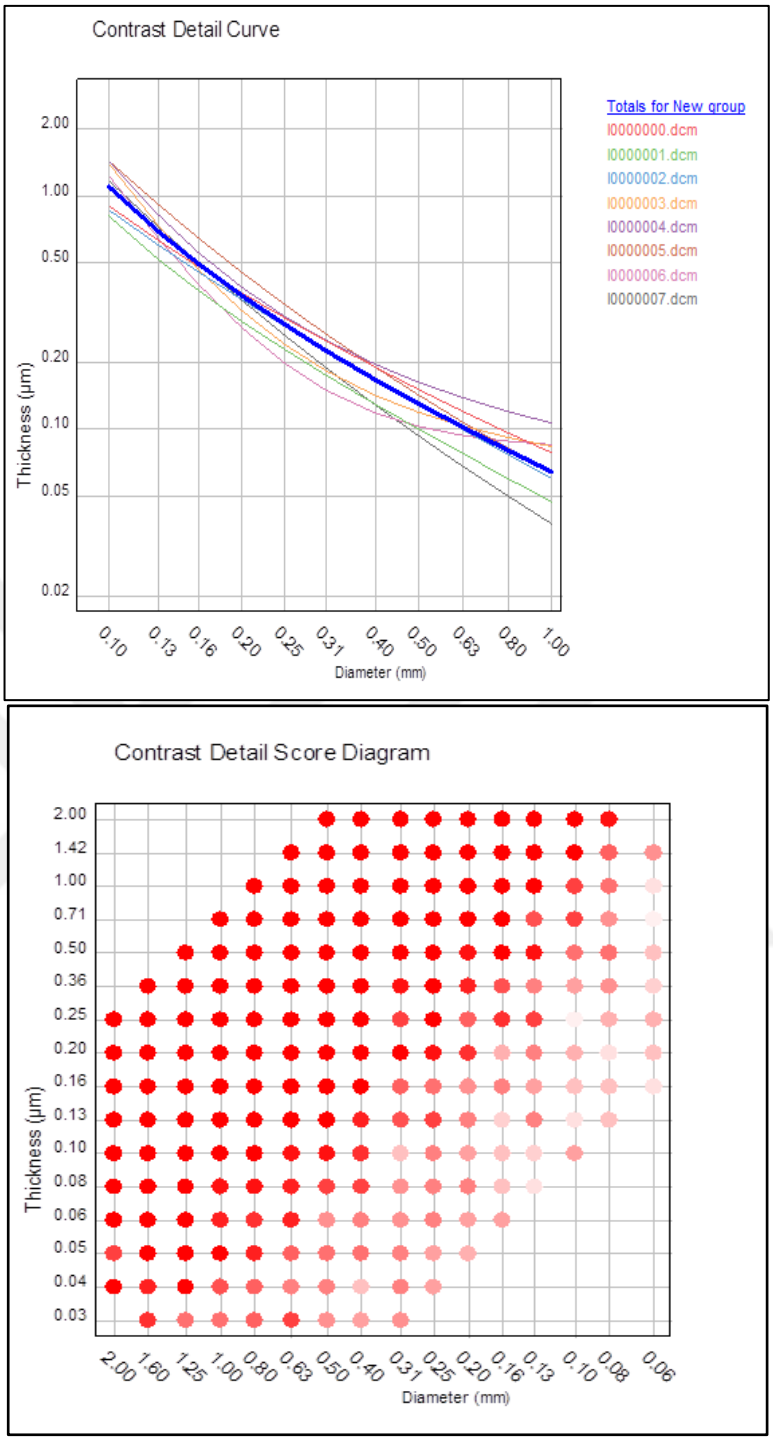
Tablo 4.31. Giotto IQF_{INV} ve % tespit edilen disk değeri

Dosya adı	IQF_{Inv}	Tespit Edilen Toplam Disk (%)
I0000000.dcm	142,02	65,91
I0000001.dcm	194,44	71,59
I0000002.dcm	159,22	67,90
I0000003.dcm	147,62	69,60
I0000004.dcm	120,49	63,35
I0000005.dcm	126,27	66,19
I0000006.dcm	165,92	69,32
I0000007.dcm	172,71	69,60
Grup Skoru	149,04	67,93

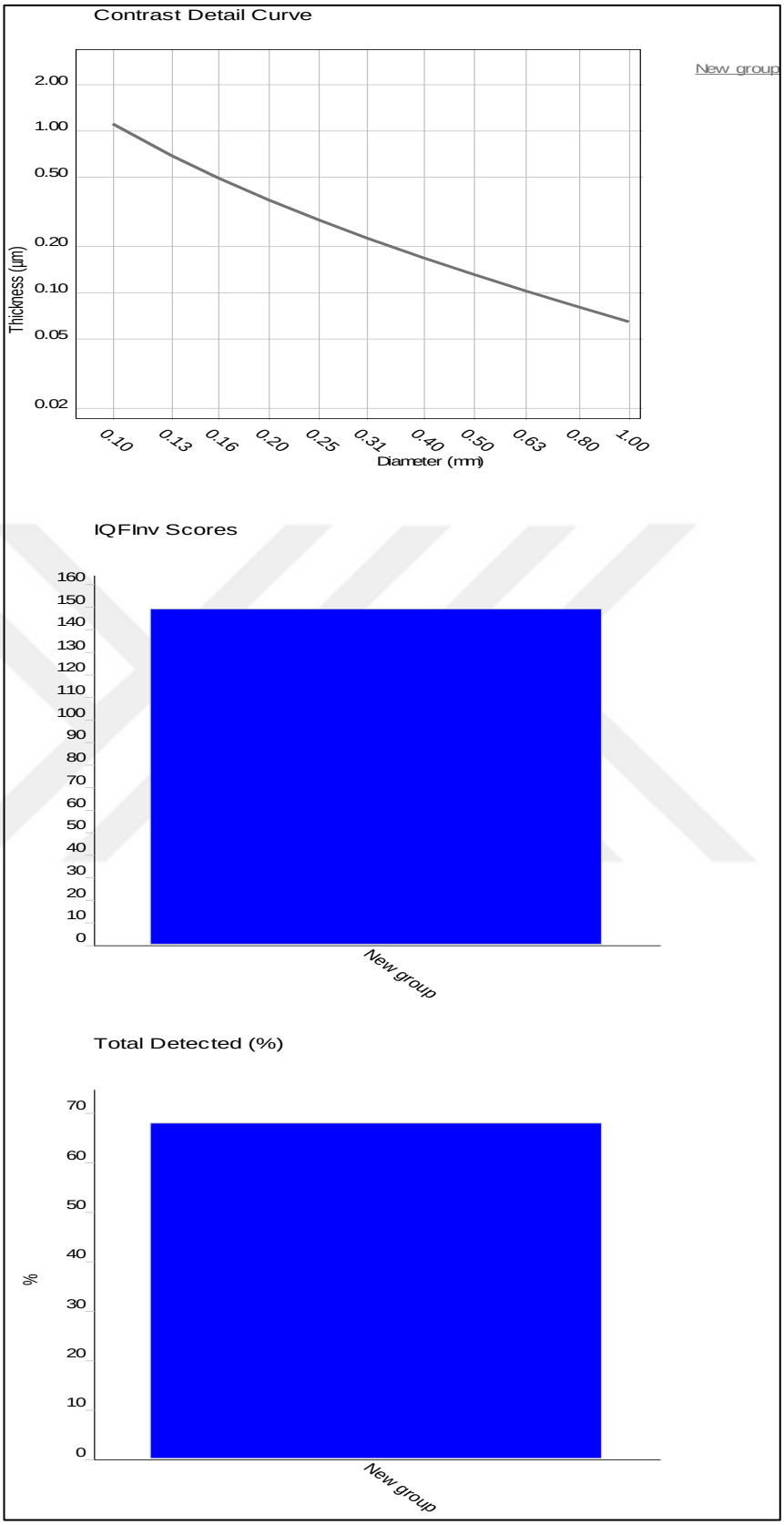
Tablo 4.32. Altın disk çapına karşılık-altın disk kalınlığı (Giotto)

Çap mm	0,10	0,13	0,16	0,20	0,25	0,31	0,40	0,50	0,63	0,80	1,00
Eşik Altın Kalınlığı (µm)	0,899 354	0,573 514	0,416 986	0,305 362	0,229 518	0,17 771	0,133 761	0,105 702	0,083 7097	0,066 4204	0,05 395

Sistemin değerlendirilmesinde, elde edilen altın disk çapına karşılık-disk kalınlığı değerinin European standardında önerilen ve Tablo 2.3' de gösterilen limit değerler ile karşılaştırılması gereklidir. Sonuçlar değerlendirildiğinde sistem performansının erişilebilir limit değerlerde olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.15. Giotto kontrast-detay eğrisi



Şekil 4.16. Giotto IQF_{INV} ve kontrast-detay eğrisi

4.3. Hologic Selenia Mamografi Sistemi Ölçüm Sonuçları

4.3.1. Tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı testi

Hologic Selenia marka dijital mamografi sisteminin, tüp çıkışı ve yarı-değer kalınlığı, farklı kV değerlerinde ve W/Rh ile W/Ag hedef/filtre kombinasyonları için tespit edilmiş olup sonuçlar Tablo 4.33' de gösterilmiştir.

Tablo 4.33. Hologic tüp çıkışı ve HVL sonuçları

Ayarlar			Sonuçlar		
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL(mmAl)	Tüp Çıkışı (mGy)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	W/Rh	0,483	1,432	12,31
28	50	W/Rh	0,516	1,998	17,18
31	50	W/Rh	0,542	2,565	22,05
34	50	W/Rh	0,544	3,117	26,80
35	50	W/Rh	0,546	3,297	28,35
Ayarlar			Sonuçlar		
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL(mmAl)	Tüp Çıkışı (mGy)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	W/Ag	0,512	1,397	12,01
28	50	W/Ag	0,581	2,106	18,11
31	50	W/Ag	0,609	2,786	23,95
34	50	W/Ag	0,637	3,445	29,62
35	50	W/Ag	0,646	3,674	31,59

4.3.2. Dedektör yanıtı testi

Sabit 28kV de, W/Rh hedef filtre kombinasyonunda, artan mAs değerine karşılık, dedektör yüzeyine ters kare kanunu ile düzeltilmiş doz değerleri Tablo 4.34' de gösterilmiştir.

