

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

FLAT-PANEL MAMOGRAFİ DEDEKTÖRLERİNİN
PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ

MELİKE KAYA KARAASLAN

KOCAELİ 2023

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

FLAT-PANEL MAMOGRAFİ DEDEKTÖRLERİNİN
PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ

MELİKE KAYA KARAASLAN

Prof.Dr. Özcan GÜNDOĞDU

Danışman, Kocaeli Üniversitesi

.....

Prof.Dr. Serdar KÜÇÜK

Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

.....

Prof.Dr. Recep Taygun GÜRAY

Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

.....

Doç.Dr. Osman GÜNAY

Jüri Üyesi, Yıldız Teknik Üniversitesi

.....

Dr.Öğr.Üyesi Sevim ŞAHİN

Jüri Üyesi, Fenerbahçe Üniversitesi

.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 16.01.2023

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- Bu tezin/projenin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu,
- Çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı,
- Bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi,
- Bu çalışmanın Kocaeli Üniversitesi'nin abone olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun olduğunu,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Tezin/Projenin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez/proje çalışması olarak sunmadığımı,

beyan ederim.

■ Bu tez/proje çalışmasının herhangi bir aşaması hiçbir kurum/kuruluş tarafından maddi/alt yapı desteği ile desteklenmemiştir.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Melike KAYA KARAASLAN

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI

Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/projemin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda belirtilen koşullarla kullanıma açma izninin Kocaeli Üniversitesi'ne verdiğimi beyan ederim. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin/projemin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanımı bana ait olacaktır.

Tezin/projenin kendi özgün çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin/projenin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim kurulu tarafından yayınlanan **“Lisanüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi/ Kocaeli Üniversitesi Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

☐ Enstitü yönetim kurulu kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.

☐ Enstitü yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir.

☒ Tezim/projem ile ilgili gizlilik kararı verilmemiştir.

Melike KAYA KARAASLAN

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ.....	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
TABLolar DİZİNİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Amorf Selenyum (a-Se) Flat-Panel Dedektörler	6
2.1.1. Piksel Dolgu Faktörü.....	8
2.1.2. Flat-Panel Okuma Cihazı	9
2.2. Optik Anahtarlı a-Se Dedektörler	10
2.3. Dijital Görüntü.....	11
2.3.1. Örnekleme ve Örtüşme (Aliasing)	12
2.3.2. Ham (Raw) ve İşlenmiş (Processed) Görüntüler	12
2.4. Dedektör ve X-ışın Kaynağının Değerlendirmesi	14
2.5. Sinyal Transfer Özelliği (STP)	14
2.6. Görüntü Kalitesi.....	16
2.6.1. Kontrast-Detay (C-D) Analizi	17
2.6.2. Otomatik Işınlama Kontrol (AEC) Sistemi	17
2.7. Dedektör Homojenite Hatası	20
2.8. Görüntüdeki Gürültü Kaynakları	20
2.8.1. Birincil Kuantum Gürültüsü	21
2.8.2. Ekstra Poisson Gürültüsü	21
2.8.3. İkincil Kuantum Gürültüsü	22
2.8.4. Yapısal Gürültü	22
2.8.5. Elektronik Gürültü.....	23
2.8.6. Görelî (Relative) Gürültü.....	24
2.9. Fiziksel Karakterizasyon.....	25
2.9.1. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)	26
2.9.2. Gürültü Güç Spektrumu (NPS)	28
2.9.3. Gürültü Eşdeğer Kuanta (NEQ).....	33
2.9.4. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE).....	33
2.10. Mevcut Standartlar ve Radyografik Faktörler	35
2.11. Literatür İncelemesi	37
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	45
3.1. Tüp Çıkışı ve HVL Testi	50
3.2. Kontrast-Detay (C-D) Analizi Testi	51
3.3. Sinyal Transfer Özelliğinin (STP) Tespit Edilmesi.....	53
3.4. Ortalama Glandüler Doz ve Kontrast-Gürültü Oranı Ölçümü.....	54
3.5. Homojenite Testi.....	57
3.6. Gürültü Analizi	58
3.7. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) Ölçümü	59
3.8. Normalize Gürültü Güç Spektrumunun (NNPS) Ölçümü	60

3.9. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE) Ölçümü.....	61
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	63
4.1. Tüp Çıkışı ve HVL Testi Sonuçları.....	63
4.2. Kontrast-Detay Analizi Test Sonuçları.....	67
4.3. Sinyal Transfer Özelliği (STP) Sonuçları.....	75
4.4. Ortalama Glandüler Doz ve Kontrast Gürültü Oranı Sonuçları	78
4.5. Homojenite Testi Sonuçları	86
4.6. Gürültü Analizi Sonuçları.....	88
4.7. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) Sonuçları.....	93
4.7.1. Kenar Test Aparatının MTF ölçümüne Etkisi.....	98
4.8. Normalize Gürültü Güç Spektrumu (NNPS) Sonuçları.....	98
4.9. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE) Sonuçları	104
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	112
KAYNAKLAR.....	117
EKLER	127
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER.....	145
ÖZGEÇMİŞ.....	147

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	TFT okumalı a-Se dedektör.....	7
Şekil 2.2.	Dedektör elemanlarının şematik gösterimi.....	8
Şekil 2.3.	a-Si/TFT dizisinin okuma mekanizması.....	9
Şekil 2.4.	Optik anahtarlı a-Se dedektörü.....	10
Şekil 2.5.	MTF'nin grafik olarak gösterimi	28
Şekil 2.6.	NPS ölçümü için hareketli ve örtüşen alt-ROI'ler.....	29
Şekil 2.7.	370 µGy'de Fujifilm için farklı yönlerde 2D NPS'nin, 1D gösterimi.....	30
Şekil 3.1.	IMS Giotto Class mamografi sisteminde tüp çıkışı ölçümü	50
Şekil 3.2.	CDMAM 3.4 fantom görüntüsü	51
Şekil 3.3.	Dedektör yanıt fonksiyonu test geometrisi.....	54
Şekil 3.4.	20 mm PMMA için CNR ölçüm geometrisi	57
Şekil 3.5.	COQ programında yatay yönde MTF ölçümü	60
Şekil 3.6.	SNR _{in} ² için MIQuaELa V.1.0 yazılımındaki kullanıcı arayüzü	61
Şekil 4.1.	Fujifilm Amulet sistemlerin 100 cm'de 4 farklı kVp'de tüp çıkışı.....	63
Şekil 4.2.	IMS Giotto sistemlerinin 100 cm'de 4 farklı kVp'de tüp çıkışı	64
Şekil 4.3.	Siemens Inspiration Prime Sistemlerinin 4 farklı kVp'de tüp çıkışı.....	64
Şekil 4.4.	Fujifilm Amulet için 100 cm'de 4 farklı kVp'de HVL değerleri.....	65
Şekil 4.5.	IMS Giotto sistemlerin 100 cm'de 4 farklı kVp'de HVL değerleri	66
Şekil 4.6.	Siemens Inspiration için 100 cm'de 4 farklı kVp'de HVL değerleri	66
Şekil 4.7.	Fujifilm Amulet için N-doz seviyesi için C-D eğrileri	68
Şekil 4.8.	IMS Giotto için standart doz seviyesinde C-D eğrileri	69
Şekil 4.9.	Siemens Inspiration için grid modunda C-D eğrileri	69
Şekil 4.10.	Fujifilm Amulet için 0,1 mm detay çapında eşik altın kalınlığı ile doz arasındaki ilişki.....	71
Şekil 4.11.	Fujifilm Amulet için 0,25 mm detay çapında eşik altın kalınlığı ile doz arasındaki ilişki.....	72
Şekil 4.12.	W/Rh ve iAEC L- doz seviyesinde Ø = 0,1 mm, Ø = 0,25 mm, Ø = 0,5 mm, Ø = 1 mm detay çapları için eşik altın kalınlıkları.....	73
Şekil 4.13.	Fujifilm için 29 kV, 2 mmAl ile W/Rh spektrumunda yanıt eğrileri	76
Şekil 4.15.	Siemens için 29 kV, 2 mmAl ile W/Rh spektrumunda yanıt eğrileri.....	77
Şekil 4.16.	iAEC N-doz ayarında farklı PMMA kalınlıkları için MGD değerleri	79
Şekil 4.17.	Fujifilm için görüntülen ve hesaplanan MGD arasındaki ilişki	81
Şekil 4.18.	Fujifilm için görüntülen ve hesaplanan MGD arasındaki % fark.....	82
Şekil 4.19.	Fujifilm için iAEC L-doz seviyesinde CNR _{ölçülen} ve hedef CNR değerleri.....	83
Şekil 4.20.	Fujifilm için iAEC N-doz seviyesinde CNR _{ölçülen} ve hedef CNR değerleri.....	83
Şekil 4.21.	Fujifilm için iAEC H-doz seviyesinde CNR _{ölçülen} ve hedef CNR'lar	83
Şekil 4.22.	IMS Giotto için standart doz seviyesinde CNR _{ölçülen} ve hedef CNR değerleri.....	84
Şekil 4.23.	Siemens Inspiration için grid modunda CNR _{ölçülen} ve hedef CNR değerleri.....	84
Şekil 4.24.	Fujifilm Amulet için gürültü ile dozun değişim grafiği	88
Şekil 4.25.	IMS Giotto için gürültü ile dozun değişim grafiği	88
Şekil 4.26.	Siemens Inspiration için gürültü ile dozun değişim grafiği	89
Şekil 4.27.	Fujifilm için göreceli gürültü ve kuantum gürültünün tahmini katkıları	90

Şekil 4.28.	IMS Giotto sistemleri için göreceli gürültü ve gürültü bileşenleri	91
Şekil 4.29.	Siemens Inspiration için göreceli gürültü ve gürültü bileşenleri	91
Şekil 4.30.	Fujifilm Amulet için gürültü bileşenlerinin analizi.....	92
Şekil 4.31.	IMS Giotto için gürültü bileşenlerinin analizi.....	92
Şekil 4.32.	Siemens Inspiration için gürültü bileşenlerinin analizi	93
Şekil 4.33.	Fujifilm Amulet sistemlerin MTF (u,v) grafikleri.....	94
Şekil 4.34.	IMS Giotto için MTF (u,v) grafikleri	96
Şekil 4.35.	Siemens Inspiration için MTF (u,v) grafikleri	96
Şekil 4.36.	Fujifilm için farklı doz seviyelerinde radyal yönde NNPS eğrileri.....	99
Şekil 4.37.	S13 için üç doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri.....	101
Şekil 4.38.	S14 için üç doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri.....	101
Şekil 4.39.	S15 için üç doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri.....	101
Şekil 4.40.	S16 için üç doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri.....	102
Şekil 4.41.	S17 için üç doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri.....	102
Şekil 4.42.	S18 için üç doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri.....	102
Şekil 4.43.	IMS Giotto sistemlerinin $2E_0$ değerinde NNPS (u,v) grafikleri.....	103
Şekil 4.44.	Siemens Inspiration için $2E_0$ değerinde NNPS (u,v) grafikleri.....	103
Şekil 4.45.	Fujifilm için E_0 seviyesinde dikey ve yatay yönlerde ortalama DQE (u,v) grafikleri	106
Şekil 4.46.	Fujifilm için $4E_0$ seviyesinde dikey ve yatay yönlerde ortalama DQE (u,v) grafikleri	106
Şekil 4.47.	Fujifilm Amulet sistemlerinin E_0 seviyesinde, belirli frekanslardaki DQE (u,v) ve tepe DQE (u,v) sonuçlarının karşılaştırılması	
Şekil 4.48.	S13 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri.....	108
Şekil 4.49.	S14 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri.....	109
Şekil 4.50.	S15 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri.....	109
Şekil 4.51.	S16 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri.....	109
Şekil 4.52.	S17 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri.....	110
Şekil 4.53.	S18 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri.....	110
Şekil 4.54.	IMS Giotto için $2E_0$ 'da DQE (u,v) eğrilerinin karşılaştırılması.....	111
Şekil 4.55.	Siemens Inspiration için $2E_0$ 'da DQE eğrilerinin karşılaştırılması.....	111

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1.	NPS ve NNPS arasındaki temel farklılıklar	32
Tablo 2.2.	Dijital mamografi sistemlerinde QA ve QC için rehber standartlar.....	37
Tablo 3.1.	Test edilen sistemlerin karakteristik özellikleri	45
Tablo 3.2.	Test edilen sistemlerin temel özellikleri ve görüntü sayıları.....	47
Tablo 3.3.	Farklı detay çapları için kabul edilebilir ve erişilebilir altın kalınlıkları...	53
Tablo 3.4.	PMMA ile simüle edilmiş meme kalınlıkları için limit doz değerleri	56
Tablo 4.1.	Belirlenen kVp'lerde ortalama tüp çıkış ($\mu\text{Gy/mAs}$) değerleri.....	65
Tablo 4.2.	Belirlenen kVp'lerde ortalama HVL (mmAl) değerleri.....	65
Tablo 4.3.	Fujifilm Amulet için CDMAM 3.4 için ışınlama parametreleri ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri.....	67
Tablo 4.4.	IMS Giotto için CDMAM 3.4 için ışınlama parametreleri ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri.....	68
Tablo 4.5.	Siemens Inspiration için CDMAM 3.4 için ışınlama parametreleri ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri	68
Tablo 4.6.	Fujifilm Amulet için iAEC, N-H-L doz seviyesinde IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %'si	70
Tablo 4.7.	IMS Giotto için AEC, standart doz seviyesinde IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %'si	70
Tablo 4.8.	Siemens Inspiration için AEC, Grid modunda IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %'si	70
Tablo 4.9.	Fujifilm için 0,1 ve 0,25mm çap için elde edilen üstel denklemler	72
Tablo 4.10.	Fujifilm için 60mm eşdeğer meme kalınlığı için erişilebilir ve kabul edilebilir görüntü kalitesi standartlarına ulaşmak için gereken MGD değerleri.....	73
Tablo 4.11.	N, H, L doz ayarlarında 0,1 mm, 0,25 mm, 0,50 mm, 1,0 mm detay çaplarında Fujifilm Amulet için ortalama eşik altın kalınlıkları	74
Tablo 4.12.	Fujifilm sistemlerin yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri	75
Tablo 4.13.	IMS Giotto sistemlerinin yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri.....	75
Tablo 4.14.	Siemens Inspiration için yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri.....	76
Tablo 4.15.	Fujifilm için 53mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri.....	79
Tablo 4.16.	IMS Giotto için AEC Standart modda MGD değerleri.....	80
Tablo 4.17.	IMS Giotto için gösterilen ve ölçülen MGD'ler arasında % farklar	80
Tablo 4.18.	Siemens Inspiration için MGD sonuçları	81
Tablo 4.19.	IMS Giotto için standart doz seviyesinde $\text{CNR}_{\text{ölçülen}}$ ve hedef CNR	85
Tablo 4.20.	Siemens Inspiration için grid modunda $\text{CNR}_{\text{ölçülen}}$ ve hedef CNR.....	85
Tablo 4.21.	Fujifilm için dedektör homojenite hataları ve kullanılan ışınlama parametreleri.....	86
Tablo 4.22.	IMS Giotto sistemler için dedektör homojenite hataları ve kullanılan ışınlama parametreleri	87
Tablo 4.23.	Siemens Inspiration sistemler için dedektör homojenite hataları ve kullanılan ışınlama parametreleri	87
Tablo 4.24.	IMS Giotto için gürültü katsayıları	89
Tablo 4.25.	Siemens Inspiration için gürültü katsayıları.....	89
Tablo 4.26.	Fujifilm Amulet için MTF (u,v) sonuçları; MTF'nin % 50, % 20, % 10'a düştüğü uzaysal frekanslar; % 50 MTF için uzaysal frekans oranı; $2,5 \text{ mm}^{-1}$, 5 mm^{-1} , 8 mm^{-1} uzaysal frekanslarda MTF'ler	95

Tablo 4.27.	IMS Giotto için MTF (u,v) sonuçları	97
Tablo 4.28.	Siemens Inspiration için MTF (u,v) sonuçları.....	97
Tablo 4.29.	W ve Cu kenar test aparatı ile elde edilen MTF değerleri	98
Tablo 4.30.	Fujifilm için referans hava kerma (E_0) ve $4E_0$ değerleri; $0,5\text{ mm}^{-1}$, $2,0\text{ mm}^{-1}$, $5,0\text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda E_0 ve $4E_0$ için radyal yönde ortalama NNPS'ler	99
Tablo 4.31.	IMS Giotto ve Siemens Inspiration için referans hava kerma (E_0) ve $4E_0$ değerleri; $0,5\text{ mm}^{-1}$, $2,0\text{ mm}^{-1}$ ve $5,0\text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda E_0 ve $4E_0$ için NNPS (u,v) değerleri	100
Tablo 4.32.	Fujifilm için E_0 'da $2,5\text{ mm}^{-1}$, $5,0\text{ mm}^{-1}$, $7,5\text{ mm}^{-1}$, $8,0\text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslardaki DQE'ler ve sistemlerin tepe DQE değerleri	
Tablo 4.33.	Fujifilm için $4E_0$ 'da $2,5\text{ mm}^{-1}$, $5,0\text{ mm}^{-1}$, $7,5\text{ mm}^{-1}$, $8,0\text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslardaki DQE'ler ve sistemlerin tepe DQE değerleri	
Tablo 4.34.	IMS Giotto için $2E_0$ seviyesinde DQE (u,v) değerleri	108
Tablo 4.35.	Siemens Inspiration için $2E_0$ seviyesinde DQE (u,v) değerleri.....	108
Tablo A.1.	Fujifilm Amulet mamografi sistemlerinde tüp çıkış değerleri	129
Tablo A.2.	IMS Giotto mamografi sistemlerinde tüp çıkışı değerleri.....	129
Tablo A.3.	Siemens Inspiration mamografi sistemlerinde tüp çıkışı değerleri	130
Tablo A.4.	Fujifilm Amulet mamografi sistemlerinde HVL (mmAl) değerleri.....	130
Tablo A.5.	IMS Giotto sistemlerinde HVL (mmAl) değerleri	131
Tablo A.6.	Siemens Inspiration Prime sistemlerinde HVL (mmAl) değerleri	131
Tablo B.1.	Sistem 1 için STP ve Gürültü analizi verileri	132
Tablo B.2.	Sistem 2 için STP ve Gürültü analizi verileri	132
Tablo B.4.	Sistem 4 için STP ve Gürültü analizi verileri	133
Tablo B.5.	Sistem 5 için STP ve Gürültü analizi verileri	133
Tablo B.6.	Sistem 6 için STP ve Gürültü analizi verileri	133
Tablo B.7.	Sistem 7 için STP ve Gürültü analizi verileri	134
Tablo B.8.	Sistem 8 için STP ve Gürültü analizi verileri	134
Tablo B.9.	Sistem 9 için STP ve Gürültü analizi verileri	134
Tablo B.10.	Sistem 10 için STP ve Gürültü analizi verileri	135
Tablo B.11.	Sistem 11 için STP ve Gürültü analizi verileri	135
Tablo B.12.	Sistem 12 için STP ve Gürültü analizi verileri	135
Tablo B.13.	Sistem 13 için STP ve Gürültü analizi verileri	136
Tablo B.14.	Sistem 14 için STP ve Gürültü analizi verileri	136
Tablo B.15.	Sistem 15 için STP ve Gürültü analizi verileri	136
Tablo B.16.	Sistem 16 için STP ve Gürültü analizi verileri	137
Tablo B.17.	Sistem 17 için STP ve Gürültü analizi verileri	137
Tablo B.18.	Sistem 18 için STP ve Gürültü analizi verileri	137
Tablo C.1.	S1 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	138
Tablo C.2.	S2 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	138
Tablo C.3.	S3 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	138
Tablo C.4.	S4 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	139
Tablo C.5.	S5 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	139

Tablo C.6.	S6 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	139
Tablo C.7.	S7 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	140
Tablo C.8.	S8 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	140
Tablo C.9.	S9 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	140
Tablo C.10.	S10 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	141
Tablo C.11.	S11 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	141
Tablo C.12.	S12 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları.....	141
Tablo C.13.	Fujifilm sistemlerde L-doz seviyesinde $CNR_{ölçülen}$ ve hedef CNR (kabul edilebilir ve erişilebilir) değerleri	142
Tablo C.14.	Fujifilm sistemlerde N-doz seviyesinde $CNR_{ölçülen}$ ve hedef CNR (kabul edilebilir ve erişilebilir) değerleri	142
Tablo C.15.	Fujifilm sistemlerde H-doz seviyesinde $CNR_{ölçülen}$ ve hedef CNR (kabul edilebilir ve erişilebilir) değerleri	143
Tablo D.1.	Fujifilm Amulet sistemler için gürültü katsayıları	144

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

E	: Birim alan başına soğurulan enerji, (Joule/Kg)
f	: Uzaysal frekans, (mm^{-1})
f_{Nyq}	: Nyquist frekansı, (mm^{-1})
K_i	: Gelen hava kerma, (μGy)
Q	: Birim alan başına düşen foton sayısı
Δ	: Piksel boyutu, (μm)
σ	: Varyans

Kısaltmalar

AAPM	: American Association of Physicists in Medicine (Amerikan Tıpta Fizikçiler Derneği)
ACR	: American College of Radiology (Amerikan Radyoloji Koleji)
ADC	: Analog to Digital Convertor (Analog-Dijital çevirici)
AEC	: Automatic Exposure Control (Otomatik Işınlama Kontrolü)
Ag	: Silver (Gümüş)
Al	: Aluminium (Aluminyum)
a-Se	: Amorphous Selenium (Amorf Selenyum)
a-Si	: Amorphous silicon (Amorf Silikon)
C-D	: Contrast-Detail (Kontrast-Detay)
CNR	: Contrast-to-Noise Ratio (Kontrast-Gürültü Oranı)
Cov	: Coefficient of Variation (Varyasyon Katsayısı)
CR	: Computer Radiography (Bilgisayarlı Radyografi)
CsI	: Caesium Iodide (Sezyum İyodür)
Cu	: Copper (Bakır)
CWE	: Chest Wall Edge (Göğüs Duvarı Kenarı)
DBT	: Digital Breast Tomosynthesis (Dijital Meme Tomosentez)
del	: Detector Element (Dedektör Elemanı)
DR	: Digital Radiography (Dijital Radyografi)
DQE	: Detective Quantum Efficiency (Dedeksiyon Kuantum Verimliliği)
EC	: European Commission (Avrupa Komisyonu)
EFOMP	: European Federation of Organisations for Medical Physics (Avrupa Medikal Fizik Örgütleri Federasyonu)
ESF	: Edge Spread Function (Kenar Dağılım Fonksiyonu)
ETL	: Electron Trapping Layer (Elektron Tuzaklama Tabakası)
EUREF	: European Union guidelines (Avrupa Birliği yönergeleri)
FFDM	: Full-Field Digital Mammography (Tam-Alan Dijital Mamografi)
HVL	: Half Value Layer (Yarı Değer Kalınlığı)
IAEA	: International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı)
IP	: Imaging Plate (Görüntüleme Plakası)
IPEM	: Institute of Physics and Engineering in Medicine (Tıpta Fizik ve Mühendislik Enstitüsü)
IQF_{INV}	: Inverse Image Quality Figure (Ters Görüntü Kalitesi Figurü)
kV	: Kilovoltage (Kilovolt)
kVp	: Peak Kilovoltage (Tepe (Pik) Kilovoltaj)

LSF	: Line Spread Function (Kenar Dağılım Fonksiyonu)
mAs	: Miliampere Second (Miliamper Saniye)
μ Gy	: Mikrogray
MGD	: Mean Glanduler Dose (Ortalama Glandüler Doz)
MPV	: Mean Pixel Value (Ortalama Piksel Değeri)
MTF	: Modulation Transfer Function (Modülasyon Transfer Fonksiyonu)
MQSA	: Mammography Quality Standards Act (Mamografi Kalite Standartları Yasası)
NEQ	: Noise Equivalent Quanta (Gürültü Eşdeğer Kuanta)
NHSBSP	: National Health Service Breast Screening Programme (Ulusal Sağlık Servisi Meme Tarama Programı)
NPS	: Noise Power Spectrum (Gürültü Güç Spektrumu)
NNPS	: Normalized Noise Power Spectrum (Normalize Gürültü Güç Spektrum)
Pixel	: Picture Element (Resim Elemanı)
PMMA	: Polymethylmethacrylate (Polimetilmetakrilat)
pMTF	: Presampling Modulation Transfer Function (Ön-örneklemeli Modülasyon Transfer Fonksiyonu)
PSF	: Point Spread Function (Nokta Dağılım Fonksiyonu)
RANZCR	: The Royal Australian and New Zealand College of Radiologists (Avustralya Krallığı ve Yeni Zelanda Radyologlar Koleji)
ROI	: Region of Interest (İlgi Alanı)
RQA-M	: Radiation Beam from an Al Filter for Mammography (Mamografi için Al Filtresinden Gelen Radyasyon Işını)
RSD	: Relative Standard Deviation (Bağıl Standart Sapma)
SD	: Standard Deviation (Standart Sapma)
SNR	: Signal-to-Noise Ratio (Sinyal-Gürültü Oranı)
SNR _{in}	: Input Signal-to-Noise Ratio (Giriş Sinyal-Gürültü Oranı)
SNR _{out}	: Output Signal-to-Noise Ratio (Çıkış Sinyal-Gürültü Oranı)
STP	: Signal Transfer Property (Sinyal Transfer Özelliği)
TFT	: Thin Film Transistor (İnce Film Transistör)
QA	: Quality Assurance (Kalite Güvencesi)
QC	: Quality Control (Kalite Kontrol)

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Hastalıkların teşhis ve takibinin gerçekleştirilmesi için tıbbi görüntüleme sistemleri oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Dijital mamografi sistemleri ise günümüzde meme kanserinin erken evre teşhisinde en etkili yöntemlerden birisi haline gelmiştir. Farklı teknolojiye sahip dijital mamografi sistemlerinin performanslarında farklılık görülmektedir, ancak aynı teknolojiye sahip sistemlerde de üretim yıllarına, kullanım sürelerine ve ışınlama sayısına bağlı olarak performans değişimi gözlemlenmektedir. Bir mamografi sisteminin zaman içerisinde, özellikle kullanım sıklığına bağlı olarak gösterdiği değişimin tespit edilmesi, performansının sürekliliğinin bilinmesi açısından oldukça önemlidir çünkü görüntüleme sistemlerin çalışma ömrü boyunca yüksek kalitede çalışması beklenmektedir. Dijital mamografi sistemlerinin performanslarının karşılaştırılmasında birçok farklı yöntem bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında farklı kullanım sıklıklarına ve farklı teknolojik özelliklere sahip olan, üç farklı üreticiye ait amorf selenyum dijital flat-panel mamografi sistemlerinin ışınlama sayısına bağlı olarak performans değişimleri analiz edilmiştir. Ayrıca, sistemlerin performans özellikleri glandüler doku dozu ve görüntü kalitesi açısından da değerlendirilerek özellikle zaman içerisindeki değişimleri tespit edilmeye çalışılmıştır.

Doktora çalışmam boyunca ve Kocaeli Üniversitesinde geçirdiğim tüm öğrencilik hayatımda, öğrencisi olmaktan onur duyduğum, çok değerli bilim insanı, hocam ve danışmanım Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU' ya araştırmam boyunca bana sağladığı tüm yapıcı yorumları, tavsiyeleri, desteği, bilgisi, yardımları ve rehberliği için minnettarım ve içtenlikle teşekkür ederim.

Çok değerli hocalarım Prof. Dr. Nalan ÖZKAN ve Prof. Dr. Serdar KÜÇÜK'e çalışmam boyunca sağladıkları tüm destek, yardım ve katkıları için derin teşekkürlerimi sunarım.

Mamografi Fiziği Ulusal Koordinasyon Merkezi (The National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography (NCCPM)), Royal Surrey County Hospital, Guildford, UK de eğitim imkânı sunan Dr. Alistair MACKENZIE'ye tüm katkısı ve iyi niyetli desteği için minnettarım.

Hayatımın her aşamasında ve tüm eğitim hayatım boyunca yanımda olan, gösterdikleri sonsuz sevgi, anlayış ve sabırlarıyla desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili eşim Fatih KARAASLAN, babam Atanur KAYA, annem Rafiye KAYA ve ablam Müjgân KAYA'ya hayatımda oldukları ve bugünlere gelmemdeki katkıları için sonsuz teşekkür ederim.

Bu süreçte bana yol arkadaşılığı yapan başta Dr. Nedim Muzoğlu ve Dr. Onur Muhammed Avcı olmak üzere, İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü Kamu Hastaneleri Hizmetleri Başkanlığı-4 Biyomedikal Mühendislik Hizmetleri Birimi'nin tüm personellerine, sevgili çalışma arkadaşlarıma tüm destekleri için teşekkür ederim.

Ocak-2023

Melike KAYA KARAASLAN

FLAT-PANEL MAMOGRAFİ DEDEKTÖRLERİNİN PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ

ÖZET

Dijital mamografi sistemlerinin klinik uygulamalarda kullanıldığı süre boyunca yüksek performansta çalışabilmesi çok önemlidir. Ancak yoğun kullanımın mamografi sistemlerinin performansına etkisi hakkında yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışma, doğrudan dönüşümlü amorf selenyum (a-Se) Tam-Alan Dijital Mamografi (FFDM) sistemlerinin zaman içindeki davranışını, ışınlama sayısının ve kullanım sıklığının bir fonksiyonu olarak analiz etmeyi amaçlamıştır.

Tez çalışmasında, her biri farklı ışınlama sayısına sahip olan, yeni ve 34 000 incelemeye (ortalama 135 000 görüntü) kadar kullanılmış, üç farklı üreticiye ait (12 Fujifilm Amulet Innovality, 4 IMS Giotto ve 2 Siemens Mammomat Inspiration) toplam 18 mamografi sisteminin performansı karşılaştırılmıştır. X-ışını tüpünü değerlendirmek için x-ışını çıkışı ve yarı-değer kalınlığı (HVL) testleri yapılmıştır. Görüntü kalitesi ölçümleri, CDMAM 3.4 fantom kullanılarak kontrast-detay (C-D) eğrisinin analizi ile gerçekleştirilmiştir. Otomatik ışınlama kontrolünü (AEC) değerlendirmek için kontrast gürültü oranı (CNR) ve ortalama glandüler doz (MGD) hesaplanmıştır. Dedektör performansını karakterize etmek için sinyal transfer özelliği (STP), modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), dedeksiyon kuantum etkinliği (DQE) ve dedektör homojenite hatası testleri yapılmıştır. Ayrıca, gürültü, gürültü bileşenlerini ayırarak konum uzayında da analiz edilmiştir.

Sonuçların istatistiksel analizi, standart sapma ve varyasyon katsayısı (cov) olarak hesaplanmış ve test sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Fujifilm Amulet Innovality için, ışınlama sayısına göre x-ışın tüpü ve dedektör performansında kademeli bir değişiklik gözlemlenmemiş ve 68 000'e kadar görüntü alınmasının sistemlerin kalitesini etkilemediği görülmüştür. Benzer sonuç IMS Giotto ve Siemens Mammomat FFDM sistemleri içinde gözlemlenmiş olup, yaklaşık 135 000 görüntü alınması (ortalama 34 000 hasta) doğrudan dönüşümlü a-Se FFDM sistemlerinin performansında önemli bir kayba neden olmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Dijital Mamografi, Fiziksel Karakterizasyon, Görüntü Kalitesi ve Doz, Gürültü, Otomatik Işınlama Kontrolü.

PERFORMANCE EVALUATION OF FLAT-PANEL MAMMOGRAPHY DETECTORS

ABSTRACT

Digital mammography systems must operate at high performance level as long as they are used in clinical applications. However, there is insufficient information on the effects of intensive use on the performance of mammography systems. The purpose of this study is to analyze the behavior of direct-conversion amorphous selenium (a-Se) Full-Field Digital Mammography (FFDM) systems over time, depending on the number of exposure and their frequency of use.

In this study, 18 digital mammography systems, which include 12 Fujifilm Amulet Innovality, 4 IMS Giotto, and 2 Siemens Mammomat Inspiration were tested to characterize x-ray tube and technical performance. We performed some quality control (QC) tests and physical measurements of the detector on devices with a range of new and used up to 34 000 examinations (average 135 000 images). The x-ray output and half-value layer (HVL) for selected voltages were determined to assess the x-ray tube. Image quality was performed by analyzing the contrast-detail (c-d) curve using CDMAM version 3.4 phantom. The contrast to noise ratio (CNR) and mean glandular dose (MGD) were calculated to evaluate the automatic exposure control (AEC). Signal transfer property (STP), modulation transfer function (MTF), noise power spectra (NPS), detective quantum efficiency (DQE), and detector uniformity error were performed to characterize the detector performance. The noise was also analyzed in the spatial domain by separating noise components.

Statistical analysis of the results was calculated as standard deviation and coefficient of variation (cov), and no statistically significant difference was found in the test results. For Fujifilm Amulet Innovality, no gradual change in x-ray tube and detector performance was observed according to the number of exposure, and it was determined that up to 68 000 images did not affect the quality of the systems. A similar result was also observed in the IMS Giotto and Siemens Mammomat FFDM systems, and the acquisition of approximately 135 000 images (average 34 000 patients) did not cause a significant loss in the performance of the direct conversion a-Se FFDM systems.

Keywords: Digital Mammography, Physical Characterization, Image Quality and Dose, Noise, Automatic Exposure Control.

1. GİRİŞ

Mamografi cihazları özellikle kadınlarda memenin muayenesi için tasarlanmış radyografik bir sistem olup günümüzde meme kanserinin tespiti ve teşhisinde en etkili yöntemlerden birisidir. Tanısal (diagnostik) amaçlı olarak semptomatik hastaların incelenmesinde ve asemptomatik kadınların taranmasında aktif olarak kullanılmaktadır. Ayrıca memede şüpheli bölgelerin ameliyat öncesi lokalizasyonunda ve biyopsilerin yönlendirilmesinde de yer almaktadır (Dance ve diğ., 2014). Bu hastalığın nedenleri bilinmediğinden, meme kanserinin erken evre teşhisi ve tedavisi, ölüm oranının azaltılması ve hasta prognozunun iyileştirilmesi açısından oldukça önemlidir. Bu nedenle mamografi sistemlerinin klinik olarak faaliyet gösterdikleri tüm süre boyunca yüksek performansta ve kalitede çalışması beklenilmektedir.

Meme kanserinin erken teşhisi, sağlık sisteminde önemli ve sıkça tartışılan bir konu olduğundan, zaman içinde tarama amaçlı birçok farklı teknik geliştirilmiştir. Dijital mamografi sistemleri geniş dinamik aralık, yüksek görüntü kontrastı ve arttırılmış Sinyal-Gürültü Oranı (SNR) gibi yumuşak doku görüntülemeye birçok avantaja sahiptir (Darambara ve diğ., 2002). Günümüzde kullanılmakta olan dijital mamografi sistemlerinin genel özellikleri, değerlendirme parametreleri ve x-ışın görüntülemenin temel prensipleri detaylı olarak tezin ikinci bölümünde açıklanmıştır, ancak dijital sistemler kabaca Bilgisayarlı Radyografi (CR), flat-panel dedektörler (doğrudan ve dolaylı dönüşümlü dedektörler) ve foton sayma veya kuantum sayım dedektörleri olarak sınıflandırılmaktadır (Yaffe, 2010). Flat-panel dedektörler düz-panel olarak; doğrudan ve dolaylı dönüşümlü dedektörler ise direkt ve indirekt dönüşümlü dedektörler olarakta adlandırılmaktadır.

Kaset tabanlı CR sistemleri, anında okunan (entegre) dijital sistemlerin yaygın olarak kullanılmaya başlanmasıyla günümüzde kullanımı oldukça azalmaya başlamış olan sistemlerdir ve CR'da depolama fosforunu içeren bir Görüntüleme Plakası (IP) ışık geçirmeyen bir muhafaza içine yerleştirilir (kaset) ve kaset ışılandıktan sonra bir lazer taramasıyla ayrı bir CR okuyucuda okunmaktadır (Arakawa ve diğ., 2000), (Rowlands, 2002). Flat-panel dedektörler; flat-panel fosfor sistemler olan dolaylı sistemler ve amorf selenyum (a-Se) flat-panel sistemler yani kısaca doğrudan sistemlerdir (Yorks ve

Rowlands, 2000). Direkt sistemler Ince Film Transistör (TFT) ve optik okumalı olmak üzere iki farklı teknolojiyi kullanmaktadırlar (Reznik ve diğ., 2008).

Foton sayma sistemleri ise taramalı sistemler olup dedektörler çoklu lineer dizilimden oluşmuşlardır (Pisano ve Yaffe, 2005). Bu tez çalışmasında direk dönüşümlü (TFT ve optik okumalı) mamografi sistemleri çalışılmıştır.