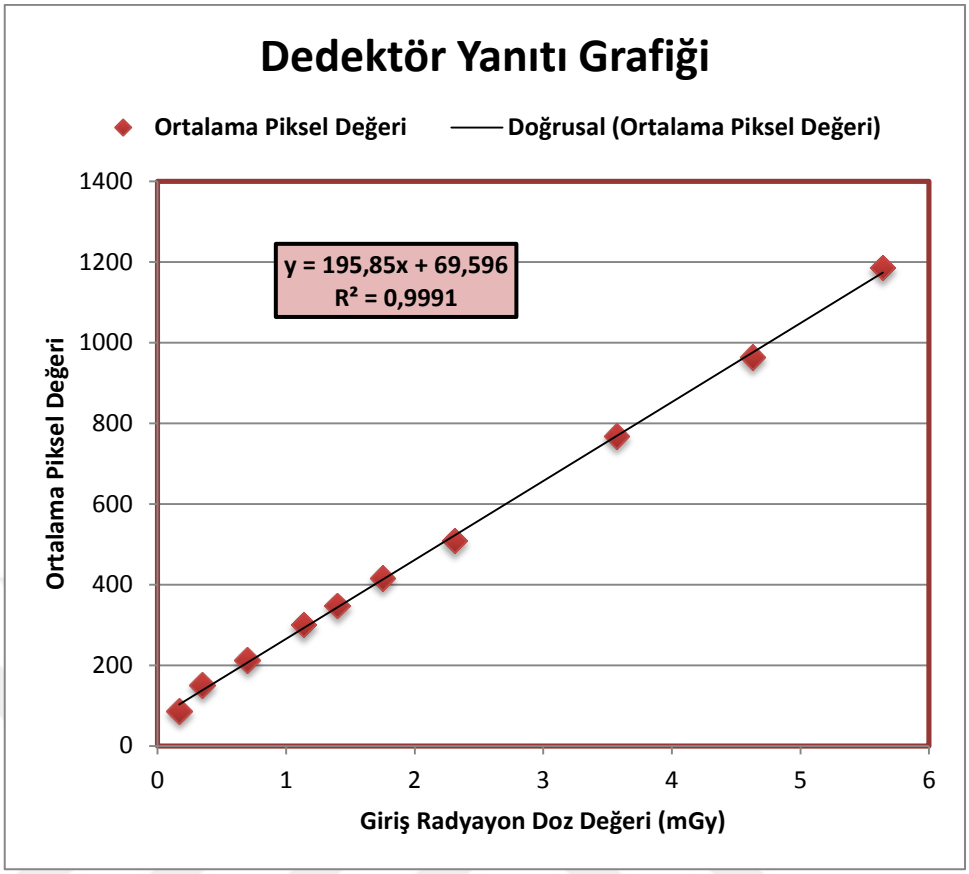
Elde edilen görüntüler üzerinde Image j görüntü işleme programı kullanılarak hesaplanan ortalama piksel değerleri ve standart sapmalar ise Tablo 4.35' de gösterilmiştir. Ortalama piksel değerinin giriş radyasyon dozuna göre grafiği çizilerek eğri bir doğruya fit edilmiş ve R^2 değeri hesaplanmıştır (Şekil 4.17).

Tablo 4.34. Hologic dedektör yanıtı doz değerleri

kV	Hedef/Filtre	mAs	Rad.Dozu (mGy)	Dedektör Yüzeyinde Rad.Dozu (mGy)
28	W/Rh	5	0,20	0,17
		10	0,40	0,35
		20	0,80	0,70
		32,5	1,29	1,135
		40	1,60	1,40
		50	1,99	1,75
		65	2,63	2,31
		100	4,06	3,57
		130	5,27	4,63
		160	6,41	5,64

Tablo 4.35. Hologic ortalama piksel ve standart sapma değerleri

mAs	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma
5	86,001	3,990
10	150,106	5,725
20	211,982	6,709
32,5	299,846	8,290
40	346,852	8,587
50	416,343	9,422
65	507,972	9,998
100	767,589	12,006
130	964,216	14,480
160	1186,183	16,035



Şekil 4.17. Hologic Selenia dedektör yanıt grafiği

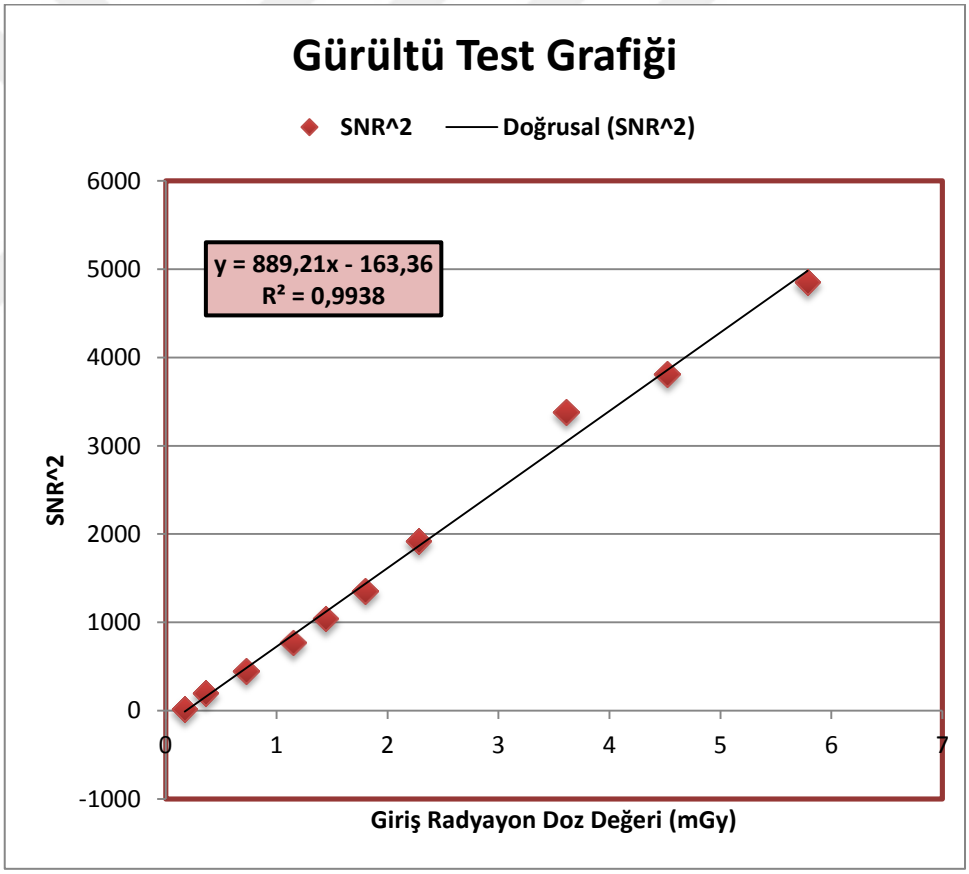
4.3.3. Gürültü analizi

Eşitlik (2.7)' de ilgili parametreler yerine koyularak SNR değeri hesaplanmıştır. European 2006 protokolune göre gürültü analizinin yapılabilmesi için SNR^2 değerinin giriş radyasyon doz değerine göre grafiğinin çizilmesi gerekmektedir. Tablo 4.36' da tespit edilen SNR, SNR^2 ve radyasyon doz değerleri gösterilmiştir. Şekil 4.18' de SNR^2 nin giriş radyasyon dozuna grafiği çizilmiş ve eğri bir doğruya fit edilerek R^2 değeri hesaplanmıştır.

İki değişken arasındaki ilginin doğrudan ifadesine korelasyon denilmektedir ve korelasyon katsayısı iki değişkenin değişimlerinde ne dereceye kadar uygunluk olduğunu belirlemektedir. Korelasyon katsayısının alabileceği en küçük değer (-1) ve en büyük değer ise (+1) olmaktadır. Elde edilen grafikde belirlenen R^2 değeri değerlendirilmiştir.

Tablo 4.36. Hologic SNR, SNR^2, giriş hava kerma (mGy) değerleri

SNR	SNR^2	Rad. Dozu (mGy)
4,11	16,89	0,17
14,06	197,72	0,35
21,22	450,35	0,70
27,77	771,29	1,135
32,28	1042,25	1,40
36,80	1354,3	1,75
43,84	1922,22	2,31
58,13	3379,5	3,57
61,78	3816,9	4,63
69,63	4848,6	5,64

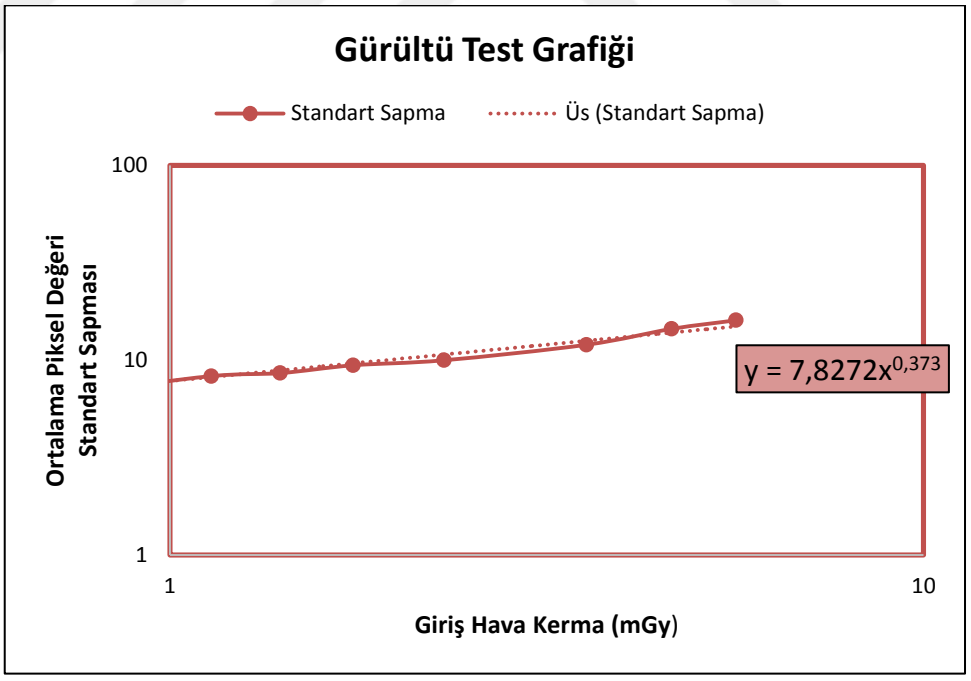


Şekil 4.18. Hologic Selenia gürültü test grafiği

NHSBSP 2009 protokolünde önerilen yönteme göre gürültü analizinin yapılabilmesi için logaritmik eksende (log-log axes) ortalama piksel değerinin standart sapmasının-dedektör yüzeyi giriş hava kerma değerine göre Şekil 4.19'da gösterildiği gibi grafiği çizilerek üstel bir eğriye fit edilmiştir. Elde edilen üstel denklem değerlendirilmek üzere kayıt edilmiş ve üs değerinin 0,5'den küçük olup olmadığı incelenmiştir.

Tablo 4.37. Standart sapma ve hava kerma değerleri (Hologic)

SS	Hava Kerma
3,990	0,17
5,725	0,35
6,709	0,70
8,290	1,135
8,587	1,40
9,422	1,75
9,998	2,31
12,006	3,57
14,480	4,63
16,035	5,64



Şekil 4.19. Hologic Selenia NHSBSP 2009'a göre gürültü analizi grafiği

4.3.4. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı- Doz ölçümleri

PMMA plakaları ışınlanmış ve ışınlama sonrası tespit edilen parametreler Tablo 4.38' de gösterilmiştir.

Tablo 4.38. PMMA plakalarının AEC modunda parametre değerleri (Hologic)

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler		
PMMA Kalınlığı (mm)	Işınlama Modu	Hedef/Filtre	kV	mAs	Hedef/Filtre
20mm	AEC	W/Rh	25	63,7	W/Rh
30mm	AEC	W/Rh	26	97,2	W/Rh
40mm	AEC	W/Rh	28	125,4	W/Rh
45mm	AEC	W/Rh	28	141,8	W/Rh
50mm	AEC	W/Rh	30	160,3	W/Rh
60mm	AEC	W/Rh	32	190,1	W/Rh

PMMA plakalarının ışınlanması sonucu kaydedilen parametreler manuel olarak girilmiş ve fantom kaldırılarak göğüs sehpası üzerine yerleştirilen detektörden tespit edilen değerler Tablo 4.39' da gösterilmiştir.

Tablo 4.39. Dedektörden tespit edilen ışınlama parametreleri (Hologic)

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler		
kV	mAs	Hedef/Filtre	Doz(mGy)	HVL	mAs
25	65	W/Rh	2,129	0,497	64,1
26	95	W/Rh	3,130	0,498	93,8
28	130	W/Rh	5,231	0,516	128,4
28	140	W/Rh	5,612	0,549	138
30	160	W/Rh	8,868	0,551	157,8
32	190	W/Rh	9,172	0,552	187,6

Tüp çıkış değeri, fantomun ışınlama sonrası elde edilen mAs değeri ile çarpılarak $ESAK_{DOZİMETRE}$ Eşitlik (2.9) ($ESAK_{DOZİMETRE}$ = (mGy/mAs) x ışınlama sonrası mAs) ile belirlenir, daha sonra odak- iyon odası mesafesi ile odak- fantom mesafesi arasındaki farktan dolayı ters kare kanunu uygulanarak (odak-iyon odası mesafesi 66cm ve odak-fantom mesafeleri ölçülerek ters kare faktörü hesaplanmıştır). $ESAK_{FANTOM}$ (Eşitlik 2.11)'e göre ($ESAK_{FANTOM}$ = $ESAK_{DOZİMETRE}$ x Ters Kare Faktörü) hesaplanır. Tablo 4.40' da hesaplanan değerler gösterilmiştir.

Tablo 4.40. $ESAK_{DOZİMETRE}$ ve $ESAK_{FANTOM}$ değerleri (Hologic)

PMMA Kalınlığı (mm)	$ESAK_{DOZİMETRE}$ (mGy)	Ters Kare Faktörü	$ESAK_{FANTOM}$ (mGy)
20mm	2,09	1,007	2,10
30mm	3,09	1,023	3,16
40mm	5,16	1,039	5,36
45mm	5,53	1,047	5,78
50mm	8,74	1,056	9,22
60mm	9,05	1,073	9,71

Ortalama glanduler doz değeri her bir PMMA kalınlığı için Eşitlik (2.8) ile ($D(MGD)=K(ESAK_{FANTOM})$ xgxcxs) ilgili parametreleri EK A Tablo A.1 Tablo A.2 ve A.3 ile belirlenerek hesaplanmış ve Tablo 4.41' de gösterilmiştir.

Tablo 4.41. Eşitlik (2.8) ile tespit edilen MGD (Hologic)

PMMA Kalınlığı (mm)	$ESAK_{FANTOM}$	g	c	s	MGD (mGy)
20mm	2,10	0,529	0,912	1,042	1,05
30mm	3,16	0,388	0,949	1,042	1,21
40mm	5,36	0,285	1,037	1,042	1,65
45mm	5,78	0,272	1,091	1,042	1,78
50mm	9,22	0,236	1,139	1,042	2,58
60mm	9,71	0,189	1,217	1,042	2,32

Limit değerler ile tespit edilen glanduler doz değerleri, farklı PMMA kalınlıkları için karşılaştırmalı olarak Tablo 4.42' de gösterilmiştir. Mamografi cihazının monitörü üzerinde gözlemlenen glanduler doz değerleri Hologic marka mamografi sisteminde gözlemlenemediği için değerlendirilememiştir. Ekranda gözlemlenen glanduler doz değerleri doz takibi açısından önem taşımaktadır ancak bazı sistemlerde bu özellik bulunmamaktadır.

Tablo 4.42. PMMA plakaları için MGD değerleri (Hologic)

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kV	Hedef	Filtre	mAs	Hesaplanan MGD (mGy)	Ekranda Gözlemlenen Doz (mGy)	European Kabul Edilebilir Değer (mGy)
20	21	25	W	Rh	65	1,05	-	$\leq 1,0$
30	32	26	W	Rh	95	1,21	-	$\leq 1,5$
40	45	28	W	Rh	130	1,65	-	$\leq 2,0$
45	53	28	W	Rh	140	1,78	-	$\leq 2,5$
50	60	30	W	Rh	160	2,58	-	$\leq 3,0$
60	75	32	W	Rh	190	2,32	-	$\leq 4,5$

Sistem üzerinde glanduler doz değeri gösterilmediğinden dolayı Tablo 4.41' de ekranda gözlemlenen doz değeri boş bırakılmıştır.

Kontrast-gürültü oranı (CNR) testi: Işınlama sonrası tespit edilen parametreler Tablo 4.37' de gösterilmiştir. Aynı parametreler manuel olarak girilmiş ve PMMA plakaları arasına 0,2mm kalınlığında Al plaka yerleştirilerek her bir PMMA kalınlığı için ışınlama yapılmıştır. Elde edilen görüntüler işlenmemiş/ham data olarak alınmış ve Image J programı üzerinde ilgi alanı seçilerek, bu ilgi alanı içerisindeki ortalama piksel ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Eşitlik (2.12) ile her bir PMMA kalınlığı için $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ değeri hesaplanarak Tablo 4.43' de gösterilmiştir. Tablo 4.44 ve 4.45' de $CNR_{MİNİMUM}$, $CNR_{ERİŞİLEBİLİR}$ ve European limit değerini karşılayan ($CNR_{LİMİT}$) değerleri, Şekil 4.20' de PMMA kalınlığına göre CNR değişimini gösterilmiştir.

Tablo 4.43. $CNR_{ÖLÇÜLEN}$ sonuç tablosu (Hologic)

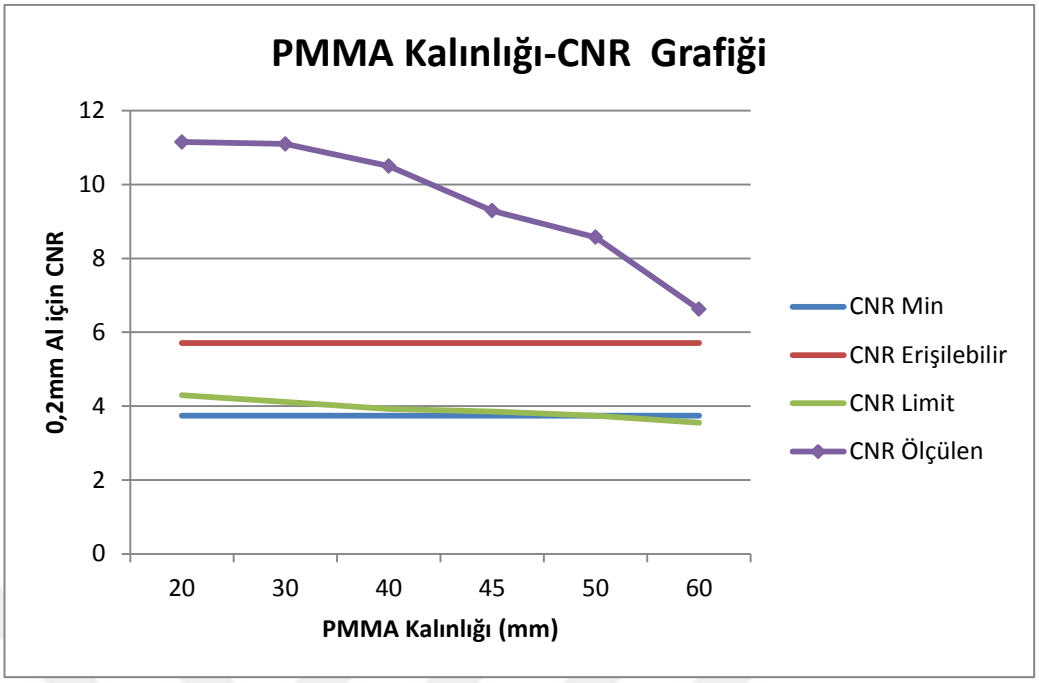
PMMA Kalınlığı (mm)	PV (Al)	PV(PMMA)	SD(Al)	SD(PMMA)	$CNR_{ÖLÇÜLEN}$
20mm	760,279	896,164	11,646	12,698	11,15
30mm	767,397	902,545	11,675	12,647	11,10
40mm	778,506	907,863	12,037	12,637	10,5
45mm	690,099	802,009	11,347	12,703	9,29
50mm	736,623	843,705	11,981	12,980	8,57
60mm	708,348	791,659	12,232	12,919	6,62

Tablo 4.44. CNR ölçüm sonuçları (Hologic)

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	kV	Hedef	Filtre	mAs	Ölçülen CNR	Minimum Kabul Edilebilir CNR	Erişilebilir CNR	European Limit Değerini Karşılayan CNR	Göreli CNR için European Limit Değeri
21	25	W	Rh	65	11,15	3,74	5,71	4,30	> 115
32	26	W	Rh	95	11,10	3,74	5,71	4,11	> 110
45	28	W	Rh	130	10,5	3,74	5,71	3,92	> 105
53	28	W	Rh	140	9,29	3,74	5,71	3,85	> 103
60	30	W	Rh	160	8,57	3,74	5,71	3,74	> 100
75	32	W	Rh	190	6,62	3,74	5,71	3,55	> 95

Tablo 4.45. Farklı PMMA kalınlıkları için göreli CNR değeri

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Ölçülen CNR	European Limit Değerini Karşılayan CNR	Göreli (Relative) CNR	Göreli CNR için European Limit Değeri
21	11,15	4,30	259,3	> 115
32	11,10	4,11	270,2	> 110
45	10,5	3,92	267,8	> 105
53	9,29	3,85	241,2	> 103
60	8,57	3,74	229,1	> 100
75	6,62	3,55	186,4	> 95



Şekil 4.20. PMMA Kalınlığına göre CNR değişim grafiği

4.3.5. Görüntü kalitesi ölçümleri (Görüntülenebilen eşik kontrast testi)

CDMAM fantomu otomatik ışınlama şartlarında ışınlanmış ve ışınlama sonrası tespit edilen kV, mAs, anot/filtre değerleri Tablo 4.46' da gösterilmiştir. Sistem glanduler doz değerini göstermediğinden manuel olarak hesaplanmış sonuçlara eklenmiştir. Elde edilen 8 (sekiz) görüntü CDMAM v.2.8 yazılımında otomatik olarak sonuçlar Şekil 4.21 ve Şekil 4.22' de gösterilmiştir.