Dijital mamografi sistemleri teknik olarak zorlu bir teknolojiye sahiptir, bu nedenle de sistemlerin kalite kontrolünün titiz bir şekilde yapılması önemlidir. Özellikle, ölçülen görüntü kalitesi kanser tespiti ile ilgili olduğundan, yüksek riskli organa (memeye) verilen radyasyon dozunun düşük tutulması ve bunun sürdürülebilir olması gerekmektedir (Mackenzie ve diğ., 2016). Mamografi sistemlerinde, x-ışın tüpü, Otomatik Işınlama Kontrol (AEC) sistemi ve görüntü alıcısı (dedektör), hasta dozu ve görüntü kalitesi arasında optimal bir denge sağlamak için temel bileşenlerdir. Bilindiği gibi radyasyon enerjisi, x-ışını tüpünde üretilir; AEC sensörü, bütünleşmiş sistemlerde dedektörün kendisi veya dedektörün bir parçasıdır ve dedektör dozunu kontrol eden ışınlama parametrelerini belirlemektedir (Hogg ve diğ., 2015). Bu nedenle, mamografi sistemlerinin özellikle bu ana bileşenlerinin test edilmesi ve performanslarının yüksek kalitede devamlılığının sağlanması oldukça önemlidir.

Bir dijital mamografi sisteminin performansı birçok farklı yolla ölçülebilmekte ve farklı sistemler birbirleriyle karşılaştırılabilmektedir. Bu amaçla, dijital mamografide Kalite Güvencesi (QA) ve Kalite Kontrol (QC) için Avrupa ve UK yönergeleri test işlemleri için gerekli prosedürleri tanımlamıştır. Bilindiği üzere, QA, hasta ve personel en az seviyede radyasyona maruz kalırken, kaliteli radyografiler ve maksimum teşhis sağlayacak görüntüler elde edecek prosedürleri planlayarak, bunların uygulanmasını sağlar. Başka bir ifadeyle, QA hastalar için minimum tehlike ile optimal tanısal görüntü kalitesini korumak için yönetim tarafından kullanılan bir programdır. Program, özetle periyodik kalite kontrol testlerini, önleyici bakım prosedürlerini, idari yöntemler ve eğitimleri içerir. Ayrıca, görüntüleme hizmetinin etkinliğinin sürekli değerlendirmesini ve düzeltici eylemleri içerir. QC ise radyografik bir sistemin düzgün çalıştığından, elde edilen görüntülerin kabul edilebilir kalitede olduğundan emin olmak ve x-ray cihazının performansında orijinal seviyesindeki performansına göre değişiklik olup olmadığını tespit etmek için geliştirilmiş bir dizi standart testleri içermektedir (EUREF, 2006).

Bu durumda QA programı hem QC test tekniklerini hem de idari prosedürleri kapsamalıdır. Prosedürlerde tanımlanan testler literatürde yaygın olarak mevcuttur ve birçok araştırma çalışmasında kullanılmıştır. X-ışını görüntüleme sistemleri test edilirken, genellikle incelenen ilk bileşen x-ışını kaynağıdır. Ancak modern röntgen jeneratörleri oldukça kararlı olduğundan, standartlarda yalnızca tüp çıkışı ve Yarı Değer Kalınlığı (HVL) testlerinin yapılması önerilmektedir (EUREF, 2013), (EFOMP, 2015). Bu parametreler ayrıca Ortalama Glandüler Dozun (MGD) tahmin edilmesi için de gereklidir (Yaffe ve diğ., 2006a). X-ray görüntüleme sistemlerinin performansını değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır ve her birinin avantajı vardır. Görüntüleme sistemlerinin performans değişimini test etmek için, Kontrast-Gürültü Oranı (CNR), Sinyal-Gürültü Oranı (SNR), Kontrast-Detay (C-D) analizi, Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF), Gürültü Güç Spektrumu (NPS) ve Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE) gibi önemli parametrelerin test edildiği çeşitli görüntü kalitesi ölçümleri vardır. Bu metrikler genel olarak kontrast, uzaysal çözünürlük ve gürültü arasındaki ilişkiyi tanımlamaktadır (Konstantinidis, 2011).

Radyografik görüntüleme sistemlerinin normal koşullarda analizinin yapılması basit bir işlem değildir. Ancak lineer ve değişmez sistem teorisi radyografik sistemlerin incelenmesinde kolaylık kazandırmıştır (Rossman, 1969), (Yalçın, 2020). Bu durumda, dedektördeki hava kerma ile piksel değeri arasında doğrusal olmayan bir ilişki bulunan sistemlerde doğrusallaştırma yapılmadan piksel değerinin standart sapması anlamlı sonuçlar vermediğinden, dedektör yanıt fonksiyonu veya Sinyal Transfer Özelliğinin (STP) belirlenmesi gerekmektedir (Mackenzie, 2008). Dedektör homojenite hatası testi, dijital mamografinin görüntü kalitesinin, görüntülerdeki belirli anatomik nesneleri algılamak için yeterli olduğundan emin olmak için gerekli testlerden biridir (Baldelli ve diğ., 2020). Meme kanseri, memenin glandüler dokusunda yer alan kanalların (% 85) veya lobüllerinin (% 15) astar hücrelerinde (epitel) ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle, mamografi çekimlerinde radyasyon dozunun izlenmesi, meme yapısında bulunan glandüler dokusunun doza bağlı karsinogenez için yüksek risk taşıması nedeniyle çok önemlidir (Bouwman ve diğ., 2015). Tıbbi görüntüleme sistemlerinde gürültü analizi, kalite kontrol ve test sürecinin önemli bir parçasıdır, çünkü gürültü anatomik yapıda bulunması olası olan lezyonların ve patolojinin görünürlüğünü sınırlar. Bu nedenle radyografik görüntüleme sistemlerinde gürültü analizinin hassasiyetle gerçekleştirilmesi

gereklidir. Dijital mamografi sistemlerinde gürültü analizi, konum uzayında Bağlı Standart Sapmanın (RSD) analizi ile frekans uzayında ise gürültü güç spektrumunun analizi ile gerçekleştirilmektedir (Dobbins III ve diğ., 2006), (Ravaglia ve diğ., 2009).

X-ray görüntüleme sistemlerinin yıllar boyunca en iyi şekilde çalışması gerekir ve yukarıda bahsedilen x-ışın tüp ve dedektör testleri performans takibi için en önde gelen testlerdir. Bu testleri gerçekleştirmek için kullanılan test geometrileri, test fantomları ve test protokollerinin tezinde üçüncü bölümünde ayrıntılı olarak tanımlanmıştır. Gerçekleştirilen testlerin tüm bulguları tezinde dördüncü bölümünde paylaşılmış ve elde edilen sonuçlar yine bu bölümde tartışılmıştır. Son bölüm olan beşinci bölüm tüm tezin sonucunu ve gelecekteki çalışmalar için önerileri içerirken, tamamlayıcı kısımda ise tezde kullanılan referans kaynaklar, ilgili ekler ve kişisel bilgiler yer almaktadır.

Bir mamografi sistemi genellikle uzun yıllar aktif olarak kullanılacaktır, cihazın güvenli bir şekilde çalışmasını ve kullanım ömrü boyunca yüksek kaliteli görüntüler üretmesini sağlamak önemlidir. Cihazın ömrünün sonuna yaklaştıkça arıza sayısının ve arıza süresinin artacağı, bu arızaların çoğu mekanik olmasına rağmen dedektör ve x-ışını tüpü arızalarını da içerdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Steffins ve diğ., 2022). Literatürde yayınlanmış birçok makale mamografi sistemlerini görüntü kalitesi ve dedektör performansı açısından değerlendirmektedir (Rivetti ve diğ., 2006), (Lazzari ve diğ., 2007), (Monnin ve diğ., 2007), (Rivetti ve diğ., 2009), (Oberhofer ve diğ., 2010), (Marshall ve diğ., (2011a, 2011b)), (Oberhofer, 2011), (Marshall ve diğ., 2016), (Monnin ve diğ., 2016), (Gershan ve Masnjak, 2017), (Ortenzia ve diğ., 2018), (Sundell ve diğ., 2019). Ancak, dijital mamografi sistemlerinin zaman içerisinde ve ışınlama sayısına göre performansını inceleyen sınırlı sayıda yayınlanmış veri bulunmaktadır (Bloomquist ve diğ., 2006), (Yaffe ve diğ., 2006b), (Oduko ve Young, 2012). Bu nedenle, cihazın kullanım sıklığının veya ışınlama sayısının mamografi sistemlerinin performansı üzerindeki etkisi belirsizliğini korumaya devam etmektedir. Bu tez çalışması öncelikle, amorf selenyum (a-Se) Tam Alan Dijital Mamografi (FFDM) sistemlerinin x-ışını kaynağı ve dedektör performansının ışınlama sayısına bağlı olarak zaman içerisinde nasıl tepki verdiğini belirlemeyi amaçlamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Radyolojide kullanılan mamografi sistemleri özel olarak tasarlanmış x-ray teknolojisi kullanırlar ve temel bileşenleri; x-ışını kaynağı (x-ışın tüpü), görüntü alıcısı (dijital sistemlerde dedektör) ve göğüs sıkıştırma plakasıdır. Günümüzde kullanılmakta olan mamografi sistemleri ise konvansiyonel film/ekran, 2D dijital, 3D tomosentez, ve kontrastlı mamografi sistemleridir. Bu doktora çalışması 2D dijital dedektörlerin karakterizasyonuna odaklanmıştır. Film/ekran mamografi sistemlerinde, kullanılan filmlerin sınırlı dinamik aralığından dolayı meme dokuları arasındaki ayrım çok net değildi. Bu filmlerin yerini gelişmiş dijital mamografi dedektörlerinin almasıyla mamografik incelemelerde çok daha gelişmiş bir teknoloji kullanılmaya başlanmıştır.

Mamografi sistemlerinde, x-ışın tüpünden memeye gönderilen x-ışınları memeden geçerek dijital dedektör üzerine düşmektedir, dedektörlerin görevi memeden iletilen ve x-ışınları tarafından taşınan bilgileri kaydetmektir. Bu işlem, memenin farklı bölgelerinden gelen tüm yoğunluk aralığında, bilgi kaybı olmadan tam ve verimli bir şekilde gerçekleştirilmelidir. Genel olarak dedektörler bir dönüştürücü (convertor) ve bir okuma cihazından (readout device) oluşmaktadır. Dönüştürücü, x-ışını fotonlarını soğurarak, ikincil yükleri (elektron-deşik çiftleri veya ışık fotonları) meydana getirir. İdeal olarak, bir dönüştürücü, soğurma verimliliğini artırmak için yüksek atom numarasına sahip olmalıdır. Okuma cihazı ise ikincil yükleri toplar ve bunları dijital bir sinyale dönüştürür. Bir dedektörün çalışma aşamaları kısaca aşağıda belirtildiği gibidir (Yaffe ve Mainprize, 2004);

- Memeden geçip gelen x-ışınları ile etkileşim
(Fotonların madde ile etkileşimi x-ray görüntülemeye önemli rol oynamaktadır)
- X-ışınları tarafından taşınan enerjinin soğurulması
- Bu enerjinin kullanılabilir bir sinyale dönüştürülmesi
(Elektron-deşik çiftleri veya ışık fotonları)
- Bu sinyalin toplanması
- İkincil dönüşüm (sinyalin ışık olması durumunda)
- Okuma, amplifikasyon, dijitalleştirme

Flat-panel dedektörler mamografi ünitesine entegre edilmiş ve tüm alanı kapsayacak şekilde boyutları genellikle 24×30 cm'ye kadardır.

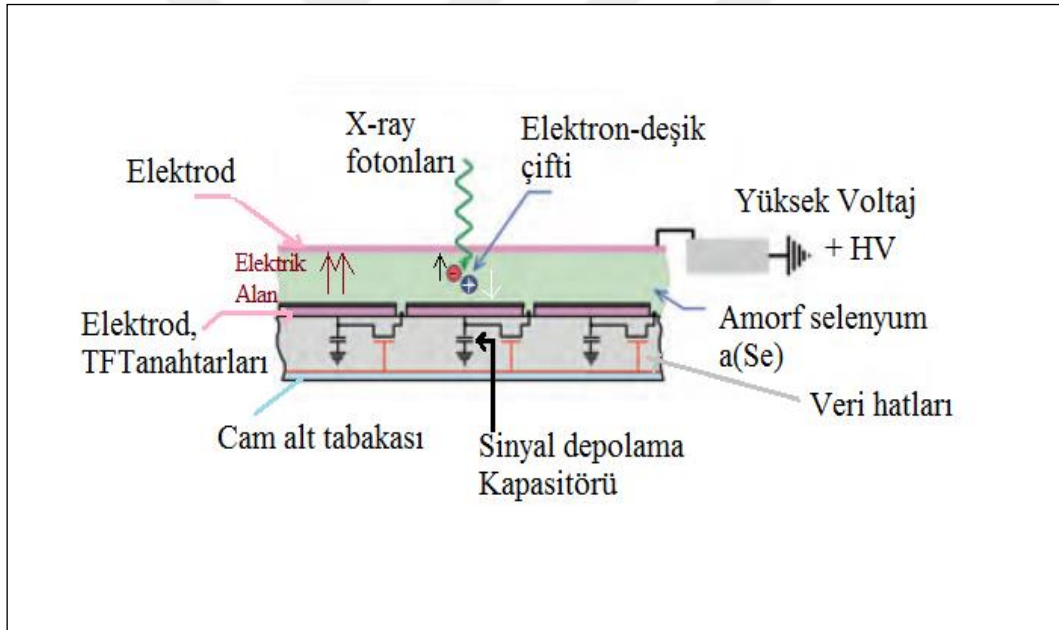
İnce film transistör (TFT) okuma dizisinin bir tabanından ve x-ışını fotonlarını bir sinyale dönüştüren bir dönüştürücü katmandan oluşur. X-ışını algılamasında yer alan mekanizmaya bağlı olarak flat-panel dedektörleri doğrudan (direkt) ve dolaylı (indirekt) sistemler olarak sınıflandırılmaktadır. Doğrudan dönüşümlü dedektörler, x-ışını fotonlarını doğrudan yüklere dönüştürmek için genellikle amorf selenyum (a-Se) olan bir fotoiletken katmanı kullanır. İndirekt dedektörler ise x-ışını algılamasında sırasıyla iki farklı dönüşüm aşamasına sahiptir: öncelikle bir sintilatör olan sezyum iyodür (CsI) x-ışınlarını görünür ışık fotonlarına dönüştürür ve ardından bir fotodiyot ile (amorf silikon (a-Si)), görünür ışık fotonlarını yüke dönüştürülmektedir (Zhao, 2007). Bu çalışmada amorf selenyum (a-Se) doğrudan dönüşümlü dedektörler kullanılmıştır.

2.1. Amorf Selenyum (a-Se) Flat-Panel Dedektörler

Selenyum (Se) karanlıkta yalıtkan, ışığa veya x-ışınına maruz kaldığı zaman ise iletken olan bir fotokondüktördür. a-Se ise bir x-ışını fotonunun soğrulmasını takiben elektron deşik çiftleri üreten ve mamografi dedektörleri için kullanılan bir fotoiletkendir. a-Se tabakası mamografik enerji aralığında iyi foton yakalama karakteristiğine sahiptir (Zhao ve Rowlands, 1995). Doğrudan dönüşümlü dedektörlerde x-ışını fotonları, ışık gibi herhangi bir ara enerji dönüşüm aşamasına ihtiyaç duymadan direk olarak elektrik yüküne dönüştürüldüğü için daha avantajlıdır. Ancak, doğrudan dönüşümlü sistemlerde görüntüler arkaya arkaya alındığı zaman yüklerin boşaltılması sorun olabileceği için, hayalet görüntü ve görüntü gecikmesi bu teknolojinin dezavantajıdır. Şekil 2.1’de görüldüğü gibi a-Se tabakasının alt ve üst yüzeylerine elektrotlar yerleştirilir ve elektrotlar arasına bir elektrik alanı uygulanırsa, serbest bırakılan iyon çiftleri elektrik alan çizgilerini takip eder, böylece elektrik yükleri bir okuma yüzeyinde toplanabilir. a-Se’nin alt yüzeyi, İnce Film Transistör (TFT) aktif matrisi ile temas halindedir. Anahtarlama görevi yapan TFT’ler görüntü oluşturma mekanizmasında önemli yer alır ve hem doğrudan hem dolaylı dönüşümlü flat panel dedektörlerde kullanılır. Görüntü alımı sırasında, bir elektrik alanı oluşturmak için üst yüzeydeki elektrota bias (polarlama) voltajı uygulanır. Bias voltajı negatif veya pozitif olabilir. Pozitif bias voltajlı bir dedektörde, elektronlar üst elektrota doğru hareket ederken deşikler alta doğru hareket eder (Şekil 2.1). Bu nedenle pozitif yük, TFT dizisi tarafından okunur. Negatif polarlama gerilimine sahip bir dedektörde ise elektronlar alt

elektrota doğru hareket eder ve TFT dizisi tarafından okunur. Aktif matrisin her pikseli, görüntü okuması için gerekli bir TFT anahtar dizisinden, a-Se tarafından üretilen görüntü yükünü toplamak için bir piksel elektrotundan ve okumadan önce yükü tutmak için bir depolama kapasitöründen oluşur (Zhao, 2007).

Doğrudan dönüşümlü dedektörler dolaylı dönüşüme göre daha yüksek görüntü çözünürlüğüne sahiptirler çünkü sintilatör malzemesinde yayılan ışık, dolaylı dedektörlerde doğrudan dedektörlerde mevcut olmayan çözünürlük kaybına neden olmaktadır. Ayrıca, a-Se x-ışını ile girdiği yüksek etkileşim nedeniyle yüksek uzaysal ayırma gücü sağlamaktadır. Yük, elektrik alan çizgileri boyunca hareket ettiğinden, TFT dizisine doğru geçiş sırasında neredeyse hiç yanıl yayılma yoktur. Dolaylı dönüşümlü dedektörlerde, yapılandırılmış fosforda oluşturulan ışık, TFT okumasına geçerken yayılır ve bu da potansiyel olarak görüntü bulanıklığına neden olur (Zhao, 2007).



Şekil 2.1. TFT okumalı a-Se dedektör (Bushberg ve diğ., 2012)

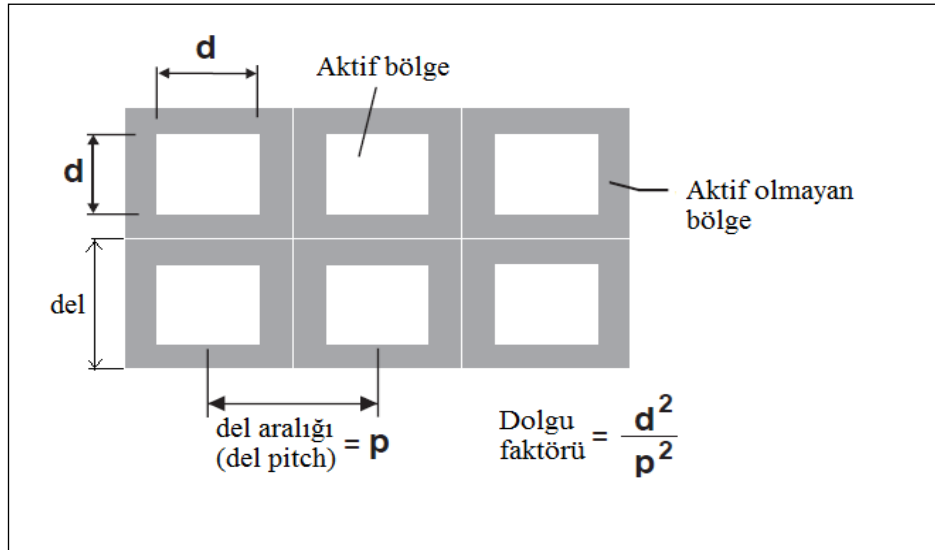
Doğrudan dönüşümlü dedektörler, dolaylı dönüşümlü x-ışını görüntü dedektörlerine göre (silikon $Z=14$, gadolinyum $Z=64$, sezyum $Z=55$) daha düşük atom numarasına sahip selenyum ($Z=34$) içermesi nedeniyle genel radyografide kullanılmazlar. Bunun nedeni duyarlılığının tüp voltajı ile hızla düşmesi, azalım katsayısının radyografik enerji aralığında (40-130 keV) nispeten düşük olmasıdır (Bushberg ve diğ., 2002).

2.1.1. Piksel Dolgu Faktörü

Çoğu dedektör, Şekil 2.2’de görüldüğü gibi bir dizi ayrık dedektör elemanından (dels) oluşturulmuştur. Her bir dedektör elemanının (del) içinde x-ışınlarını algılayabilen aktif bir bölge (“d” boyutunda) ile TFT anahtarı, kontrol ve veri hatları gibi her del’in elektroniğini içeren aktif olmayan bir bölge vardır, bu da ikincil fotonların saptanması için alanı azaltmaktadır. Del’ler “p” aralığı ile yerleştirilmiştir. Del’in aktif alanının, her bir del’in tüm boyutuna oranına “dolgu faktörü” denir (d^2/p^2).

Dolgu faktörünün boyutu piksel aralığına (pixel pitch) ve elektroniğin tasarımına bağlı olup, kısmen dedektörün geometrik radyasyon verimliliğini belirlemektedir (Yaffe ve Mainprize, 2004).

Dolgu faktörü, kaybolan sinyal oranının bir göstergesi olabilir, ancak bu yalnızca ikincil fotonlar eğer ışık fotonları ise geçerlidir. a-Se dedektörleri için, üretilen ilk deliklerin bazıları TFT'nin hassas olmayan kısmının üzerinde tutunur ve bir elektrostatik bariyer oluşturulur. Böylece sonradan gelen yük itilir ve okuma elektrotlarına hareket eder. Genel olarak, emilen x-ışını fotonu başına ikincil kuantum sayısı büyüktür, bu nedenle ikincil fotonların bir kısmının kaybı, görüntü kalitesini mutlaka olumsuz yönde etkilemez.



Şekil 2.2. Dedektör elemanlarının şematik gösterimi (Yaffe ve Mainprize, 2004)

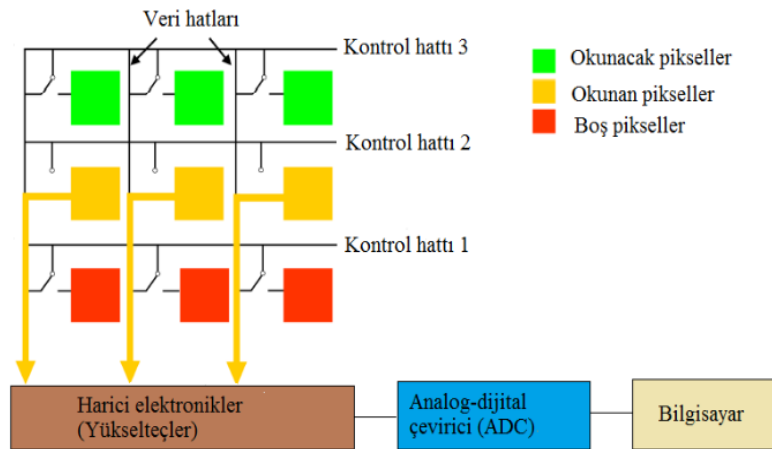
Elektroniğin boyutu, bir dedektör tasarımında nispeten sabittir. Bu nedenle, dolgu faktörü piksel aralığı ile orantılıdır. Dolgu faktörü küçülür ve çok az ikincil fotonlar

tespit edilirse, ikincil kuantum gürültüsü önemli hale gelebilir ve görüntü kalitesini olumsuz etkileyebilir. Direkt dönüşümlü flat-panel dedektörlerin DQE'si büyük ölçüde dolgu faktörüne bağlıdır. Zhao ve diğ., (2003) tarafından yapılan bir çalışmada 85 µm piksel aralığına sahip bir dedektör için etkin dolgu faktörünün % 100'e yakın olduğu gösterilmiştir.

2.1.2. Flat-Panel Okuma Cihazı

İkincil fotonlara duyarlı, iki boyutlu (2D) bir dizi elemandan oluşan elektronikler katı hal üretim teknikleri kullanarak bir cam plaka üzerine yerleştirilmiştir. Teknik olarak monitörde görüntülenen her bir resim elemanı piksel (pixel) olarak adlandırılrsa da dedektörün bu hassas elemanına da genellikle piksel denilir. Dedektör elemanları, tespit edilecek ikincil fotonlara bağlı olarak elektrotlar veya fotodiyotlardır.

Üretilen yükler, görüntü okunana kadar bir kapasitörde saklanır. Şekil 2.3'te görüldüğü gibi kontrol hatları sıraları vardır ve bir sıraya voltaj uygulandığında o sıradaki TFT anahtarları etkinleştirilir ve sonrasında kapasitörde depolanan yük veri hatlarının sütunları aracılığıyla harici elektroniklerde okunur (Bushberg ve diğ., 2021). Ardından, sonraki piksel sırası okunmadan önce sinyal güçlendirilir ve sayısallaştırılır. Okuma prosedürü; 2. kontrol hattına voltaj uygulandığı ve o hattaki verilerin okunduğu Şekil 2.3'te gösterilmiştir. Şekil 2.3'e göre kontrol hattı 2 etkinleştirilir ve o hattaki pikseller okunur. Kontrol hattı 1 daha önce etkinleştirilmiş ve ilgili pikseller boşaltılmıştır. Elektronik bileşenler genellikle a-Si teknolojisi kullanılarak üretilir, bu nedenle bu flat panel dedektörlerde okuma mekanizmasına genellikle a-Si/TFT dizileri denir.



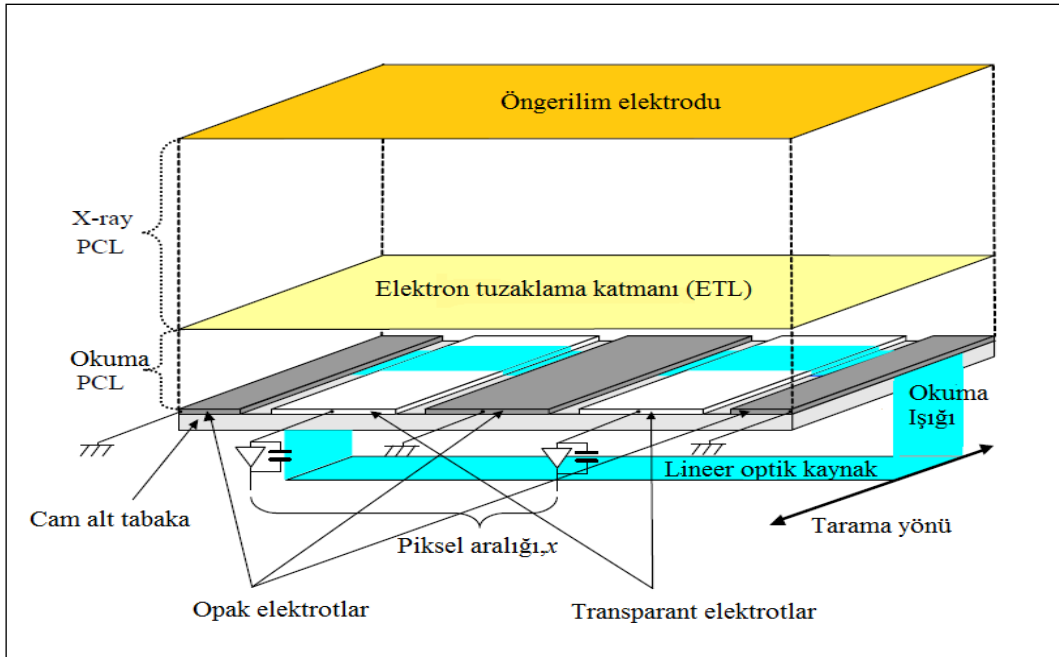
Şekil 2.3. a-Si/TFT dizisinin okuma mekanizması

2.2. Optik Anahtarlı a-Se Dedektörler

Dolgu faktörü, mevcut mamografik dedektörlerde kullanılan piksel aralıkları için bir sorun olarak görülmemektedir, ancak piksel aralığını azaltmak için elektronik aksamın kapladığı alan oranı artacak ve sonuç olarak görüntü kalitesini etkileyecektir. Farklı bir okuma yöntemine sahip olan ve 50 μm 'lik daha küçük bir piksel aralığı kullanabilen bir dedektör 2009 yılında tanıtılmıştır (Irisawa ve diğ., 2009). Dedektörün iki ayrı selenyum katmanı (fotoiletken tabakası (PCL)) bulunmaktadır ve Şekil 2.4'te gösterilmiştir:

- Üst fotoiletken tabaka, x-ışınlarını elektrik yüküne dönüştürür
- Alt katman okuma katmanıdır

X-ışınları, birinci katmanda elektrik sinyaline dönüştürülür ve ikinci katmandaki optik anahtar vasıtasıyla okunur. Flat paneller için yaygın olarak kullanılan TFT prosedürüne bir alternatif olarak, buradaki ışık elektriksel sinyalleri okumak için bir anahtar olarak kullanılır. Elektroniklerin kapladığı alan, TFT anahtarı ve kontrol hatları bir optik anahtar ile değiştirilerek azaltılmış, şeffaf elektrot ise şarj toplama ve veri hattının yerini almıştır.



Şekil 2.4. Optik anahtarlı a-Se dedektörü (Irisawa ve diğ., 2009)

Üst katmanda oluşturulan delikler uygulanan voltaj ile üst yüzeye çekilir ve elektronlar Elektron Tuzaklama Katmanında (ETL) durdurulur. Elektrik alanı daha sonra kaldırılır ve üst katman topraklanır. Bu, elektron yakalama katmanında elektronların gizli bir görüntüsünü (latent image) etkin bir şekilde bırakır. Gizli görüntü, elektron yakalama katmanının diğer tarafında yükü uyacaktır. Amorf selenyum bir fotoiletken ve bu nedenle fotoiletken katman ışıqla ışınlanırsa yük okunabilir. Bu, dedektörün arkasında taranan uzun ince bir ışık kaynağı (50 µm genişliğinde) kullanılarak gerçekleştirilir. Yük, dedektörün uzunluğunu kaplayan şeffaf elektrotlarda toplanır. Elektrottan gelen sinyal daha sonra örneklenir ve böylece “x” ve “y” yönlerinin piksel aralıkları, şeffaf elektrotların merkezi arasındaki uzaklığa, örnekleme oranına ve ışık kaynağının hızına bağlıdır (Irisawa ve diğ., 2009).

Özetle, dijital dedektör x-ışınlarını absorbe ederek her bir piksel için bir elektrik sinyali oluşturur ve ADC bu sinyal dijital yani sayısal bir değere çevrilir. Daha sonra bu dijital değerler bilgisayar hafızasında depolanır ve dijital görüntü elde edilir.

2.3. Dijital Görüntü

Temel olarak, bir dijital görüntü, gelen analog sinyalin örneklenmiş alanlarının bir dizisidir. Bu durumda dijital radyoloji için dijital görüntü x-ışını foton etkileşimlerinden kaynaklanan sinyaldir denilebilir. Dijital bir görüntü, uzayda örnekleme noktaları olarak adlandırılan ayrık noktalar olarak tanımlanır ve bu ayrık piksel veya voksel dizilerinden oluşan dijital görüntülerin kesinlikle durağan olmadığına dikkat edilmelidir (Dance ve diğ., 2014).

Örneklenen her alana piksel ve piksellerin merkezi arasındaki mesafeye piksel aralığı (pixel pitch) denir. Bu örnekleme işlemi, analog ekran/film sistemlerine kıyasla bazı temel farklılıklar yaratır. Dijital radyografi sistemlerinde elde edilen görüntü dijital olduğu için, uzaysal frekans içeriği hakkında bilgi sağlayan Fourier tekniklerini kullanarak görüntü kalitesinin doğrudan analizini yapılabilmektedir. Sonlu görüntülerin Fourier analizinin yapılabilmesi için sinyal periyodik olmalı ve analiz edilen sinyal sonsuz tekrar etmelidir.

2.3.1. Örnekleme ve Örtüşme (Aliasing)

Dijital dedektör gibi örneklenmiş bir sistemde, doğru bir şekilde örneklenebilen uzaysal frekanslarda bir sınır vardır. Nyquist frekansı (f_N), sınırlayıcı uzaysal frekansı tanımlar ve dedektörün “x” ve “y” yönlerinde Denklem (2.1)’ deki gibi piksel aralığı (Δ) ile ilgilidir;

$$f_N = 1/2\Delta \quad (2.1)$$

Nyquist frekansından daha yüksek uzaysal frekanslardaki giriş sinyalleri, örtüşmeye (aliasing) neden olacak ve çıkış sinyalinde daha düşük uzaysal frekansla görünecektir. Diğer bir ifadeyle, örnekleme frekansı çok düşük ise yüksek frekanslar düşük frekans gibi davranırlar. Girişteki Nyquist frekansının üzerindeki uzaysal frekanslar çıkış görüntüsünde doğru bir şekilde temsil edilmediğinden, örtüşme görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir. Örtüşme, bir sinyal, sinyalde bulunan en yüksek frekansın iki katından daha azında örneklendiğinde meydana gelir ve bir görüntüden örtüşmeyi kaldırmak mümkün değildir.

Ancak görüntüleme sisteminin tasarımını ayarlayarak örtüşmeyi azaltmak mümkündür, ayrıca bir görüntünün örnekleme hızını artırarak da görüntüdeki örtüşme azaltılabilir. Örtüşmeyi önlemek için Nyquist frekansı, örneklemeden önce görüntüdeki maksimum frekanstan büyük veya ona eşit olmalıdır. Ancak birçok sistem tasarımında, örtüşmelerden kaçınmak mümkün olmamıştır (Dance ve diğ., 2014).

2.3.2. Ham (Raw) ve İşlenmiş (Processed) Görüntüler

Görüntülerde uygulanan ön işleme (pre-processing); Dijital dedektörlerinde gerçekleştirilen tüm değerlendirmeler sadece ön-işleme yapılmış ham görüntüler yani düz alan, karanlık gürültü ve kusurlu piksel düzeltmelerinden sonra elde edilen, ancak herhangi bir son-işleme (post-processing) filtrelemeleri olmadan elde edilen dijital görüntüler üzerinde yapılmalıdır (Nitrosi ve diğ., 2009). Dedektörden alınan ham görüntüler genellikle tanı kalitesinde değildir. İdeal olarak ön-işleme sayısal testler için görüntüyü en iyi şekilde gösterecektir. Aşağıdaki paragraflar ön-işlemenin ana adımları açıklamaktadır.

Dijital dedektörler mükemmel bir şekilde tek tip yanıt (uniform response) sahip değildirler. Düzensizlikler (ofset, kazanç ve ölü pikseller) ve geometrik bozulma, görüntüde yapısal gürültü ve bozulma yaratmaktadır. Bu etkiler, dedektör kalibrasyonu sırasında yapılan ölçümlerle piksel düzeltme haritaları kullanılarak azaltılabilmektedir. Dijital dedektörler için görüntü düzeltilmesinde (düz-alan düzeltmesi olarak da adlandırılabilir (flat-field correction)) aşağıdaki işlemler yapılmaktadır. Ancak, geometrik düzeltme çoğu düz-panel dedektörler için gerekli değildir. Yalnızca bir veya daha fazla lens kullanan bir CCD'ye bağlı bir fosfor kullanan sistemlerde gereklidir. Düzeltme haritası, lens (ler) in neden olduğu bozulmaları ortadan kaldıracaktır.

Ofset düzeltmesi: X-ışını akışı olmadığında bile sistemde yer alan elektronikler tarafından karanlık bir akım üretilir. Ofset piksel haritası, karanlık akımın uzaysal dağılımıdır ve bu her piksel için ham sinyalden çıkarılır. Ofset haritası, sinyalin x-ışını akışı olmadan (karanlık bir görüntü) kaydedilmesiyle üretilir (Moy ve Bosset, 1999).

Kazanç (Gain) düzeltmesi: Değişen fosfor kalınlığı ve yükselteçlerdeki farklılıklar gibi dedektördeki farklılıklardan dolayı görüntüde düzensizlikler olabilir. Kazanç düzeltmesi, düzeltmeyi hesaplamak için birkaç düz dedektör görüntüsünün ortalaması alınarak elde edilir. Tüm dedektör boyunca eşit bir sinyal elde etmek için görüntü daha sonra kazanç haritasına bölünür. Genel olarak duyarlılık farklılıkları en çok yüksek dozda görünür olacaktır.

Kusurlu pikseller: Dedektörlerde kusurlu veya arızalı pikseller olabilir. Bunlar tek tek veya kusurlu piksel çizgileri şeklinde olabilir. Her dijital dedektörün bir ölü piksel haritası bulunmaktadır. Bir görüntüde, kusurlu piksellere, onları gizlemek için çevreleyen piksellerin ortalama piksel değeri atanır. Dobbins III (2000), yaklaşık 10,000 pikselin ($\sim \% 0,3$) kusurlu olabileceğini tahmin etmektedir. Bununla birlikte, Padgett ve diğ., (2004), çok daha yüksek oranda kusurlu piksellerin ölçülen DQE'yi olumsuz etkilemeyeceğini göstermiştir.

Bu düzeltme haritalarına her zaman erişilememektedir, bu nedenle dedektörün kalite güvencesi kısmen servis mühendisine bağlı olmaktadır. İdeal olarak, departman içinde erişim sınırlı olsa bile piksel haritaları hazır olmalıdır. Bu görüş, dijital mamografi için bir gereklilik olarak ölü piksel haritalarının kullanılabilirliğini belirleyen Avrupa

Komisyonu (EC, 2006) tarafından desteklenmektedir. Düzeltme haritalarına erişim en iyi şekilde ihale sürecinde teknik şartnamede belirtilerek sağlanabilir.

2.4. Dedektör ve X-ışın Kaynağının Değerlendirmesi

Dijital mamografi sistemlerinde kalite güvencesinin sağlanabilmesi için görüntü işlemenin doğru yapılması çok önemlidir. Bu da genellikle ofset, kazanç ve ölü piksel gibi dedektör düzeltmeleri ile gerçekleştirilir. Dijital sistemlerde sayısal (quantitative) görüntü kalitesi testlerinin gerçekleştirilebilmesi için görüntünün doğrusal olması gereklidir, yani ışınlama (radyasyon dozu) iki katına çıkarsa piksel değeri de iki katına çıkmalıdır. Çoğu görüntüleme sistemleri piksel değeri ile ışınlama arasında sabit bir ilişki verebilirken, tüm sistemler doğrusal ilişki göstermemektedir bu nedenle doğrusallaştırılma işleminin yapılması gerekmektedir.

Bunun için ışınlama ile piksel değeri arasındaki ilişki belirlenmektedir ve bu ilişki ise sinyal transfer özelliği (STP) olarak adlandırılmaktadır. STP ayrıca sistemin kazancındaki değişiklikleri izlemek içinde faydalıdır.

Dedektörler klinik inceleme için gereken uzaysal çözünürlüğü sağlamalıdır ve bu tespit edilmelidir. Dedektör testleri gerçekleştirilmeden önce sistemin x-ışın tüpünün düzgün çalıştığından emin olmak gerekir. Dijital mamografide kullanılan modern röntgen jeneratörleri oldukça kararlıdır ve bir kez kalibre edildiğinde nadiren sapma gösterirler. Bir servis mühendisinin, kurulum sırasında ve jeneratöre bakım yapıldığında kVp kalibrasyonunu doğrulaması yeterli olacaktır. Işın kalitesinin bir değerlendirmesi olarak HVL'nin kesin bir ölçümü kullanılabilir (Yaffe ve diğ., 2006a). Mevcut tüm mamografik röntgen kaynakları, x-ışın tüp çıkışı gereksinimini kolayca karşılamaktadır. Ayrıca görüntü gürültüsü testleri ise doğrusallık ve/veya tekrarlanabilirlik ile ilgili problemler için vekil bir test sağlamaktadır (Yaffe ve diğ., 2006a).

2.5. Sinyal Transfer Özelliği (STP)

Bir görüntüleme sisteminde giriş ve çıkış sinyali arasındaki ilişki, uygun görüntüleme performansının elde edilebileceği aralığı etkilemektedir (Dobbins III, 2000). Bu ilişki cihazın karakteristik eğrisi, sinyal transfer özelliği veya dedektör yanıt fonksiyonu olarak adlandırılmaktadır. Dijital sistemlerde gerçekleştirilen homojenite, CNR gibi

basit ölçümler veya MTF, NPS gibi daha karmaşık ölçümler olmak üzere, tüm sayısal ölçümlerde geçerli sonuçlar elde edebilmek için görüntü verilerinin doğrusal (lineer) veya en azından doğrusallaştırılabilir bir yanıtı olmalıdır. Ayrıca, görüntü verilerine Fourier analizi yapmak için doğrusal bir sistem gereklidir (Cunningham, 2000). Lineer sistem teorisine göre anlamlı hesaplamalar yapılabilmesi için görüntüleme sisteminin “toplanabilirlik” ve “homojenlik” kurallarına uyması gerekir. Üçüncü bir özellik ise “kayma değişmezliği” dir, yani sistemin yanıtı her noktada aynıdır, ancak bu özellik doğrusallık için kesin bir gereklilik olmayıp, çoğu dijital sinyal işleme tekniği için zorunlu bir özelliktir (Smith, 1999).

Sinyal transfer özelliği (STP), bir çıkış parametresini (genellikle birimsiz olan bir piksel değeri), giriş sinyaliyle (genellikle radyasyon dozu) ilişkilendirir ve herhangi bir sayısal görüntü kalitesi analizi için ilk adımdır. Görüntü verileri, her piksel verisine STP fonksiyonunun tersi uygulanarak doğrusallaştırılmaktadır, çünkü dedektörün herhangi bir noktasına gelen radyasyon dozu ile elde edilen görüntüde aynı noktadaki piksel değeri arasındaki ilişkinin doğrusal olduğu kabul edilir (Mackenzie, 2008). Görüntü verilerinin doğrusallaştırılması, herhangi bir ofseti ortadan kaldırır ve görüntü verilerini kullanan hesaplamaların anlamlı olmasını sağlar, ayrıca dedektör kazancını sayısal olarak (yanıt eğrisinin eğimi) ifade eder (Neitzel ve diğ., 2004). Görüntülerin doğrusallaştırılması için öncelikle STP’lerin belirlenmesi gerekir. Doğrusal (ofsetli veya ofsetsiz), logaritmik ve üssel yanıtı (tipik olarak karekök) olan sistemler için sırasıyla STP’ler ve yanlarında ise bunların tersleri Denklem (2.2), (2.3) ve (2.4)’de gösterilmiştir (NHSBSP, 2009a);

$$MPV_{lin} = aK + b \quad MPV' = K = (MPV_{lin} - b) / a \quad (2.2)$$

$$MPV_{log} = \ln K + b \quad MPV' = K = \exp [(MPV_{log} - b) / a] \quad (2.3)$$

$$MPV_{pow} = aK^b + c \quad MPV' = K = ((MPV_{pow} - c) / a)^{b-1} \quad (2.4)$$

Burada MPV, ortalama piksel değeri; K dedektördeki hava kerma değeri (μGy); a, b ve c sabit katsayılar; MPV' ise MPV’nin doğrusallaştırılmış değeridir. Piksel değerleri, yukarıdaki denklemlerle dedektöre verilen radyasyon dozuna doğrusallaştırılır. Ancak genellikle dedektördeki hava kerma değeri tercih edilse de görüntü dedektöre gelen bir

sinyalle doğrudan ilişkili olan birim alan başına enerji, foton sayısı veya kerma-alan çarpımı gibi herhangi bir parametreye de doğrusallaştırılabilir. STP'nin doğru değerlendirilmesi için, gerçekleştirilen testlerle ilgili tüm doz aralığını kapsayacak şekilde yeterli sayıda görüntünün elde edilmesi gerekir. Her bir sistem için STP'yi belirlemek önemlidir, başka bir yerde veya daha önce ölçülen bir değeri kullanmak doğru değildir çünkü STP'nin eğimi dijital dedektörün hassasiyeti hakkında faydalı bilgiler vermektedir.

2.6. Görüntü Kalitesi

Medikal x-ray görüntülemesinin amacı özellikle insan vücudunun iç yapısını çeşitli yöntemler ile görülebilir hale getirmek, böylece vücut iç yapısı veya fonksiyonu hakkında bilgi sağlamaktır. Diğer bir ifadeyle, radyolojik incelemelerin potansiyel faydası, hastalara doğru tanı konmasına yardımcı olmaktır. Görüntü kalitesi ise, x-ışın görüntüsünde ne kadar düşük kontrastta ve küçük boyutta yapıların görüntülenebildiğine bağlıdır (Bor, 2017). Rayografik görüntülerde görüntü kalitesini ölçmek için çok çeşitli ve iyi ölçütler kullanılmaktadır, ancak görüntü kalitesi ölçümlerinin klinik etkinlikle nasıl bir ilişkisi olduğu genellikle bilinmemektedir. Görüntü kalitesi, sistemin tipi (film/ekran, CR veya DR), radyografik faktörler, kullanılan filtreler, radyografik teknik, saçılan radyasyon, doz seviyesi, görüntü işleme, hasta popülasyonu ve ışınlama süresi gibi çok sayıda faktörden etkilenir.

Görüntüleme cihazlarının performansı değerlendirilirken hem fiziksel görüntü kalitesi parametreleri (kontrast, çözünürlük, gürültü) hem de gözlemcinin algısal tepkisi dikkate alınmalıdır, çünkü alınan bir görüntüde teşhisin doğru koyulabilmesi görüntünün kaliteli olmasına ve ihtiyaç duyulan gerekli bilgiyi sağlamasına bağlıdır.

CNR, MTF, NPS ve DQE gibi parametreler sistemlerin görüntü kalitesini iyi şekilde karakterize etse de medikal görüntü, klinik bilgileri görsel olarak temsil eden bir araç olduğundan, bir noktada kalite, gözlemcinin (radyolog v.b) yargısına dayanmaktadır. Bu nedenle, sistemin genel performansının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden birisi de gözlemci tabanlı yöntem olan kontrast-detay analizidir (Rivetti, 2011).

2.6.1. Kontrast-Detay (C-D) Analizi

Bir gözlemci tarafından belirli bir boyuttaki objeyi belirli bir dozda algılamak için gerekli minimum kontrast, “eşik kontrastı” olarak adlandırılır; özetle gözlemlenen objedeki en düşük kontrast değeridir. Bu eşiğin çapın bir fonksiyonu olarak çizilmesine kontrast detay eğrisi denir ve kontrast detay eğrisinin belirlenmesi kontrast detay analizidir (Alsager, 2009). C-D analizi gözlemci performansının tespit edilmesinde ve belirli bir dozda farklı görüntüleme sistemlerinin karşılaştırılmasında oldukça faydalı test yöntemidir (Borg, 2015). C-D analizi literatürde düşük-kontrast detay tespiti, C-D çözünürlüğü veya C-D performansı olarak da adlandırılmaktadır.

Radyolojik sistemlerde gerçekleştirilen kalite kontrol ve performans testlerinde kullanılan fantomlar farklı anatomik detayları kapsayacak şekilde de üretilebilir. Ancak genellikle insan vücudunun radyasyonu zayıflatma ve saçma özelliklerini taklit eden su fantomları gibi basit homojen fantomlar kullanılmaktadır (Rivetti, 2011). C-D analizinde öncelikli amaç klinik lezyonlara benzeyen düşük kontrasta ve küçük çapa sahip ayrıntıları incelemek olduğundan, kullanılan fantom farklı boyut ve kalınlıklarda bir dizi objeyi içeren CDMAM 3.4 fantomudur ve fantom detayları “Malzeme ve Yöntem” bölümünde ayrıntılı olarak açıklanmıştır. X-ray görüntüleme sistemlerinde optimizasyon çalışmaları gerçekleştirmenin bir yolu, CDMAM, C-D analiz fantomu gibi klinik olmayan fantomları kullanmaktır.

2.6.2. Otomatik Işınlama Kontrol (AEC) Sistemi

X-ray görüntüleme cihazlarında tutarlı bir görüntü kalitesinin elde edilebilmesi için AEC sistemi zorunludur ve modern sistemlerde oldukça güvenilirdir. AEC, sıkıştırılmış memenin kalınlığını ve bileşimini algılayıp, ardından tüp potansiyelini, anot/filtre kombinasyonunu ve hasta doz limitini aşmayacak şekilde optimal görüntülemeyi sağlayacak ışınlama süresini otomatik olarak seçmektedir. Ayrıca, görüntü alıcısına önceden ayarlanmış seviyede bir radyasyon geldiğinde ışınlamayı sonlandırmaktadır (Hogg ve diğ., 2015). AEC sistemi bir veya daha fazla radyasyon dedektörünü (iyon odası veya katı-hal dedektörü) kapsamaktadır ve bu dedektörlerin görüntü üzerinde görünür bir radyografik kontrast oluşturmaması gerekir. Mamografi gibi düşük enerji ile çalışan x-ışın ünitelerinde bunu sağlamak oldukça zordur bu nedenle dedektörler görüntü alıcısının arkasına yerleştirilmiştir. Bu durumda çoğunlukla katı-hal

dedektörleri kullanılmaktadır (Dance ve diğ., 2014). Dedektörlerin konumu, teknisyene hasta konumlandırmasında yardımcı olmak için göğüs destek masası üzerine denk gelecek şekilde genellikle sıkıştırma plakası üzerinde gösterilmektedir.

Dijital ünitelerde, AEC artan sıkıştırılmış meme kalınlığı ile sabit bir "CNR" veya CNR'ın azalmasına izin veren 'düşük doz' konfigürasyonu sağlayacak şekilde ayarlanabilir. AEC'nin avantajları ancak AEC'nin doğru şekilde kalibre edilmesi ve uygun şekilde kullanılması durumunda elde edilebilir (Dance ve diğ., 2014).

2.6.2.1. Ortalama Glandüler Dozu (MGD)

Kadın memesi, esas olarak göğüs duvarının pektoral kasları üzerinde konumlanmış zayıflatma katsayıları birbirine çok yakın epitelyal (glandüler) ve adipoz (yağlı) doku ile fibröz dokulardan oluşmaktadır. Meme kanseri ise genellikle glandüler hücrelerinin kontrolsüzce çoğalmasının bir sonucu olarak meydana gelmekte ve nedenleri büyük ölçüde bilinmemektedir (Yorksian ve Rowlands, 2000). Mamografide alınan radyasyon dozlarının kansere neden olma riski vardır ve radyasyona bağlı karsinogenez oluşumunda ise yine en yüksek risk glandüler dokusundadır. Bu nedenle, mamografide verilen radyasyon dozundan kaynaklı riskin ciddiyetini anlamak önemlidir. Mamografide memenin aldığı doz, ortalama glandüler dozun (MGD) tespiti ile değerlendirilir ve kullanılan üç dozimetrik büyüklük vardır (Bouwman ve diğ., 2015):

- Gelen hava kerma (geri saçılım olmadan) (K_i)
- Giriş yüzeyi hava kerması (K_e)
- Ortalama glandüler doz

Ancak, MGD'nin hesaplanması için gerekli olan K_i olduğundan K_e nadiren ölçülür veya kullanılır. MGD'nin hesaplanması detaylı olarak 3. Bölümde açıklanmıştır kısaca; MGD memeye gelen hava kermayı doza dönüştüren, dönüşüm katsayılarından hesaplanmaktadır (Denklem (2.5));

$$MGD = K_i \cdot g \cdot c \cdot s \quad (2.5)$$

Burada g , % 50 glandüleriteye sahip standart bir meme için K_i 'den MGD'ye dönüşüm katsayısıdır; c hasta memesi ile standart meme arasındaki glandülerlik farklılıklarını düzeltir; s ise kullanılan spektrumdaki farklılıkları düzeltir. g ve c katsayıları, memeyi

görüntülemek için kullanılan ışın kalitesine bağlıdır ve HVL'nin bir fonksiyonu olarak Dance ve diğ., (2000, 2009, 2011) çalışmalarında listelenmiştir. Mamografide memenin aldığı doz, seçilen ışınlama parametreleri kadar memenin boyutuna ve bileşimine de bağlıdır.

2.6.2.2.Kontrast-Gürültü Oranı (CNR)

Kontrast, sinyal farkının ortalama sinyale oranıdır. Genel olarak, tıbbi görüntülemelerde, hastalıkların özelliklerini iyi bir şekilde görselleştirmek için yüksek kontrast elde etmek istenmektedir (Dance ve diğ., 2014). CNR, görüntünün arka planındaki bir sinyal farkının yine arka plandaki rastgele dalgalanmalara oranı olarak tanımlanır ve dijital mamografide öncelikli amaç, dedektörde hedef bir CNR'a ulaşmaktır. Görüntü kontrastı ise bir görüntüdeki iki bitişik yapının ortalama piksel değerlerindeki farkın ölçüsüdür ve görüntüdeki gürültü hakkında bilgi vermemektedir. Bu nedenle dijital sistemlerin değerlendirilmesinde görüntü kontrastı yerine CNR kullanılır (Alsager, 2009).

Memedeki kanserli yapılar (lezyonlar), glandüler meme dokusu ile benzer yoğunluğa sahip olabileceğinden, memedeki şüpheli yapıları, glandüler dokudan ayırt etmek için mamografi sistemlerinde yüksek kontrast gerekmektedir. Lezyonlar ve çevre dokular arasındaki kontrastı etkileyen birçok değişken bulunmaktadır, bunlar arasında ışınlama faktörlerinin optimizasyonu, sıkıştırma plakasının kullanımı ve memenin pozisyonu sayılabilir (Hogg ve diğ., 2015).

Mamografide, CNR genellikle, tek tip bir arka plan (genellikle 20 mm-70 mm arasında değişen bir dizi Polimetilmetakrilat (PMMA) plakaları) arasına yerleştirilmiş çok ince bir nesnenin (örneğin, 10 mm x 10 mm x 0,2 mm alüminyum plakası) görüntüsünden hesaplanmaktadır (Denklem (2.6));

$$CNR_{ölçülen} = \frac{|MPV(AI) - MPV(PMMA)|}{\sqrt{\frac{SD(AI)^2 + SD(PMMA)^2}{2}}} \quad (2.6)$$

Burada, MPV_{AI} ve MPV_{PMMA} sırasıyla, AI ve PMMA plakalardaki ortalama piksel değerleri, SD_{AI} ve SD_{PMMA} ise AI ve PMMA'daki standart sapma değerleridir (NHSBSP, 2009a). Mamografi sistemlerinde, doz-görüntü kalitesi ilişkisinin bilinmesi, hasta dozunun sabit bir görüntü kalitesinde en aza indirilmesine veya CNR'daki

herhangi bir iyileşmenin, hasta dozundaki bir artışla kantitatif olarak dengelenmesine olanak sağlamaktadır (Huda ve diğ., 2003). Bu durumda meme dozunu ve maruz kalma süresini kabul edilebilir bir seviyede tutarken CNR'ı korumak önemlidir.

2.7. Dedektör Homojenite Hatası

Dijital sistemlerde homojenite hatası, dedektörün her bir parçasından aynı tepkinin alınamadığı durumlarda gözlemlenir. Meme kanserinin erken teşhisinde, sistemin yeterli seviyede görüntü kalitesini sağladığını garantilemek için oldukça önemli bir parametredir. Dijital radyografi (DR) sistemlerindeki homojenite hataları, genellikle görüntü alıcısının uygun olmayan kalibrasyonundan, dedektördeki kusurların meydana getirdiği artefaktlardan, heel (topuk) etkisinden ve x-ışınının dedektörde dengesiz dağılımından kaynaklanmaktadır. Ayrıca, sadece dedektör yerine tüm sisteme bakıldığında hedef/filtreler, grid ve sıkıştırma plakası ile ilgili sorunlarda homojenite hatasına neden olmaktadır (Hogg ve diğ., 2015).

DR sistemleri, Bölüm 2.3.1’de bahsedilen “düz-alan düzeltmesi (kazanç ve ofset düzeltmesi)” adı verilen standart dedektör kalibrasyonu işlemleri ile bu hataları çoğunlukla düzeltmektedir (NHSBSP, 2009a), (Ergün, 2015). Bu nedenle homojenite hatası flat-panel dedektörlerde genellikle düşüktür, ancak yine de hatalı dedektör kalibrasyonu, görüntü alıcısı kusurlarının neden olduğu artefaktlar gibi dijital sistemlerle ilgili birçok sorun, homojenite hatasının tespit edilmesiyle belirlenmektedir (Baldelli ve diğ., 2020).

2.8. Görüntüdeki Gürültü Kaynakları

Gürültü, görüntülenen obje ile ilişkili olmayan, dedektörden gelen çıkış görüntüsündeki değişikliklerdir. Gürültü görüntüdeki düşük kontrastlı ayrıntıları gizleyebileceğinden, ölçülmesi önemlidir. Gürültü, ayrıca dijital bir görüntüde ortalama piksel değerlerindeki (MPV) dalgalanma olarak da tanımlanır, bu nedenle dijital sistemlerin optimize edilmesinde ve değerlendirilmesinde çok önemli bir parametredir.

Dijital bir mamogramda birden fazla gürültü kaynağı vardır bunlar: birincil kuantum gürültüsü, ekstra Poisson gürültüsü, ikincil kuantum gürültüsü, yapısal gürültü, elektronik gürültü ve örtüşmedir (aliasing) (Evans ve diğ., 2002). Örtüşme Bölüm

2.3.1’de açıklanmış olup, tezin bu bölümünde dijital sistemlerdeki diğer gürültü kaynakları açıklanmaktadır. Kuantum gürültüsü bazen “beyaz gürültü” olarak adlandırılmaktadır. Bir görüntüdeki her bir gürültü kaynağı, bunların ışınlama seviyesi ve uzaysal frekans ile ilişkileri, NPS'nin daha iyi anlaşılabilmesi için literatürde incelenmiştir (Evans ve diğ., 2002), (Mackenzie ve Honey, 2007).

2.8.1. Birincil Kuantum Gürültüsü

Birincil gürültü kaynağı genellikle bir “Poisson süreci” olarak da kabul edilen, fotonların görüntü alıcısına gelişigüzel gelişidir. Bu durumda, birincil kuantum gürültüsü, dedektör tarafından emilen x-ışını fotonlarının sayısı ve emilen enerji ile ilgilidir, özetle emilen fotonların sayısı ve etkileşim başına emilen enerji ile orantılıdır. Hastadan geçip dedektöre ulaşan ve burada soğrulan foton sayısı ne kadar azsa kuantum gürültüsü o kadar yüksek olacaktır.

Kuantum gürültüsü sinyalle bulanıklaştığından, toplam NPS'ye katkı, her bir uzaysal frekans için MTF'nin karesiyle orantılı olacaktır. İdeal olarak, bir görüntüdeki ana gürültü kaynağının kuantum gürültüsü olması beklenir ve büyüklüğü, dedektörün soğurma özelliklerinden ve ışın kalitesinden etkilenmektedir (Mackenzie ve Honey, 2007).

2.8.2. Ekstra Poisson Gürültüsü

Birincil kuantum gürültüsü dışındaki diğer gürültü kaynakları, x-ışını fotonlarının ışık fotonları, elektrik yükü gibi ikincil başka fotonlara dönüştürülmesiyle ilgilidir. Etkileşen x-ışını başına algılanan ikincil fotonların sayısında farklılıklar olduğundan, birincil kuantum gürültüsü, birincil soğrulmadan gelen gürültüyü tam olarak tanımlamaz. Ekstra gürültünün nedenleri, x-ışınının çok enerjili doğasından, dedektörde emilen enerjinin dağılımından ve algılanan ışık fotonları, elektrik yükü gibi ikincil fotonların sayısındaki değişiklikten kaynaklanmaktadır. Birincil ve ekstra gürültülerin, MTF'nin karesiyle orantılı olduğu varsayılır. Bu nedenle, ekstra gürültü ile birincil kuantum gürültü arasında, Poisson ekstra gürültü faktörü (n_{ex}) olarak adlandırılan basit bir oran vardır (Mackenzie ve Honey, 2007). Ekstra gürültünün büyüklüğü birçok farklı faktörden etkilenir ve bunun bazı modellemeleri yapılmıştır (Hadjok ve diğ., 2006).

2.8.3. İkincil Kuantum Gürültüsü

İkincil kuantum gürültüsü de Poisson gürültüsüdür ve ikincil fotonların (ışık fotonları, elektrik yükü) dönüştürüldüğü görüntüleme zincirinin her aşamasında meydana gelir. Her aşamada üretilen ikincil taşıyıcıların sayısının tersi ile orantılıdır ve tespit işlemi sırasında her foton dönüşümünde ikincil kuantum gürültüsü oluşturulur.

Özetle, kuantum gürültüsünün kaynağı, birincil ve eğer varsa ikincil foton dağılımındaki değişikliklerdir. Fotonlar tarafından oluşturulan tüm görüntüler doğası gereği istatistikseldir, yani görüntü hastanın zayıflatma özelliklerinden tahmin edilebilmesine rağmen, “ortalama tahmin edilen değer” etrafında rastgele dalgalanacaktır. Poisson istatistiğinden dolayı, bu gürültü Denklem (2.7)’de ki gibi ışınlamanın karekökü ile orantılıdır (Dance ve diğ., 2014);

$$\sigma_q = \sqrt{Q} \quad (2.7)$$

Burada, σ_q kuantum gürültüsü için standart sapma, Q ise dedektöre gelen x-ışını fotonlarının sayısıdır (Konstantinidis, 2011).

2.8.4. Yapısal Gürültü

Görüntüdeki rastgele olmayan, görüntüleme sistemi ile ilişkili olan değişiklikler yapısal gürültü olarak bilinir. Yapısal gürültü, dedektörün kalınlığındaki değişikliklerden, dedektörün okuma cihazına bağlanma verimliliğinden veya yükselteç kazançlarındaki değişikliklerden dolayı dedektör içindeki yapıdan kaynaklanır ve ışınlama ile orantılıdır. Yapısal NPS ise giriş sinyalinin karesiyle orantılıdır. Yapısal gürültü standart dedektör kalibrasyonu (flat-field correction) ile azaltılmaktadır (Evans ve diğ., 2002). Bu işlem, görüntüleme sisteminde seçilen tipik bir ışın kalitesi kullanılarak, yüksek dozda birden çok görüntünün alınması ile gerçekleştirilir. Daha sonra, dedektör boyunca hassasiyetteki değişiklik ve x-ışın alanındaki değişiklikler için gelecekteki ışınlamalar düzeltilir. Mamografide bu işlem, dedektörden kaynaklanan farklılıkların yanı sıra anot/topuk etkisi nedeniyle görüntüde oluşan gradyanı da ortadan kaldırmaktadır (Konstantinidis, 2011).

Bir TFT okuma cihazı, zamanla kayabilen ve aynı zamanda sıcaklığa duyarlı olan birçok amplifikatöre sahiptir. Eğer “düz-alan kalibrasyonu” artık sistem için uygun veya

yeterli değilse, görüntüde amplifikatör tarafından kaplanmış dikdörtgen bir alan görünebilir. Bu nedenle, dedektörün düzenli olarak yeniden kalibre edilmesi ve sıcaklık kontrolünün iyi yapılması önemlidir. Ayrıca yapısal gürültünün dedektörün SNR'ını iyileştirmek için kaldırılması gereklidir.

2.8.5. Elektronik Gürültü

Elektronik gürültü, ek gürültü olarak da adlandırılır, sistemdeki elektronik bileşenler tarafından ortaya çıkar, bu nedenle dedektör x-ışınına maruz kalmadığında (giriş sinyali olmadığında) bile mevcut olabilir ve büyüklüğü dedektör tasarımına bağlıdır. Elektronik gürültüden kaynaklanan NPS, sinyalden bağımsızdır, bu nedenle bu gürültü kaynağı, düşük hava kerma seviyelerinde daha önemli olur.

Flat-panel dedektörlerde elektronik gürültünün ışınlama seviyesinden bağımsız olarak, karanlık gürültü, okuma gürültüsü, amplifikatör gürültüsü gibi farklı nedenleri vardır. Dedektörün yükselticilerinde elektronik gürültü oluşabilir, grid kaynaklı olabilir veya parazitik kapasitans oluşturan TFT anahtarlardan dolayı gürültü oluşabilir. a-Se dedektörde optik anahtarının şeritleme elektrotları, parazit etkisini azaltmaktadır (Irisawa ve diğ., 2009). Giriş sinyali olmadan dedektörden kaynaklanan gürültüyü kaldırmak için görüntüye “karanlık gürültü düzeltmesi” uygulanır. Bu düzeltme sinyalle alakalı yapısal gürültüyü kaldırır ancak elektronik gürültünün rastgele varyasyonlarını ortadan kaldıramaz. Elektronik gürültüyü etkileyecek hiçbir bulanıklaştırma işlemi yoktur, bu nedenle elektronik gürültü genellikle beyazdır, yani NPS tüm uzaysal frekanslarda sabittir.

Yukarıda açıklanan gürültü kaynakları, örneklemeden önce Nyquist frekansının üzerinde sinyale sahip olabilir, bu durumda “örtüşme” gürültüsü oluşacaktır. Örnekleme teorisine göre, görüntü Nyquist frekansından daha yüksek frekanslar içerdiğinde örtüşme meydana gelir ve bu hem sinyali hem de gürültü transferini (sırasıyla MTF ve NPS) etkileyebilir. Örtüşmenin, direk dönüşümlü flat-panel dedektörlerde (a-Se TFT) etkisi oldukça fazladır (Konstantinidis, 2011).

Pratikte, dedektör tarafından soğrulan doza göre değişen oranlarda kuantum, elektronik ve yapısal gürültünün tespit edilmesi mümkündür. Soğrulan doza göre davranışlarındaki farklılık, gürültü bileşenlerini ayırmayı mümkün kılar. Bir görüntüde yüksek elektronik

veya yapısal gürültü varsa, görüntü kalitesi beklenenden daha düşük olabilir. Bu nedenle, ek gürültü kaynaklarının büyüklüğü QC testinde kontrol edilmesi gereken önemli bir parametredir (Yaffe, 2010).

2.8.6. Göreli (Relative) Gürültü

NHSBSP (2009a, 2016, 2017, 2019) teknik değerlendirmelerinde ve EUREF (2013) test protokolünde gürültünün analizi için benzer metodoloji verilmiştir. Bir görüntüdeki gürültü, görüntü üzerinde belirlenen 2,5 cm x 2,5 cm lik ilgi alanındaki (ROI) ortalama piksel değerindeki değişimden hesaplanabilir. Diğer bir deyişle, gürültü ROI'deki ortalama piksel değerinin standart sapmasıdır (SD). Genel olarak, bir dijital görüntüleme sistemindeki gürültünün kuantum, elektronik ve yapısal gürültü olmak üzere üç bileşenden oluştuğu varsayılır. Bir ROI'deki toplam SD, gürültü bileşenlerinin karelerinin toplamı olarak Denklem (2.8) ve (2.9)'da ki gibi yazılabilir (Bouwman ve diğ., 2009);

$$SD_{\text{toplam}}^2 = SD_e^2 + SD_q^2 + SD_s^2 \quad (2.8)$$

$$(SD_{\text{toplam}})^2 = k_e^2 + k_q^2 p + k_s^2 p^2 \quad (2.9)$$

SD_{toplam} standart ROI deki toplam standart sapma; SD_e , SD_q , ve SD_s sırasıyla elektronik, kuantum ve yapısal gürültüden kaynaklı standart sapmalar; “p” ortalama piksel değeri; k_e , k_q , ve k_s ise sırasıyla elektronik, kuantum ve yapısal gürültü katsayılarıdır. Gürültünün, detektördeki doza ve dolayısıyla ortalama piksel değerine büyük ölçüde bağlı olduğu varsayılmıştır, bu durumda gürültü ve ortalama piksel değeri arasında Denklem (2.10) ile açıklanan basit bir üstel ilişki vardır (Bouwman ve diğ., 2009);

$$\frac{\text{Gürültü } (\sigma_p)}{p} = k_t p^{-n} \quad (2.10)$$

Burada, $\frac{\text{Gürültü}}{p}$, göreli (bağıl) gürültüdür, k_t sabittir ve görüntüde yalnızca kuantum gürültü varsa n değeri 0,5'tir. Ancak pratikte, elektronik ve yapısal gürültüden dolayı 0,5'ten biraz daha düşük veya yüksek olabilir. Göreli gürültü, mutlak gürültüden daha kullanışlı bir ölçüdür, çünkü göreli gürültü; gürültünün, doz ile doğrusal ilişkisi olan ortalama piksel değerine normalize edilmesidir (Bouwman ve diğ., 2009).

Karşılaştırmayı kolaylaştırmak için, Denklem (2.9) göreli gürültü (SD_{toplam}/p) cinsinden Denklem (2.11) gibi yeniden yazılabilir;

$$(SD_{\text{toplam}}/p)^2 = k_e^2/p^2 + k_q^2/p + k_s^2 \quad (2.11)$$

Mamografi sisteminde gürültü ölçümünün test geometrisi, IEC 62220–1–2 standardındaki (IEC, 2007) NPS ölçüm geometrisi ile benzerdir ve 3. Bölümde detaylı olarak anlatılmıştır.

2.9. Fiziksel Karakterizasyon

Bir x-ışını dedektörünün performans özellikleri hem konum hem de frekans uzayında belirlenmektedir. Fiziksel karakterizasyon, elde edilen dijital görüntülerin frekans ortamında değerlendirildiği kantitatif (nicel) verilere dayanmaktadır, bu işlem Fourier dönüşümü ile zamana bağlı bir sinyalin frekans ortamına taşınması ile gerçekleştirilir. Böylece, görüntüye ait bilgiler uzaysal frekanslar (mm^{-1}) cinsinden ifade edilebilmektedir. Sinyal transfer fonksiyonu (STP) konum uzayında hesaplanırken, MTF, NPS ve DQE ise frekans uzayında hesaplanır. Bu parametreler x-ışını dedektörünün sinyal ve gürültü özelliklerini tanımlayan parametrelerdir. STP, dedektörün giriş sinyaline verdiği yanıtı gösterir. MTF, görüntüyü oluşturan farklı uzaysal frekansların kontrast azalmasını tanımlar, NPS ise gürültünün frekans bileşenlerini tanımlar. Son olarak, DQE, dedektörün $(\text{SNR})^2$ 'yi giriş aşamasından çıkış aşamasına aktarma yeteneğini gösterir (Konstantinidis, 2011). Bu sayısal ölçümlerin avantajlarından birisi yüksek oranda tekrarlanabilir ve dedektördeki değişikliklere karşı hassas olmasıdır. Ancak fiziksel karakterizasyon için gerekli olan ham (raw) görüntüye erişim, testleri uygulayacak personelin eğitimi (yetkin personelin olmaması) ve verilerin analizi için kullanılması gereken yazılımların temin edilmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

DQE'nin görüntüleme performansını değerlendirmek için en uygun parametre olduğu konusunda artan bir fikir birliği vardır, çünkü görüntüleme sistemlerinde objelerin tespit edilebilirliği doğrudan DQE ile bağlantılıdır (Rivetti ve diğ., 2006). Bu durumda, yüksek DQE'ye sahip bir sistem düşük DQE'ye sahip başka bir sistem ile kıyaslandığında; aynı kontrast-detay çözünürlüğüne daha düşük bir doz seviyesinde veya aynı doz seviyesinde daha yüksek bir kontrast-detay çözünürlüğüne ulaşacaktır.

DQE'nin, obje boyutunun bir fonksiyonu olarak, görüntüleme sisteminde kontrast ve gürültü performanslarının etkisini birleştirdiği söylenebilir. Özetle, dijital bir görüntüleme sisteminde fiziksel özelliklerin tam bir karakterizasyonunu yapabilmek için, STP, MTF, SNR, NPS ve DQE'nin belirlenmesini gerekir.

2.9.1. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)

Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak bir sistemin kontrastının bozulmasının ölçümüdür ve bir görüntüleme sisteminin netliğini (keskinliğini) anlamak için oldukça yararlı bir ölçüm yöntemidir. Daha spesifik olarak MTF, uzaysal frekansların görüntüleme sistemi aracılığıyla nasıl aktarıldığını açıklar, böylece uzaysal çözünürlük hakkında daha derin ve daha objektif bir fikir verir.

Bir sistem tarafından görüntülenen sinüzoidal bir dağılım, genliğin bu dağılımın ortalama değerine oranı olarak tanımlanan modülasyon açısından karakterize edilir. Çıkış modülasyonunun, giriş modülasyonuna oranı, uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak ifade edildiğinde, sistemin optik transfer fonksiyonu (OTF) olarak adlandırılır. Ayrıca sistemin iki boyutlu (2D) nokta dağılım fonksiyonunun (PSF) veya tek boyutlu çizgi dağılım fonksiyonunun (LSF) Fourier dönüşümü olarak da tanımlanır. MTF, OTF'nin mutlak değeridir, ayrıca bir sistemin tüm frekanslarda sinüzoidal bir sinyale (s), (u, v) frekans değeri ile verdiği yanıtı ve Denklem (2.12) ile ifade edilir;

$$MTF(u,v) = \frac{|FT_{out}(u,v)|}{|FT_{in}(u,v)|} \quad (2.12)$$

Burada FT, giriş ve çıkış sinyallerinin Fourier dönüşümüdür, Dobbins III (1995, 2000), “ u ” ve “ v ”, frekans uzayındaki 2D yönlerdir.

Bir dijital dedektörün toplam MTF'si aslında hem "ön-örnekleme (presampling) (pMTF)" hem de "dijital" bileşeni içerir. Ancak, iki farklı dijital dedektörün çözünürlüklerinin karşılaştırılmasında yalnızca pMTF kullanılır ve bu çalışmada “MTF” ile ifade edilen daima presampling MTF (pMTF)'dir. İlaveten, literatürde hesaplanan ve rapor edilen MTF'de genellikle pMTF'dir ve yalnızca MTF olarak ifade edilmektedir. pMTF, piksel matrisi tarafından örnekleme aşamasına kadar sistemin tepkisini açıklar, ancak örnekleme işlemi içermez ama dönüştürücü katmanındaki bulanıklaştırma işlemini ve örnekleme açıklığının etkisini içerir. Diğer bir ifadeyle MTF, sinüzoidal bir sinyalin

(zamana bağılı) Fourier alınması olduğundan örnekleme içermez, örneklemenin etkisi dahil edilmediğinden, pMTF, herhangi bir örtüşme (aliased) sinyalde içermez (örtüşmenin nedeni örnekleme olduğundan). Dijital MTF ise hem bulanıklığı hem de örnekleme fonksiyonunu içerir. Eğer, bir dijital sistemde fazla örneklemeden (supersampling) dolayı örtüşme yoksa Dijital MTF ve pMTF aynıdır. Eğer yetersiz örneklemeden (undersampling) dolayı örtüşme varsa iki MTF örtüşmeden etkilenen frekanslarda farklı olacaktır. Dijital MTF bu frekanslarda daha yüksektir, çünkü hem sistemin bu frekanslardaki yanıtını hem de Nyquist frekansından daha yüksek frekanslardan gelen örtüşme bilgilerini de içerir edilir, Dobbins III (1995, 2000).