Tablo 4.46. Hologic CDMAM Işınlama parametreleri

Işınlama Modu	kV	mAs	Anot/Filtre	Glanduler Doz (mGy)
AEC	29	156,4	W/Rh	1,71

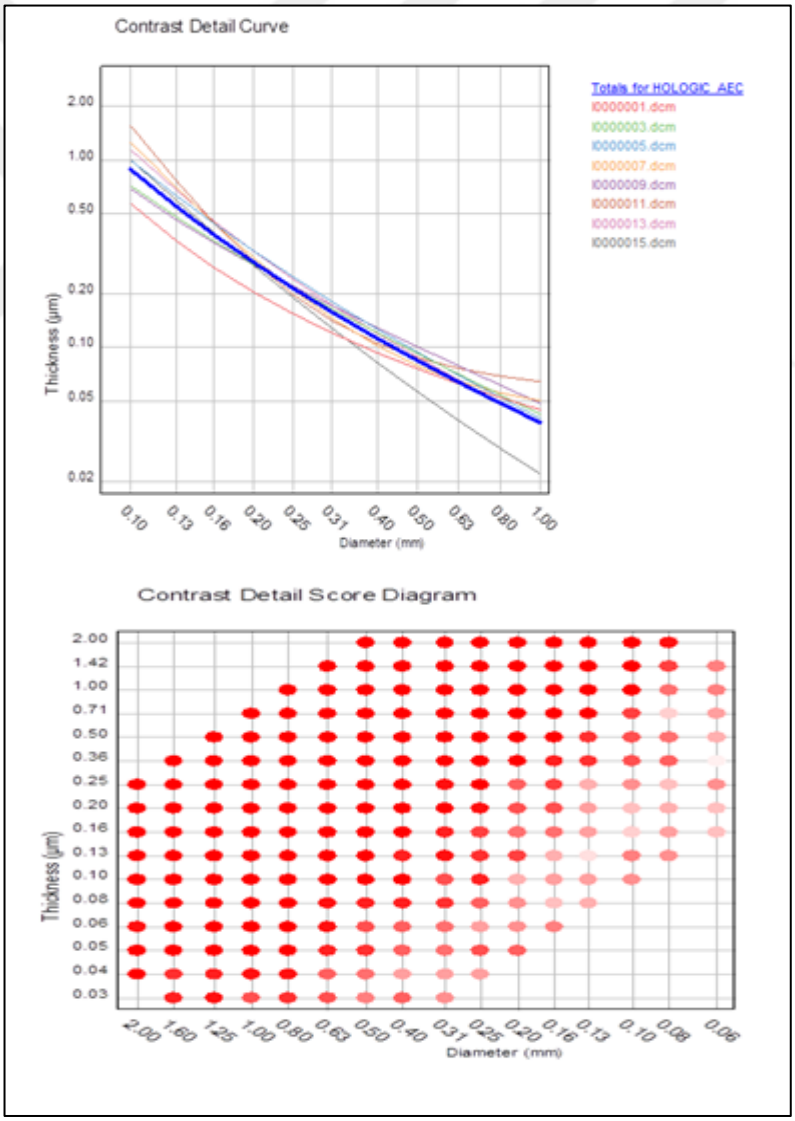
Tablo 4.47. Hologic IQF_{INV} ve % tespit edilen disk değeri

Dosya adı	IQFInv	Tespit Edilen Disk (%)
I0000000.dcm	259,73	76,99
I0000001.dcm	209,44	73,86
I0000002.dcm	184,00	71,31
I0000003.dcm	183,22	71,88
I0000004.dcm	202,40	72,73
I0000005.dcm	166,71	72,73
I0000006.dcm	182,46	70,45
I0000007.dcm	235,90	75,00
Grup Skoru	206,26	73,12

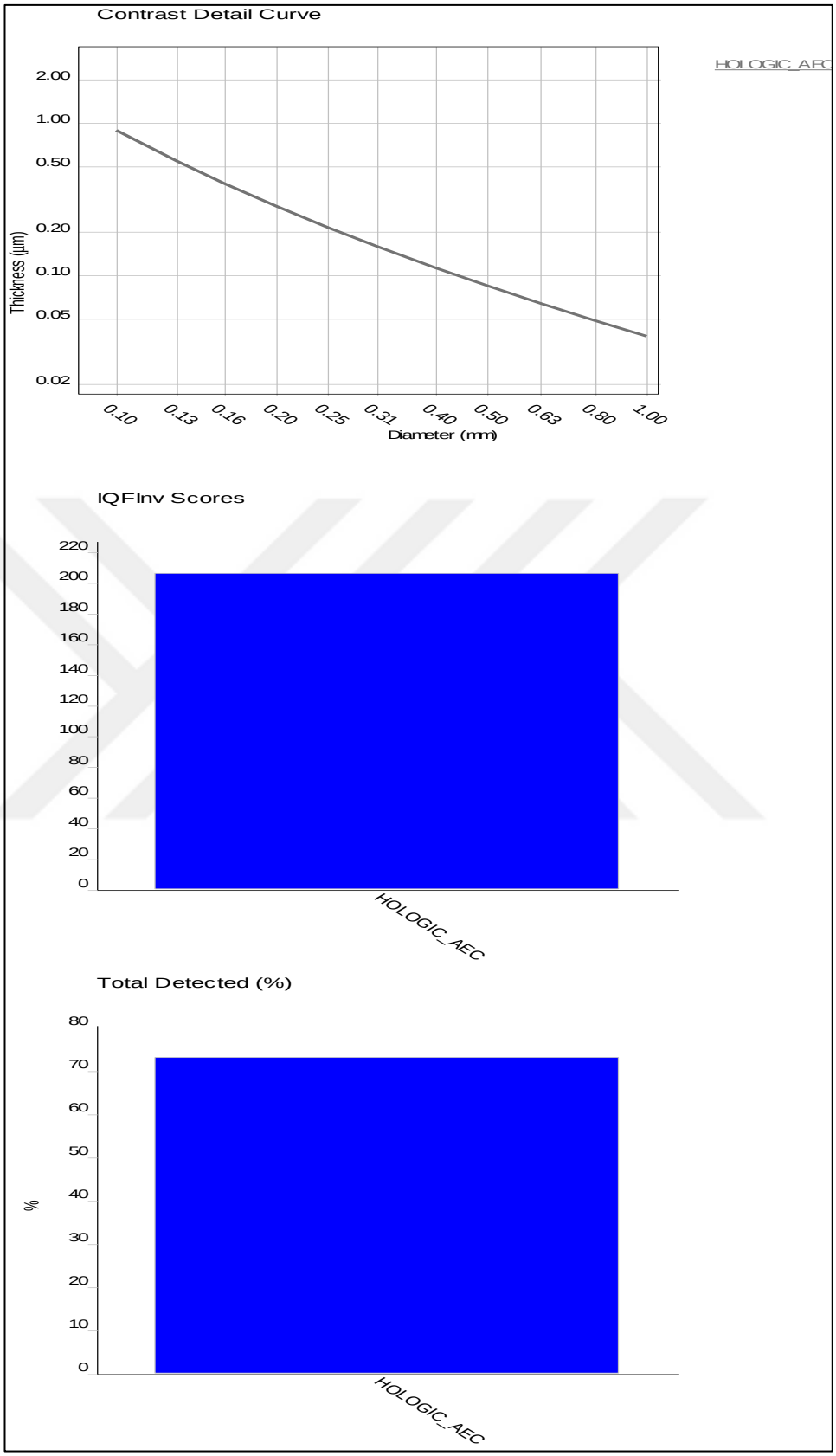
Tablo 4.48. Altın disk çapına karşılık-altın disk kalınlığı (Hologic)

Çap mm	0,10	0,13	0,16	0,20	0,25	0,31	0,40	0,50	0,63	0,80	1,00
Eşik Altın Kalınlığı (µm)	0,733 194	0,460 942	0,32 785	0,232 826	0,169 041	0,126 452	0,091 4648	0,069 9441	0,053 6671	0,04 131	0,032 67

Sistemin değerlendirilmesinde, elde edilen altın disk çapına karşılık-disk kalınlığı değerinin European standardında önerilen ve Tablo 2.3' de gösterilen limit değerler ile karşılaştırılması gereklidir. Sonuçlar değerlendirildiğinde sistem performansının erişilebilir limit değerlerde olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.21. Hologic kontrast-detay eğrisi



Şekil 4.22. Hologic IQF_{INV} ve kontrast-detay eğrisi

5. SİSTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

5.1. Tüp Çıkışı Değerlerinin Karşılaştırılması

Her bir sistem için hesaplanan tüp çıkışı değerleri ve yarı-değer kalınlık değerleri (HVL) karşılaştırmalı olarak W/Rh hedef filtre kombinasyonunda, artan kV ve sabit 50 mAs değeri için Tablo 5.1 ve Tablo 5.2'de gösterilmiştir. Dedektörde hesaplanan değerler 1 metre mesafeye düzeltilmiş ve karşılaştırmalar bu mesafe için gerçekleştirilmiştir.

Tablo 5.1. W/Rh Hedef/Filtre kombinasyonunda tüp çıkışı sonuçları

Ayarlar			Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia (W)
kV	mAs	Hedef/ Filtre	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	1m'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
25	50	W/Rh	6,8	12,4	12,31
28	50	W/Rh	7,6	17,2	17,18
31	50	W/Rh	13	22	22,05
34	50	W/Rh	15	27	26,80
35	50	W/Rh	16	28,6	28,35

Tablo 5.2. W/Rh Hedef/Filtre kombinasyonunda HVL sonuçları

Ayarlar			Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia(W)
kV	mAs	Hedef/Filtre	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)
25	50	W/Rh	0,518	0,467	0,483
28	50	W/Rh	0,557	0,502	0,516
31	50	W/Rh	0,581	0,531	0,542
34	50	W/Rh	0,595	0,551	0,544
35	50	W/Rh	0,601	0,552	0,546

5.2. Dedektör Yanıtı Test Sonuçlarının Karşılaştırılması

Üç farklı üreticiye ait mamografi sisteminin dedektör yanıtı beklenildiği gibi lineer olarak gözlemlenmiştir.