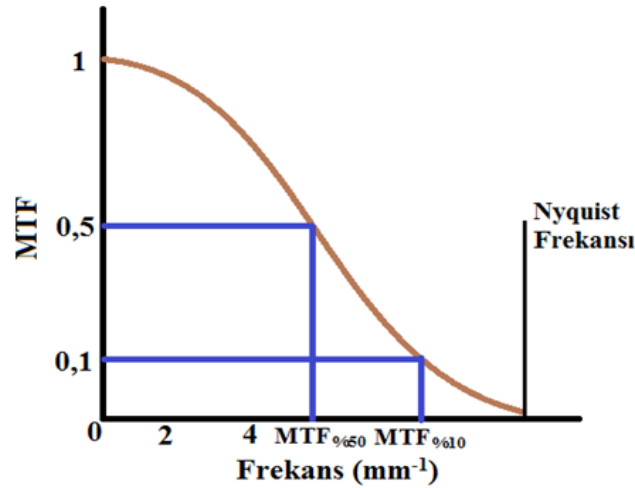
MTF'yi ölçmek için bir görüntü oluşturma'nın farklı yöntemleri vardır; nokta kaynak (point source) (Fetterly ve diğ., 2002), kenar metodu (edge) Samei ve diğ., (1998, 2006), yarık metodu (slit) (Fujita ve diğ., 1992). Kenar metodunun yaygın olarak kullanılmasının birkaç nedeni vardır: kurulumu kolaydır; yüksek ışınlama şartları gerekmez, bir kenar görüntüsünün elde edilmesi nispeten basittir; ölçümler tekrarlanabilir (Marshall ve diğ., 2011b); düşük uzaysal frekansların iyi karakterizasyonunu sağlar (Cunningham ve Reid, 1992). Özetle, kenar yöntemi, ölçümün dikkatli bir şekilde yapılması şartıyla daha pratik, sağlam ve tekrarlanabilir olduğundan MTF'yi ölçmek için kullanılmaktadır. Bu çalışmada MTF ölçümü için IEC (2007) ve IPREM Report 32 (VII)'de detaylı açıklaması yer alan kenar metodu kullanılmıştır.

MTF, bir dedektör karakterize edildiğinde iki ortogonal yönde ölçülür ve MTF'in belirlenmesi için seçilen frekanslar, sıfırdan Nyquist frekansına kadardır. Frekans " $1/\Delta$ " örnekleme hızı veya örnekleme frekansı olarak adlandırılır, " Δ " örnekleme aralığıdır ve dijital sistemlerde piksel boyutuna karşılık gelir. Örnekleme frekansından daha yüksek frekanslarda sistem tarafından bir sinyal geçirilemez, örnekleme frekansı ise Nyquist frekansı ($1/2\Delta$) tarafından belirlenir. MTF, ölçümde hiçbir örtüşme olmaması için yüksek bir örnekleme frekansı kullanılarak ölçülür. Bu frekans aralığında örtüşme olmadan MTF'yi tam olarak tanımlamak için daha ince bir örnekleme (yani fazla örnekleme) kullanılmalıdır. Bu fazla örnekleme, piksel dizisine göre hafif eğimli yarık (Fujita ve diğ., 1992) veya kenar test aparatı (Samei ve diğ., 1998) kullanılarak elde edilir (genellikle $1,5^0$ - 3^0). Dedektörün orijinal örnekleme aralığı en az beş

kat daha küçük bir örnekleme mesafesi sağlayan açılı seçilebilir (Båth, 2003). Bu açılı yönlendirme, açının tanjantının tersiyle orantılı olarak örnekleme aralığında bir artışa neden olur. MTF'in belirlenmesi için, alınan kenar görüntüsünden farklı algoritmalar kullanılarak kenar dağılım fonksiyonu (ESF) elde edilir, sonrasında LSF'yi elde etmek için ESF'nin türevi alınır (Denklem (2.13)) ve MTF ise Denklem (2.14)'te gösterildiği gibi LSF'nin Fourier dönüşümünden elde edilir (Samei ve diğ., 1998), (EUREF, 2013). MTF Şekil 2.5'te görüldüğü gibi, sıfır (0) frekansta bire (1) normalize edilir ve daha sonra örtüşmeden kaçınmak için Nyquist frekansına (f_{Ny}) kadar hesaplanmaktadır.

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \quad (2.13)$$

$$MTF = |F[LSF(x)]| \quad (2.14)$$



Şekil 2.5. MTF'nin grafik olarak gösterimi

2.9.2. Gürültü Güç Spektrumu (NPS)

Dijital bir görüntüde gürültünün analizi, Bölüm 2.8'de açıklandığı gibi konum uzayında veya NPS kullanılarak frekans uzayında yapılabilir. NPS, radyografik görüntülerdeki gürültüyü karakterize etmek için oldukça kullanışlı bir parametredir ve bir görüntü yoğunluğunun (görüntü piksel değeri) varyansını uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak tanımlar (EUREF, 2013).

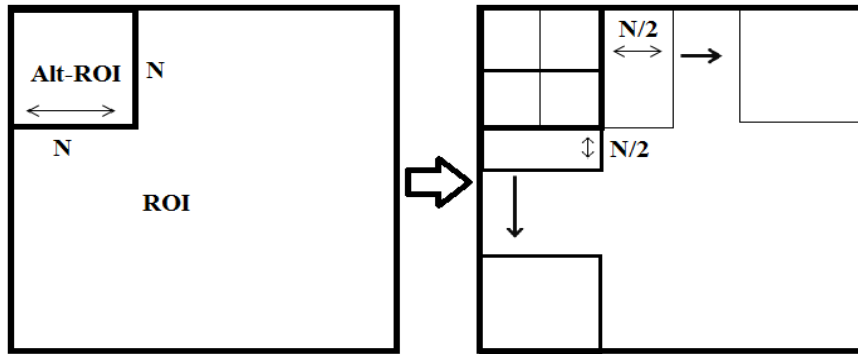
NPS'si ölçmek MTF'i ölçmekten daha basittir ancak NPS ölçümlerinde nihai sonucu etkileyecek olan MTF'den daha fazla faktör vardır. NPS'nin dikkatli analizi, dedektörün

performansı hakkında MTF'den daha fazla bilgi verecektir. NPS, dijital dedektörün üzerinde hiçbir test aparatı olmadan alınan görüntüsünden hesaplanır ve genellikle 60 x 60 mm² lik ROI bu görüntüden çıkartılır. Analiz, ortalama arka plan sinyali (S) kaldırılarak N_x ve N_y boyutundaki küçük alt-ROI'ler ($I(x,y)$) de yapılır. Ölçümler birden fazla alt-ROI üzerinden yapılır ve ortalama değer hesaplanır (Şekil 2.6). Alt-ROI ler seçilen ROI'nin alanını kapsamalldır, örtüşen veya örtüşmeyen olabilir. Bu durumda NPS Denklem (2.15) ile tanımlanır;

$$NPS_{out}(u,v) = \frac{\Delta x \Delta y}{MN_x N_y} \sum_{m=1}^M |FT\{I(x_i, y_i) - S(x_i, y_i)\}|^2 \quad (2.15)$$

Burada, Δx ve Δy sırasıyla yatay ve dikey yöndeki piksel aralığı; M ROI sayısı; $I(x_i, y_i)$, x_i ve y_i noktasındaki doğrusallaştırılmış piksel değeri ve $S(x_i, y_i)$ ortalama arka plan sinyalidir (isteğe bağlı olarak takılan iki boyutlu polinomdur) (IEC, 2007).

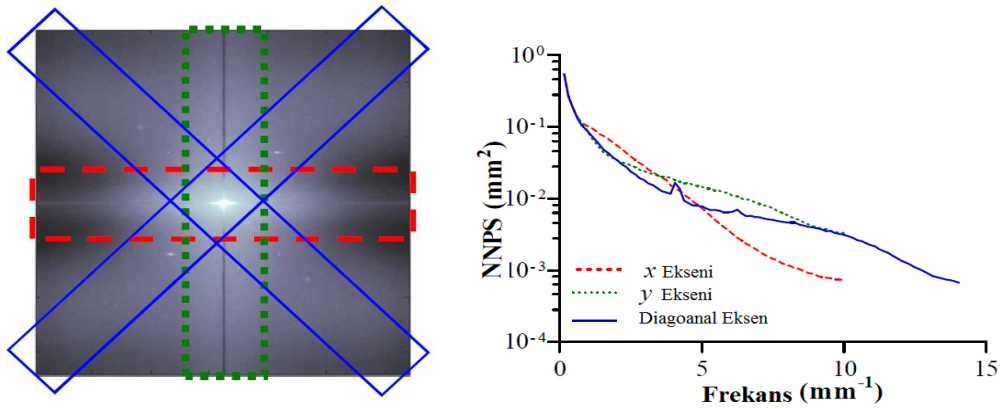
NPS'nin büyüklüğü, orijinal görüntülerin doğrusallaştırılmasına bağlı olacaktır. NPS birimleri doğrusallaştırma yöntemine bağlıdır, eğer piksel değerleri hava kermaya (μGy) doğrusallaştırılmışsa birimler $\mu Gy^2 mm^2$ 'dir, burada μGy^2 ($I-S$) karesinden ve mm^2 Denklem (2.13)'te ki Δx ve Δy 'dendir (IPEM, 2010). Veriler, birim alan başına düşen foton sayısına (Q) veya birim alan başına soğrulan enerjiye de (E) doğrusallaştırılabilir.



Şekil 2.6. NPS ölçümü için hareketli ve örtüşen alt-ROI'ler

Hesaplanan NPS, iki boyutlu (2D) bir dizidir ve tek boyutlu (1D) bir eğri olarak görüntülenir. Veriler, x ve y yönlerinde (farklı yönlerde) gruplandırılır ve NPS verilerinin, eksenlerin her iki tarafındaki bir dizi satır veya sütun üzerinden ortalaması alınır. Eksenlerin kendileri hesaplamada kullanılmaz. İlaveten, tüm NPS'nin radyal

ortalaması hesaplanabilir. Şekil 2.7 kullanılan tipik alanları ve elde edilen 1D NPS eğrilerinin bir örneğini göstermektedir (Mackenzie ve Marshall, 2019). Genellikle NPS izotropiktir, ancak Şekil 2.7’de elde edilen eğrilere görüntü işleme uygulanmıştır, bu sebeple eğriler her yönde farklıdır. Bu, NPS'nin görüntü işlemeye duyarlı olduğunu göstermektedir. NPS ölçümleri, görüntüye uygulanan herhangi bir görüntü işlemeye duyarlıdır ve rotasyonel olarak simetrik değildir bu nedenle herhangi bir ekseninde verilerin sadece yarısının örneklenmesi gerekir.



Şekil 2.7. 370 μGy 'de Fujifilm için farklı yönlerde 2D NPS'nin 1D gösterimi (Mackenzie ve Marshall, 2019)

Kullanılan dedektör teknolojisi, dedektördeki hava kerma ve gelen x-ışınının kalitesi gibi birçok faktör NPS ölçümünü etkilemektedir. Ayrıca dijital bir sistemde MTF'nin yorumlanmasında var olan örtüşme problemleri, NPS'nin yorumlanmasında da geçerlidir. NPS'nin ölçümü için deneysel koşulların (ışın kalitesi ve doz gibi) yapılan testle ilgili olacak şekilde seçilmesi gerekir (Marshall, 2009). NPS'in çeşitli kullanımı vardır, bunlar;

Kalite kontrol: NPS, dedektör dozu veya ışınlama parametrelerindeki değişikliklere duyarlı olduğundan, bir QC testi olarak oldukça kullanışlıdır. NPS'nin bir QC aracı olarak kullanılması bir dizi protokole tavsiye edilmektedir (IPEM, 2010), (EUREF, 2013), (Marshall ve diğ., 2011a), (Michael, 2017).

Dedektörlerin karşılaştırılması: Dedeksiyon kuantum verimliliği (DQE), NPS, MTF gibi sayısal nicelikler kullanılarak hesaplanmaktadır. DQE farklı dedektör türlerinin verimliliğini karşılaştırmak için en uygun parametredir bu nedenle NPS ölçümü DQE'nin belirlenmesi için önemlidir (IEC, 2007), (IEC, 2015).

Gürültü kaynakları: Genel olarak, bir dedektörde ortaya çıkan ana gürültü kaynakları, Bölüm 2.8’de ayrıntılı olarak bahsedildiği gibi elektronik gürültü, kuantum gürültü ve yapısal gürültüdür.

Görüntü değişikliği: NPS'nin, görüntülerde doz azaltımını simüle etmek için kullanılabilecek gerçek bir gürültü görüntüsüne dönüştürülebileceği yapılan bazı çalışmalarda gösterilmiştir (Båth ve diğ., 2005).

2.9.2.1. NPS nin Normalizasyonu (NNPS)

NPS'nin büyüklüğü, orijinal görüntülerin verilerini doğrusallaştırmak için kullanılan sinyal transfer özelliklerine (STP) bağlı olacaktır. Bu mutlak gürültü ölçüsüdür. NPS'nin tanımından (Denklem (2.15)), NPS'nin herhangi bir sinyal değişikliğinin karesiyle değişeceği, yani görüntüye iki amplifikasyon faktörü uygulanırsa ölçülen NPS'nin 4 faktörü ile değişeceği görülebilir. Doğrusallaştırma yöntemi ve/veya ışınlama şartları farklıysa, sistemlerin NPS'lerinin karşılaştırılması kolaylıkla gerçekleştirilemez. Genellikle bilimsel yayınlarda, doğrusallaştırma yönteminden bağımsız olarak normalize edilmiş bir NPS (NNPS) verilir. Normalizasyonun amacı, NPS için kullanılan görüntüler veya ROI'ler arasındaki sinyal varyasyonlarının doğrudan etkisini ortadan kaldırmaktır.

Gürültünün artan dozlarla azaldığını belirtmek, gürültüyü tanımlamak için fazla basite indirgemektir. Gürültünün büyüklüğü dozla birlikte artacak, ancak artan dozla sinyale göre gürültü azalacaktır. Poisson dağılımına göre ortalama değer, varyansa (σ^2) eşittir, sayıların ortalamasının karekökü standart sapmayı verir ($\sigma=\sqrt{Q}$) (Huda, 2010). Bu durumda, Poisson istatistiklerine göre, gürültünün standart sapması, birim alan başına tespit edilen foton sayısının (Q) karekökü ile değişecektir, yani varyans, tespit edilen foton yoğunluğu ile direkt olarak değişecektir. Bu, bir görüntüdeki baskın gürültü kaynağının kuantum gürültüsü olması durumunda, NPS'nin doz ile doğrudan değişeceği anlamına gelir.

SNR lineerleştirme yönteminden bağımsızdır. NPS için benzer süreç Denklem (2.16)’da gösterildiği gibi NPS'nin ROI içindeki ortalama piksel değerlerinin karesine bölünmesiyle hesaplanabilir. Bu, SNR'nin tersinin karesine eşdeğer olan normalize NPS'yi (NNPS) verir (Dobbins ve diğ., 2006), (Ravaglia ve diğ., 2009);

$$NNPS \text{ (mm}^2\text{)} = \frac{1}{(SNR)^2} = \frac{NPS}{(MPV)^2} \quad (2.16)$$

Bu durumda, NNPS artan dozla azalacaktır, bu görelî (bağıl) gürültünün dozla azalacağını göstermektedir. NPS ve NNPS arasındaki temel farklar Tablo (2.1)'de listelenmiştir;

Tablo 2.1. NPS ve NNPS arasındaki temel farklılıklar

NPS	NNPS
Doz ile doğru orantılı olarak değişir	Doz ile ters orantılı olarak değişir
Gürültünün mutlak ölçüsüdür	Gürültünün görelî (relative) ölçüsüdür
Lineerleştirme metoduna bağlıdır	Lineerleştirme metodundan bağımsızdır
Birimi lineerleştirmeye bağlıdır	mm ²

2.9.2.2. Durağanlık ve Ergodiklik

NPS, tüm görüntü üzerindeki alt-ROI'lerden ve birden fazla görüntü kullanılarak hesaplandığı için, görüntü durağanlık ve ergodiklik kurallarına uymalıdır (Cunningham, 2000). Durağanlık, dedektörün yanıtının tüm ROI'de aynı olmasını ifade eder. Ergodiklik ise dedektörün yanıtının zaman içinde, yani tüm görüntülerde aynı olmasıdır. Bu aynı zamanda NPS'nin birden fazla görüntü boyunca bir pikselden gelen varyasyonlardan hesaplanabileceği anlamına gelir. Kuantum gürültüsü ergodiktir, ancak rastgele değişmeyen bir gürültü olan yapısal gürültü için geçerli değildir, bu nedenle yapısal gürültü NPS ölçümüne dâhil edilmemektedir. Ergodik bir sistemde, topluluk ortalaması, bir bölge üzerinden bir ortalama ile değiştirilebilir. Bu tanım, kuantum gürültü için geçerlidir, çünkü tek tip bir x-ışını alanında, x-ışın fotonları konumsal olarak ilişkili değildir (Dance ve diğ., 2014).

Eğer, dedektörün yanıtı frekans veya zaman uzayında değişirse, NPS ölçümünde alt ROI'lerin kullanılması geçerli olmayacaktır. Görüntüde yapısal gürültünün olması, elde edilen görüntünün ergodikliğe uymadığı anlamına gelir. Bu durum, her görüntüdeki yapısal gürültü ile ayrı ayrı ilgilenilerek aşılabılır, örneğin NPS ölçümü için elde edilen görüntülerden bir görüntü çıkarılabilir. Alternatif olarak, NPS ölçümü, dedektörün küçük bir bölgesinde yapıldığından, sonraki görüntülerdeki ROI, yapısal gürültünün alt ROI'lere göre farklı bir konuma denk gelmesi için kaydırılabilir. Bu sınırlamalara rağmen, NPS'nin kullanımı genellikle yeterince sağlam olarak kabul edilmektedir.

Ayrıca, NPS ölçümleri, görüntüye uygulanan herhangi bir görüntü işlemeye duyarlıdır ve DQE ölçümleri için, görüntülere minimum görüntü işleme uygulanmalıdır.

2.9.3. Gürültü Eşdeğer Kuanta (NEQ)

Gürültü eşdeğer kuanta (NEQ), en yalın ifadeyle ideal bir dedektörde belirli bir SNR'a ulaşmak için gereken etkin foton sayısıdır (Dance ve diğ., 2014). Bir dijital görüntüdeki gürültünün yalnızca Poisson gürültüsü (kuantum gürültü) olduğu varsayılırsa, birim alan başına algılanan foton sayısı (Q) tahmin edilebilir (birimi: $\text{mm}^{-2} \mu\text{Gy}^{-1}$ 'dir). Gürültünün standart sapması (σ), Denklem (2.7)'de ifade edildiği gibi birim alan başına foton sayısının kareköküne eşittir (Huda, 2010); SNR'ın karesi ise Denklem (2.17) ve (2.18)'de ifade edildiği gibi tespit edilen fotonların sayısına eşit olacaktır (SNR_{in} giriş SNR değerini ifade eder);

$$\text{SNR}_{\text{in}} = \frac{Q}{\sqrt{Q}} \quad (2.17)$$

$$\text{SNR}_{\text{in}}^2 = Q \quad (2.18)$$

Frekansa dayalı NEQ tüm gürültünün kuantum gürültüsü olduğu varsayılarak Denklem (2.19)'da gösterildiği gibi ifade edilebilir;

$$\text{NEQ}(u) = \frac{\text{MTF}(u)^2}{\text{NPS}(u)/(\text{MPV})^2} \quad (2.19)$$

Eğer dedektör ideal bir dedektörse, gürültü mükemmel bir şekilde aktarılır ve NEQ birim alan başına giriş fotonlarının sayısına (Q) eşit olur. Ancak, bir görüntüde bulunan başka gürültü kaynakları da vardır ve dedektör % 100'den daha az verimliliğe sahiptir, bu nedenle dedektörler ideal değildir, bu durumda NEQ her zaman Q 'dan küçük olmaktadır. Bu kavram, bir dedektörün verimliliğinin bir ölçüsü olarak kullanılmaktadır ve DQE ölçümünün temelidir.

2.9.4. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE)

DQE, bir dedektörün temel sınırlarının bir ölçüsü olup, bir sistemin girişinden çıkışına SNR'ı aktarma yeteneği olarak tanımlar. Diğer bir ifadeyle DQE, çıkış SNR değerinin (SNR_{out}) karesinin, SNR_{in} 'nin karesine oranı olarak tanımlanmaktadır (IEC, 2007).

Bölüm (2.9.3)'te gösterildiği gibi SNR_{in}^2 , Q 'ya; SNR_{out} ise NEQ 'ya eşittir, bu durumda DQE Denklem (2.20)'de ki gibi olacaktır (Dance ve diğ., 2014), (Cunningham, 2000);

$$DQE(u) = \frac{(SNR_{out})^2}{(SNR_{in})^2} = \frac{NEQ}{Q} = \frac{MTF(u)^2}{Q NPS(u)/(MPV)^2} \quad (2.20)$$

DQE'nin hesaplanması, tespit edilen fotonların oranının hesaplanması kadar basit değildir. Eğer dedektör mükemmelse ve tüm fotonlar ek bir gürültü olmadan algılanırsa DQE % 100'e eşit olur, ancak başka bir gürültü kaynağı varsa, DQE % 100'den az olacaktır. Bu durumda DQE, tespit edilen fotonların yüzdesinden daha yüksek olamaz. Bir anlamda, NEQ , x-ışını fotonları cinsinden görüntü verilerinin net değerini belirtirken; DQE ise bir görüntüleme sisteminin x-ışını fotonlarını görüntü verilerine dönüştürme verimliliğini tanımlar ve bir görüntüde potansiyel olarak görülebilen frekansları belirtir (Bertolini ve Nitrosi, 2012), (Dance ve diğ., 2014). Denklem (2.20)'de verilen DQE tanımı, DQE'nin sıfır uzaysal frekanstaki değeridir. Sıfır uzaysal frekans, x-ışını fotonlarını sayar, yani yalnızca x-ışını fotonlarını tespit etmenin verimliliğiyle ilgilenilir. DQE daha genel olarak, uzaysal frekanslar cinsinden Denklem (2.21)'de ki gibi gösterilir;

$$DQE(u,v) = \frac{SNR_{out}^2(u,v)}{SNR_{in}^2(u,v)} = \frac{NEQ(u,v)}{\Phi} = MTF^2(u,v) \frac{NPS_{in}(u,v)}{NPS_{out}(u,v)} \quad (2.21)$$

DQE'nin belirlenmesi için $NPS_{in}(u,v)$, Denklem (2.22)'den hesaplanır (IEC, 2007), bu durumda DQE (u,v) Denklem (2.23)'te ki gibi yazılır;

$$NPS_{in}(u,v) = K_a SNR_{in}^2(u,v) \quad (2.22)$$

$$DQE(u,v) = MTF^2(u,v) \frac{K_a SNR_{in}^2(u,v)}{NPS_{out}(u,v)} \quad (2.23)$$

K_a , dedektör yüzeyinde ölçülen hava kermadır (μGy). Denklem (2.21)'de görüldüğü gibi ideal bir sistemde, NPS , MTF 'in karesiyle orantılıdır. DQE (u,v) bize özetle bir görüntüleme sisteminin SNR_{in} 'ını belirli bir uzaysal frekansta (u,v) ne kadar iyi koruduğunu söyler. Benzer bir şekilde, $NEQ(u,v)$, görüntünün o frekans değerinde etkin olan foton sayısını belirtir. Burada x-ışını gürültüsünün yalnızca kuantum gürültüsü olduğu varsayılarak, SNR_{in} 'ın sabit olduğu söylenebilir (Denklem (2.24));

$$SNR_{in}^2(u,v) = \Phi \quad (2.24)$$

Φ , foton akısıdır (fotonların enerjisinden bağımsız olarak, birim alan başına toplam gelen foton sayısı) ve dedektör girişindeki gerçek maruziyetin ölçümünden tahmin edilebilir, birimi: $(1/mm^2 \mu Gy)$ 'dir (Cunningham, 2000). Φ değerini hesaplayan bazı programlar vardır, bu çalışmada MIQuaELa V.1.0 yazılımı kullanılmıştır (Ayala ve diğ., 2009).

Ranger ve diğ., (2007) tarafından gerçekleştirilen çalışmada DQE ölçümünü etkileyen bazı faktörler incelenmiş ve farklı yöntemler kullanılarak elde edilen DQE sonuçları arasında % 12'ye varan farklılıklar tespit edilmiştir. Bu çalışmaya göre, ölçülen DQE'deki en büyük farklılıklar kolimatör kullanımından, ışın kalitesinden, heel (topuk) etkisini giderme yönteminden ve MTF ölçüm metodundan kaynaklanmıştır.

2.10. Mevcut Standartlar ve Radyografik Faktörler

Test işlemlerinde kullanılacak ışınlama parametrelerinin seçimi, sayısal ölçümlerin sonuçlarını etkilediğinden, uygun ışın kalitesine (beam quality) karar vermek önemlidir. Ayrıca, farklı sistemler karşılaştırılacağı zaman karşılaştırmanın adil olabilmesi için seçilen parametrelerin tüm sistemlerde uygulanabilir olması gereklidir. Bu nedenle, ölçümler için kullanılacak radyografik faktörler ve doz için bir karar verilmelidir. Seçilen faktörlerin öncelikle klinik görüntülerde kullanılan sinyal seviyelerinin aralığını kapsaması gerekir, ancak sadece klinik olarak kullanılan bir dozda değil, aynı zamanda daha yüksek ve daha düşük dozlarda da ölçüm yapılması faydalı olmaktadır. Seçilen ışın kalitesi testin amacına bağlıdır. Kalite kontrol (QC) ölçümleri, diğer sistemlerle karşılaştırmak amacıyla gerçekleştirilen ölçümler, ve klinik olarak ilgili ışın parametreleri gerektiren özel çalışmalar olmak üzere sayısal ölçümleri gerçekleştirmenin başlıca üç temel nedeni vardır. Bu tez çalışmasında, sonuçlar literatür verileri ile de, yani önceki sonuçlarla da karşılaştırıldığından, ayrıca daha sonraki yapılacak çalışmalar ile de karşılaştırılabileceğinden basit bir tekrarlanabilir yöntem kullanılması gerekli olmuştur.

Kalite kontrol (QC) ve kalite güvenvesi (QA) standartlarının temel amacı, bir sistemin performansını belirli ve kabul edilebilir bir aralıkta sağlamak için ilgili sistemler üzerinde kolayca uygulanabilen bir dizi kalite kontrol testi belirleyerek referans

oluşturmak; testlerin metodolojileri ve uygulama sıklıklarını bir standarda bağlamaktır. Fiziksel testler için temel alınan IEC 62220-1-2 (2007) standardı yalnızca mamografiyi kapsar ve ilgili kV'de tüp çıkışında en az % 99,9 saflığa sahip 2 mm Al kullanılmasını önerir. Kullanılan radyografik faktörler RQA-M (Mamografi için Al Filtresinden Gelen Radyasyon Işını) olarak adlandırılır. Kullanılan soğurucu, ilgili vücut bölümünün emilim özelliklerine mümkün olduğunca yakın olacak şekilde seçilmelidir, bu nedenle testlerde soğurucular Al veya PMMA seçilmektedir.

IEC standardı, dijital dedektörlerin performansını için öncelikle üreticiler tarafından kabul edilen standartlaştırılmış bir metodoloji sunarken, genellikle QC ölçümleri için tercih edilmemiştir (Michael, 2017). Ancak, sayısal ölçümlerin tekrarlanabilir ve dedektördeki değişikliklere karşı hassas olması nedeniyle, ayrıca dijital dedektörlerin günümüzde görüntüleme sistemlerine neredeyse tamamen entegre olmasıyla, başta IPEM (2010), EUREF (2013), NHSBSP (2009a, 2009b) tarafından QC ölçümleri için sayısal testler ve metodolojileri açıklanmıştır.

Mamografi sistemleri için mevcut olan QA/QC standartları, temel standartlar olarak kabul edilen “American College of Radiology (ACR)” ve “European Union Guidelines (EUREF)” den türetilmiştir ve bu standartlar, ayrıntı ve metodolojideki farklılıklarına rağmen benzer testleri önermektedirler (Reis ve diğ., 2013). Mamografi sistemlerinde bir QA/QC programı uygulanması amaçlandığında mevcut teknoloji ve kaynaklara bağlı olarak standartlarda önerilen bu testler seçilebilir ve önceliklendirilebilir.

Tablo 2.2’de mamografi sistemlerinde QA/QC’nin uygulanmasını desteklemek amacıyla dünya çapında yayınlanan ve yaygın olarak kullanılan bazı temel standartlar listelenmiştir (Reis ve diğ., 2013). Tablo 2.2’de yer alan standartlara ilaveten, diagnostic radyolojide kullanılan standartlardan biride American Association of Physicists in Medicine (AAPM)’dir. AAPM, ACR tarafından önerilen QC yönergelerinin yeterli görüntü kalitesi, kabul edilebilir hasta dozu ve mamografi ekipmanının sürekli düzgün bir şekilde çalışmasını sağlamak için fazlasıyla yeterli olduğunu düşündüğünden, mamografi ile ilgili QC önerilerini dahil etmemiştir (AAPM, 2002).

Tablo 2.2. Dijital mamografi sistemlerinde QA ve QC için rehber standartlar

Başlık	Yayın Tarihi	Kısa Başlık	Ülke	Yaygınlık	Referans
American College of Radiology. Digital mammography quality control manuel	2018	ACR	USA	Ulusal	ACR, 2018
European Commission/ EUREF. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnostic	2006	EC	Çeşitli	Avrupa	EUREF (2006), (2013)
European Federation of Organisations for Medical Physics. Quality controls in digital mammography	2015	EFOMP	Çeşitli	Avrupa	EFOMP, 2015
International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography	2011	IAEA	Çeşitli	Dünya çapında	IAEA, 2011
International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment-characteristics of digital x-ray image devices	2007	IEC	Çeşitli	Dünya çapında	IEC (2007), (2015)
Institute of Physics and Engineering in Medicine. Measurement of the performance characteristics of diagnostic x-ray systems	2010	IPEM	UK	Ulusal	IPEM, 2010
National Health Service Breast Screening Programme	2009	NHSBSP	UK	Ulusal	NHSBSP, 2009a
Royal Australian and New Zealand College of Radiologists. Guidelines for quality control testing for digital mammography	2018	RANZCR	Avustralya ve Yeni Zelanda	Ulusal	RANZCR, 2018

2.11. Literatür İncelemesi

Literatürde, dijital dedektörlerde gerçekleştirilmiş, çeşitli görüntü kalitesi parametrelerini karşılaştıran, verilerle birlikte yayınlanmış birçok makale yer almaktadır. Ancak bu literatür verilerinin karşılaştırılması çok kolay değildir, çünkü

önceki bölümde bahsedildiği gibi, ölçüm sonuçları ışın kalitesine (RQA-M) ve hesaplama yöntemlerine bağlıdır. Bu nedenle aynı metodolojiyi kullanan sonuçlar doğrudan karşılaştırılmaktadır. Farklı x-ray sistemlerinin görüntü kalitesini karşılaştıran çok sayıda yayın yapılmıştır; (Vedantham ve diğ., 2000), Samei ve Flynn, (2002, 2003), Lazzari ve diğ., (2003, 2007), (Saunders ve diğ., 2005), (Bloomquist ve diğ., 2006), Rivetti ve diğ., (2006, 2009), Yaffe ve diğ., (2006b, 2013), Marshall (2006, 2007, 2009), Monnin ve diğ., (2007, 2011), (Oberhofer ve diğ., 2010), Marshall ve diğ., (2011a, 2011b), (Oberhofer, 2011), (Oduko ve Young, 2012), (Gershan ve Masnjak, 2017), (Michael, 2017), (Ortenzia ve diğ., 2018), (Abdi ve diğ., 2019), (Sundella ve diğ., 2019). Ayrıca, NHSBSP dijital mamografi sistemlerinin değerlendirilmesine ilişkin bir dizi teknik rapor yayınlamaktadır; NHSBSP (2016, 2017, 2019) bunlardan sadece bazılarıdır.

Vedantham ve diğ. (2000) çalışmasında, bir amorf silikon (a-Si) bazlı klinik prototip düz-panel dedektörün (GE Senographe DMR) görüntü kalitesi parametrelerini karakterize etmiş, dedektörün STP'sinin doğrusal olduğunu ve test edilen ışınlama koşullarında kayda değer gürültü bileşenleri sergilemediğini, yüksek hassasiyete ve iyi bir doz verimliliğine sahip olduğunu göstermiştir.

Samei ve Flynn (2002) çalışmasında, beş bilgisayarlı radyografi (CR) sisteminin çözünürlük, gürültü ve sinyal-gürültü transfer özellikleri (görüntü kalitesi metrikleri), aynı deneysel yöntemler kullanılarak karşılaştırılmış ve fiziksel performanslarında (MTF, NPS, DQE) benzer olmakla birlikte çok sayıda küçük farklar gözlemlenmiştir. Samei ve Flynn (2003) diğer bir çalışmasında ise, direkt ve indirekt dönüşümlü flat panel dedektörlere sahip üç digital radyografi sisteminin MTF, NPS ve DQE metrikleri karşılaştırılmış ve direkt sistemlerde, MTF'nin indirekt sistemlere göre önemli ölçüde yüksek olduğu ve NPS'nin frekansa göre sabit olduğu bulunmuştur. Ayrıca, DQE sonuçlarının farklı dedektör malzemelerinin (a-Se ve CsI(Tl)) soğurma verimliliğine göre beklenen farklılıkları yansıttığı gözlemlenmiştir.

Lazzari ve diğ., (2003) çalışmasında, direkt dönüşümlü a-Se flat-panel dedektörlü (Diamond DX) FFDM için klinik bir prototipin fiziksel özellikleri değerlendirilmiştir. Bunun yanında çalışmada sistemin klinik görüntü kalitesinin sistemin fiziksel karakterizasyonu ile karşılaştırılması için kontrast detay analizi yapılmıştır. Sonuçlar

mevcut sistemlerle (GE Senographe 2000 D, M-IV Lorad, Senoscan Fischer) karşılaştırılmıştır; sistem doğrusal bir yanıt eğrisi göstermiş ve direkt dönüşümlü dedektörlerden beklendiği gibi MTF'sinin tüm klinik kullanım aralıklarında yüksek olduğu, bunun sonucunda düşük gürültü ve yüksek bir DQE'ye sahip olduğu tespit edilmiştir. Lazzari ve diğ., (2007)'de GE Senographe 2000D, Lorad Selenia M-IV, Fischer Senoscan, Agfa DM 1000 ve IMS Giotto dijital mamografi sistemlerinin fiziksel özellikleri (MTF, NNPS, DQE) karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, doğrudan dönüştürme teknolojisi, dolaylı teknolojiye göre daha yüksek bir DQE göstermiştir.

Saunders ve diğ., (2005)'de yine bir prototip mamografik dedektörün (Siemens Mammomat Novation) fiziksel karakterizasyonu test edilmiş ve dedektörün yüksek MTF gösterdiği gibi, yüksek frekanslı bilgileri yakalamak için güçlü bir potansiyele sahip olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca dedektörün DQE'si % 75-80 gibi yüksek bir değere yaklaşmıştır.

Bloomquist ve diğ., (2006) çalışması bir rapor niteliğinde olup, kullanılan QC prosedürlerinin bir incelemesini ve test sonuçlarının bir özetini sunmaktadır. Çalışmada 35 klinik tesiste bulunan dört üreticiden (Fischer, Fuji, GE ve Lorad) beş FFDM sistemi test edilmiştir. Bu çalışma 2 yıllık deneme süresini içerdiğinden önemli çalışmalardan birisidir. Çalışma sonucunda, kabul testleri sırasında sistemin düzgün çalıştığı doğrulandıktan sonra eğer sistemde sorun yaşanırsa, bunun performansın kademeli olarak bozulmasından ziyade genellikle aniden olduğu görülmüştür. İlaveten çalışmada, dijital mamografi sistemlerinin tutarlılığını ve optimum çalışmasını sağlamak için geliştirilen QC programı tanımlanmış ve testlerin çoğu için, yapılan 24 aylık görüntüleme sırasında herhangi bir başarısızlık gözlemlenmemiştir.

Yaffe ve diğ., (2006b) çalışması ise Bloomquist ve diğ., (2006)'nın devamı niteliğinde yine bir rapor şeklinde çalışmadır. FFDM sistemlerinin doğru bir şekilde çalıştığından ve sürekli olarak mükemmel görüntü kalitesine sahip mamogramlar ürettiğinden emin olmak için Mamografi Kalite Standartları Yasasının (MQSA) düzenlemelerinin amacını açıklamaktadır. Ayrıca, Bloomquist ve diğ., (2006) çalışmasında yer alan testlere ek olarak geliştirilmiş bir dizi daha test önermektedir.

Rivetti ve diğ., (2006) çalışmasında bir CR (Fuji FCR 500 MA), bir indirekt dönüşümlü a-Si tabanlı GE Senographe 2000D ve bir direkt dönüşümlü a-Se tabanlı IMS Giotto Image MD olmak üzere üç sistem fiziksel karakterizasyon (MTF, NNPS ve DQE) ve kontrast detay eğrisinin tespit edilmesiyle karşılaştırılmıştır. Üç dijital sistemin fiziksel karakterizasyonu, direkt dönüşümlü flat panel dedektörlerin yüksek MTF özelliklerini doğrulamıştır. CD analizi ise üç sistemin, çapı 0,3 mm'den büyük olan detaylarda istatistiksel olarak farklı olmadığını göstermiştir. Ancak IMS Giotto sistemi, 0,3 mm'den küçük ayrıntılar için istatistiksel olarak farklı bir sonuç göstermiştir. Bu çalışmaya göre a-Se dedektörü küçük detaylarda CR ve indirekt dönüşümlü sistemlere kıyasla daha kötü bir sonuç vermiştir. Rivetti ve diğ., (2009) çalışmasında yeni bir klinik sistem olan, direkt dönüşümlü optik okumaya dayalı Fujifilm Amulet mamografi sistemi, hem fiziksel hem de psikofiziksel karakterizasyonlar açısından değerlendirilmiş ve sonuçlar sistemin yüksek çözünürlük ve DQE'ye sahip olduğunu ayrıca psikofiziksel analiz ise AMULET ünitesinin benzer koşullarda diğer FFDM sistemlerinden daha iyi sonuç verdiğini göstermiştir.

Yaffe ve diğ., (2013) çalışmasında meme tarama programında kullanılan CR ve direkt DR teknolojisine sahip dijital mamografi sistemleri arasında görüntü kalitesine ilişkin fiziksel ölçümler karşılaştırılmış, ayrıca CR ve direkt DR arasındaki klinik kanser saptama oranlarındaki farklılıkları incelenmiştir. Çalışmada, CR teknolojisi kullanan; GE 800T, Lorad MIV, Siemens 3000 ve Siemens 3000 Nova ile direkt DR teknolojisine sahip; GE Essential, Lorad Selenia Dimensions, Philips Microdose X-dir, Philips Microdose Y-dir, Fujifilm Project, Siemens Inspiration ve Siemens Novation karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda DR ve CR mamografi sistemlerinin performans ölçümleri arasında genel olarak belirgin farklılıklar olduğu bulunmuştur. Özellikle doğrudan dönüşümlü DR sistemlerinde elde edilen MTF, CR sistemlerinkinden çok daha yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde NEQ ve fantom skor değerleri de doğrudan dönüşümlü DR sistemlerindede daha yüksek tespit edilmiştir. Bu klinik çalışma, kanser saptama doğruluğunuda karşılaştırmıştır. Çalışmada elde edilen veriler, kanser saptama doğruluğunun istatistiksel olarak sistem bazında değerlendirilmesine izin verecek kadar büyük olmasa da, sonuçlar CR teknolojisini kullanan sistemlerin meme kanserini tespit oranlarının, direkt DR mamografi kullananlardan ortalama olarak % 30,6 daha düşük olduğuna dair önceki bulgularla tutarlıdır.

Marshall (2006) çalışmasında, 04 Ağustos - 05 Şubat tarihleri arasında a-Se FFDM sistemi için rutin kalite güvence (QA) programının bir parçası olarak elde edilen objektif (CNR, MTF, NNPS, DQE) ve subjektif (kontrast-detay) görüntü kalitesi ölçümlerini açıklamaktadır. Bu çalışmada dedektörün performansını değerlendirmek için, dedektörde meydana gelen bir arızanın geriye dönük araştırması yapılmıştır. Dedektör arızası, Aralık ortası ile Ocak arasındaki bir noktada, kısa bir süre içinde meydana gelmiş ve bu süre zarfında MTF'de önemli bir azalma olduğu gözlemlenmiştir, bu da a-Se dönüştürücü katmanında meydana gelen bulanıklıkta bir artışa işaret etmektedir. NNPS ölçümleri, uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak NNPS'de güçlü bir azalma ile MTF için bulunan sonuçları doğrulamış ve veri hattı yönünde DQE'de ciddi bir zayıflama tespit edilmiştir. Dedektör hatasına rağmen, c-d eğrisinin EUREF protokolüne göre kabul edilebilir c-d eğrisini geçtiği bulunmuştur.

Marshall (2007)'de dokuz FFDM sistemi için MTF, NNPS ve DQE gibi sayısal görüntü kalitesi sonuçları sunulmaktadır. Bu amaçla dört GE Senographe DS ünitesi, üç Hologic Selenia sistemi, bir Agfa Embrace DM1000 ve bir Konica CR ünitesi test edilmiştir. Bu çalışma rutin gerçekleştirilen sayısal ölçüm sonuçlarının belli bir zaman periyodunda (17 aylık bir süre boyunca) değişimini incelediğinden önemli çalışmalardan birisidir ve çalışma sonucunda bu parametrelerin kısa ve uzun vadeli tekrarlanabilirliğe sahip olduğu gösterilmiştir. Marshall (2009)'da ise iki FFDM sistemi için ölçülen DQE üzerindeki enerji spektrumunun etkisini incelemiştir: bir GE Senographe (CsI tabanlı dedektör) ve bir Lorad Selenia (a-Se tabanlı dedektör). Hem CsI hem de a-Se dedektörleri için spektrumun ortalama enerjisi arttıkça STP gradyanının (eğiminin) arttığı ayrıca incelenen her iki FFDM sistemi için ölçülen DQE'nin, x-ışınının ortalama enerjisi arttıkça düştüğü bulunmuştur.

Monnin ve diğ., (2007)'de altı dijital mamografi sistemi için görüntü kalitesi parametrelerinin objektif bir analizi yapılmıştır. Çalışmada üç CR (Fuji CR Profect, Kodak CR 850M EHR-M, Konica Regius 190), iki düz panel (GE Senographe DS, Lorad Selenia) ve bir foton sayma sistemi (Sectra MDM) kullanılmıştır. Düz panel ünitelerin standart CR sistemlerinden orta ila yüksek frekans aralığında daha yüksek MTF ve DQE'ye sahip olduğu gözlemlenmiştir. Tüm doz aralığında en yüksek DQE ise dar aralık (slit) taramalı doğrudan foton sayma sistemi için tespit edilmiştir.

Oberhofer ve diğ., (2010)'da Fujifilm Amulet ve Siemens Mammomat Inspiration (iki sistemde foton dönüşümü için a-Se kullanır, ancak dedektör okuma teknolojileri farklıdır) FFDM sistemi karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucuna göre, geleneksel a-Se dedektörlü Siemens Mammomat Inspiration ile Fujifilm Amulet karşılaştırıldığında, Fujifilm Amulet biraz daha düşük uzaysal çözünürlük ancak kesinlikle daha iyi bir gürültü davranışı sergilemiştir.

Marshall ve diğ., (2011a) çalışması iki kısımlı bir çalışmadır ve çalışmanın ilk bölümünde sistemlerin bir karakterizasyonu sunulmaktadır. Çalışmada; 4 adet CR (Agfa MM 3.0R, Agfa HM 5.0, Fuji Profect, Carestream EHR-M3) ile üç adet a-Se bazlı dedektör (Fuji Amulet, Hologic Selenia, Siemens Inspiration), üç CsI sintilatör sistemi (GE Senographe 2000D, GE Senographe DS, GE Essential) ve bir silikon tabanlı foton sayma sisteminden (Sectra MDM) oluşan 7 direkt DR dedektörü olmak üzere toplam 11 dijital mamografi sistemi test edilmiştir. Çalışmanın ikinci kısmında ise (Monnin ve diğ., 2011), aynı 11 farklı dijital mamografi sistemi için CDMAM test fantomu kullanılarak ölçülen eşik kontrast detay performansı, kontrast, MTF ve NNPS olarak ifade edilen alternative bir yöntemle tahmin edilebilmektedir. Marshall ve diğ., (2011b) ise IPER raporundan DR dedektörleri için bir DR kalite kontrol protokolünü açıklamaktadır. Protokol, yöntemlerin tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için altı özdeş CsI tabanlı dijital x-ray dedektör grubuna uygulanırken, daha geniş uygulanabilirliği incelemek için dört dedektör daha değerlendirilmiştir. Bu çalışma, özetle dedektör performansının nicel bir değerlendirmesi için dijital düz panel dedektörlerin QC değerlendirmesi için bir protokolün uygulamasını açıklamaktadır.

Oberhofer (2011) çalışması 7 farklı model ve 5 farklı üreticiye ait 8 direkt DR sistemini ve karşılaştırma için 2 CR sistemini içermektedir. Test edilen direkt DR sistemleri: GE Senographe DS, GE Senographe 2000, iki farklı Lorad Selenia, Siemens Mammomat Inspiration, Fujifilm Amulet, Sectra Mamea, Lorad Dimensions;

CR sistemleri: GE ve Planmed dir. Direkt DR sistemleri, CR sistemlerinden açıkça daha iyi performans göstermiş ve tüm direkt DR sistemlerinin DQE'si % 55 ile % 80 arasında sıralanmıştır.

Oduko ve Young (2012) çalışması farklı dedektör tiplerine sahip iki FFDM sistemi için (Hologic Selenia Dimensions ve GE Essential) üç ay boyunca yaklaşık haftalık aralıklarla kontrast detay ölçümlerini içermektedir. Sonuçlar haftadan haftaya bazı farklılıklar göstermiş ve 0,1 mm ve 1,0 mm ayrıntı boyutları için varyasyon, diğer ayrıntılara göre daha büyük tespit edilmiştir.

Gershan ve Masnjak (2017)'de Kasım 2015 ile Ocak 2016 arasında altı şehir hastanesine kurulan altı Fujifilm Amulet dijital mamografi sisteminin protokollerde belirtilen standartları karşılayıp karşılamadıklarını belirlemek için teknik performans değerlendirmesi yapılmıştır. Test edilen tüm sistemler doz ve görüntü kalitesi standartlarını karşılamıştır.

Michael (2017) çalışmasında, radyografide kullanılan dijital dedektörler için bir kalite güvence programının parçası olarak STP, SNR, MTF, NNPS, DQE gibi görüntü kalitesi metriklerini ölçmek için IPEM Rapor 32 Bölüm VII kılavuzuna dayalı bir metodoloji geliştirmiştir. Bu çalışmada açıklanan yöntemin tekrarlanabilir olduğu bulunmuştur. Ayrıca rutin QC'de kolayca uygulanabilir ve dedektör performansındaki değişiklikleri izlemek ve radyografide kullanılan farklı x-ışını dedektörlerini karşılaştırmak içinde kullanılabileceği tespit edilmiştir.

Ortenzia ve diğ., (2018) çalışmasında dört farklı dijital meme tomosentez (DBT) sisteminin performansı doz ve görüntü kalitesi parametreleri açısından karakterize edilmiştir. Hologic Selenia Dimensions, Fujifilm Amulet Innovality, GE Senographe Pristina, GE Senographe SenoClaire test edilen sistemlerdir. Senographe Pristina sistemi, Senographe SenoClaire ünitesinin geliştirilmiş hali olup bu çalışmada GE Pristina ilk olarak bu çalışmada test edilmiştir. Bu çalışmada karakterize edilen DBT sistemlerinde açıl aralık, dedektör tipi, rekonstrüksiyon algoritmaları ve gridin varlığı veya yokluğu gibi birçok yapısal ve teknolojik farklılık bulunmaktadır. Bu nedenle, karşılaştırma için global bir parametre kullanmak bu çalışmada için uygun olmamıştır.

Abdi ve diğ., (2019)'da mikrod doz 2D/3D EOS slot tarayıcının (MDSS) radyasyon dozu ve görüntü kalitesi göğüs ve diz muayene protokolleri için geleneksel DR görüntüleme sistemleriyle karşılaştırılmıştır. MDSS sistemleri geleneksel radyografi görüntüleme sistemlerinden elde edilenlere benzer iki boyutlu (2D) x-ışını görüntüleri üreten

nispeten yeni bir x-ışını görüntüleme sistemidir. Bu çalışmada, MDSS’de daha yüksek doz seviyesi kullanılarak göğüs ve diz muayenelerinin klinik teşhisi için kullanılma potansiyeline sahip olduğu tespit edilmiştir.

Sundella ve diğ., (2019) çalışmasında Fujifilm Amulet Innovality (hem standart mod hem de yüksek çözünürlüklü mod kullanarak), GE Senographe Essential, Hologic Selenia Dimensions, Planmed Clarity 3D ve Siemens Mammomat Inspiration olmak üzere beş DBT sisteminin performansı değerlendirilmiştir. Çalışma, görüntü kalitesi fantomları ile yapılan teknik görüntü kalitesi değerlendirmeleri, DBT sistemleri ve görüntüleme yöntemleri arasında artefakt yayılımı, düzlem içi çözünürlük ve gürültü özelliklerinde dikkate değer farklılıklar ortaya çıkarmıştır.

Literatürde yer alan çalışmaların sonuçlarının çoğunda sistemlerin özellikle görüntü kalitesi performansları araştırma koşulları altında test edilmiş ve sistemler birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Ancak sistemlerin zaman içinde, kullanım yoğunluğuna ve ışınlama sayısına göre performanslarının nasıl değişeceği belirsizdir ve belirsizliğini korumaktadır. Bu çalışmada, ışınlama sayısının ve kullanım sıklığının sistemlerin x-ışın tüpü ve dedektör performansı üzerindeki etkisinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

Çalışmada, farklı sağlık kuruluşlarında aktif olarak kullanılmakta olan on sekiz (18) direkt dönüşümlü flat panel detektöre sahip dijital mamografi sistemi test edildi. Test edilen sistemler; 12 Fujifilm Amulet Innovality (Tokyo, Japonya), 4 IMS Giotto (Bologna, Italya) ve 2 Siemens Inspiration PRIME (Erlangen, Almanya) dır. Cihazların bazıları Eğitim ve Araştırma Hastaneleri (EAH) gibi yoğun hasta popülasyonuna sahip merkezlerde kullanılırken, bazıları ise daha az yoğun kliniklerde kullanılmaktadır. Üç farklı üreticiye ait, test edilen doğrudan dönüşümlü dijital mamografi sistemlerin bazı karakteristik özellikleri Tablo 3.1'de listelendi.

Tablo 3.1. Test edilen sistemlerin karakteristik özellikleri

	Fujifilm Amulet	IMS Giotto	Siemens Inspiration
Üretici	Fujifilm	IMS	Siemens
Model	Amulet Innovality	Giotto Class	Inspiration PRIME
Hedef materyali	Tungsten (W)	Tungsten (W)	Tungsten (W)
İlave filtrasyon	Rhodium (Rh)	50µm Silver (Ag)	50µm Rhodium (Rh)
Dedektör tipi	Amorphous selenium (a-Se)	Amorphous selenium (a-Se)	Amorphous selenium (a-Se)
Görüntü piksel boyutu	50µm	85µm	85µm
Nyquist frekansı	10 mm ⁻¹	5,88 mm ⁻¹	5,88 mm ⁻¹
Dedektör boyutu	240 mm x 300 mm	240 mm x 300 mm	239,4 mm x 304,6 mm
Piksel dizilişi	4728 x 5928	2812 x 3580	2082 x 2800 2800 x 3518
Radyasyon dozu-piksel ilişkisi	Logaritmik	Lineer	Lineer
Kaynak-dedektör uzaklığı	65 cm	69,1cm	65,5 cm
Kaynak-masa uzaklığı	63,3 cm	67,2 cm	63,3 cm
Otomatik ışınlama kontrol (AEC) modları	AEC, iAEC	Standart, Dose, Contrast	OPDOSE, segmentation on veya off, beş doz seviyesi: normal ve ±10 veya 20%

Test edilen on sekiz sistem, Tablo 3.2’de listelendiği gibi Sistem 1-Sistem 18 (S1-S18) olarak adlandırılarak, S1-S12 Fujifilm Amulet, S13-S16 IMS Giotto ve S17 ve S18 ise Siemens Inspiration olarak simgelendi. Tablo 3.2’de görüldüğü gibi çalışmada yeni (hiç görüntü alınmamış) ve yaklaşık 34 000 muayeneye (135 000 görüntü) kadar kullanılmış olan on sekiz sistemin performansı karşılaştırıldı. Ayrıca, gerçekleştirilen tüm testler ve metodolojileri Bölüm 2.10’da tanımlanan standartlarda; IEC (2007), NHSBSP (2009a), IPEM (2005, 2010) ve EUREF (2006, 2013) detaylı olarak açıklanmıştır.

X-ray tüp çıkışı, yarı değer kalınlığı ve tüm hava kerma (μGy) ölçümleri için mamografik sensörlü RaySafe Xi katı hal dedektörü (RaySafe Xi, Billdal, İsveç) kullanıldı (Brateman ve Heintz, 2015). Dedektör yanıtı, CNR, gürültü analizi ve homojenite testlerinin gerçekleştirilmesi için piksel değeri ve standart sapma hesaplamaları ücretsiz, kamuya açık bir görüntü işleme yazılımı olan ImageJ programında yapıldı. ImageJ, ekranda aynı anda birden fazla görüntünün görüntülenmesini sağlamaktadır, ilaveten görüntü verilerini görüntülemek, düzenlemek, analiz etmek, işlemek, ve kaydetmek için de kullanılabilir.

Dijital dedektörlerin fiziksel karakterizasyonunda, MTF, NNPS ve DQE ölçümlerini gerçekleştirmek için http://www.medphys.it/down_dqe.htm web sayfasından ücretsiz indirilebilen ImageJ eklentisi COQ plug-in kullanıldı (Donini ve diğ., 2014). COQ yazılımı mamografiye ilaveten radyoloji sistemlerinden alınan görüntüler ile de kullanılabilir. Literatürde fiziksel karakterizasyon testleri için kullanılan diğer yazılımlardan bazıları ise QC_tomo (Belgium), IQWorks (UK), DRIQ (UK), OBJ_IQ (Belgium), QA distri (Belgium), MIQuaELa (Italy), RAD_IQ (Greek).

Fujifilm Amulet mamografi sisteminde Rh ve Al filtreler ile tungsten (W) anot kullanılmaktadır, ancak 2D çekimlerde yalnızca Rh filtre kullanılır. Sistem AEC ve iAEC olmak üzere iki AEC moduna sahiptir, her iki AEC modu N (Normal), L (Düşük), H (Yüksek) doz ayarlarıyla çalışabilmektedir. iAEC, meme bölgesini, memenin bileşimini (yoğun, yağlı, implant) ve memenin yoğun olan konumunu hesaplamak için ön pozlamada dedektörden gelen tüm piksel verilerini kullanır. Uygun ışınlama faktörleri (kVp ve mAs) bu bilgilerden belirlenir. AEC modu ise orijinal AMULET’in AEC'sine benzer. Sistem ışınlamayı hesaplamak için göğüs duvarı kenarından (CWE) sabit bir mesafedeki bölgelerden gelen piksel değerlerini kullanır (NHSBSP, 2017).

Tablo 3.2. Test edilen sistemlerin temel özellikleri ve görüntü sayıları

Sistem	Sembol	Marka/Model	Üretim Yılı	Test Tarihi	İnceleme (Hasta) Sayısı	Görüntü Sayısı
Sistem 1	S1	Fujifilm Amulet Innovality	2020	22.03.2021	0	0
Sistem 2	S2	Fujifilm Amulet Innovality	2020	29.03.2021	67	268
Sistem 3	S3	Fujifilm Amulet Innovality	2017	01.04.2021	2 303	9 212
Sistem 4	S4	Fujifilm Amulet Innovality	2017	25.03.2021	3 831	15 284
Sistem 5	S5	Fujifilm Amulet Innovality	2017	24.03.2021	4 013	16 052
Sistem 6	S6	Fujifilm Amulet Innovality	2015	01.04.2021	4 870	19 480
Sistem 7	S7	Fujifilm Amulet Innovality	2015	23.03.2021	5 399	21 596
Sistem 8	S8	Fujifilm Amulet Innovality	2015	26.03.2021	7 867	31 468
Sistem 9	S9	Fujifilm Amulet Innovality	2015	31.03.2021	12 348	49 392
Sistem 10	S10	Fujifilm Amulet Innovality	2017	12.07.2021	12 944	51 776
Sistem 11	S11	Fujifilm Amulet Innovality	2015	30.03.2021	16 707	66 828
Sistem 12	S12	Fujifilm Amulet Innovality	2015	02.04.2021	16 932	67 728
Sistem 13	S13	IMS Giotto Class	2019	17.06.2020	15 781	63 124
Sistem 14	S14	IMS Giotto Class	2019	23.06.2020	21 244	84 976
Sistem 15	S15	IMS Giotto	2016	12.06.2020	24 535	98 140
Sistem 16	S16	IMS Giotto	2015	18.06.2020	33 756	135 024
Sistem 17	S17	Siemens Mammomat Inspiration	2019	19.06.2020	3 905	15 620
Sistem 18	S18	Siemens Mammomat Inspiration	2019	24.06.2020	5 200	20 800

Fujifilm Amulet sistemlerinde, PMMA ile kullanılan iAEC modunun kararlı ve tutarlı bir sonuç verdiği bulunmuştur, bu nedenle QC için AEC modunun kullanılmasına gerek yoktur. Fujifilm Amulet mamografi sisteminde gerçekleştirilen testler, dedektör yanıtı testinde PMMA yerine tüp çıkışına 2 mm Al kullanılması dışında NHSBSP (2017) ile aynı şartlarda “QC Test” görüntü formatında yapılmıştır.

IMS Giotto mamografi sistemleri, öne veya arkaya eğilebilmektedir. Ayrıca biyopsi yapmak için (eğimli bir masa ile birlikte) C kolu yatay olana kadar yana yatırılabilir (NHSBSP, 2019). Test edilen Siemens Mammomat Inspiration sistemlerinde 70 mm'ye kadar meme kalınlıkları için kullanılabilen PRIME seçeneği bulunmaktadır. Sistem PRIME modunda grid kullanmak yerine, yazılım memede saçılmaya neden olan yapıları tanımlar ve hesaplanan saçılımı çıkarır. X-ışınları bir grid tarafından absorbe edilmediğinden, PRIME çalışırken mAs daha düşüktür. Doz tasarrufu meme kalınlığına bağlıdır ancak tipik olarak % 20'dir. PRIME modu iş istasyonunda seçilebilir ve kaldırılabilir. AEC kullanımda olmadığında, manuel ışınlamalarda olduğu gibi, bu modlar daha doğru bir şekilde "grid modu" (PRIME kapalıyken) veya "gridsiz mod" (PRIME açıkken) olarak tanımlanır. Siemens Inspiration mamografide AEC sisteminin 5 doz ayarı vardır: düşük, orta-düşük, normal, orta-yüksek ve yüksek. Bunlar, normal dozun % 10 veya % 20 altında veya üstünde doz seviyelerinin seçilmesine izin verir. AEC, memede “segmentasyon” olarak bilinen daha yoğun bir bölgeyi tanımlayan "akıllı" bir sistemdir. Sistem, uygun ışınlama parametrelerini seçmek için bu daha yoğun bölgeyi kullanır. Tüp eğik bir görünüm için açılıysa, göğüs duvarında pektoral kasın beklenen pozisyonuna karşılık gelen üçgen bir bölge yoğun bir alan aramasının dışında tutulur (NHSBSP, 2016).

Mamografi sistemlerinde memeyi simüle etmek amacıyla genellikle PMMA fantomu kullanılmaktadır, bu çalışmada da farklı kalınlıklarda PMMA plakaları tercih edildi. CNR ölçümlerinde, Al plaka görüntüdeki kontrastı tahmin edebilmek ve memedeki kalsifikasyonun zayıflatmasını simüle edebilmek için kullanılmaktadır (Aminah ve diğ., 2010), bu amaçla 0,2 mm kalınlığında Al plaka CNR ölçümlerinde PMMA plakalarının arasına yerleştirilerek kullanıldı. Bilindiği üzere, mamografide çok küçük çaplı ve düşük kontrastlı nesnelerin arka plandan ayırt edilebilmesi esastır. Bu nedenle, bir mamografi sisteminde C-D analizini gerçekleştirmek için uygun bir fantom kullanmak gerekir.

Mamografide, özellikle dijital sistemlerde yaygın olarak kullanılan kontrast detay fantomu CDMAM'dır. C-D analizi, CDMAM versiyon 3.4 fantomu kullanılarak gerçekleştirildi. CDMAM 3.4 fantomu, klinik mikrokalsifikasyonu simüle eden her kare hücreye (toplam 205 hücre) yerleştirilmiş silindirik iki özdeş altın disk içerir. Disklerin kalınlıkları yatay olarak 0,03-2 μm arasında değişirken, çapları ise dikey olarak 0,06-2 mm arasında değişir. Fantom, aynı boyutta 10 mm kalınlığında 4 farklı PMMA plakası ve "CDMAM 3.4 analyser version 2.2.8" yazılımı ile kullanılmaktadır.

Lineer sistem teorisi metrikleri (STP, MTF, NPS, DQE) x-ışını dedektör gürültüsü ve çözünürlük özelliklerinin tekrarlanabilir, objektif tahminlerini yapar ve zaman içinde dedektör performansındaki değişikliklere karşıda oldukça hassastır. IEC 62220-1-2 standardı, bu parametrelerin ölçümünü açıklamaktadır (IEC, 2007). Ancak bu standart, üreticilerin kullanımına yöneliktir; x-ray dedektörünü sistemden çıkarabilir ve ayrı bir yerde test edebilirler. Bu, klinik kullanımdaki dedektörler için mümkün değildir, bu nedenle rutin QC koşullarına uygun bir yaklaşım sunulmuştur (EUREF, 2013), (IPEM, 2010). Ölçüm geometrisinin sistemler arasında farklılık göstermesi muhtemeldir, bu nedenle sistemler arasında karşılaştırma yapmak için bu ölçümleri kullanırken dikkatli olunmalıdır. Bununla birlikte, dikkatle ölçüldüğünde, bu parametreler, bir dedektörün performansı hakkında önemli bilgiler sunar; zaman içindeki performans değişikliklerini gösterebilir ve tüm görüntüleme zincirinde sorun gidermede faydalıdır.

Fiziksel karakterizasyon testleri, sıkıştırılmış gerçek bir memenin zayıflatma özelliğini simüle etmek için tüp çıkışına 2,0 mm Al plaka yerleştirilerek yapıldı. MTF ölçümlerinde ise 1 mm kalınlığında bir tungsten (W) kenar test aparatı kullanıldı (Pro RTG MTF, Pro-Project, Okszó, Polonya). IEC (2007) mamografide MTF'yi belirlemek için 0,8 mm kalınlığında paslanmaz çelik kullanılmasını önerse de, alternatif olarak IEC (2015) de tanımlanan tungsten plakanın mamografi sistemlerinde de MTF ölçümleri için kullanılabileceği belirtilmiştir. İlaveten çalışmada, kullanılan kenar test aparatının MTF'e etkisinin belirlenmesi amacıyla, MTF testi 1 mm kalınlığında bakır (Cu) plaka kullanılarak gerçekleştirildi (Kaya Karaaslan ve diğ., 2021).

3.1. Tüp Çıkışı ve HVL Testi

Polikromatik bir x-ışınının penetrasyon kabiliyetini karakterize eden tüp çıkışı (hava kerma/mAs), ve HVL (mmAl) değerleri Fujifilm Amulet ve Siemens Inspiration sistemlerde W/Rh, IMS Giotto da ise W/Ag anot/filtre kombinasyonunda hesaplandı. Radyasyon dozu ölçümlerine başlamadan önce, ardışık ışınlamalarda dedektörün ışınlanmasını engellemek için dedektör yüzeyi kurşun plaka ile kapatıldı. Böylece görüntü alınmasının gerekli olmadığı doz ölçümlerinde dedektör korundu ve mamografik sensörün neden olduğu görüntü gölgelenmesini önledi. Tüp çıkışı ve HVL, IPEM (2005)'de tanımlandığı gibi mamografik sensör göğüs duvarı kenarından 60 mm mesafeye yerleştirilip, kompresyon plakası ile temas ettirilerek ölçüldü (Şekil 3.1). Tüm sistemlerde kilovoltaj, 3 kVp aralıklarla arttırılarak 25 kVp-34 kVp aralığında seçilmiş olup, ölçümler 40 mAs'da alındı.

Sonuçlar ($\mu\text{Gy/mAs}$), ters kare yasası kullanılarak 100 cm'ye düzeltilerek rapor edildi. X-ışını tüpü çıkışı, mAs ve sıkıştırılmış meme kalınlığı biliniyorsa, gelen hava kerma (K_i)'nın tespit edilmesinde kullanılmaktadır. HVL (mmAl) değerleride tüp çıkışıyla aynı ışın kalitesinde belirlenmiş olup, tüp çıkışı ve HVL sonuçları üç farklı üreticinin NHSBSP (2016, 2017, 2019) raporları ve literatür verileri ile karşılaştırıldı. HVL ve tüp çıkış ölçümleri MGD (mGy) testi içinde önemli parametrelerdir.



Şekil 3.1. IMS Giotto Class mamografi sisteminde tüp çıkışı ölçümü

3.2. Kontrast-Detay (C-D) Analizi Testi

C-D analizi, Fujifilm sistemlerde iAEC modu N, H ve L doz seviyesinde; Siemens için AEC, grid modunda (Normal doz, grid in, segmentation off); IMS de ise AEC, standard mod kullanılarak gerçekleştirildi. CDMAM 3.4 fantomu, 10 mm kalınlığındaki dört adet PMMA bloğunun ortasına, (20 mm aşağıda, 20 mm yukarıda) olacak şekilde, yerleştirilerek göğüs destek masası üzerine konumlandırıldı (Şekil 3.2). CDMAM ve 40 mm PMMA fantomu beraber, 50 mm PMMA veya 60 mm eşdeğer meme kalınlığına denk gelmektedir (Oduko ve Young, 2012).



Şekil 3.2. CDMAM 3.4 fantom görüntüsü

Her sistemde, AEC modunda belirlenen ışınlama seviyeleri için 8 fantom görüntüsü alınarak ve bu görüntüler, CDMAM yazılımı ile otomatik olarak değerlendirildi. Yazılımın (versiyon 2.2.8) algılama algoritması EUREF CDCOM v1.6'ya dayanmaktadır ve EUREF (2013) tarafından açıklanan CDMAM 3.4 görüntü okuma ve puanlama yöntemi için CDCOM'u kullanır. Kullanılan program sonuç olarak; kontrast detay eğrisi, ters görüntü kalitesi figürü (IQF_{inv}) ve % toplam tespit edilen disk olmak üzere üç farklı parametrenin çıktısını vermektedir. Kontrast detay eğrisi, çapı 0,06-2,0 mm ve altın kalınlığı 0,03-2,0 μm arasında değişen altın disklerin doğru konumlandırılma olasılıklarından elde edilen grafiksel bir temsildir. IQF_{inv} , radyografik

görüntülerin genel kontrast ayrıntı görünürlüğünü tanımlar ve IQF_{inv} ne kadar yüksek olursa, düşük kontrast görünürlüğü o kadar iyi olur (Alsleem ve Davidson, 2012), (Abdi ve diğ., 2019). IQF_{inv} , Denklem (3.1) ile belirlenmektedir.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_i x D_i} \quad (3.1)$$

Burada C_i , D_i çapının eşik kalınlığıdır. Toplam tespit edilen disk (%), Denklem (3.2)'de ifade edildiği gibi, doğru tanımlanmış disk konumunun toplam kare sayısına bölünmesiyle elde edilen doğru gözlem oranıdır (Lanconelli ve diğ., 2007).

$$\text{Doğru gözlem oranı} = \frac{\text{Doğru gözlemlenen disk sayısı}}{\text{Toplam kare sayısı}} \times 100 \% \quad (3.2)$$

CNR için sınır değerleri belirlenirken, detay çaplarından en kritik olanı olarak kabul edilen 0,1 mm çaplı diskin eşik altın kalınlığı kullanılmıştır (NHSBSP, 2017). Meme görüntülemeye 0,1 mm kadar küçük ayrıntıların belirlenmesi önemlidir ve kalsifikasyon kümelerinin saptanmasıyla ilgili olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Mackenzie ve diğ., 2016). CDMAM 3.4 fantomu AEC modunda ışılandıktan sonra, sistemler tarafından atanan ışınlama parametreleri (kVp, mAs), 50 mm PMMA kalınlığı için (10 mm kalınlığında bir ara parça ile) MGD değerlerini hesaplamak amacıyla kaydedildi. Dedektörlerin kalitesini karşılaştırmak için, 60 mm eşdeğer meme kalınlığında, Tablo 3.3'te listelenen erişilebilir değere ulaşmak için gereken MGD'ler 0,1 mm ve 0,25 mm detay çapları için Denklem (3.3) kullanılarak, eşik altın kalınlığı (μm) ve doz (mGy) arasındaki ilişkiden hesaplandı.

$$\text{Eşik altın kalınlığı} = \lambda D^{-n} \quad (3.3)$$

Burada D, 50 mm PMMA kalınlığı için MGD'dir ve λ , bir sabittir.

Farklı detay çapları için verilen kabul edilebilir ve erişilebilir eşik altın kalınlıkları Tablo 3.3'te listelenmiştir. İlaveten, EUREF (2006) standardının, 2017'de yapılan güncellemesinde; kabul edilebilir seviyenin kabul edilebilir minimum seviye olduğu ancak, sistemlerin mümkün olduğunca erişilebilir görüntü kalitesi düzeyine eşit veya bundan daha iyi bir standartta çalışmasını önermektedir (ilgili standart ve güncellemeler <https://www.euref.org/downloads> web sayfası üzerinden indirilebilmektedir).

Tablo 3.3. Farklı detay çapları için kabul edilebilir ve erişilebilir altın kalınlıkları

Çap (mm)	Kabul edilebilir değer (μm)	Erişilebilir değer (μm)
0,1	1,680	1,100
0,25	0,352	0,244
0,5	0,150	0,103
1	0,091	0,056
2	0,069	0,038
5	0,056	0,032

3.3. Sinyal Transfer Özelliğinin (STP) Tespit Edilmesi

Fiziksel ölçümlerin ilk basamağı olarak, IEC (2007)'de açıklandığı gibi tüp çıkışına 2 mmAl filtre yerleştirildi ve herhangi bir test cihazı, grid ve sıkıştırma plakası olmadan STP testi gerçekleştirildi. MTF ve NNPS ölçümleri içinde aynı test geometrisi kullanıldı, sadece MTF testi için tungsten kenar test aparatı ışınladı. Doz ölçümleri için göğüs destek masasının üzerine, göğüs duvarı kenarından 60 mm uzağa mamografik sensör (RaySafe Xi, katı hal dedektörü) yerleştirildi ve hava kerma, 29 kVp'de manuel olarak ayarlanmış bir dizi mAs değeri için masa üzerinde ölçüldü. Ölçümler Fujifilm ve Siemens mamografi sistemlerinde W/Rh anot/filtre kombinasyonunda, IMS Giotto da ise W/Ag de gerçekleştirildi. Doz değerleri, ters kare yasası kullanılarak her sistem için dedektörün yüzeyine düzeltildi. Göğüs destek masası ve dedektör kapağından dolayı meydana gelen zayıflama için herhangi bir düzeltme yapılmadı.

Doz ölçümleri tamamlandıktan sonra, mamografik sensör ve kurşun plaka kaldırılarak, aynı mAs değerlerinde Şekil 3.3'te gösterildiği gibi dedektör görüntüleri alındı ve bu görüntüler işlenmemiş (unprocessed) dosyalar olarak kaydedildi. Görüntüler ham veri olarak yani görüntü işleme yapılmadan alınmalıdır, çünkü görüntü işleme, görüntülerde artefakt oluşturabilir, ayrıca histogram veya görüntü işleme teknikleri nedeniyle mamogramlar arasında görüntü işlemeden dolayı farklılıklar olabilir. Ayrıca, işlenmiş görüntülerin kullanımı, tamamen yanlış veya öngörülemeyen değerlere neden olabilmektedir ve gelecekteki olası yazılım yükseltmeleri nedeniyle test sonuçları arasında tutarsızlık olacaktır (Borg, 2015). IEC (2007) yaklaşık 5 görüntü alınmasını önermektedir. STP'nin doğru değerlendirilebilmesi için, gerçekleştirilen testlerle ilgili tüm doz aralığını kapsayacak yeterli sayıda görüntünün elde edilmesi gerekir, bu nedenle bu çalışmada tüm sistemlerden 10 dedektör görüntüsü alınmıştır. Alınan görüntüler ImageJ programında açılarak STP fonksiyonu belirlendi. 10 mm x 10 mm

ilgi alanı (ROI), orta hatta, her görüntünün CWE'sinden yaklaşık 60 mm uzağa yerleştirilerek o bölgedeki ortalama piksel değeri ve piksel değerinin standart sapması ölçüldü. Standart sapma değerleri ayrıca gürültü kaynaklarının konum uzayında analizi için kullanılmıştır. Ortalama piksel değerleri ile dedektör yüzeyindeki hava kermanın grafiği çizilerek elde edilen denklemde STP'nin korelasyon katsayısı (R^2) 0,99'dan büyük olmalıdır. Yanıt fonksiyonu, MTF ve NNPS ölçümlerinde kullanılmak üzere COQ'da bir .csv dosyası olarak kaydedilmektedir.