Tablo 5.3. 45mm PMMA kalınlığında dedektör yanıtı test sonuçları

Ayarlar		Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia (W)
kV	PMMA	R^2	R^2	R^2
28	45cm	0,9814	1	0,9991

5.3. Gürültü Test Sonuçlarının Karşılaştırılması

Gürültü analizi test sonuçları üç sistem içinde kuantum gürültünün baskın gürültü olduğunu ve "n" değerinin 0,5'den küçük gözlemlenmiş olması birçok sistemde olduğu gibi elektronik ve yapısal gürültünün de mevcut olduğunu göstermiştir. Tablo 5.4 ve Tablo 5.5' de herbir sistem için belirlenen R^2 ve "n" değerleri karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Tüm sistemlerde dedektör yanıtı testi 45cm standart meme kalınlığı için test edilmiş olup, farklı meme kalınlıklarında test işleminin gerçekleştirilmesi opsiyoneldir. Kuantum gürültü dışındaki tespit edilen gürültünün elektronik gürültü kaynaklı olduğu düşünülmekte çünkü yapısal gürültü dijital mamografi teknolojisinde çoğunlukla düzeltilebilmektedir.

Tablo 5.4. European protokolune göre dedektör yanıtı test sonuçları

Ayarlar		Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia (W)
kV	PMMA	R^2	R^2	R^2
28	45cm	0,9713	0,9973	0,9938

Tablo 5.5. NHSBSP protokolune göre dedektör yanıtı test sonuçları

Ayarlar		Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia (W)
kV	PMMA	n	n	n
28	45cm	0,3227	0,3867	0,373

5.4. Doz Ölçümleri

45mm PMMA fantomu ile simule edilmiş standart meme kalınlığında tespit edilen glanduler doz değerleri üç sistem içinde NHSBSP protokolünde önerilen üst limit değerlerin (2.5 mGy) altında tespit edilmiştir**.**

Tablo 5.6. AEC performansı doz ölçüm sonuçları

Ayarlar		Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia (W)
kV	PMMA	MGD (mGy)	MGD (mGy)	MGD (mGy)
28	45mm	1,008	0,99	1,78

İlaveten herbir PMMA kalınlığı için belirlenen ortalama glanduler doz değerleri Tablo 5.7' de gösterilmiştir.

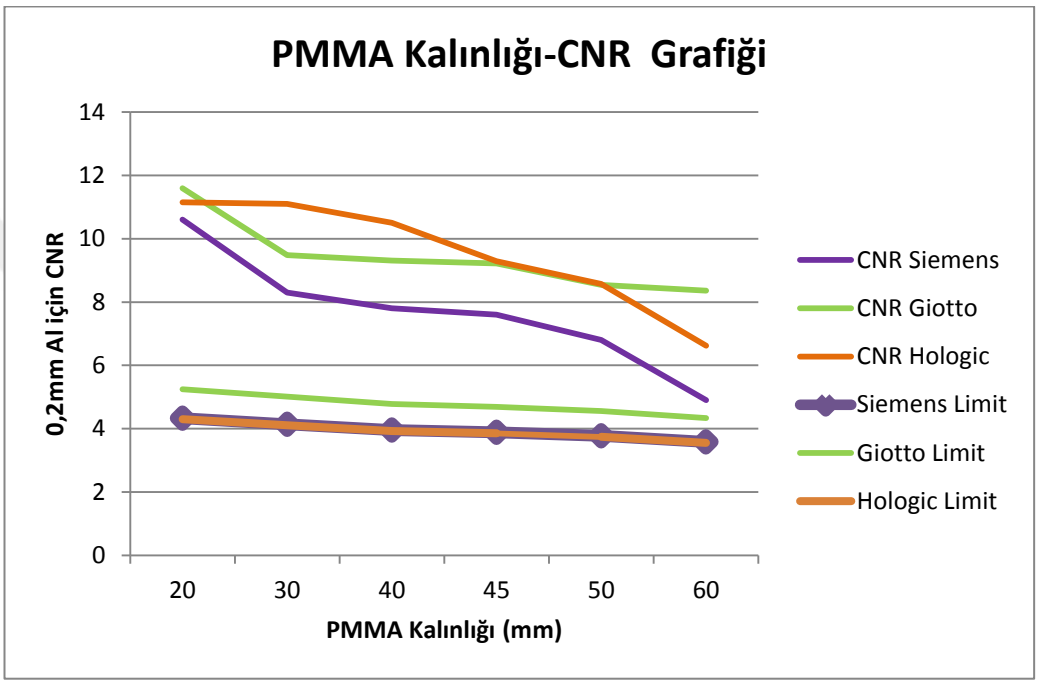
Tablo 5.7. PMMA kalınlığına göre glanduler doz değerleri

PMMA Kalınlığı (mm)	Siemens MGD (mGy)	Giotto MGD (mGy)	Hologic MGD (mGy)	European Limit Değerleri (mGy)
20mm	0,45	0,67	1,05	≤ 1,0
30mm	0,63	0,75	1,21	≤ 1,5
40mm	0,87	0,97	1,65	≤ 2,0
45mm	1,008	0,99	1,78	≤ 2,5
50mm	1,24	1,05	2,58	≤ 3,0
60mm	1,60	1,53	2,32	≤ 4,5

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde 20mm PMMA kalınlığı için Hologic sisteminin verdiği ortalama glanduler doz değerinin önerilen sınır değerden azda olsa yüksek olduğu gözlemlenmiştir. İlaveten Hologic için tüm sonuçlar diğer sistemler ile karşılaştırıldığında ise ortalama glanduler doz değerinin tüm PMMA kalınlıklarında diğer sistemlerden oldukça yüksek olduğu ancak kabul kriterleri içerisinde olduğu tespit edilmiştir. ALARA prensibine göre değerlendirme yapılırken minimum radyasyon dozunda maksimum görüntü kalitesinin elde edilmesi gerektiği göz önüne alınarak sistemlerin değerlendirmesi yapılmaktadır.

5.5. Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC) Performansı CNR Ölçüm Sonuçları

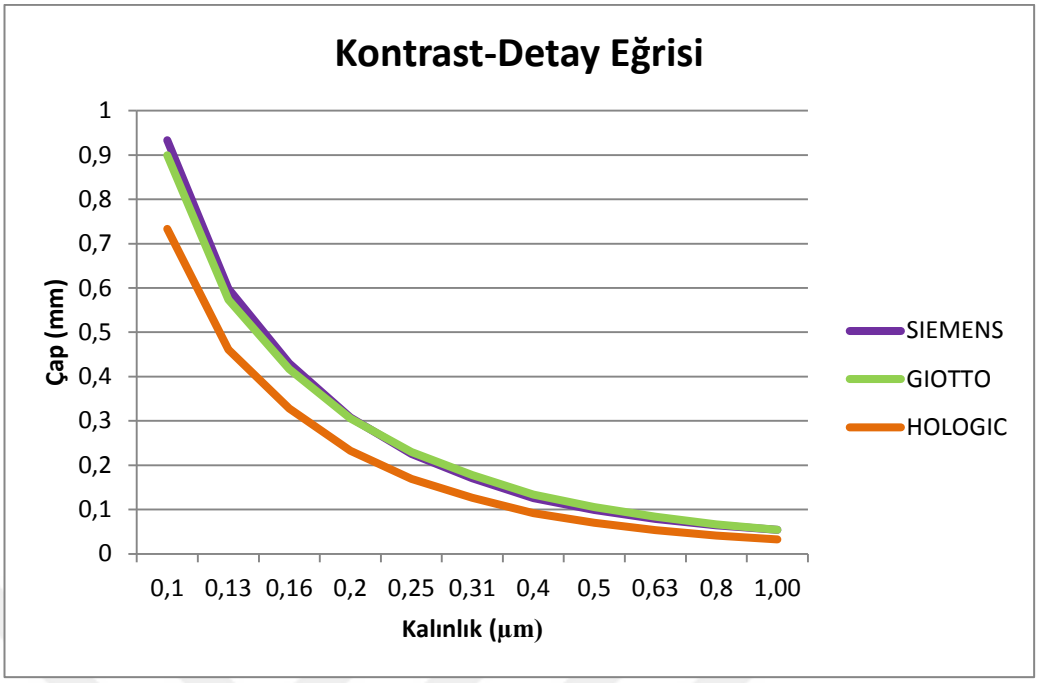
21mm eşdeğer meme kalınlığından 75mm eşdeğer meme kalınlığına kadar yapılan değerlendirmede tespit edilen CNR değerleri üç sistem içinde European protokolünde önerilen limit değerleri aşmaktadır. Üç sistem için karşılaştırmalı CNR grafiği Şekil 5.1' de gösterilmiştir.



Şekil 5.1. Üç sistem için karşılaştırmalı CNR grafiği

5.6. Görüntü Kalitesi Ölçümleri (Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi)

Görüntü kalitesi ölçümleri standart meme kalınlığında (50mm lakınlığında PMMA 60mm standart memeye eşdeğerdir) üç sistem içinde minimum kabul edilebilir limit değerlere oldukça yakın olarak tespit edilmiştir. Üç sistem için karşılaştırmalı kontrast-detay grafiği Şekil 5.2' de gösterilmiştir. Elde edilen grafik incelendiğinde Hologic marka mamografi cihazının Siemens ve Giotto ile karşılatırıldığında görüntü kalitesinin daha yüksek olduğu gözlemlenmektedir. Bölüm 5.5'de elde edilen sonuçlar ile beraber değerlendirildiğinde Hologic mamografi sisteminin glanduler doz değerinin daha yüksek ancak görüntü kalitesininde daha yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 5.2. Sistemlerin Kontrast-Detay eğrisinin karşılaştırılması

Tablo 5.8' de her bir sistem için tespit edilen glanuler doz değerleri, IQF_{INV} ve % tespit edilen disk değerleri karşılaştırmalı olarak tablolanmıştır. Yapılan karşılatırmada Hologic mamografi sisteminin görüntü kalitesinin daha yüksek olduğu gözlemlenmektedir.