Şekil 3.3. Dedektör yanıt fonksiyonu test geometrisi

3.4. Ortalama Glandüler Doz ve Kontrast-Gürültü Oranı Ölçümü

Ortalama glandüler doz değerleri, 20-60 mm aralığında değişen PMMA kalınlıkları için gelen hava kermanın dönüşüm faktörleriyle çarpılmasıyla hesaplandı. Ölçümlerde pedal yüksekliğini standartlarda belirtildiği gibi eşdeğer meme kalınlığına eşitlemek için ara parça kullanılmıştır. Ölçümler, tüm sistemler için C-D analizi testi ile benzer AEC sistemi kullanılarak gerçekleştirildi, ilaveten, Siemens Inspiration sistemlerinde Prime modu için MGD değerleri hesaplandı. Önce PMMA plakaları destek masası üzerine konumlandırılarak ışınıldı ve ışınlama sonrası sistem tarafından belirlenen kVp ve mAs değerleri kaydedildi. Görüntüler kaydedildikten sonra, PMMA plakaları

kaldırılarak mamografik sensör destek masasına yerleştirildi ve AEC kullanıldıktan sonra kaydedilen parametreler manuel olarak girilerek ışınlama yapıldı. Mamografik sensörden okunan doz değerleri ters kare metodu ile PMMA yüzeyine düzeltildi. Bu çalışmada, eşdeğer meme kalınlıkları için MGD değerleri Dance metodu ile Denklem (2.5)'ten hesaplandı. MGD'nin belirlenmesi için HVL ve meme kalınlığına bağlı olan dönüşüm faktörlerinin (g , c , s) yer aldığı tablolar EUREF (2013)'de listelenmiş ve tablolardaki verilerin çoğu Dance (1990), Dance ve diğ., (2000, 2009, 2011) çalışmalarından alınmıştır.

Dijital mamografide dozimetri için sınır değerler, film/ekran (konvansiyonel) mamografisinde ölçülen doz değerlerine dayanmaktadır. Sonuç olarak MGD için belirlenen sınır değerler film/ekran mamografi sistemlerinin AEC'sinin işleyişine dayanmaktadır. Ancak, 2,0 cm PMMA (2,1 cm eşdeğer meme kalınlığı) için dijital mamografi sistemleri kullanılırken EUREF (2006)'da belirtilen erişilebilir ve kabul edilebilir seviyelere ulaşmak zor olmaya başladığından, ince göğüslü kadınlar için glandüler dozun, daha kalın göğüslü kadınlara göre zaten daha düşük olduğu göz önünde bulundurularak, 2,0 cm PMMA kalınlığı için sınır değerler biraz yükseltilmiştir. MGD için sınır değerler Tablo 3.4'te verilmiştir (<https://www.euref.org/downloads>).

MGD değerlerinin yukarıda anlatılan yöntem ile ölçülmesine ek olarak, mamografi sistemlerinde, PMMA kullanılarak MGD'ler hesaplanırken, sistem üzerinde gösterilen MGD'ler (alınan her görüntünün DICOM başlığında 'organ dozu' olarak saklanır) kaydedildi. Sistemin gösterdiği bu MGD değerleri, hesaplanan MGD değerleri ile karşılaştırıldı. Sistem üzerinde görüntülenen ve hesaplanan MGD'ler arasındaki farkın % 15'i geçmemesi önerilmektedir (Yaffe ve diğ., 2006a).

Mamografi sistem üreticileri, sistem tarafından görüntülenen organ dozunu belirlemek için mamografi sistemlerinde Dance metodu, Dance ve diğ., (1990, 2000, 2009); Wu metodu, (Sobol ve Wu, 1997), (Wu ve diğ., 1994); Boone metodu, Boone ve diğ., (1997), Boone (1999, 2002) gibi farklı yöntemler kullanmaktadırlar. Fujifilm Amulet Innovality sistemlerinde MGD hesabı için, çalışmada kullandığımız metod olan Dance metodu kullanılmaktadır (Suleiman ve diğ., 2017).

Tablo 3.4. PMMA ile simüle edilmiş meme kalınlıkları için limit doz değerleri

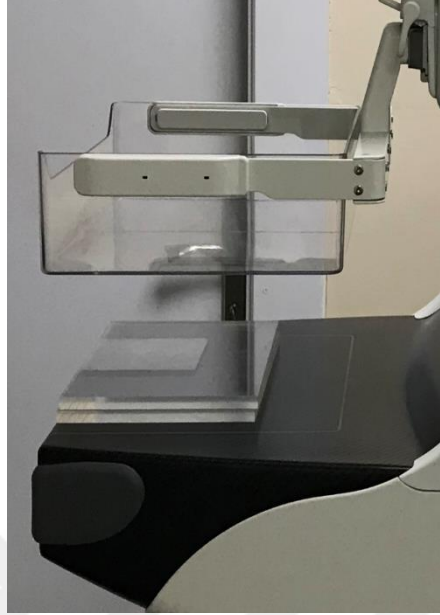
PMMA kalınlığı	Eşdeğer meme kalınlığı	Eşdeğer meme kalınlıkları için MGD değerleri	
		Kabul edilebilir seviye	Erişilebilir seviye
(cm)	(cm)	(mGy)	(mGy)
2,0	2,1	$\leq 1,2$	$\leq 0,8$
3,0	3,2	$\leq 1,5$	$\leq 1,0$
4,0	4,5	$\leq 2,0$	$\leq 1,6$
4,5	5,3	$\leq 2,5$	$\leq 2,0$
5,0	6,0	$\leq 3,0$	$\leq 2,4$
6,0	7,5	$\leq 4,5$	$\leq 3,6$
7,0	9,0	$\leq 6,5$	$\leq 5,1$

Farklı PMMA kalınlıkları için MGD değerleri belirlenirken, Şekil 3.4'te gösterildiği gibi altta bulunan iki PMMA plakası arasına ince bir (0,2 mm kalınlığında) Al plaka yerleştirilerek görüntü alındı. Böylece, elde edilen görüntüler CNR ölçümünde kullanıldı (görüntüler “ham” görüntü olarak alınmış, görüntü işleme uygulanmamıştır). Ham görüntüler, ortalama piksel değerlerini ve standart sapmaları ölçmek için ImageJ yazılımında açıldı ve görüntüler üzerinde ROI, Al plakanın ortasında ve PMMA üzerinde 5 mm x 5 mm olacak şekilde ayarlandı. Fujifilm sisteminin dedektör yanıtı logaritmik olduğundan, CNR'yi hesaplanmadan önce piksel verileri, piksel değeri ile doz (μGy) arasında doğrusal bir ilişki elde etmek için doğrusallaştırılmıştır. Siemens ve Giotto ise dedektör yanıtı lineer olan sistemlerdir. CNR ölçümleri için NHSBSP (2009a)'da tanımlanan yöntem EUREF (2006) ile benzerdir. CNR'lar, farklı PMMA kalınlıkları için Denklem (2.6) kullanılarak hesaplandı.

Standartlarda önerilen metodların CNR ölçümlerinde uygulanabilmesi için, CDMAM 3.4 fantomu kullanılarak, 60 mm eşdeğer meme kalınlığı (5 cm PMMA) için ölçülen eşik altın kalınlığı ile diğer meme kalınlıkları arasında bağlantı kurmak gerekir. EUREF (2006)'da eşik kontrastı ve CNR ölçümleri arasındaki ilişki Denklem (3.4) ile açıklanmıştır. Aynı denklem benzer şekilde bu çalışmada eşik altın kalınlığı için kullanıldı.

$$\text{CNR}_{\text{limit}} T_{g(0,1\text{mm çap için limit değeri})} = \text{CNR}_{(5\text{cm PMMA için ölçülen})} T_{g\text{ölçülen}} \quad (3.4)$$

Tg eşik altın kalınlığını ifade etmektedir, ayrıca 0,1 mm detay çaplarının en kritiği olarak kabul edildiğinden burada kullanılmaktadır (NHSBSP, 2017).



Şekil 3.4. 20 mm PMMA için CNR ölçüm geometrisi

CDMAM ölçümlerinde kullanılan ışınlama parametreleri (doz değerleri), $CNR_{ölçülen}$ hesaplamaları için görüntü alımında da kullanıldı ve limit değerler için (kabul edilebilir (1,680 μm) ve erişilebilir (1,100 μm)) ayrı ayrı hesaplandı.

3.5. Homojenite Testi

Homojenite zayıflatılmış bir x-ışını ışını ile elde edilen homojen görüntülerin kullanılması ile değerlendirilmektedir. Bu amaçla, 40 mm homojen PMMA fantomu dedektör üzerine yerleştirildi ve sıkıştırma plakası ile grid kullanımdayken, Fujifilm sistemlerde iAEC'de “N-doz” seviyesinde; IMS Giotto için AEC'de “standard mod” da ve Siemens Inspiration sistemlerde ise AEC'de “Normal doz, Seg on” modunda ışınlama yapıldı. Homojenite testi, alternatif olarak tüp çıkışına 2 mm Al filtre takılarakda değerlendirilebilmektedir, çünkü 40 mm PMMA ve 2 mm Al filtre, mamografide kullanılan enerji aralığı için ortalama spektrum enerjisi açısından yaklaşık olarak eşdeğerdir (Hogg ve diğ., 2015). Elde edilen ham görüntüler ImageJ'de açılarak biri görüntünün ortasında ve dördü kenarlarında olmak üzere görüntü üzerinde yaklaşık 1cm² lik ROI'ler (5 ROI) ayarlandı (Marshall ve diğ., 2011b). ROI'lerin tam pozisyonu önemli değildir; ancak, sonraki rutin ölçümlerde de aynı şartların sağlanabilmesi için

ROI pozisyonlarının kaydedilmesi gerekir. Homojenite ölçümleri bu 5 ROI'den NHSBSP (2009)'da tanımlandığı gibi hesaplandı. CNR ölçümlerinde olduğu gibi, logaritmik yanıtlı Fujifilm Amulet sistemlerinde homojenite hatasını ölçmek için ortalama piksel değeri doğrusallaştırılmıştır. Kenar ROI'lerindeki MPV'nin merkezi ROI'nin MPV'sinden sapması, Denklem (3.5)'e göre % farkı olarak hesaplandı ve 5 ROI'nin ortalaması için varyasyon katsayıları (cov) tespit edildi.

$$\text{Merkez ROI'deki MPV'den sapma} = \frac{\text{Merkez ROI'deki MPV} - \text{Köşe ROI'deki MPV}}{\text{Merkez ROI'deki MPV}} \times 100 \quad (3.5)$$

Merkez ROI'deki MPV'den maksimum sapma % 10'dan küçük olmalıdır (NHSBSP, 2009a).

3.6. Gürültü Analizi

Gürültü analizi için burada açıklanan yöntem Evans ve diğ., (2002), Borasi ve diğ., (2003), Young ve diğ., (2006) ve özellikle Bouwman ve diğ., (2009) çalışmalarında daha ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Bölüm 3.3'te bahsedildiği gibi, gürültü bileşenlerinin analizinde dedektör yanıtı ölçümlerinde elde edilen görüntüler üzerinde belirlenen ROI'lerdeki standart sapma kullanılmaktadır. Gürültü analizi için kabul testlerinde 15, rutin klinik kontrollerde 8 görüntü alınması önerilmektedir (EUREF, 2013). Bu çalışmada, STP'nin belirlenmesi için alınan görüntüler kullanılarak gürültü analizi yapıldığı için 10 görüntü kullanılmıştır.

Fujifilm Amulet sistemlerde, dedektör yanıtı logaritmik olduğundan, piksel verileri gürültü analizinden önce doğrusallaştırıldı. Doza göre gürültü değişimi, dedektör girişindeki hava kermaya (μGy) karşı lineerleştirilmiş standart sapmanın (SD) grafiği çizilerek analiz edildi. Elde edilen üssel denklemde Denklem (2.10)'na göre “n” değerleri tespit edilerek kaydedildi.

Gürültü katsayılarını (k_e , k_q ve k_s) belirlemek için, doğrusallaştırılmış standart sapma değerlerinin karesi (SD^2) yine dedektör dozuna karşı çizilerek ikinci dereceden bir polinom fonksiyonu elde edildi, ardından Denklem (2.11)'e göre gürültü katsayıları bulundu (Ravaglia ve diğ., 2009). Elde edilen verileri sunmanın diğer bir yolu ise görel gürültüdür. Görel (Bağıl) gürültü gelen hava kerma ile doğrusal bir ilişkiye sahiptir bu nedenle farklı sistemleri karşılaştırmak için oldukça faydalı bir ölçümdür. Gürültü

analizi için, elektronik, yapısal ve kuantum gürültünün tahmini bağıl katkıları tespit edilerek bu katkıların ikinci dereceden toplamı Denklem (2.9)'da kullanılarak ölçülen gürültüye uyarlandı.

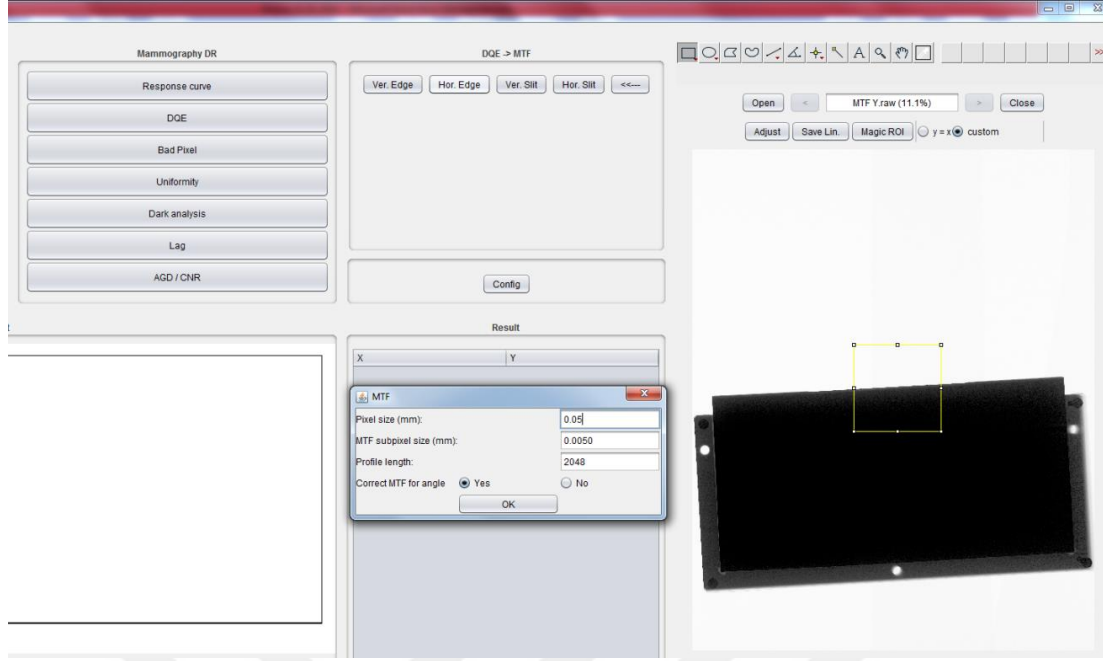
3.7. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) Ölçümü

Çalışmada, Samei ve diğ., (1998, 2006) tarafından önerilen ve IEC (2007) tarafından onaylanan (kenar test metodu) MTF ölçüm yöntemi kullanılarak MTF hesaplandı. Dijital dedektör üzerine yerleştirilerek alınan kenar test aparatı görüntüleri ImageJ COQ programında açılarak sistemlerin MTF'si kenar metodu belirlendi. Tungsten kenar test aparatı, meme destek masasına hafif bir açıyla tüp eksenine paralel ve tüp eksenine dik olmak üzere iki farklı konumda yerleştirildi ve iki pozisyon içinde kenar aparatının görüntüsü alındı. Işınlama genellikle sistemin tipik maruz kalma düzeyine göre ayarlandı, ancak sonuçlar karşılaştırılacağı için standart bir doz kullanıldı.

Fujifilm Amulet ve Siemens Inspiration mamografi sistemlerinde W/Rh, IMS Giotto sistemlerde ise W/Ag anot/filtre kombinasyonunda, 29 kVp ve yaklaşık 20 mAs kullanılarak iki MTF görüntüsü alındı ("x" ve "y" yönlerinde). Normal seviye olarak da adlandırılan referans seviyesi (E_0), karşılaştırmanın doğru yapılabilmesi için test edilen tüm mamografi sistemleri için 70-100 μ Gy aralığını kapsayacak şekilde seçildi.

ImageJ COQ'da kenar fantom görüntüleri açıldıktan sonra yatay ve dikey yönlerde MTF hesaplandı. Standart frekanslardaki yatay ve dikey MTF eğrilerinin ortalaması alınarak dedektörlerin karşılaştırması için kullanıldı. COQ programında MTF hesaplanmadan önce açılan pencereye Şekil 3.5'te gösterildiği gibi piksel boyutu (mm) gibi istenilen parametreler girilerek seçilen ROI, yalnızca kenar bilgilerini içerecek şekilde kenar uzunluğu boyunca ayarlandı.

MTF sonucu, mamografi sistemlerinde, radyasyon dozu veya ışın kalitesine duyarlı değildir (Kaya Karaaslan ve diğ., 2022). Sistemlerin MTF'si ne kadar yüksek olursa görüntü o kadar aslına uygun elde edilmektedir. EUREF (2013) standardı, MTF'nin % 50'ye düştüğü uzaysal frekansın, önceki QC ve temel değerlerden $\leq \pm \% 10$ farklı olabileceğini önermektedir.



Şekil 3.5. COQ programında yatay yönde MTF ölçümü

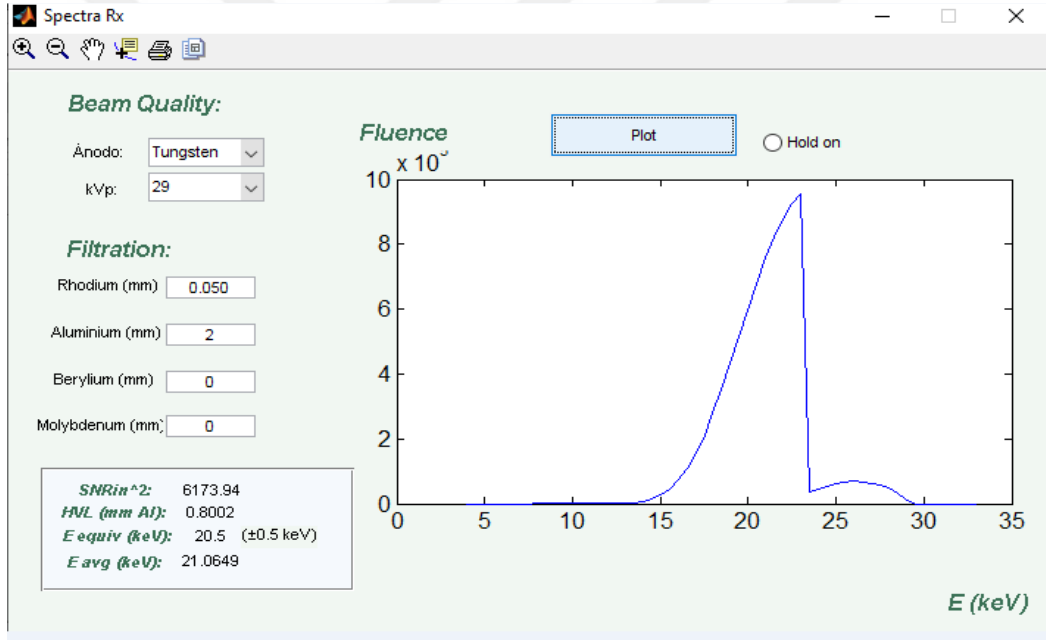
3.8. Normalize Gürültü Güç Spektrumunun (NNPS) Ölçümü

NPS, ışın kalitesine duyarlı olduğundan NPS ölçümünde ışın kalitesi seçimi oldukça önemlidir. Tüp voltajı ve anot/filtre kombinasyonu klinik görüntüleri elde etmek için kullanılan faktörleri temsil edecek şekilde seçilmiştir. Görüntüler, klinik olarak kullanılan doz aralığını kapsayacak şekilde, dört hava kerma seviyesinde, herhangi bir test cihazı olmadan, dedektör yanıt görüntülerinden elde edildi.

Seçilen her doz seviyesi için üç seri görüntü alınmıştır. NNPS analizi için yaklaşık $0.5E_0$, E_0 , $2E_0$, $4E_0$ 'da görüntü serileri (üç görüntü) alındı ve COQ'da bir küme olarak açıldı. NNPS düzgün şekilde ışınlanmış bir görüntünün bir bölgesinden alınan ROI'lerden hesaplanmaktadır. Hesaplanan NNPS, iki boyutlu bir dizidir, tipik olarak tek boyutlu bir grafik olarak görüntülenir. 1D NNPS, 2D NNPS'den yatay, dikey ve radyal (tüm NPS'nin radyal ortalaması) yönlerde elde edilmektedir. NNPS ışınlama seviyesine bağlıdır ve bu ilişki tek yönde (radyal) dört farklı doz seviyesi için analiz edilmiştir. NNPS ne kadar düşükse görüntüdeki gürültü o kadar azdır. EUREF (2013), $0,5 \text{ mm}^{-1}$ ve $2,0 \text{ mm}^{-1}$ de ki NNPS değerlerinin önceki QC ve temel değerlerden $\leq \pm \% 15$ kadar farklı olabileceğini önermektedir.

3.9. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE) Ölçümü

DQE, Denklem (2.23) kullanılarak MTF, NPS ve SNR'ın kombinasyonundan belirlenmektedir (IEC 2007), (EUREF, 2013). Denklem (2.23)'te Poisson dağılımı nedeniyle birim alan ve birim doz başına dedektör üzerine düşen foton SNR_{in}^2 ile ifade edilmiştir. Bu çalışmada, SNR_{in}^2 değeri MIQuaELa V.1.0 yazılımı kullanılarak 29 kVp, W/Rh anot filtre kombinasyonu için $6173,94 \text{ mm}^{-2} \cdot \mu\text{Gy}^{-1}$ olarak hesaplandı (Şekil 3.6). 29 kVp, W/Rh x-ışını spektrumu için Marshall ve diğ., (2011a) çalışmasında SNR_{in}^2 $6168 \text{ mm}^{-2} \cdot \mu\text{Gy}^{-1}$ olarak alınmıştır ($\sim 0,097 \%$ daha düşük). SNR_{in}^2 değeri COQ'da listelenen değerlerden farklı olduğundan, değer açılan pencereye manuel olarak yazıldı. Farklı enerji seviyeleri için SNR_{in}^2 değerleri IEC (2007) ve EUREF (2013)'de listelenmiştir.



Şekil 3.6. SNR_{in}^2 için MIQuaELa V.1.0 yazılımındaki kullanıcı arayüzü

MTF ve NNPS verileri Bölüm 3.7 ve 3.8'de açıklandığı gibi COQ yazılımı kullanılarak elde edildi. DQE, NNPS ve MTF'nin sonuç grafiği COQ'nun sonuç penceresinde gözlemlenmekte veya bir .txt dosyası olarak kaydedilerek başka bir programda da açılabilir. Bu çalışmada, kaydedilen veriler Excelde tekrar çizilerek raporlandı. DQE (u, v) değerleri, "mm" cinsinden piksel aralığının iki katının tersi olarak tanımlanan Nyquist frekansına kadar olan standart frekanslar için belirlendi. Nyquist frekansı Fujifim için 10 mm^{-1} , Siemens ve Giotto için $5,88 \text{ mm}^{-1}$ dir.

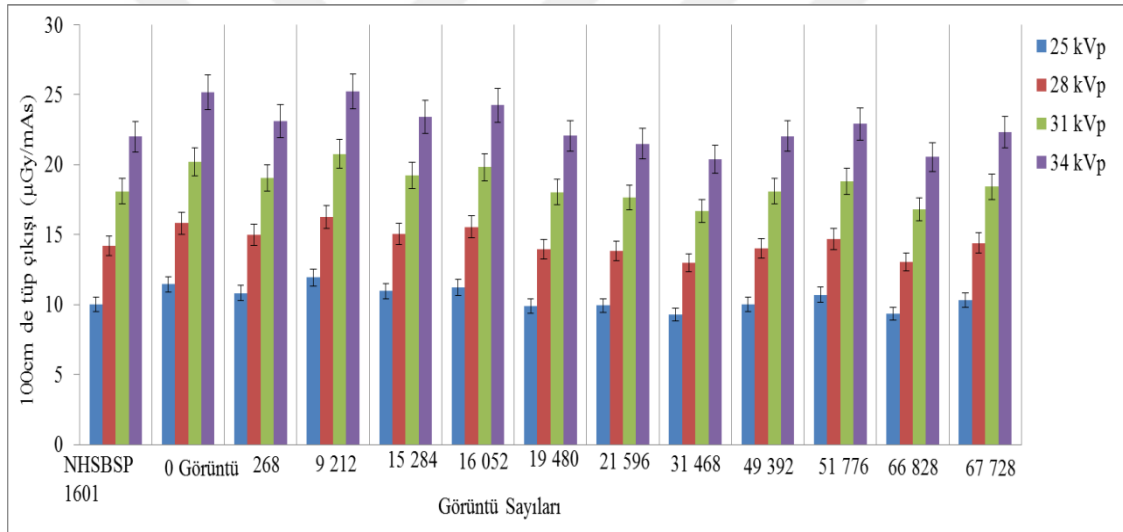
DQE sonuçları, genel olarak, her iki (yatay ve dikey) eksen için DQE (u) ve DQE (v) olarak ayrı ayrı verilebilir. Eğer DQE (u) / DQE (v) bölümü 0,9 ila 1,1 aralığında ise, her iki eksen için DQE (u,v) değerlerinin ortalaması alınabilir ve sonucun her iki eksen için geçerli olduğu belirtilebilir (IEC, 2015). Bu çalışmada DQE iki eksen için hesaplandı ve sonuçlar iki eksenin ortalaması alınarak (DQE (u,v)) raporlandı.



4. BULGULAR VE TARTIŞMA

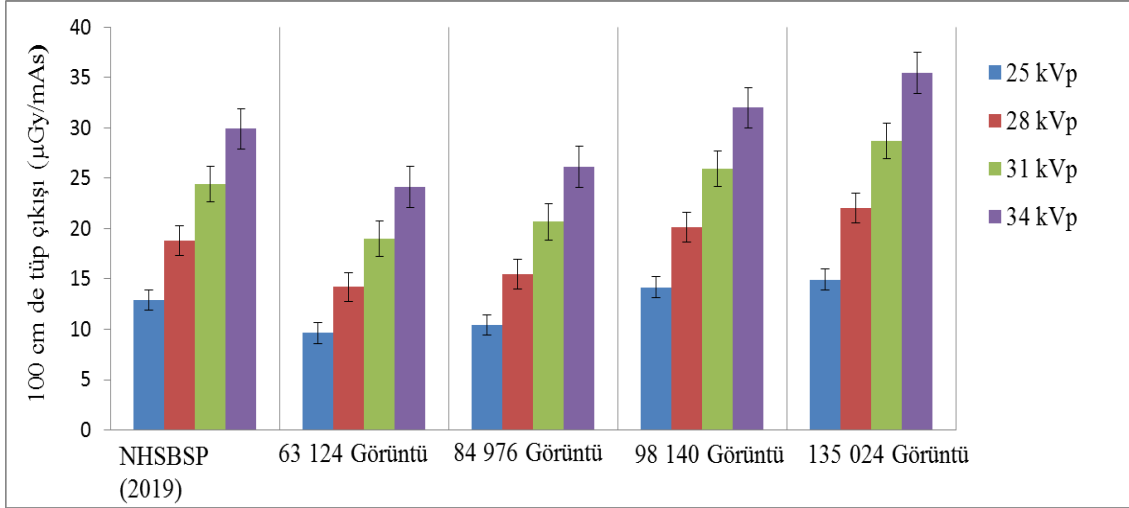
4.1. Tüp Çıkışı ve HVL Testi Sonuçları

Mamografi sistemlerinin test işlemlerine ilk önce x-ışın tüpünün değerlendirilmesi ile başlandı ve tüp çıkışı sonuçları dört farklı (25, 28, 31 ve 34 kVp) kVp değerinde ölçülerek, ters kare metodu 100 cm mesafeye düzeltildi. Şekil 4.1, 4.2 ve 4.3 sırasıyla, Fujifilm Amulet, IMS Giotto ve Siemens Mammomat Inspiration mamografi sistemlerini için tüp çıkış sonuçlarını göstermektedir. Belirlenen kVp değerlerinde hesaplanan ortalama tüp çıkışı değerleri ve varyasyon katsayıları (cov) her sistem için Tablo 4.1’de listelendi (hesaplamalara NHSBSP rapor sonuçları dahil edilmiştir). Her sistem için elde edilen tüp çıkışı sonuçları detaylı olarak Ek-A, Tablo A.1, A.2 ve A.3’te verilmiştir.

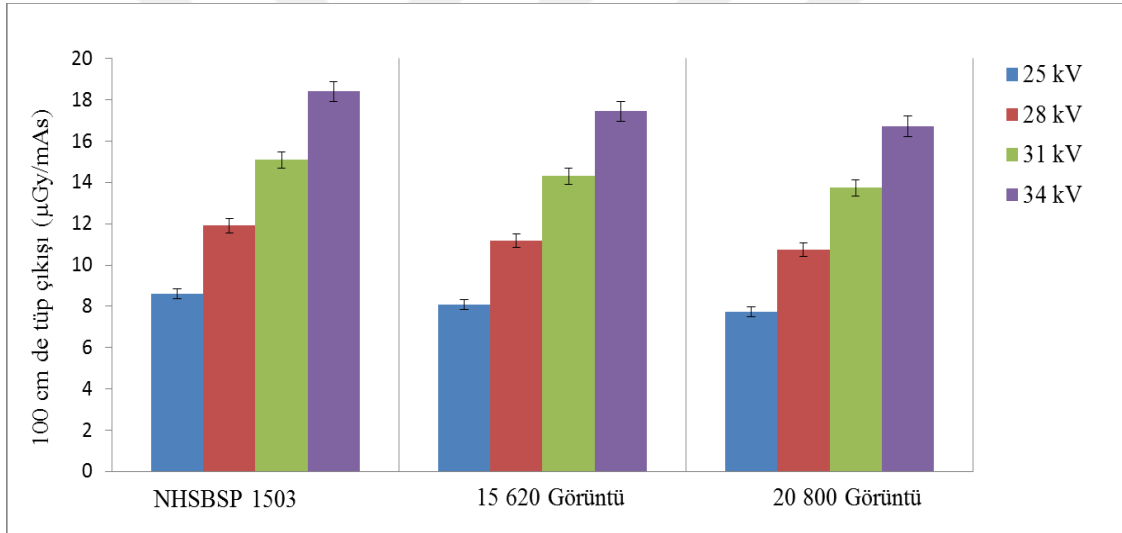


Şekil 4.1. Fujifim Amulet sistemlerin 100 cm’de 4 farklı kVp’de tüp çıkışı (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

X-ışını tüpleri genellikle yoğun kullanım koşulları altında düzgün çalışacak şekilde tasarlanmışlardır. Ancak yinede x-ışını tüplerinin kullanım ömrünü uzatmak için üreticinin tavsiyelerine uygun olarak, genelde tüp 2 saat veya daha uzun süre kullanılmadıysa, kullanımdan önce ısıtılması önerilmektedir. Böylece, termal şok nedeniyle tüp hasarı önlenmiş olacaktır.



Şekil 4.2. IMS Giotto sistemlerinin 100 cm’de 4 farklı kVp’de tüp çıkışı (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



Şekil 4.3. Siemens Inspiration için 4 farklı kVp’de tüp çıkışı (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

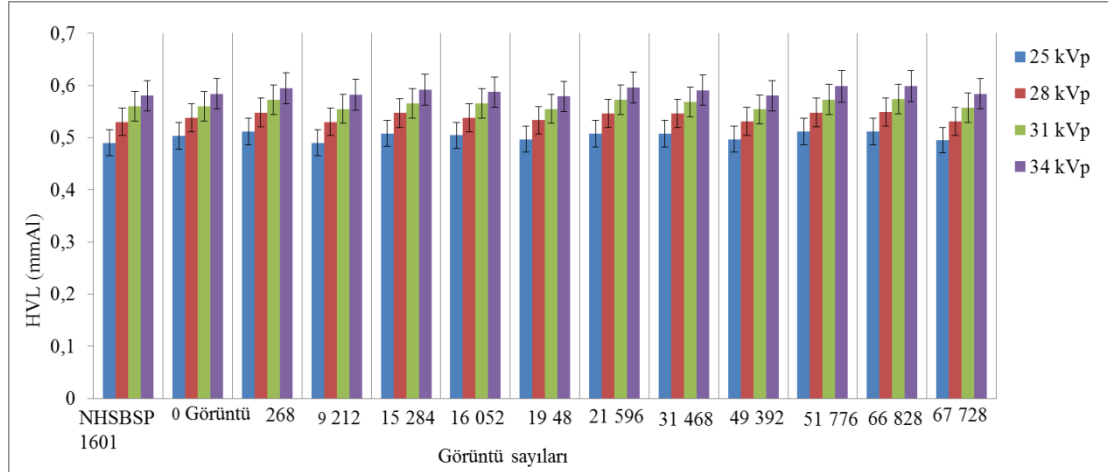
Tüp çıkışı ölçümleri için kullanılan test geometrisi ile benzer test geometrisi ve ışınlama şartları kullanılarak hesaplanan HVL (mmAl) değerleri Şekil 4.4, 4.5 ve 4.6’da sırasıyla Fujifilm Amulet, IMS Giotto ve Siemens Inspiration mamografi sistemleri için karşılaştırmalı olarak verildi. Tüm sistemler için tespit edilen HVL değerleri Tablo A.4, A.5 ve A.6’da detaylı olarak eklenmiştir. Fujifilm Amulet, IMS Giotto ve Siemens Inspiration için hesaplanan ortalama HVL ve cov değerleri her sistem için Tablo 4.2’de görülmektedir.

Tablo 4.1. Belirlenen kVp’lerde ortalama tüp çıkış ($\mu\text{Gy/mAs}$) değerleri

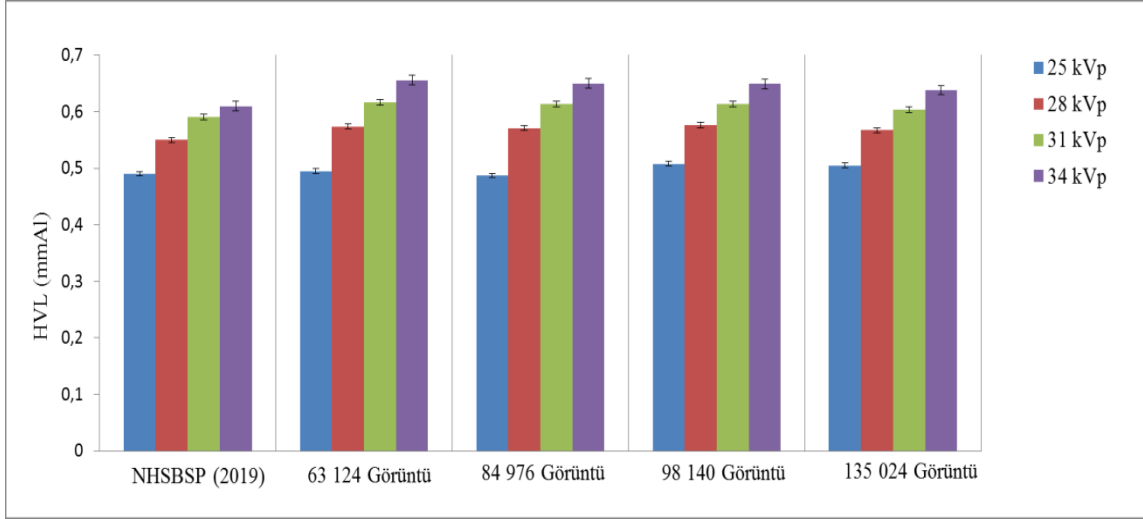
kVp	Fujifilm Amulet Innovality	IMS Giotto	Siemens Mammomat Inspiration
25	10,49 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 0,81$ (cov = 8 %)	12,41 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 2,3$ (cov = 18,6 %)	8,14 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 0,4$ (cov = 5 %)
28	14,56 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 1,04$ (cov = 7,15 %)	18,13 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 3,25$ (cov = 18 %)	11,3 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 0,6$ (cov = 5 %)
31	18,63 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 1,27$ (cov = 6,82 %)	23,73 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 4,0$ (cov = 18 %)	14,4 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 0,7$ (cov = 5 %)
34	22,75 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 1,6$ (cov = 7,05 %)	29,5 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 4,5$ (cov = 15 %)	17,5 $\mu\text{Gy/mAs} \pm 0,8$ (cov = 5 %)

Tablo 4.2. Belirlenen kVp’lerde ortalama HVL (mmAl) değerleri

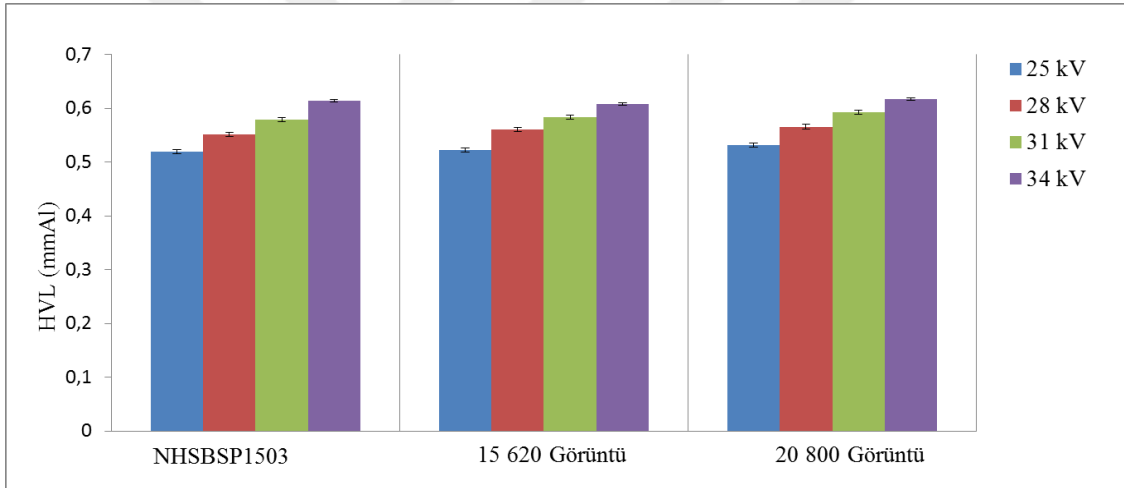
kVp	Fujifilm Amulet Innovality	IMS Giotto	Siemens Mammomat Inspiration
25	0,50 mmAl $\pm 0,007$ (cov = 1,45 %)	0,497 mmAl $\pm 0,009$ (cov = 1,85 %)	0,524 mmAl $\pm 0,006$ (cov = 1,22 %)
28	0,54 mmAl $\pm 0,008$ (cov = 1,42 %)	0,567 mmAl $\pm 0,01$ (cov = 1,83 %)	0,559 mmAl $\pm 0,007$ (cov = 1,26 %)
31	0,56 mmAl $\pm 0,008$ (cov = 1,37 %)	0,607 mmAl $\pm 0,01$ (cov = 1,82 %)	0,585 mmAl $\pm 0,006$ (cov = 1,12 %)
34	0,59 mmAl $\pm 0,007$ (cov = 1,21 %)	0,64 mmAl $\pm 0,02$ (cov = 2,85 %)	0,613 mmAl $\pm 0,004$ (cov = 0,74 %)



Şekil 4.4. Fujifilm Amulet için 100 cm’de 4 farklı kVp’de HVL değerleri (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



Şekil 4.5. IMS Giotto sistemlerin 100 cm’de 4 farklı kVp’de HVL değerleri (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



Şekil 4.6. Siemens Inspiration için 100 cm’de 4 farklı kVp’de HVL değerleri (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

Dört farklı kVp değeri için hesaplanan tüp çıkışı ve HVL sonuçları incelendiğinde, Fujifilm Amulet ve Siemens Inspiration mamografi sistemleri için aradaki farklar ihmal edilebilir düzeydedir. Fujifilm Amulet mamografi sistemi için veriler 28 kVp için NHSBSP (2017) ve Gershan ve Masnjak (2017) tarafından yapılan çalışma ile karşılaştırıldığında, literatür verileri ile birlikte tüm 19 sistem için ortalama tüp çıkışı ve HVL değerleri sırasıyla $14,51 \mu\text{Gy/mAs} \pm 1,16$ (cov = % 8,01) ve $0,544 \text{ mmAl} \pm 0,009$ (cov = % 1,8)’dir.