Tablo 5.8. Sistemlerin MGD, IQF_{INV}, % değerlerine göre karşılaştırılması

Parametre	Siemens Mammomat	IMS Giotto	Hologic Selenia (w)
MGD (mGy)	1,87	1,7	1,71*
IQF_{INV}	150,29	149,04	206,26
% Tespit Edilen Toplam Disk	% 68,32	%67,93	%73,12

* Sistem tarafından gösterilmediğinden dolayı manuel olarak hesaplanmıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Ülkemizde, 1987-2008 yılları arasında yaklaşık 23.000 meme kanseri vakası ölümle sonuçlanmış olup, son beş yılda meme kanseri teşhisinde tüm yaş grubu bayanlarda artış gözlemlense de, 65 yaş üstü bayanlarda önemli bir değişim gözlemlenmemiştir. Bu periyodda en büyük ve önemli artışın 45-54 yaş grubu arasında olduğu tespit edilmiştir. İlaveten yapılan çalışmalar göstermiştir ki kanserin erken evrede teşhis edilebildiği durumlarda, meme kanseri tedavi edilebilir ve iyileştirilebilirdir. Bu aşamada mamografi gibi diagnostik cihazların genel olarak performansının ve görüntü kalitesinin değerlendirilmesi, rutin kalite kontrollerinin uygun yöntemler kullanılarak yapılması büyük öneme sahiptir. X-ray diagnostik cihazların performansının değerlendirilmesi ve kalite kontrol test metotlarının detaylı olarak açıklandığı European, IEC (International Electrotechical Commissioning), ACR (American College of Radiology) ve NHSBSP gibi birçok uluslararası standart mevcuttur. Bu tez çalışmasında, dijital mamografi cihazlarının genel performansının ve görüntü kalitesinin değerlendirilebilmesi için uygulanması uluslararası standartlar tarafından önemle vurgulanan spesifik testler ve test yöntemleri European ve NHSBSP protokolleri referans alınarak detaylı olarak açıklanmış ve üç farklı üreticinin dijital mamografi sistemlerinde uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar değerlendirilirken hem sistemlerin performansları bağımsız olarak değerlendirilmiş hem de sistemler birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

Üzerinde durulması gereken bir önemli parametre kuantum verimliliği tespiti (DQE) dir. Günümüzde, DQE, X-ray görüntüleme cihazlarının görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde en uygun parametre olarak düşünülmektedir, ancak mamografi dedektörlerinde DQE tespiti prosedürü oldukça karmaşık olup, DQE değerlendirilmesi spesifik test cihazı, derin bir dijital veri işleme bilgisi ve tecrübeli personel gerektirmektedir, her üç parametrede rutin praktikte henüz hazır olarak mevcut değildir [37]. Alternatif olarak, gürültü limitli görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesi, eşik kontrast tespiti gibi, küçük detayların görüntülenebilmesi açısından değerlendirilebilmektedir.

Sistemin tüm performasını tanımlamak için mevcut en iyi öneri European ve NHSBSP protokollerinde de tanımlandığı gibi kontrast detay testini kullanmaktır. Bu tez çalışmasında, görüntü kalitesi değerlendirmesi, CNR ve CDMAM 3.4 fantomu ile eşik kontrast tespiti ile gerçekleştirilmiştir.

Üç farklı üreticiye ait mamografi sistemlerinin değerlendirilmesi sonucunda elde edilen verilere göre; Tüp çıkışı sonuçları incelendiğinde W/Rh hedef filtre kombinasyonunda ortak olarak gerçekleştirilen ölçüm sonuçlarına göre Siemens mamografi sisteminin tüp çıkışı Giotto ve Hologic mamografi sistemleri ile kıyaslandığında oldukça düşük olduğu gözlemlenmiştir. Farklı hedef/filtre kombinasyonunda elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde Tungsten hedef materyaline sahip sistemlerin tüp çıkışının Molibdenyum hedef materyaline sahip sistemlerden oldukça düşük olduğu gözlemlenmiştir. Molibdenyum hedefe sahip sistemlerde X-ışın spektrumlarında dedektörde kolayca soğrulubilen pikler bulunmaktadır bu nedenle Molibdenyum tüplerde tüp çıkışı daha yüksek olduğu düşünülmektedir. Siemens için W/Rh kombinasyonunda tespit edilen tüp çıkış değeri Mo/Rh kombinasyonuna göre kıyaslandığında yaklaşık yarı değeri kadar tespit edilmiştir. Tungsten hedef materyaline sahip sistemlerde ise Rhodyum ve Gümüş filtre materyeli kullanılması durumunda tüp çıkış sonuçlarının birbirine oldukça yakın olduğu gözlemlenmiştir. Farklı model cihazlar için anot materyal seçiminin doz değerine etkisi üzerine yapılan çalışmalarda da Tungsten (W) materyali kullanıldığında görüntü kalitesinde herhangi bir kayıp olmaksızın doz değerinde 50 % ye yakın düşüş olduğu belirtilmiştir [41,42].

Yarı değer kalınlığı incelendiğinde, tespit edilen yarı-değer kalınlığı (mmAl) Tablo 2.1' de önerilen limit değerler ile karşılaştırıldığında sistemlerin ölçülen hedef/filtre kombinasyonlarında yarı-değer kalınlığının önerilen sınırlar içerisinde olduğu gözlemlenmiştir. İlaveten, Tungsten hedefe sahip sistemlerde yarı-değer kalınlığının Molibdenyum anot materyaline sahip sistemlerden daha fazla olduğu ve Gümüş filtreye sahip sistemlerin ise Rhodyum sistemlere yakın ancak daha büyük olduğu tespit edilmiştir. Tungsten anot materyali kullanan sistemlerde X-ışın demetinin ortalama enerjisi Molibdenyum anot materyalinden daha yüksekdir bu nedenle daha yüksek HVL'ye sahiptir.

Dedektör yanıtı testinde, sistemlerin artan mAs değerine paralel olarak artan doz değerlerine karşılık gösterdikleri yanıt incelenmiş olup elde edilen grafikler incelendiğinde dedektör yanıtının beklenildiği gibi lineer olduğu gözlemlenmiştir. İlaveten, korelasyon katsayısının 0,99'dan büyük olması önerilirken Siemens için tespit edilen 0,9814 değeri yanıt testi için lineerlikten az da olsa sapma olduğunu göstermiştir.

Aynı hedef/filtre (W/Rh) kombinasyonuna sahip Giotto ve Hologic mamografi sisteminin sabit 20 mAs değerinde birbirine oldukça yakın doz değeri verdiği gözlemlenmiştir (0,728 mGy ve 0,80 mGy). Mo/Mo hedef/filtreye sahip Siemens mamografi sisteminin ise beklenildiği gibi aynı mAs değerinde daha yüksek doz değeri verdiği gözlemlenmiştir (1,80 mGy).

Gürültü değerlendirme testi için iki farklı grafik değerlendirilmiştir. European standardına göre doz değerine karşılık - SNR^2 grafiği çizdirilmiş ve doğrusallık incelenmiştir, doğrusallıktan sapma olması sistemde kuantum gürültü dışında farklı elektronik ve yapısal gürültülerinde olduğunu göstermektedir. NHSBSP protokolune göre logaritmik eksende giriş hava kermanın standart sapma ya göre grafiği çizdirilmiş ve eğri üstel bir eğriye fit edilerek elde edilen denklemin kuvveti değerlendirilmiştir. Protokolde belirtildiği gibi tespit edilen "n" (kuvvet) değerinin 0,5' den sapma göstermesi benzer şekilde sistemde farklı gürültülerin olduğunu ifade etmektedir. Elde edilen iki grafik sonuçları değerlendirildiğinde, W/Rh hedef/filtre kombinasyonuna sahip sistemlerde (Giotto-Hologic) doğrusallığa bakıldığında sapmanın oldukça düşük olduğu, ancak "n" değeri incelendiğinde 0,5 değerinden sapmanın daha belirgin olduğu gözlemlenmiştir. Mo/Mo hedef/filtreye sahip sistem (Siemens) için ise hem doğrusallıktan sapmanın daha belirgin olduğu hemde "n" değerinin 0,5 den daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Üç farklı üreticiye sahip sistem içinde W/Rh kombinasyonunda, 21mm den 75mm aralığında meme eşdeğerine karşılık gelen PMMA kalınlığında tespit edilen glanduler doz değerleri önerilen limit değerlerinin altında tespit edilmiştir. Ancak 20mm PMMA kalınlığı için Hologic mamografi sisteminde tespit edilen doz değeri önerilen limit değerin azda olsa üzerinde tespit edilmişdir.

İlaveten Hologic için tüm meme kalınlığındaki MGD değerleri diğer sistemler ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür.

Siemens ve Giotto mamografi sistemleri için hesaplanan doz ve sistemin kendisi tarafından gösterilen doz değerleri arasında farklılık gözlemlenmiştir. Bu farklılığın nedeni açık değildir.

Ancak, kullanılan PMMA yapısından, meme kalınlık ölçümlerinden, dozimetre kalibrasyonundan, HVL ölçümlerinden, dozimetre pozisyonundan kaynaklı hatalar olabileceği düşünülmektedir. Hologic mamografi sistemi tarafından doz değeri gösterilmediğinden dolayı hesaplanan ve gösterilen doz değeri arasındaki fark değerlendirilememiştir.

Otomatik ışınlama kontrolü (AEC) performansı, CNR ölçüm sonuçları değerlendirildiğinde, her bir sistem için CNR değerleri farklı meme kalınlıkları için hesaplanmış ve 50 mm PMMA için elde edilen sonuç referans değer alınarak diğer meme kalınlıkları için European protokolünde önerilen değere göre yüzde değişimleri hesaplanmıştır. . Dijital mamaografi sistemlerinde elde edilen görüntüde CNR değeri maksimum olması gerekirken eşzamanlı olarak hasta dozununda minimumda tutulması gerekmektedir. Hem görüntü kalitesi hemde doz tespitinde temel faktör ise X-ray ışınının spektral kompozisyonudur ve enerji spektrumu öncelikle tüp hedef materyali, filtrasyon çeşidi ve tüp operasyon voltajı tarafından belirlenir.

Hesaplanan değerler incelediğinde her bir sistemin önerilen sınır değerler içerisinde olduğu gözlemlenmiştir. CNR limit değerinin hesaplanabilmesi için gerekli eşik altın kalınlığı değeri, CDMAM fantomu kullanılarak görüntü kalitesi test işlemi ile belirlenmiştir. Görüntü kalitesi testi daha önce gerçekleştirilmiş olup 0,1mm çap için her bir sistemin gözlemleyebildiği eşik altın kalınlık değeri ilgili yazılımının kullanılması ile otomatik olarak tespit edilmiştir.

Görüntü kalitesi ölçümleri (görüntülenebilen eşik kontrast testi) için 50 mm PMMA kalınlığına eşdeğer CDMAM fantomunun otomatik ışınlama şartlarında ışınlanması ile elde edilen görüntüler otomatik olarak değerlendirilmiştir.

Üç sistem içinde tespit edilen sonuçlar genel olarak önerilen sınır değerler içerisinde olmakla beraber doz değerleri birbirine oldukça yakın olup sistemler arasında küçük bir varyans göstermiştir, görüntü kalitesi performansı olarak IQF_{INV} ve kontrast-detay eğrisi değerlendirildiğinde en iyi sistemin Hologic olduğu gözlemlenmiştir.

Bu tez çalışmasında amacımız, digital mamografi sistemlerinde uygulanması önerilen rutin kalite kontrol testlerininde önemli bir bölümünüde oluşturan ve sistemlerin kabul testlerinde ve teknik değerlendirilmesinde uygulanan ve sistem performansını belirlemede yardımcı olan test protokollerini ayrıntılı olarak açıklamaktı.

Böylece hem bir mamografi sisteminin performansı bağımsız olarak değerlendirilebilecek hem de birden fazla sistemin karşılaştırılması yapılarak hastanelere ve mamografi merkezlerine mamografi cihaz alımlarında özellikle görüntü kalitesi açısından yüksek performansa sahip cihazın temin edilmesi sağlanabilecektir.

KAYNAKLAR

[1] Baert A. L., Reiser M. F., Hricak H., Knauth M., *Medical Radiology Diagnostic Imaging*, 1st ed., Springer Heidelberg Dordrecht, Berlin, 2010.

[2] Ferlay J., Steliarova-Foucher E., Lortet-Tieulent J., Rosso S.,et.al., Cancer Incidence and Mortality Patterns in Europe: Estimates for 40 Countries in 2012, *European Journal of Cancer*, 2013, **49**(6), 1374- 1403.

[3] Dogan N., Toprak D., Female Breast Cancer Mortality Rates in Turkey, *Asian Pac J Cancer Prev*, 2014, **15**(18), 7569-7573.

[4] Mossang D., Dadulescu E., Assessing Image Quality and Estimating the Glandular Average Dose in Some Mammography Labs, *Romanian Reports in Physics*, 2011, **63**(1), 95-106.

[5] Topal B. N., Topal U., Dijital Mammografi: Temel Bilgiler, *Turkiye Klinikleri J Int Med Sci*, 2007**, 3**(44), 50-55.

[6] Hogg P., Kelly J., Mercer C., *Digital Mammography a Holistic Approach*, 1st ed., Springer Cham Heidelberg, Switzerland, 2015.

[7] Yüksel Ş., Dijital Mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kabul Testleri, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 2010, 291813.

[8] Güneş B., Sayısal Mamografide Görüntü Kalitesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2006, 172202.

[9] Dance D. R., Thilander K., A., Sandborg M., Skinner L. C., Smith C. A., Carlsson A. G., Influence of Anode/Filter Material and Tube Potential on Contrast, Signal-to-Noise Ratio and Average Absorbed Dose in Mammography: a Monte Carlo Study, *The British Journal of Radiology*, 2000, **73**(874), 1056-1067.

[10] Baldelli P., Phelan N., Egan G., Investigation of the Effect of Anode/Filter Materials on the Dose and Image Quality of a Digital Mammography System Based on an Amorphous Selenium Flat Panel Detector, *The British Journal of Radiology*, 2010, **83**(988), 290–295.

[11] Whitman J. G., Haygood T. M., *Digital Mammography a Practical Approach,* 1st ed., Cambridge University Press, New York, 2013.

[12] Lanca L., Silva A., *Digital Imaging System for Plain Radiography*, 1st ed., Springer Heidelberg Dordrecht, New York, 2013.

[13] Pisano E. D., Yaffe M. J., Digital Mammography, *Radiology State of Art*, 2005, **234**(2), 353-362.

[14] Albagli D., Hudspeth H., Possin G. E., Lee J U., Granfors P R., Giambattiska B W., Performance of Advanced a-Si/CsI Based Flat-Panel X-ray Detectors for Mammography, *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging,* San Diago, California, USA, 15 February 2003.

[15] Naday S., Bullard F. E., Gunn S., Konstandinidis C. A., *Conference: Digital Mammography, 10th International Workshop, IWDM*, Girona, Catalonia, Spain, 16-18 June 2010.

[16] Reiser I., Glick S., *Tomosynthesis Imaging*, 1st ed., CRC Press, Newyork, 2014.

[17] Akyol O., Mamografik İncelemelerde Glanduler Doku Dozunun ve Görüntü Kalitesinin Farklı Sistemlerde ve Işınlama Parametrelerinde Ölçülmesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2004, 150031.

[18] EUROPEAN 2006, Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening 4th ed., *European Commission,* Netherlands, 2006.

[19] NHSBSP Equipment Report 1101, Technical Evaluation of Hologic Selenia Dimensions 2-D Digital Breast Imaging System, *National Health Service Breast Screening Programme,* Sheffield, 2011.

[20] EUROPEAN 2013, European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis Fourth Edition Suppelement, *European Commission*, Netherlands, 2013.

[21] NHSBSP Equipment Report 0604, Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems, *National Health Service Breast Screening Programme,* Sheffield, 2009.

[22] NHSBSP Equipment Report 0710, Technical Evaluation of the Siemens Novation Full Field Digital Mammography System, *National Health Service Breast Screening Programme,* Sheffield, 2007.

[23] Ravaglia V., Bouwman R., Young C. K., Engen van R. E., Noise Analysis of Full Field Digital Mammography Systems, *Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging,* Lake Buena Vista, Florida, USA, 07 February 2009.

[24] Young C. K., Bosmans H., Optimal Beam Quality Selection in Digital Mammography, *The British Journal Of Radiology*, 2006, **79**(948), 981–990.

[25] Shahid M. A., Rasool A., Sabir R., Awan S. M., Dosimetric Evaluation of Mean Glandular Dose for Mammography in Pakistani Women, *Peak Journal of Medicine and Medical Science*, 2013, **1**(4), 32-38.

[26] Xiang D., Jin W.,Yong C. Y., Feng X. Z., Chen W., Jiang X. C., Yuan Z., Le Y. N., Investigation of Mean Glandular Dose in Diagnostic Mammography in China, *Biomed Environ Sci,* 2014, **27**(5), 396-399.

[27] Desai N., Singh A., Valentino J. D., Practical Evaluation of Image Quality in Computed Radiographic (CR) Imaging Systems, *Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging,* San Diego, California, USA, 13 February 2010.

[28] Konstandinidis A. C., Digital Mammography: From Physical Performance Evaluation to Image Quality Analysis, *e-Journal of Science & Technology (e-JST),* 2014, **9**(3), 1-9.

[29] Aminah M., Ng K. H., Abdullah B. J., Jamal N., Optimal beam quality selection based on contrast-to-noise ratio and mean glandular dose in digital mammography, *Australas Phys Eng Sci Med*. 2010, **33**(4), 329-334.

[30] Baldelli P., Phelan N., Egan G., A Novel Method for Contrast-to-Noise Ratio (CNR) Evaluation of Digital Mammography Detectors, *Eur Radiol*, 2009, **19**(9), 2275–2285.

[31] Oduko M. J., Young C. K., Long-Term Stability of Image Quality Measurements for Two Digital Mammography Systems, *11th International Workshop, IWDM,* Philadelphia, PA, USA, 8-11 July 2012.

[32] Borg M., Badr I., Royle G., Should Processed or Raw image Data Be Used in Mammographic Image Quality analyses? A Comparative Study of Three Full-Field Digital Mammography Systems, *Radiation Protection Dosimetry*, 2015, **163**(1), 102-117.

[33] TS EN 61223-3-2: 2011, (IEC 61223-3-2:2007), Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments- Part 3-2: Acceptance Test-Imaging Performance of Mammographic X-ray Equipment, *International Electrotechnical Commission*, Geneva, Switzerland, 2011.

[34] Figl M., Hoffmann R., Kaar M., Semturs F., Brasik N., Birkfellner W., Homolka P., Hummel J., Factors for Conversion Between Human and Automatic Read-Outs of CDMAM Images, *Med Phys*. 2011, **38**(9), 5090-5093.

[35] Karssemeijer N., Thijssen M. A. O., Determination of Contrast-Detail Curves of Mammography Systems by Automated Image Analysis, *Conferans Book: Digital Mammography*, 1st ed., Elsevier Science Pub Co, Amsterdam, 155-160, 1996.

[36] Floor-Westerdijk M. J., Colier W. N. J. M., Van Der Burght R. J. M., CDMAM Phantom Optimized for Digital Mammography Quality Control by Automatic Image Readout, *XIII. Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, Seville, Spain, 25-28 September 2013.

[37] Floor M., Van Der Burght R., *Manuel Contrast-Detail Phantom CDMAM 3.4 and CDMAM 3.4 Analyser Software V2.2*, Artinis Medical System, Netherlands, 2014.

[38] Readout of CDMAM 3.4 Images by Human Observers, EUREF, http://www.euref.org/downloads / (Ziyaret tarihi: 29 Şubat 2016).

[39] Oberhofer N., Paruccini N., Moroder E., Image Quality Assessment and Equipment Optimisation with Automated Phantom Evaluation in Full Field Digital Mammography (FFDM), *Digital Mammography, 9th International Workshop, IWDM* , Tucson, AZ, USA, 20-23 July 2008.

[40] Oliveira B. B., Oliveira M. A., Paixão L., Teixeira M. H. A., Nogueira M. S., Dosimetry and Image Quality Assessment in a Direct Radiography System, *Radiol Bras.*, 2014, **47**(6), 361–367.

[41] Oduko J. M., Young K. C., Gundoğdu O., and Alsagar A., Effect of Using Tungsten- Anode X-ray Tubes on Dose and Image Quality in Full-Field Digital Mammography, *Digital Mammography, 9th International Workshop, IWDM*, Tucson, AZ, USA, 20-23 July 2008.

[42] 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 Sci*., 2015, **22**(1), 40-49.

EKLER

Tablo A.1. PMMA ile simule edilen meme kalınlığı için g-faktörleri [Dance ve ark. 2000, 2009, 2011]

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	g-faktörleri (mGy/mGy)										
		HVL (mmAl)										
		0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	21	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585	0,609	0,631	0,650	0,669
30	32	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	0,473	0,495	0,516	0,536
40	45	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	0,366	0,387	0,406	0,425
45	53	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295	0,317	0,336	0,354	0,372
50	60	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282	0,300	0,317	0,333
60	75	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210	0,228	0,243	0,257	0,272
70	90	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172	0,188	0,202	0,214	0,227
80	103	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	0,163	0,176	0,187	0,199

Tablo A.2. PMMA ile simule edilen meme kalınlığı için c-faktörleri [Dance ve ark. 2000, 2009, 2011]

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	c-faktörleri (mGy/mGy)										
		HVL (mmAl)										
		0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	21	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	0,924	0,928	0,933	0,937
30	32	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	0,956	0,959	0,961	0,964
40	45	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034	1,032	1,030	1,028	1,026
45	53	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088	1,082	1,078	1,073	1,068
50	60	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
60	75	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	1,196	1,186	1,175	1,164
70	90	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
80	103	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	1,249	1,238	1,226	1,213