IMS Giotto mamografi sistemlerinde t p çıkışı değerleri arasındaki fark diğer sistemlerle kıyaslandığında daha yüksek gözlemlenmiş ancak HVL sonuçları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. IMS Giotto mamografi sistemlerinde çekim sayısı ile t p çıkışı arasında bir lineerlik olup, en yüksek çekim sayısına sahip sistemin t p çıkışı diğer sistemlerle de kıyaslandığında daha yüksektir ve t p çıkışı çekim sayısı ile artmaktadır.

4.2. Kontrast-Detay Analizi Test Sonuçları

Kontrast detay analizi için gerekli CDMAM 3.4 fantom görüntülerini elde etmek için kullanılan ışınlama parametreleri (kV/mAs) ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için tespit edilen MGD değerleri Fujifilm Amulet, IMS Giotto ve Siemens Inspiration mamografi sistemleri için sırasıyla Tablo 4.3, 4.4 ve 4.5'te verildi.

Tablo 4.3. Fujifilm Amulet için CDMAM 3.4 için ışınlama parametreleri ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri

Sistem	Hedef/ Filtre	iAEC, N-Mod			iAEC, H-Mod			iAEC, L-Mod		
		KV	mAs	60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD (mGy)	KV	mAs	60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD (mGy)	KV	mAs	60 mm eşdeğer meme kalınlığı i�in MGD (mGy)
S1	W/Rh	29	86	1,40	29	129	2,05	29	50	0,80
S2	W/Rh	29	87	1,41	29	129	2,05	29	49	0,79
S3	W/Rh	29	70	1,24	29	103	1,83	29	39	0,69
S4	W/Rh	29	82	1,28	29	121	1,90	29	46	0,71
S5	W/Rh	30	79	1,50	30	116	2,20	30	45	0,85
S6	W/Rh	30	86	1,36	30	126	2,02	30	49	0,77
S7	W/Rh	30	77	1,29	29	126	1,91	30	45	0,75
S8	W/Rh	30	93	1,49	29	149	2,20	30	53	0,85
S9	W/Rh	30	93	1,55	30	132	2,20	30	50	0,87
S10	W/Rh	29	91	1,40	29	134	2,07	29	52	0,79
S11	W/Rh	30	89	1,51	30	132	2,22	30	51	0,86
S12	W/Rh	30	65	1,16	30	96	1,69	30	37	0,64

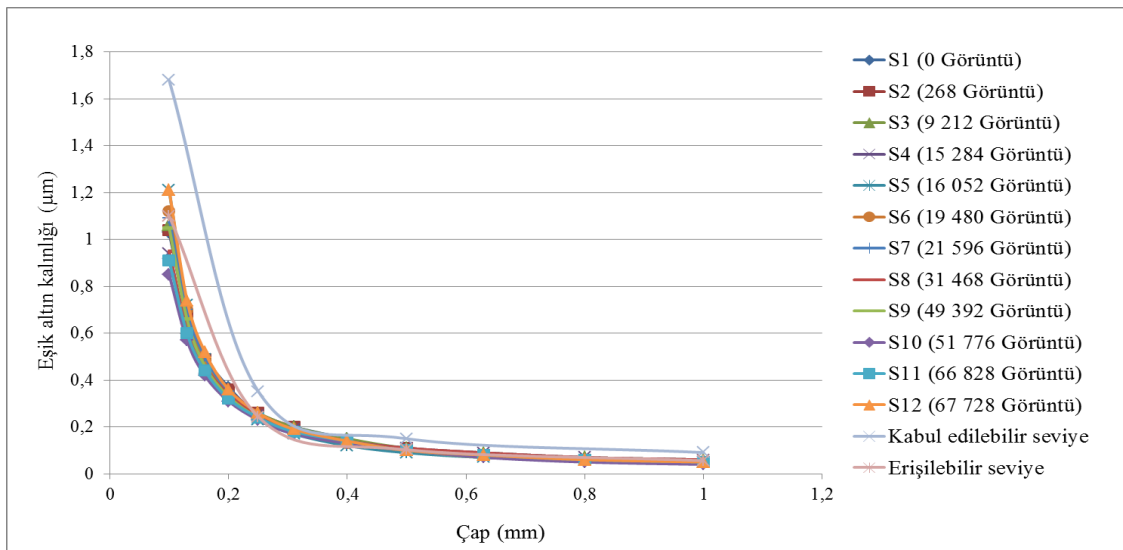
Tablo 4.4. IMS Giotto için CDMAM 3.4 için ışınlama parametreleri ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri

Sistem	Hedef/Filtre	AEC, Standart mod		
		kVp	mAs	60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD (mGy)
S13	W/Ag	28	108	1,9
S14	W/Ag	29	96	1,8
S15	W/Ag	28	105	2,0
S16	W/Ag	28	81	1,7

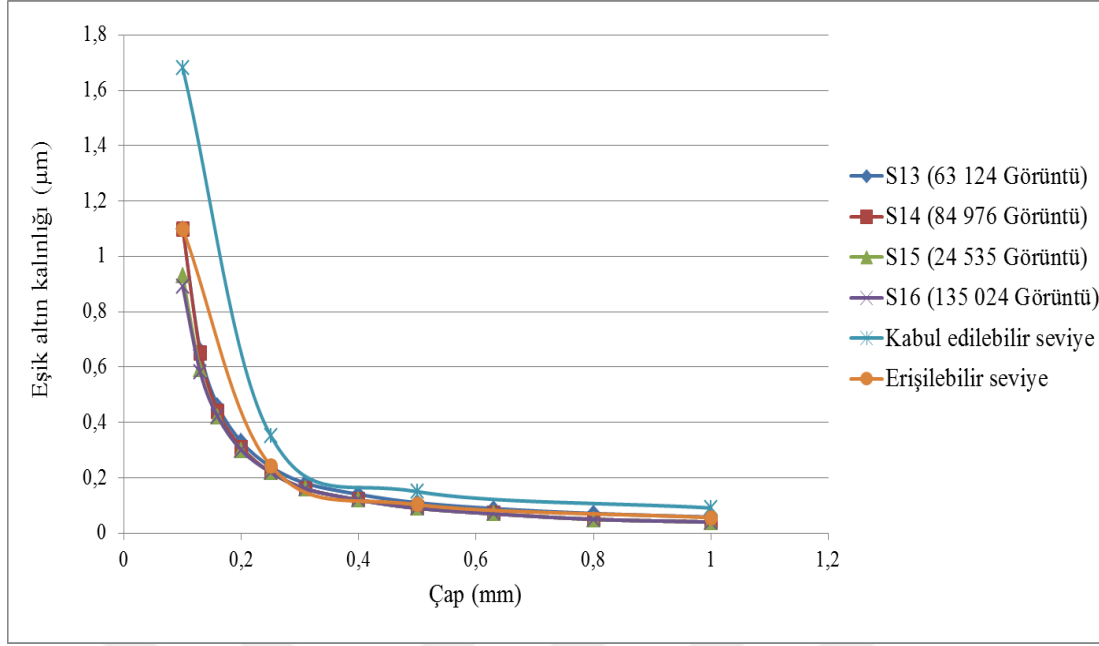
Tablo 4.5. Siemens Inspiration için CDMAM 3.4 için ışınlama parametreleri ve 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri

Sistem	Hedef/Filtre	AEC, Normal doz, Grid in, Seg off		
		kVp	mAs	60 mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD (mGy)
S17	W/Rh	28	120	1,44
S18	W/Rh	28	123	1,43

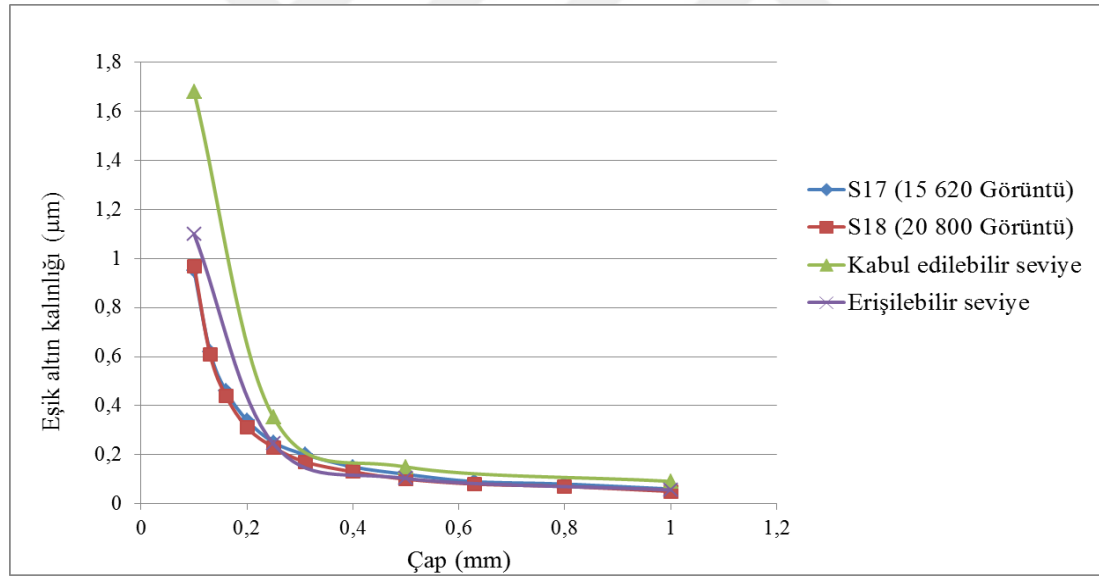
Fujifilm sistemler için N-doz, Giotto için standart doz ve Siemens için Grid modu, N doz seviyeleri için elde edilen C-D eğrileri Şekil 4.7, 4.8 ve 4.9’da; tüm sistemler için tespit edilen IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %’si ise Tablo 4.6, 4.7 ve 4.8’de verildi. Raporlanan tüm veriler fantom görüntülerinin otomatik olarak değerlendirilmesinden elde edilmiştir.



Şekil 4.7. Fujifilm Amulet için N-doz seviyesi için C-D eğrileri



Şekil 4.8. IMS Giotto için standart doz seviyesinde C-D eğrileri



Şekil 4.9. Siemens Inspiration için grid modunda C-D eğrileri

Elde edilen C-D eğrilerinden de görülebildiği gibi, üç farklı üreticiye ait mamografi sistemi normal doz seviyeleri için kabul edilebilir seviyeyi karşılamıştır. C-D eğrilerinin sonraki periyotta yapılacak C-D analizi testleri ile karşılaştırılması mamografi cihazlarının zaman içerisindeki performans değişimi hakkında bilgi verecektir. Bu nedenle C-D analizi kabul testlerinde ve rutin kalite kontrol/performans testlerinde mutlaka yapılması gereken testler içerisinde yer almaktadır.

Tablo 4.6. Fujifilm Amulet için iAEC, N-H-L doz seviyesinde IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %'si

System	IQF _{inv}			% toplam tespit edilen disk		
	N Mod	H Mod	L Mod	N Mod	H Mod	L Mod
S1	140,34	159,43	109,86	67,29	69,14	62,86
S2	130,47	150,69	106,10	65,85	68,54	62,22
S3	127,42	161,88	103,69	65,38	69,21	61,83
S4	137,76	160,96	99,56	66,67	69,65	60,70
S5	139,06	165,42	115,58	67,42	69,93	64,25
S6	133,88	167,20	106,30	66,62	70,21	62,32
S7	137,65	150,02	106,68	66,67	68,66	62,83
S8	135,62	166,18	121,24	66,86	69,98	64,91
S9	143,42	173,02	109,10	67,72	70,49	63,25
S10	154,43	161,62	120,18	68,71	69,78	64,56
S11	143,10	165,52	105,59	66,19	68,93	61,77
S12	128,27	146,00	89,76	66,09	68,22	60,26

Tablo 4.7. IMS Giotto için AEC, standart doz seviyesinde IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %'si

Sistem	AEC, Standart	
	IQF _{inv}	% toplam tespit edilen disk
S13	134,01	66,48
S14	147,30	68,34
S15	157,07	69,00
S16	160,02	69,18

Tablo 4.8. Siemens Inspiration için AEC, Grid modunda IQF_{inv} ve toplam tespit edilen disk %'si

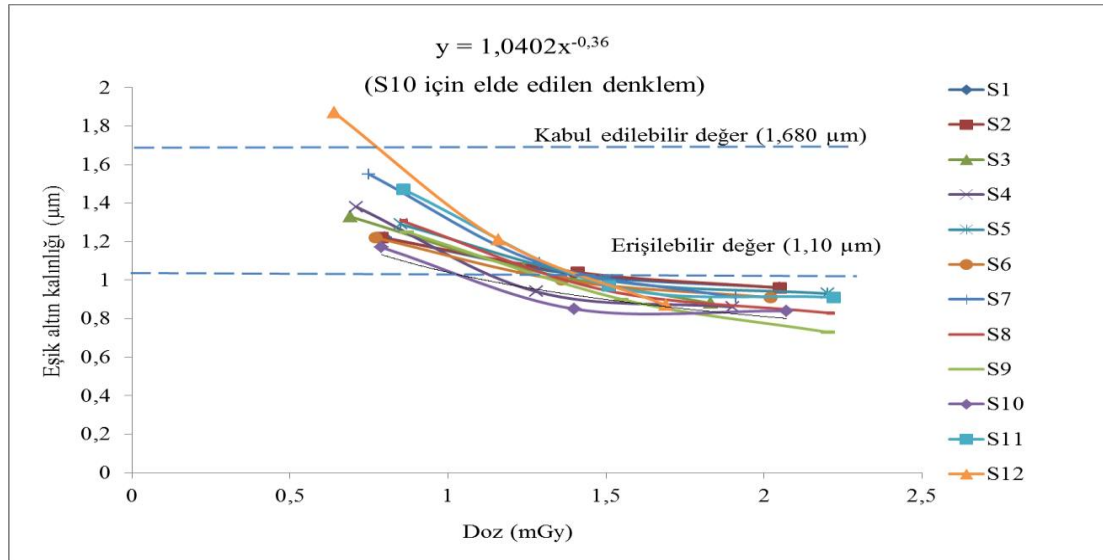
Sistem	AEC, Normal doz, Grid in, Seg off	
	IQF _{inv}	% toplam tespit edilen disk
S17	130,45	66,25
S18	142,09	67,36

Fujifilm Amulet için N, H ve L doz ayarlarındaki ortalama IQF_{inv} değerleri sırasıyla $137,62 \pm 7,5$ (cov = % 5,4), $160,66 \pm 7,8$ (cov = % 5,0), $107,8 \pm 8,6$ (cov = % 8,0) dir. Toplam tespit edilen disk %'si, N dozunda $66,79 \pm 0,9$ (cov = % 1,5), H dozunda $69,4 \pm 0,7$ (cov = % 1,0), L dozunda $62,65 \pm 1,4$ (cov = % 2,0)'dir. IMS Giotto için

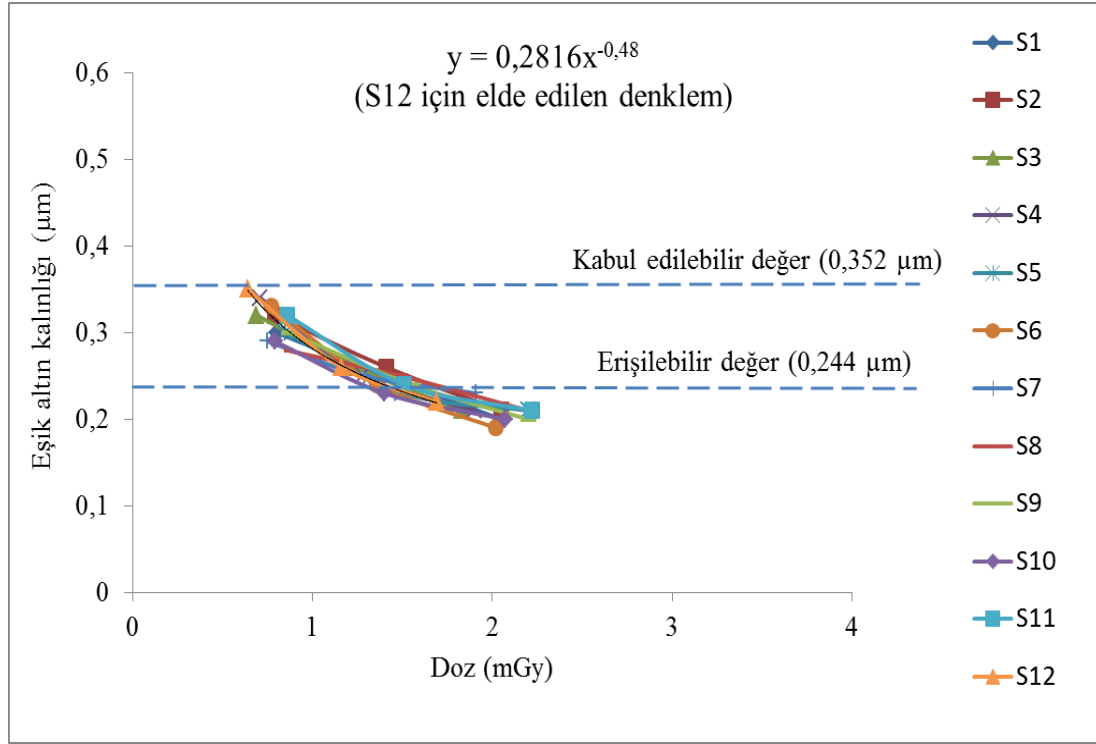
standart doz seviyesinde ortalama IQF_{inv} $149,6 \pm 12$ (cov = % 8), toplam tespit edilen disk %'si $68,25 \pm 1,23$ (cov = % 2) dir. Siemens Inspiration için S18 için IQF_{inv} değeri S17'den yaklaşık % 8 kadar, % tespit oranında yaklaşık % 2 kadar yüksektir. S18'in çekim sayısı S17'den yaklaşık 5 000 görüntü kadar daha yüksek olmasına rağmen görüntü kalitesi daha yüksektir.

Fujifilm Amulet mamografi sistemlerinde diğer sistemlerden farklı olarak, eşik altın kalınlığı ile doz arasındaki ilişki 0,1 ve 0,25 mm detay çaplarında 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için incelendi. Şekil 4.10 ve 4.11'den elde edilen denklemler Tablo 4.9'da listelendi ve bu denklemler kullanılarak erişilebilir ve kabul edilebilir görüntü kalitesi standartlarına ulaşmak için gereken MGD'ler hesaplanarak, sonuçlar NHSBSP (2017) ile karşılaştırıldı (Tablo 4.10). 0,1 mm ve 0,25 mm çaplar için erişilebilir seviyeye ulaşmak için gereken ortalama MGD'ler sırasıyla $1,17 \text{ mGy} \pm 0,13$ (cov = % 11) ve $1,40 \text{ mGy} \pm 0,09$ (cov = % 6) olarak belirlendi.

İlaveten, N, H ve L doz seviyelerinde farklı detay çapları ($\emptyset = 0,1 \text{ mm}$, $\emptyset = 0,25 \text{ mm}$, $\emptyset = 0,5 \text{ mm}$, $\emptyset = 1 \text{ mm}$) için eşik altın kalınlığı analiz edildi ve sonuçlar, L-doz seviyesi için Şekil 4.12'de NHSBSP (2017) ile karşılaştırıldı. N, H ve L-doz ayarları için ortalama eşik altın kalınlıkları Tablo 4.11'de listelendi.



Şekil 4.10. Fujifilm Amulet için 0,1 mm detay çapında eşik altın kalınlığı ile doz arasındaki ilişki



Şekil 4.11. Fujifilm Amulet için 0,25 mm detay çapında eşik altın kalınlığı ile doz arasındaki ilişki

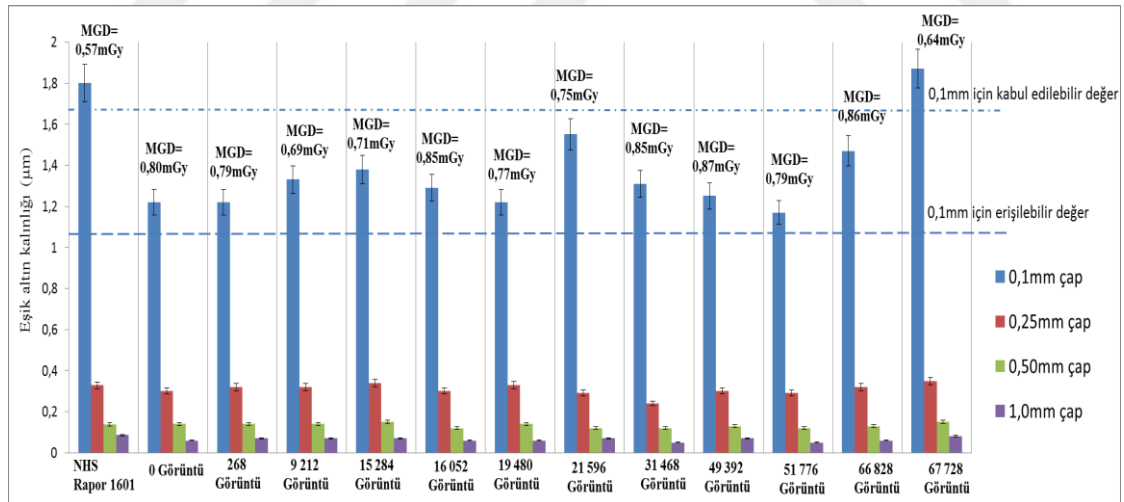
Tablo 4.9. Fujifilm sistemlerde 0,1 ve 0,25 mm çap için elde edilen üstel denklemler

Sistem	0,1mm çap ($y=x^{-n}$)	0,25 mm çap ($y=x^{-n}$)
S1	$y=1,1435x^{-0,258}$	$y=0,2770x^{-0,423}$
S2	$y=1,1451x^{-0,253}$	$y=0,2925x^{-0,435}$
S3	$y=1,1442x^{-0,421}$	$y=0,2765x^{-0,426}$
S4	$y=1,1347x^{-0,494}$	$y=0,2858x^{-0,492}$
S5	$y=1,1993x^{-0,352}$	$y=0,2780x^{-0,382}$
S6	$y=1,1570x^{-0,293}$	$y=0,2848x^{-0,572}$
S7	$y=1,2982x^{-0,575}$	$y=0,2689x^{-0,250}$
S8	$y=1,1936x^{-0,486}$	$y=0,2710x^{-0,295}$
S9	$y=1,2042x^{-0,552}$	$y=0,2845x^{-0,432}$
S10	$y=1,0402x^{-0,360}$	$y=0,2639x^{-0,387}$
S11	$y=1,3117x^{-0,523}$	$y=0,2960x^{-0,449}$
S12	$y=1,3297x^{-0,783}$	$y=0,2816x^{-0,480}$

Eşik altın kalınlığı (µm) ile doz (mm) arasındaki ilişkinin incelendiği grafiklere (Şekil 4.10 ve 4.11) bakıldığında, S12 için 0,1 mm detay çapında tespit edilen eşik altın kalınlığının önerilen kabul edilebilir seviyenin üzerinde olduğu görülmektedir.

Tablo 4.10. Fujifilm için 60 mm eşdeğer meme kalınlığı için erişilebilir ve kabul edilebilir görüntü kalitesi standartlarına ulaşmak için gereken MGD değerleri

Sistem	0,1 mm çap		0,25 mm çap	
	Erişilebilir değer için gerekli MGD	Kabul edilebilir değer için gerekli MGD	Erişilebilir değer için gerekli MGD	Kabul edilebilir değer için gerekli MGD
S1	1,16	0,23	1,35	0,57
S2	1,17	0,22	1,51	0,65
S3	1,10	0,41	1,34	0,56
S4	1,06	0,45	1,38	0,66
S5	1,28	0,43	1,41	0,54
S6	1,19	0,28	1,31	0,69
S7	1,21	0,64	1,47	0,34
S8	1,18	0,5	1,43	0,41
S9	1,17	0,54	1,43	0,61
S10	0,86	0,27	1,23	0,47
S11	1,40	0,66	1,54	0,68
S12	1,27	0,75	1,35	0,63
NHSBSP (2017)	1,15	0,61	1,02	0,49



Şekil 4.12. W/Rh ve iAEC L- doz seviyesinde $\varnothing = 0,1$ mm, $\varnothing = 0,25$ mm, $\varnothing = 0,5$ mm, $\varnothing = 1$ mm detay çapları için eşik altın kalınlıkları (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

Tablo 4.11. N, H ve L doz ayarlarında 0,1 mm, 0,25 mm, 0,50 mm ve 1,0 mm detay çaplarında Fujifilm Amulet sistemlerin ortalama eşik altın kalınlıkları

Çap (mm)	Eşik altın kalınlığı (μm)		
	N mod	H mod	L mod
0,10 mm	1,04 μm ± 0,11 (cov = 11 %)	0,89 μm ± 0,07 (cov = 8 %)	1,36 μm ± 0,19 (cov = 15 %)
0,25 mm	0,25 μm ± 0,013 (cov = 5 %)	0,215 μm ± 0,012 (cov = 5 %)	0,32 μm ± 0,024 (cov = 8 %)
0,50 mm	0,11 μm ± 0,008 (cov = 7 %)	0,093 μm ± 0,007 (cov = 7 %)	0,137 μm ± 0,013 (cov = 10 %)
1,00 mm	0,055 μm ± 0,006 (cov = 11 %)	0,046 μm ± 0,007 (cov = 15 %)	0,07 μm ± 0,009 (cov = 13 %)

Tüm sistemlerden elde edilen sonuçlar incelendiğinde, C-D analizi, IMS Giotto için standart AEC modunda gerçekleştirildi ve S16'in (en yüksek çekim sayısına sahip sistem) IQF_{inv}, doğru tespit edilen disk %'si ve 0,1 mm için eşik altın kalınlığı değerlerinin diğer sistemlerden daha yüksek olduğu görüldü. Benzer şekilde Siemens Inspiration sistemlerde grid modunda S18, IQF_{inv} ve % tespit edilen disk çapında en yüksek sonucu verdi. 0,10 mm detay çapı için eşik altın kalınlığı S18'de 0,97 μm, S17'de ise 0,95 μm ile beklenildiği gibi birbirine yakın elde edildi.

Fujifilm Amulet sistemler için C-D analizi cihaz sayısı fazla olduğu için daha detaylı olarak incelendi ve genel olarak değerlendirildiğinde IQF_{inv} ve % tespit edilen disk değerlerinin L modu için S10, H modu için S9 ve L modu için S8'de en en yüksek olduğu görüldü. 0,1 mm için eşik altın kalınlığı 0,85 μm ile en yüksek S10 için gözlemlendi. İlaveten, kabul edilebilir ve erişilebilir seviyede görüntü standardını yakalamak için gerekli MGD değeri 0,1 mm ve 0,25 mm detay çapları için en düşük yine S10 için maksimum MGD ise S11 için tespit edildi. S8, S9 ve S10 yüksek çekim sayısına sahip sistemlerden olup daha az çekim sayısına sahip sistemlerden daha iyi sonuç vermiştir. Tüm Fujifilm sistemler, farklı detay çapları için N ve H doz ayarlarında kabul edilebilir değeri karşıladı. Yalnızca S12, iAEC modunda L doz ayarında 0,1 mm disk için kabul edilebilir değeri karşılayamadı. Benzer bir sonuç NHSBSP (2017)'de 30 kVp ve 40 mAs maruz kalma faktörleri (MGD = 0,57 mGy) kullanılarak da elde edilmiştir, ancak NHSBSP (2017) raporunda manuel mod kullanılmıştır.

4.3. Sinyal Transfer Özelliği (STP) Sonuçları

Bölüm 2.5’te bahsedildiği gibi sistemlerin yanıt fonksiyonları lineer, logaritmik veya üstel olabilir. Fujifilm Amulet sistemlerin yanıtı logaritmiktir ve Tablo 4.12’de literatür değerleri de dahil olmak üzere elde edilen yanıt fonksiyonları ve korelasyon katsayılarını (R^2) listelenmiştir (Rivetti ve diğ., 2009), (Marshall ve diğ.,2011), (NHSBSP 2017). IMS Giotto ve Siemens Inspiration için yanıt fonksiyonları ise lineerdir. Tablo 4.13 ve 4.14’te sırasıyla IMS Giotto ve Siemens için elde edilen yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri literatür verileri ile eklenmiştir.

Tablo 4.12. Fujifilm sistemlerin yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri

Sistem	Piksel değeri (PV) ve hava kerma (μGy) arasındaki ilişki	R^2
S1	$1788,2 \ln(x) + 486,77$	0,9999
S2	$1796,4 \ln(x) + 521,3$	0,9999
S3	$1792,7 \ln(x) + 549,88$	0,9999
S4	$1791 \ln(x) + 628,61$	0,9999
S5	$1802 \ln(x) + 518,88$	0,9999
S6	$1804,7 \ln(x) + 618,30$	0,9998
S7	$1798,1 \ln(x) + 550,56$	0,9998
S8	$1804,6 \ln(x) + 401,42$	0,9998
S9	$1781,5 \ln(x) + 324,94$	1
S10	$1785,8 \ln(x) + 469,37$	0,9999
S11	$1785,5 \ln(x) + 537,61$	0,9999
S12	$1814,6 \ln(x) + 490,37$	0,9998
NHSBSP (2017)	$1795 \ln(x) + 511$	-
Marshall ve diğ., (2011)	$1874,4 \ln(x) - 1010,3$	0,975
Rivetti ve diğ., (2009)	$971,95 \ln(x) - 2345,2$	0,9989

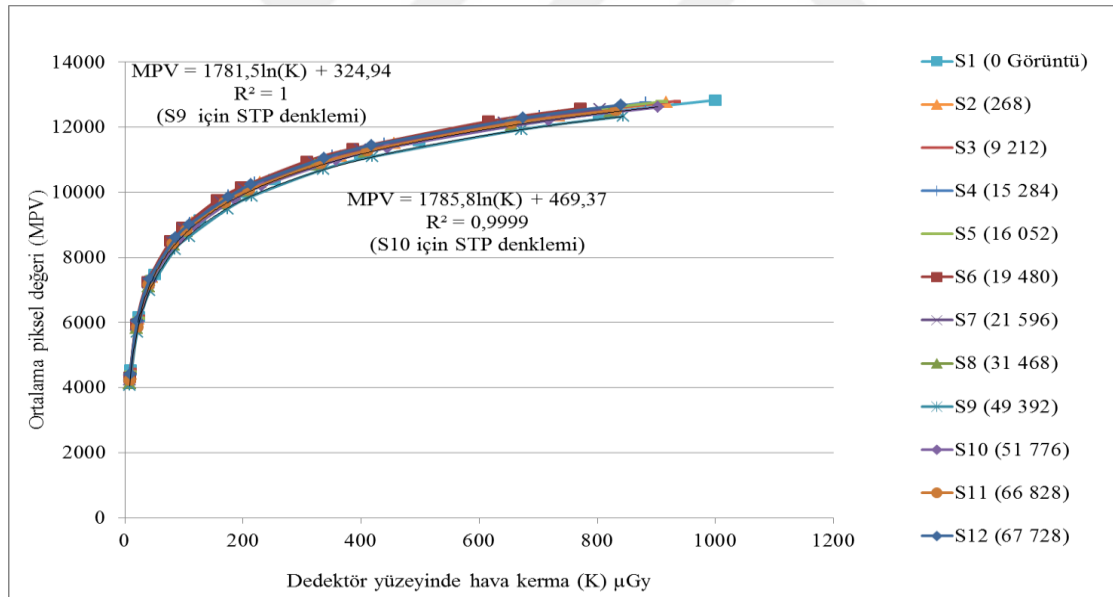
Tablo 4.13. IMS Giotto sistemlerinin yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri

Sistem	Piksel değeri (PV) ve hava kerma (μGy) arasındaki ilişki	R^2
S13	$y = 3,58x - 1,38$	1
S14	$y = 3,42x - 0,91$	1
S15	$y = 3,98x - 1,84$	1
S16	$y = 4,51x + 1,11$	1
NHSBSP (2019)	$y = 5,00x - 3,16$	-
Rivetti ve diğ., (2006)	$y = 3,9x + 4,21$	0,99

Tablo 4.14. Siemens Inspiration sistemlerinin yanıt fonksiyonları ve R^2 değerleri

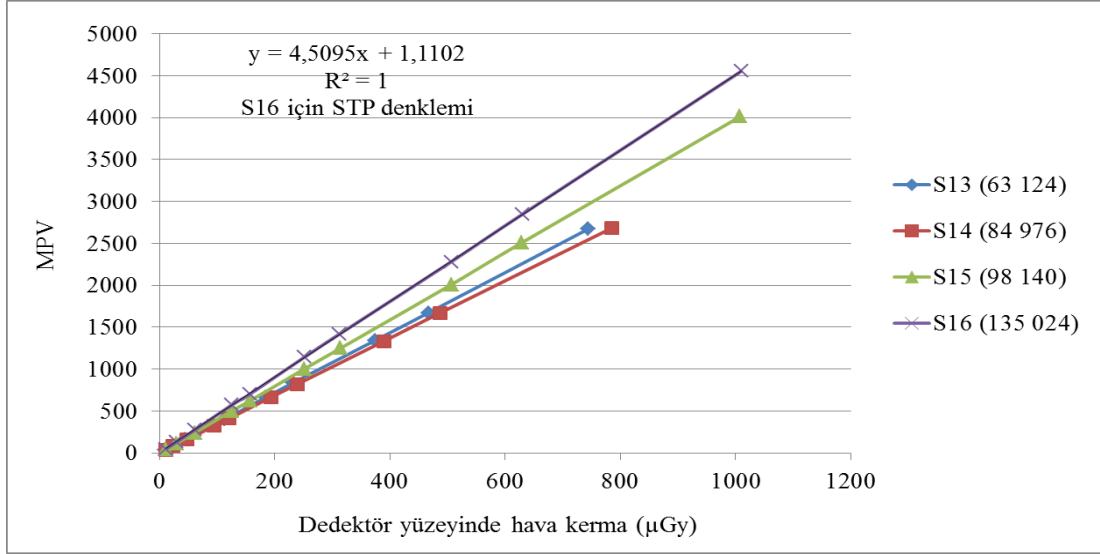
Sistem	Piksel değeri (PV) ve hava kerma (μGy) arasındaki ilişki	R^2
S17	$y = 4,14x + 60,46$	0,9997
S18	$y = 4,05x + 55,00$	1
Marshall ve diğ., (2011)	$y = 3,24x + 50,31$	0,975
NHSBSP (2016)	$y = 3,21x + 50,00$	-

Sistemler karşılaştırılırken test geometrileri ve ışınlama koşulları arasındaki farkların belirtilmesi önemlidir. Bu çalışmada, Giotto için tüp çıkışına 2 mm Al filtre kullanıldı, Fujifilm ve Siemens 29 kV’de test edildi. Ancak, IMS Giotto için yayınlanan NHSBSP (2019) raporunda tüp çıkışına 3 mm Al filtre kullanılmıştır; Siemens Inspiration Marshall ve diğ., (2011) çalışmasında ve Fujifilm Amulet ise Rivetti ve diğ., (2009) çalışmasında 28 kV’de test edilmiştir. Şekil 4.13, Fujifilm Amulet sistemler için dedektör yanıt eğrilerini göstermektedir.