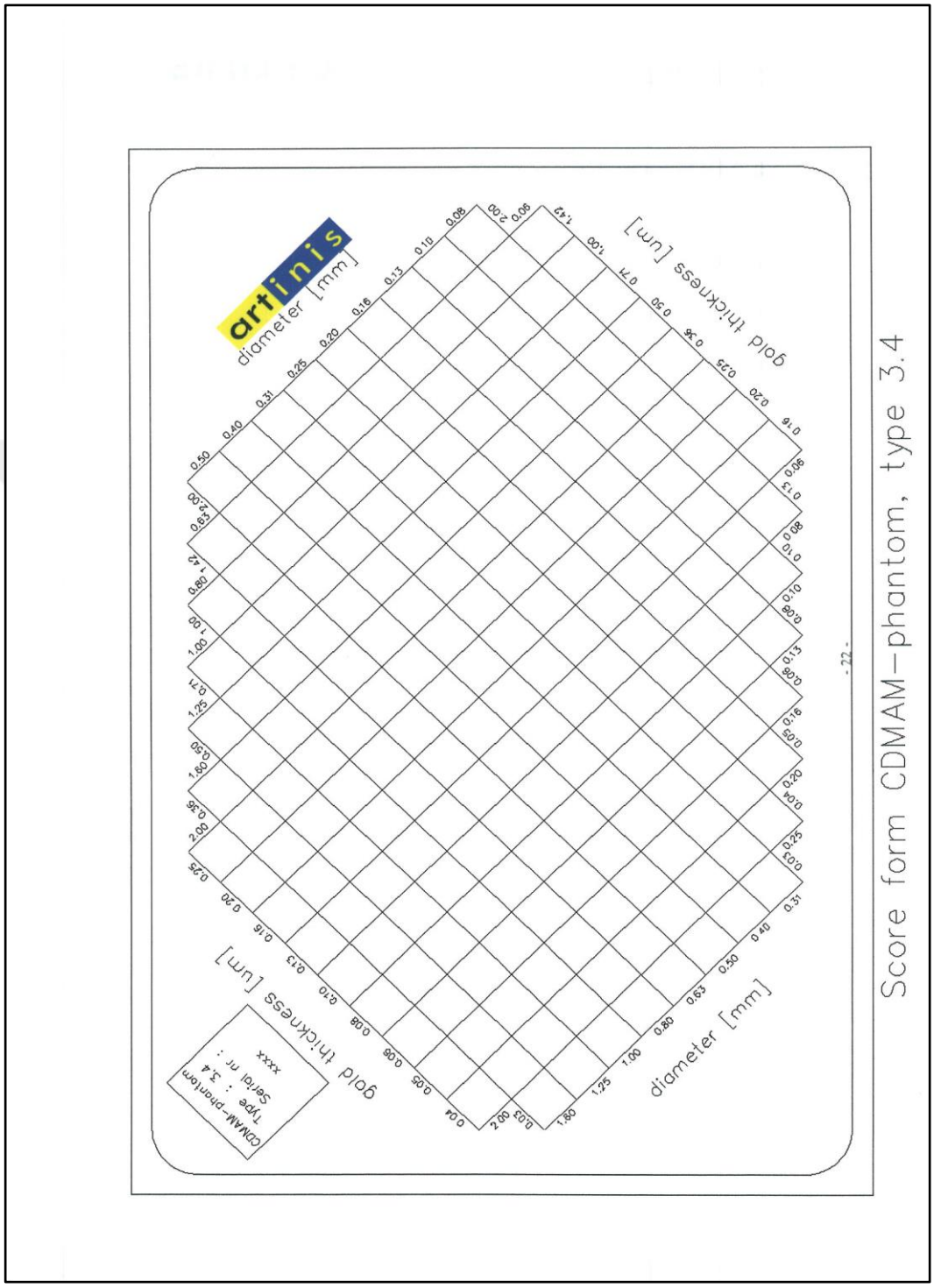
Tablo A.3. Klinikte kullanılan spektrumlar için s-faktörleri [Dance ve ark. 2000, 2009]

Hedef Materyal	Filtre Materyali	Filtre Kalınlığı (μm)	s-faktörü
Mo	Mo	30	1,000
Mo	Rh	25	1,017
Rh	Rh	25	1,061
W	Rh	50-60	1,042
W	Ag	50-75	1,042

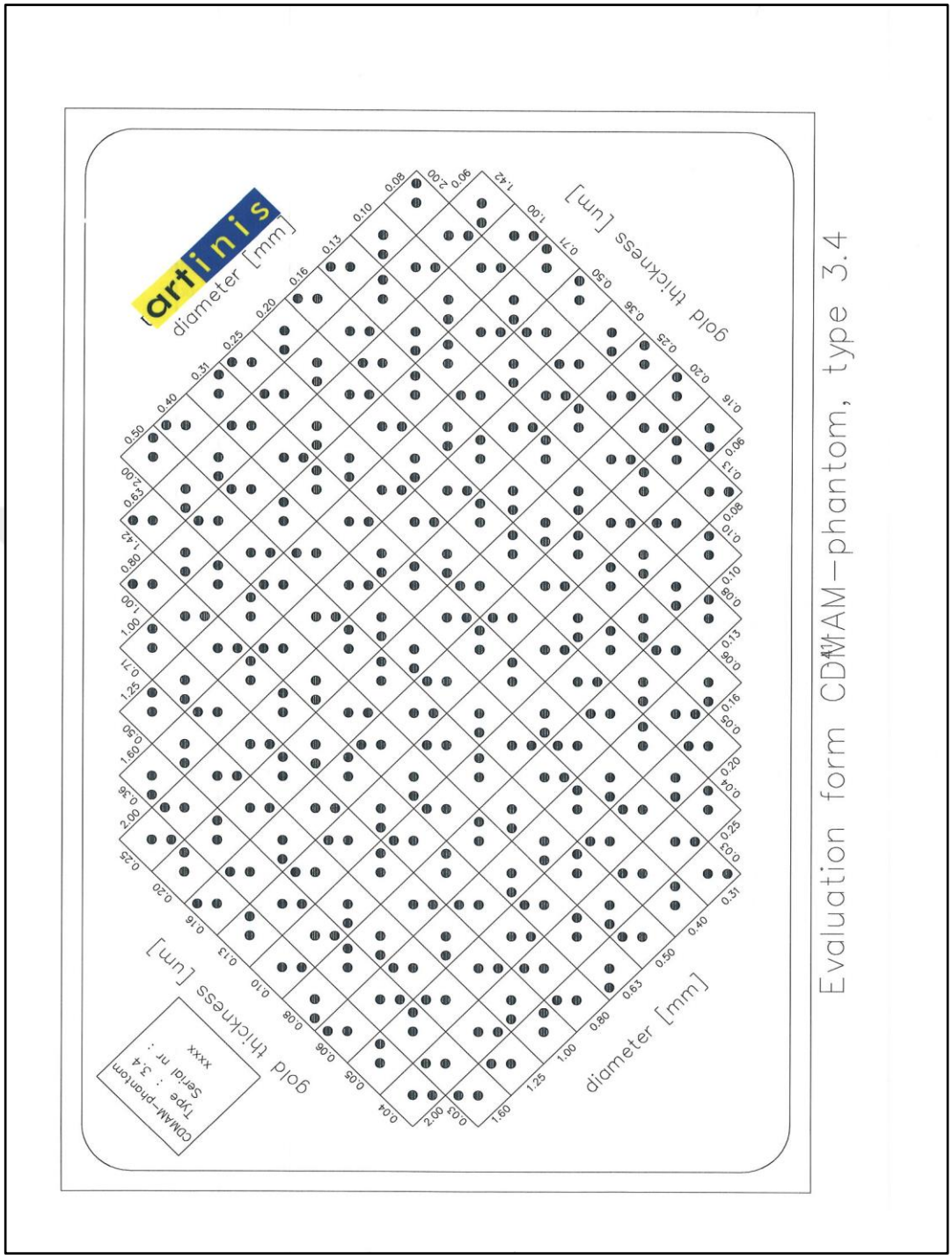
Tablo A.4. Glanduler oranı açısından PMMA kalınlığı ve eşdeğer meme kalınlığı

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığının Glanduler Oranı (%)
20	21	97
30	32	67
40	45	41
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4
80	103	3

EK-B



Şekil B.1. CDMAM fantomu skor formu



Şekil B.2. CDMAM fantomu değerlendirme formu

Tablo C.1. Örnek CDMAM fantom manuel değerlendirme tablosu

Disk Çapı (mm)	1.Görüntü 1.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	2.Görüntü 2.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	3.Görüntü 3.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	4.Görüntü 1.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	5.Görüntü 4.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	6.Görüntü 2.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	7.Görüntü 3.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	8.Görüntü 4.Gözlemci Eşik Altın Kalınlığı (µm)	Ortalama Eşik Altın Kalınlığı (µm)
0,06	X*	X	X	1,42	X	X	X	X	X
0,08	0,71	X	X	1,42	1,42	1,00	X	X	X
0,1	1,00	1,00	1,42	1,42	1,42	0,71	1,42	1,00	1,17
0,13	0,25	0,71	1,00	0,50	1,00	0,50	1,00	1,00	0,75
0,16	0,20	0,71	0,50	0,50	0,71	0,36	0,71	0,50	0,52
0,2	0,20	0,50	0,50	0,16	0,20	0,36	0,36	0,25	0,32
0,25	0,13	0,16	0,25	0,16	0,20	0,20	0,20	0,25	0,19
0,31	0,10	0,20	0,10	0,16	0,20	0,08	0,13	0,20	0,15
0,4	0,06	0,10	0,10	0,16	0,16	0,08	0,10	0,16	0,12
0,5	0,06	0,08	0,10	0,05	0,10	0,06	0,06	0,10	0,08
0,63	0,04	0,06	0,10	0,04	0,10	0,08	0,05	0,08	0,07
0,8	0,03	0,04	0,05	0,05	0,08	0,05	0,06	0,06	0,05
1	0,03	0,03	0,10	0,04	0,08	0,04	0,05	0,08	0,06
1,25	0,03	0,03	0,05	0,03	0,06	0,06	0,04	0,04	0,04
1,6	0,03	0,03	0,03	0,03	0,06	0,03	0,03	0,03	0,03
2	0,03	0,03	0,03	0,03	0,05	0,03	0,04	0,04	0,04

*X-Eşik altın kalınlığının fantom dışında kaldığını belirtir.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

[1] **Karaaslan K. M.,** Erbakan M, Bektemür G., Muzoğlu N., Atak K., Arıcı M. A., Bazı Devlet Hastanelerindeki Tomografi, Röntgen ve Mamografi Cihazlarının Üç Farklı Noktada Radyasyon Sızıntı Ölçümleri, *Türkiye Klinikleri Biyomedikal Teknoloji Dergisi*, DOI:10.5336/biotech.2014-41501.

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında İstanbul'da doğdu. İlk , orta ve lise öğrenimini İstanbul'da tamamladı. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nden 2004 yılında Fizik Mühendisi olarak mezun oldu. 2004-2007 yılında İstanbul Atatürk Havalimanı Dış Hatlar Terminali Operasyon Bölümü'nde Fizik Mühendisi olarak çalıştı. 2008-2010 yılında İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü Tıbbi Cihaz ve Biyomedikal Şube'de Fizik Mühendisi olarak çalıştı. 2010-2013 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde dil öğretimini tamamlayıp Temmuz 2013 yılında İstanbul Beyoğlu Kamu Hastaneleri Birliği Klinik Mühendislik Hizmetleri Birimin'de Fizik Mühendisi olarak başladığı görevine halen devam etmektedir. Eylül 2014 yılında Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği'nde yüksek lisans öğretimine başladı.