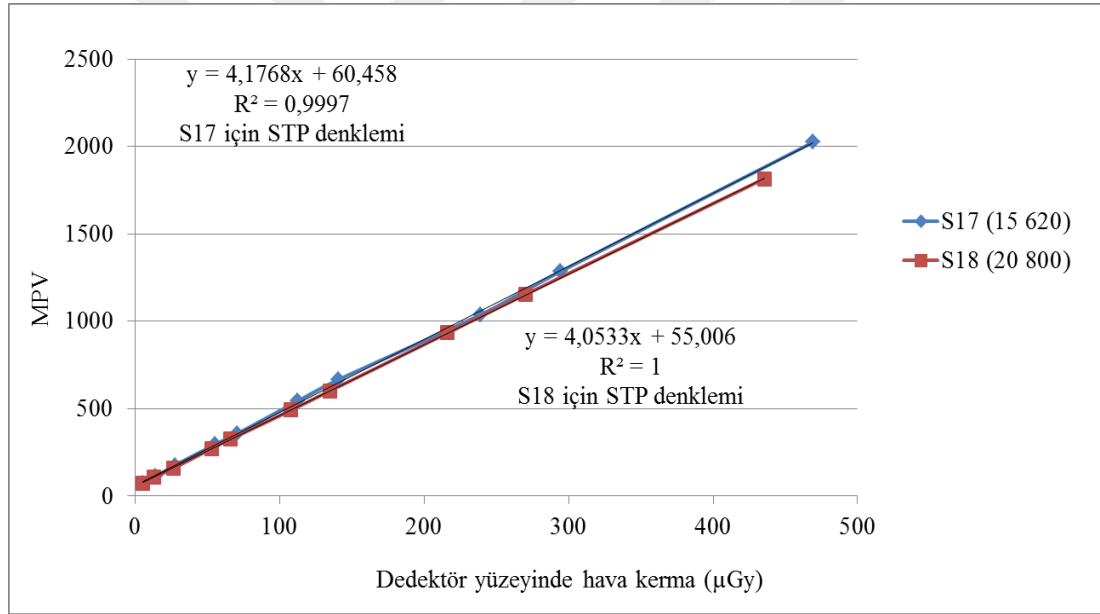


Şekil 4.13. Fujifilm için 29 kV de, 2 mmAl ile W/Rh spektrumunda yanıt eğrileri

Fujifilm Amulet için, NHSBSP (2017) sonuçları da dahil olmak üzere ortalama a (eğim) ve b (ofset) katsayıları sırasıyla, $1795 \pm 9,4$ (cov = % 0,5), 508 ± 81 (cov = % 16)’dır. Şekil 4.14 ve 4.15 sırasıyla IMS Giotto ve Siemens Mammomat Inspiration için yanıt eğrilerini göstermektedir. Yanıt fonksiyonunun analizinde kullanılan ortalama piksel ve radyasyon doz değerleri Ek-B, Tablo B.1-B.12’de Fujifilm sistemler için, B.13-B.16’da IMS Giotto için ve Tablo B.17’de ve Siemens Inspiration için B.18’de eklenmiştir.



Şekil 4.14. IMS Giotto için 29 kV de, 2 mmAl ile W/Ag spektrumunda yanıt eğrileri



Şekil 4.15. Siemens Inspiration için 29 kV de, 2 mmAl ile W/Rh spektrumunda yanıt eğrileri

IMS Giotto sistemlerinde ortalama a ve b katsayıları ve cov değerleri sırasıyla $4,1 \pm 0,7$ (cov= % 16), $3,66 \pm 1,4$ (cov = % 38) dir; Siemens için ise ortalama a katsayısı ve cov değeri $3,66 \pm 0,5$ (cov = %14), ortalama b katsayısı ve cov ise 54 ± 5 (cov = % 9)'dur (ortalama değerlere NHSBSP rapor verileri dahil edilmiştir). Şekil 4.13, 4.14 ve 4.15'te görüldüğü gibi, test edilen tüm sistemlerin STP eğrilerinin tekrarlanabilirliğinin oldukça iyi olduğu gözlemlendi. Bununla birlikte b (ofset) için cov değeri a (gradient) ya göre daha yüksek hesaplandı (% 38), çünkü dedektör hava kermasındaki (K) küçük

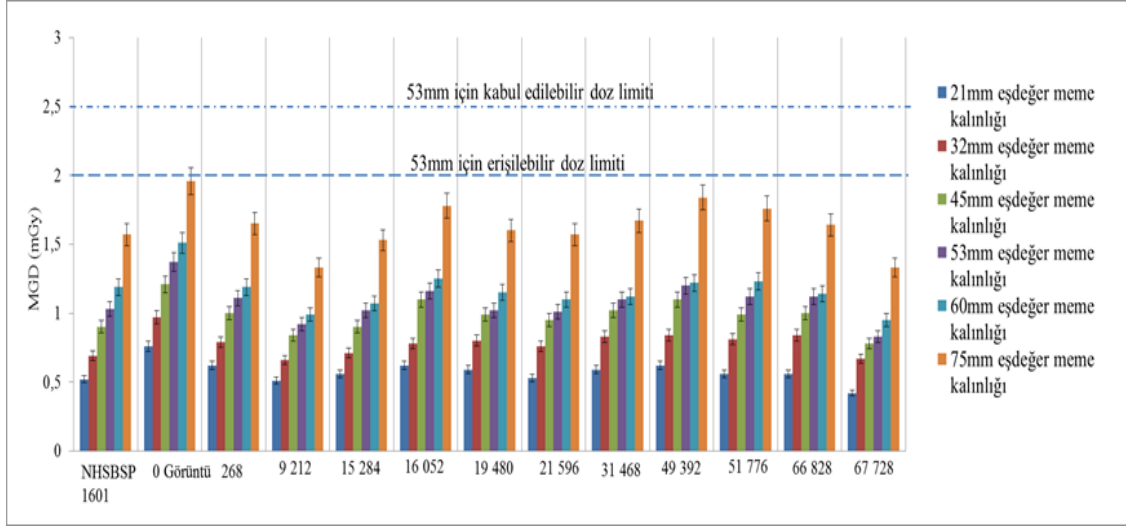
değişiklikler b katsayısında büyük fark meydana getirmektedir. Ancak, NNPS görüntülerini doğrusallaştırırken bu ofseti dikkate almanın NNPS hesaplaması üzerinde çok az etkisi vardır (Michael, 2017). Doğrusallaştırma işleminin anlamlı olması için STP eğrisinde R^2 'nin 0,990'dan büyük olması gerekir (IEC, 2007). Sonuçlara göre, Fujifilm Amulet ve Siemens için Marshall ve diğ., (2011) çalışması dışında, test edilen tüm sistemler için R^2 değerleri 0,998'den büyüktür.

4.4. Ortalama Glandüler Doz (MGD) ve Kontrast Gürültü Oranı (CNR) Sonuçları

Ortalama glandüler doz 20, 30, 40, 45, 50 ve 60 mm PMMA kalınlığı için Fujifilm sistemlerde N, H ve L doz seviyesinde; IMS Giottoda standart AEC modunda; Siemens Inspiration için Grid ve Prime modunda yapıldı ve test edilen tüm sistemler için kabul edilebilir doz sınırları içinde bulundu (EUREF, 2017). Fujifilm Amulet sistemler için N modunda elde edilen sonuçlar Şekil 4.16'da verildi. Üç doz seviyesi içinde benzer sonuç elde edilmiş olup, tüm eşdeğer meme kalınlıkları için S1 en yüksek, S12 en düşük MGD'ye sahiptir. 53 mm eşdeğer meme kalınlığı (45 mm PMMA) için N, H ve L doz ayarlarında ortalama MGD'ler sırasıyla $1,08 \text{ mGy} \pm 0,14$ (cov = % 13), $1,58 \text{ mGy} \pm 0,2$ (cov = % 13), $0,62 \text{ mGy} \pm 0,08$ (cov = % 13) bulundu. N doz seviyesinde 53 mm eşdeğer meme kalınlığı için minimum MGD 0,83 mGy (S12) ve maksimum MGD 1,37 mGy (S1)'dir, (S12 için MGD, S1'den yaklaşık % 40 daha düşüktür).

Gershan ve Masnjak (2017) tarafından yapılan çalışmada, özdeş altı Fujifilm Amulet sistemi için N doz seviyesinde MGD değerleri hesaplanmıştır ve en düşük MGD değeri 1,34 mGy ve en yüksek MGD değeri ise 1,68 mGy olarak bulunmuştur. Literatür verileride dahil olmak üzere farklı ışınlama sayılarına sahip tüm bu sistemler (18 sistem) için MGD'ler 0,83 ile 1,68 mgy aralığındadır ve ulaşılabilir seviyenin ($\leq 2,0$ mGy) altındadır (Tablo 4.15). MGD sonuçları, Fujifilm için üç doz seviyesinde tüm eşdeğer meme kalınlıkları için S1'in en yüksek ve S12'nin en düşük MGD değerine sahip olduğunu ve tüm bu doz ayarlarında 45 mm PMMA için cov'un % 3 olduğunu gösterdi.

IMS Giotto ve Siemens Inspiration sistemlerinde hesaplanan MGD değerleri, sistem üzerinde gösterilen MGD değerleri ve aralarındaki % farklar NHSBSP (2016, 2019) rapor sonuçlarıyla birlikte Tablo 4.16, 4.17 ve 4.18'de görülmektedir.



Şekil 4.16. iAEC N-doz ayarında farklı PMMA kalınlıkları için MGD değerleri (Hata çubukları, % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

Tablo 4.15. Fujifilm sistemlerde 53mm eşdeğer meme kalınlığı için MGD değerleri

Sistem	kV	N modu		H modu		L modu	
		mAs	MGD (mgy)	mAs	MGD (mgy)	mAs	MGD (mgy)
S1	29	87	1,37	127	1,99	48	0,75
S2	29	74	1,11	108	1,60	42	0,64
S3	29	59	0,92	87	1,35	32	0,51
S4	29	72	1,02	105	1,48	40	0,57
S5	29	75	1,16	108	1,65	43	0,66
S6	29	78	1,02	114	1,50	44	0,60
S7	29	75	1,01	106	1,44	40	0,55
S8	29	85	1,10	130	1,64	50	0,64
S9	29	87	1,20	129	1,82	49	0,68
S10	29	79	1,12	116	1,64	45	0,65
S11	29	84	1,12	123	1,64	45	0,67
S12	29	59	0,83	90	1,25	35	0,49
NHSBSP (2017)	29	70,5	1,03	103,6	1,48	40,2	0,61
Gershan ve Masnjak, (2017); A6	-	-	1,34	-	-	-	-
Gershan ve Masnjak (2017); A5	-	-	1,68	-	-	-	-

Tablo 4.16. IMS Giotto için AEC Standart modda MGD değerleri

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Sistem 13 (63 124)		Sistem 14 (84 976)		Sistem 15 (98 140)		Sistem 16 (135 024)		NHSBSP (2019)	
	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)
21	0,57	0,8	0,59	0,7	0,71	0,8	0,65	0,7	0,52	0,5
32	0,73	1,1	0,76	1,1	0,98	1,2	0,81	0,9	0,66	0,6
45	0,99	1,5	1,00	1,9	1,12	1,4	1,12	1,3	0,90	0,9
53	1,06	1,6	1,10	1,9	1,30	1,6	1,22	1,4	1,01	1,1
60	1,15	1,8	1,28	2,3	1,49	1,9	1,37	1,7	1,16	1,2
75	1,52	2,5	1,73	3,7	2,04	2,8	1,88	2,4	1,71	1,6

Tablo 4.17. IMS Giotto için gösterilen ve ölçülen MGD değerleri arasında % farklar

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	S13	S14	S15	S16	NHSBSP (2019)
21	% 29	% 16	% 11	% 7	% 4,0
32	% 34	% 31	% 18	% 10	% 10
45	% 34	% 47	% 20	% 14	% 0
53	% 34	% 42	% 19	% 12	% 8,2
60	% 36	% 44	% 22	% 19	% 3,5
75	% 39	% 53	% 27	% 22	% 6,4

IMS Giotto sistemleri için en yüksek MGD değeri S15, en düşük MGD değeri ise S13 için hesaplandı. Sistem 17 ve S18 için MGD değerleri iki farklı AEC modunda hesaplandı. Sonuçlar incelendiğinde, daha önce de bahsedildiği gibi, Prime modunda MGD değerleri gridsiz olduğu için daha düşüktür. İki AEC modunda da S17 ve S18’de hesaplanan MGD değerleri arasındaki fark çok az olup ihmal edilebilir düzeydedir.

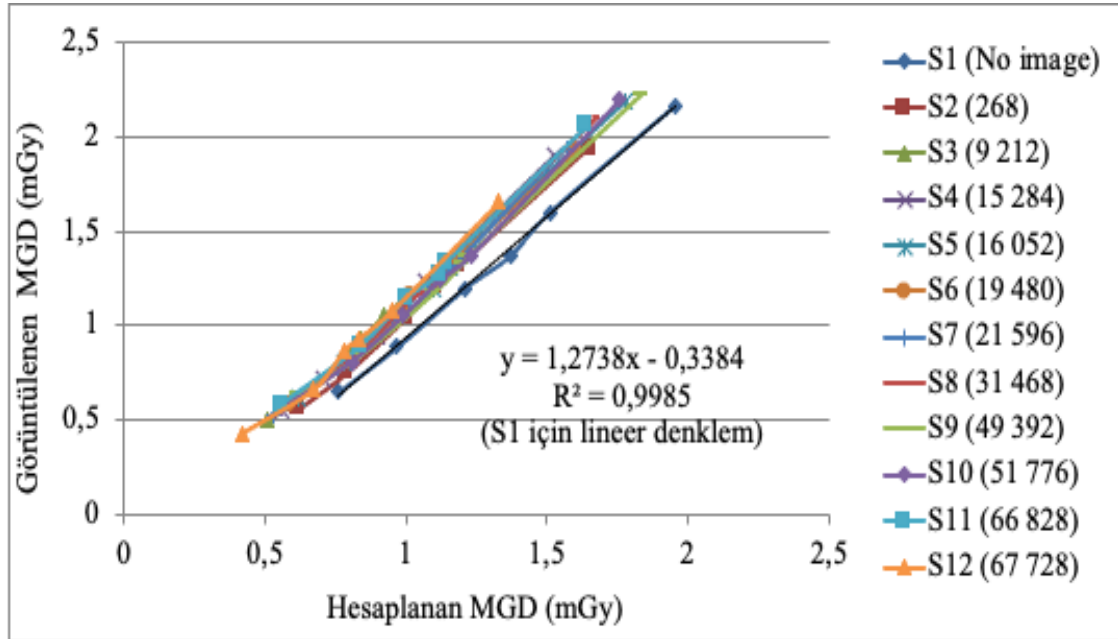
Hesaplanan ve gösterilen MGD değerleri arasındaki farklara bakıldığında, IMS Giotto sistemlerde NHSBSP (2019) raporu hariç, gösterilen MGD değerleri ölçülen değerden daha yüksektir. Aralarındaki % fark incelendiğinde NHSBSP raporu limit değer altındayken, S16’da 60 mm meme kalınlığına kadar, S15’te ise 21 mm eşdeğer meme kalınlığı için % fark limit değerini karşılarsa diğer sistemlerde ve meme kalınlıklarında limit değerin üzerinde gözlemlendi ($\leq$ % 15). Siemens Inspiration sistemlerde, S17’de gösterilen MGD değerleri, ölçülen MGD değerlerinden daha düşük gözlemlendi. S18 için ise 60 mm eşdeğer meme kalınlığına kadar gösterilen MGD değerleri daha yüksekken, 60 mm ve 75 mm için ölçülen MGD daha yüksektir. S18 ile benzer sonuç NHSBSP (2016) içinde gözlemlenmiştir.

Siemens Mammomat Inspiration sistemlerde gösterilen ve hesaplanan MGD değerleri arasındaki % farklar tüm meme kalınlıkları için kabul edilebilir seviye içerisinde.

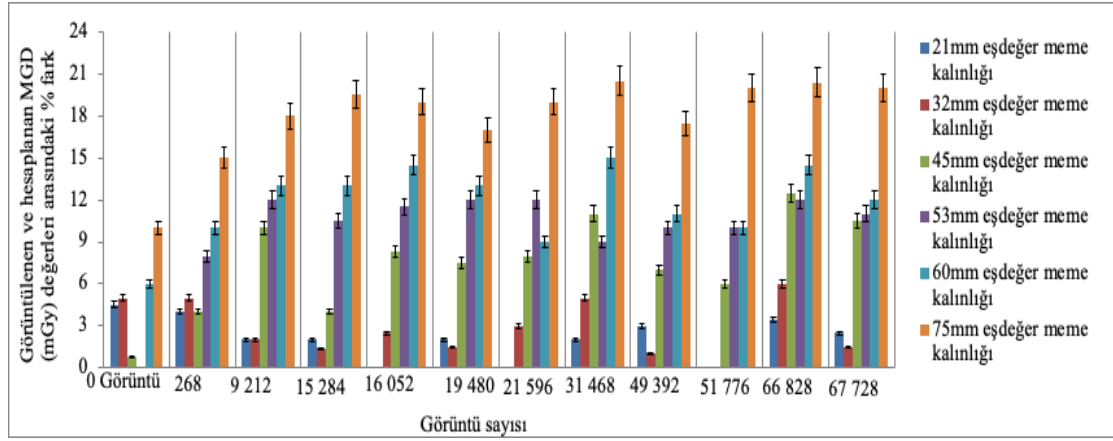
Tablo 4.18. Siemens Inspiration için MGD sonuçları

Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	AEC, Normal Doz, Grid in, Segmentation off									AEC, Normal Doz, PRIME Segmentation on	
	Sistem 17 (15 620)			Sistem 18 (20 800)			NHSBSP (2016)			Sistem 17	Sistem 18
	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	% fark	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	% fark	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	Ölçülen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)	Gösterilen MGD (mGy)
21	0,54	0,50	%7,4	0,54	0,60	%10	0,41	0,50	0,48	0,49	
32	0,72	0,66	%8,3	0,76	0,78	%2,6	0,55	0,63	0,62	0,63	
45	1,00	0,92	%8,0	1,00	1,04	%4,0	0,77	0,82	1,05	0,86	
53	1,15	1,09	%5,2	1,18	1,21	%2,5	0,90	0,92	1,07	1,05	
60	1,28	1,19	%7,0	1,33	1,27	%5,0	1,05	1,01	1,22	1,30	
75	1,89	1,82	%4,0	1,86	1,85	%0,53	1,44	1,33	1,74	1,70	

Fujifilm sistemlerde, PMMA kalınlıkları için görüntülenen MGD değerleri, hesaplanan MGD değerlerinden daha yüksek tespit edildi. Görüntülenen ve hesaplanan MGD'ler arasında Şekil 4.17'de görüldüğü gibi doğrusal bir korelasyon vardır ($R^2 \geq 0,99$). S1 hariç diğer sistemler üç doz seviyesinde de (N, H, L), 60 mm ve üzeri eşdeğer meme kalınlığı için sınır değeri (% 15) karşılamadı (Şekil 4.18). Fujifilm Amulet sistemlerde N, H ve L doz seviyeleri için hesaplanan ve sistem üzerinde gösterilen tüm MGD değerleri ve aradaki % fark Ek-C, Tablo C.1-C12'de eklenmiştir.



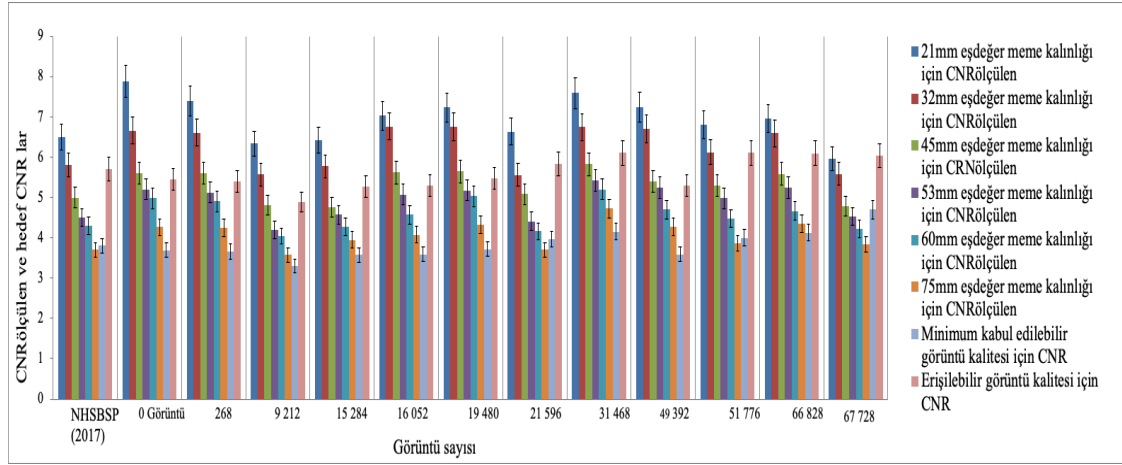
Şekil 4.17. Fujifilm sistemlerde görüntülenen ve hesaplanan MGD arasındaki ilişki



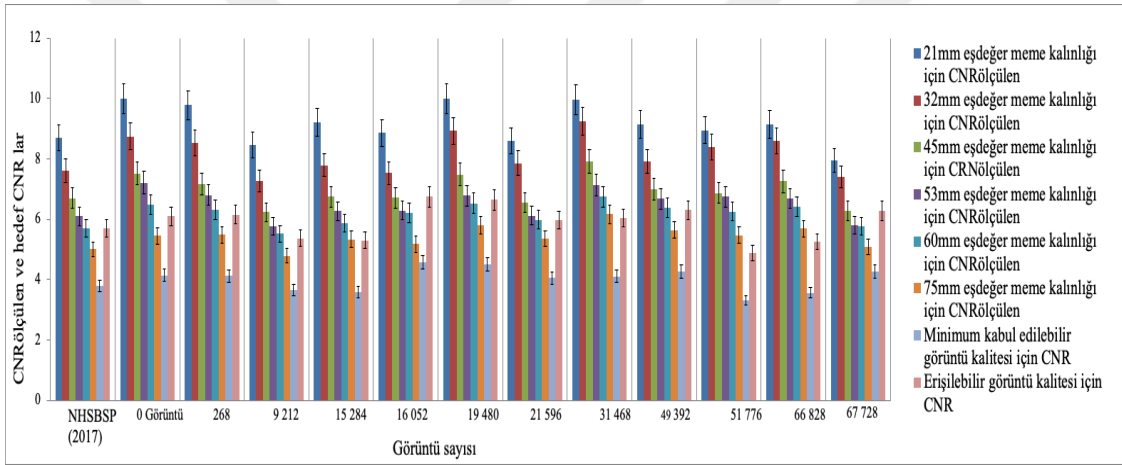
Şekil 4.18. Fujifilm için görüntülen ve hesaplanan MGD arasındaki % fark (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

CNR_{ölçülen} değerleri Denklem (2.6) kullanılarak artan PMMA kalınlıkları için ham görüntülerden belirlendi. Hedef CNR'ler (minimum kabul edilebilir ve erişilebilir görüntü kalitesi için gerekli CNR'lar) tüm sistemler için için 0,1 mm çap detayı için eşik altın kalınlığı kullanılarak CNR_{ölçülen}'den hesaplandı.

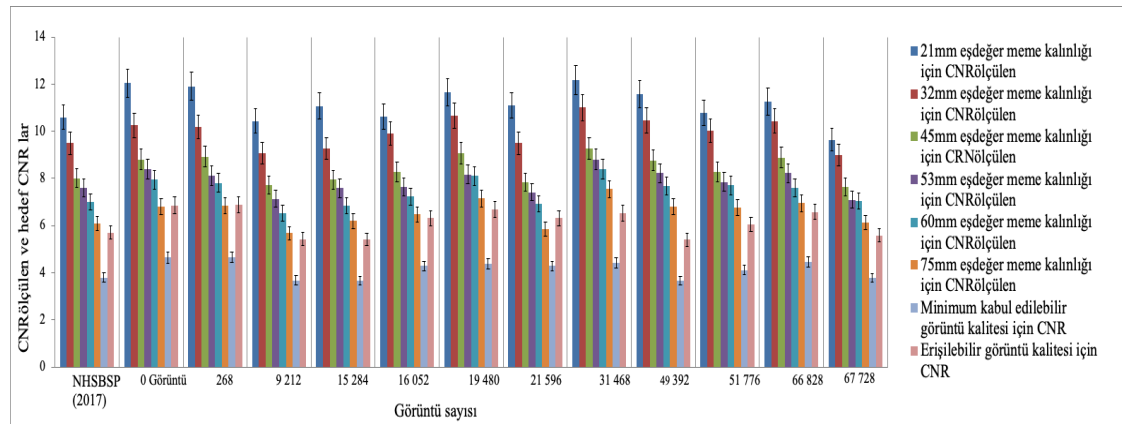
CNR analizi, Fujifilm sistemler için L, N ve H doz seviyelerinde elde edilen CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar Şekil 4.19, 4.20 ve 4.21'de karşılaştırıldı. L, N ve H doz seviyesi için erişilebilir ve kabul edilebilir görüntü kalitelerine karşılık gelen ortalama hedef CNR'lar sırasıyla L modu için $5,6 \pm 0,40$ (cov = % 7) ve $3,8 \pm 0,35$ (cov = % 9); N modu için $5,9 \pm 0,6$ (cov = % 10) ve $4 \pm 0,4$ (cov = % 10); H modu için $6,13 \pm 0,57$ (co = % 9) ve $4,14 \pm 0,38$ (cov = % 9)' dur. Fujifilm Amulet sistemlerde L, N ve H doz seviyesinde hesaplanan CNR değerleri EK C, Tablo C.13, C.14 ve C.15'te listelenmiştir. L-doz seviyesinde S7 ve S10, 75 mm ve üzeri S12 ise 45 mm ve üzeri eş değer meme kalınlığı için kabul edilebilir minimum seviyeye ulaşamadı. Standart meme kalınlığında (45 mm PMMA) CNR'ın yüksek olması, ancak diğer meme kalınlıklarında sınır değere ulaşamaması görüntü kalitesinin düşük olduğu anlamına gelmemektedir (EUREF, 2006). IMS Giotto için standart doz seviyesinde, Siemens Inspiration sistemlerde grid modunda elde edilen CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te eklendi. IMS Giotto için erişilebilir ve kabul edilebilir ortalama CNR'lar $8,3 \pm 0,7$ (cov = % 9), $5,43 \pm 0,44$ (cov = % 8); Siemens Inspiration için $7,0 \pm 0,62$ (cov = % 9), $4,67 \pm 0,32$ (cov = % 7)'dir. Üç üreticiye ait mamografi sisteminde elde edilen CNR sonuçları NHSBSP (2016, 2017, 2019) sonuçları ile karşılaştırıldı.



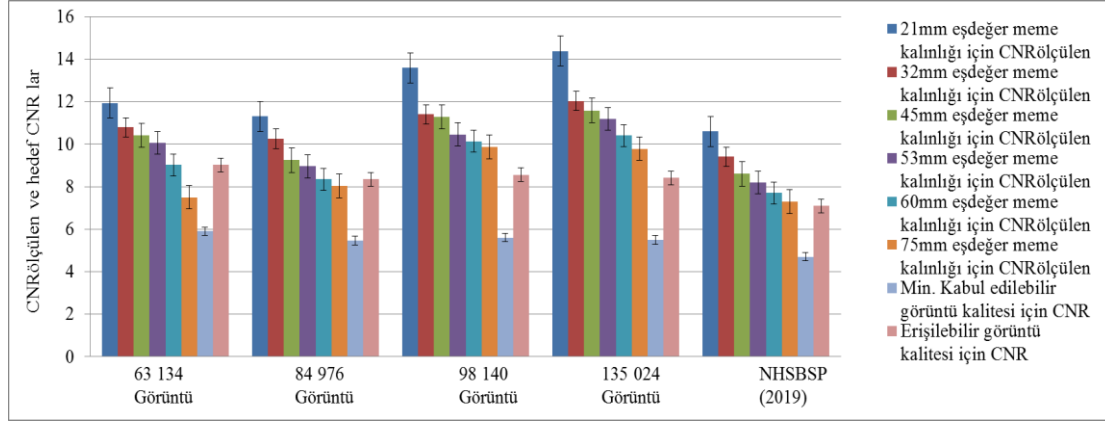
Şekil 4.19. Fujifilm için artan PMMA kalınlığı için iAEC L-doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar (Hata çubukları %95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



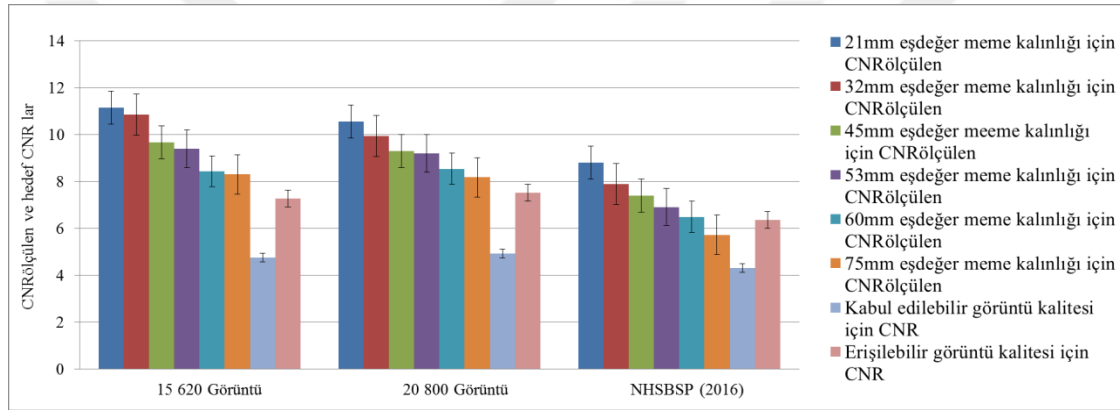
Şekil 4.20. Fujifilm için iAEC N-doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



Şekil 4.21. Fujifilm için iAEC H-doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar (Hata çubukları %95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



Şekil 4.22. IMS Giotto için standart doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)



Şekil 4.23. Siemens Inspiration için grid modunda CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

Fujifilm Amulet sistemler için, Gershan ve Masnjak (2017) çalışmasında, N modunda en yüksek minimum kabul edilebilir CNR değeri 7,29 ve en düşük değer 5,86; en yüksek erişilebilir CNR değeri 10,75 en düşük değer 8,63 olarak bulunmuştur. Bu değerler, N-doz seviyesinde en yüksek ve en düşük hedef CNR değerlerine sahip olan S5 ve S10 ile karşılaştırıldı. S5 için sonuçlar 4,57 (kabul edilebilir değer) ve 6,74 (erişilebilir değer) ve S10 için 3,31 (kabul edilebilir değer) ve 4,88 (ulaşılabilir değer) dir. Literatür verileride dahil olmak üzere tüm bu sistemler için kabul edilebilir ve erişilebilir minimum CNR değerleri sırasıyla 3,31-7,29 ve 4,88-10,75 aralığındadır. Maksimum ve minimum hedef CNR değerleri arasındaki fark neredeyse iki kat olup MGD sonuçlarında da benzer bir sonuç gözlenmiştir. Bu beklenen bir sonuç olup, CNR ve MGD birbiri ile bağlantılıdır, eğer bu parametrelerden biri düşükse diğeri de düşüktür veya biri yüksek ise diğeri parametrede yüksektir.

Fujifilm Amulet sistemler H ve N-doza seviyesinde hedef CNR değerlerini karşıladı, ancak S7, S10 ve S12, iAEC modunda L doz ayarında kalın meme kalınlıklarında hedef CNR'ları karşılayamadı. NHSBSP (2017) raporunda L-doza seviyesi için benzer bir sonuç elde edilmiş olup, 75 mm ve üzeri eşdeğer meme kalınlıkları için kabul edilebilir minimum görüntü kalitesi seviyesine ulaşılammıştır.

IMS Giotto ve Siemens Inspiration sistemlerinde tüm meme kalınlıklarında hedef CNR değeri karşılandı. IMS Giotto için en yüksek CNR değerini S16 vermektedir (Tablo 4.19). Siemens için ölçülen CNR değerlerinde S17 için ölçülen CNR S18'e göre daha yüksektir, ancak aradaki fark ihmal edilebilir seviyededir (Tablo 4.20).

Tablo 4.19. IMS Giotto için standart doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar

Eşdeğer Meme kalınlığı (mm)	NHSBSP (2019)	Sistem 13 (63 124)	Sistem 14 (84 976)	Sistem 15 (98 140)	Sistem 16 (135 024)
21	10,6	11,93	11,3	13,58	14,37
32	9,4	10,79	10,25	11,4	12,03
45	8,6	10,41	9,24	11,28	11,58
53	8,2	10,05	8,95	10,46	11,18
60	7,7	9,02	8,35	10,13	10,4
75	7,3	7,5	8,03	9,86	9,78
Kabul edilebilir CNR	4,7	5,9	5,46	5,6	5,5
Erişilebilir CNR	7,1	9,02	8,35	8,56	8,41

Tablo 4.20. Siemens Inspiration için grid modunda CNR_{ölçülen} ve hedef CNR'lar

Eşdeğer Meme kalınlığı (mm)	NHSBSP (2016)	Sistem 17 (15 620)	Sistem 18 (20 800)
21	8,81	11,15	10,56
32	7,89	10,85	9,94
45	7,4	9,67	9,3
53	6,92	9,41	9,21
60	6,5	8,44	8,54
75	5,73	8,31	8,19
Kabul edilebilir CNR	4,31	4,77	4,93
Erişilebilir CNR	6,36	7,28	7,53

4.5. Homojenite Testi Sonuçları

Tablo 4.21, 4.22 ve 4.23 sırasıyla literatür verileri de dahil olmak üzere test edilen Fujifilm Amulet, IMS Giotto ve Siemens Inspiration için köşe ve merkez MPV değerleri arasındaki maksimum sapmayı, 5 ROI için (4 köşe, 1 merkez) cov değerlerini ve test için kullanılan ışınlama parametrelerini göstermektedir.

Tablo 4.21 Fujifilm sistemler için dedektör homojenite hataları ve kullanılan ışınlama parametreleri

Sistem	Dedektör homojenite hatası (cov(%))	Köşe ve merkez MPV değerleri arasındaki maksimum sapma ROI (%)	iAEC, N mod için ışınlama parametreleri (kVp/mAs)	iAEC, N mod için sistem üzerinde gösterilen MGD (mGy)
S1	3,14	5,64	28/70	1,05
S2	3,15	5,90	28/61	0,90
S3	2,82	5,31	28/49	0,81
S4	1,95	4,63	28/57	0,83
S5	2,86	5,48	29/55	0,97
S6	0,80	1,32	29/58	0,89
S7	2,55	4,57	29/56	0,89
S8	0,88	1,38	29/66	1,00
S9	2,32	4,48	29/63	0,99
S10	2,56	5,19	29/59	0,96
S11	1,09	1,94	29/62	0,99
S12	2,30	4,72	29/46	0,75
NHSBSP, (2017)	-	6,00	-	-
Marshall ve diğ., (2011)	1,40	-	88 μ Gy	-

DR sistemleri genel olarak homojen piksel değerleri gösterirler, ancak eğer görüntüde gürültü varsa görüntünün homojen olmama durumu ortaya çıkar (EFOMP, 2015). İlaveten görüntüde çizgiler, noktalar gibi görüntülenmemeye ait olmayan artefaktlar gözlemlenebilir. Artefaktlar bazı durumlarda, mikrokalsifikasyon kümeleri veya küçük kitleler gibi klinik özelliklere çok yakın benzerlikler de gösterebilirler. Bu sebeple artefakt taraması günlük yapılan kontrollerden biri olmalıdır. Artefakt taraması, homojenite testine benzer şekilde PMMA fantomunun ışınlanmasından sonra ortaya çıkan görüntüdeki olası artefaktların görsel olarak tespit edilmesidir (EFOMP, 2015).

Tablo 4.22. IMS Giotto için dedektör homojenite hataları ve kullanılan ışınlama parametreleri

Sistem	Dedektör homojenite hatası (cov(%))	Köşe ve merkez MPV değerleri arasındaki maksimum sapma ROI (%)	AEC, Standart mod için ışınlama parametreleri (kVp/mAs)	AEC, Standart mod için sistem üzerinde gösterilen MGD (mGy)
S13	1,24	1,60	27/80,5	1,2
S14	4,03	4,06	28/70,7	1,2
S15	0,75	1,00	27/63	1,3
S16	0,80	1,95	-	-
NHSBSP, (2019)	-	5,00	-	-

Tablo 4.23. Siemens Inspiration için dedektör homojenite hataları ve kullanılan ışınlama parametreleri

Sistem	Dedektör homojenite hatası (cov (%))	Köşe ve merkez MPV değerleri arasındaki maksimum sapma ROI (%)	Grid modu için ışınlama parametreleri (kVp/mAs)	Grid modu için sistem üzerinde gösterilen MGD (mGy)
S17	1,25	2,04	28/81,2	1,06
S18	1,30	1,47	-	-
Marshall ve diğ., (2011)	1,20	-	98 μ Gy	-

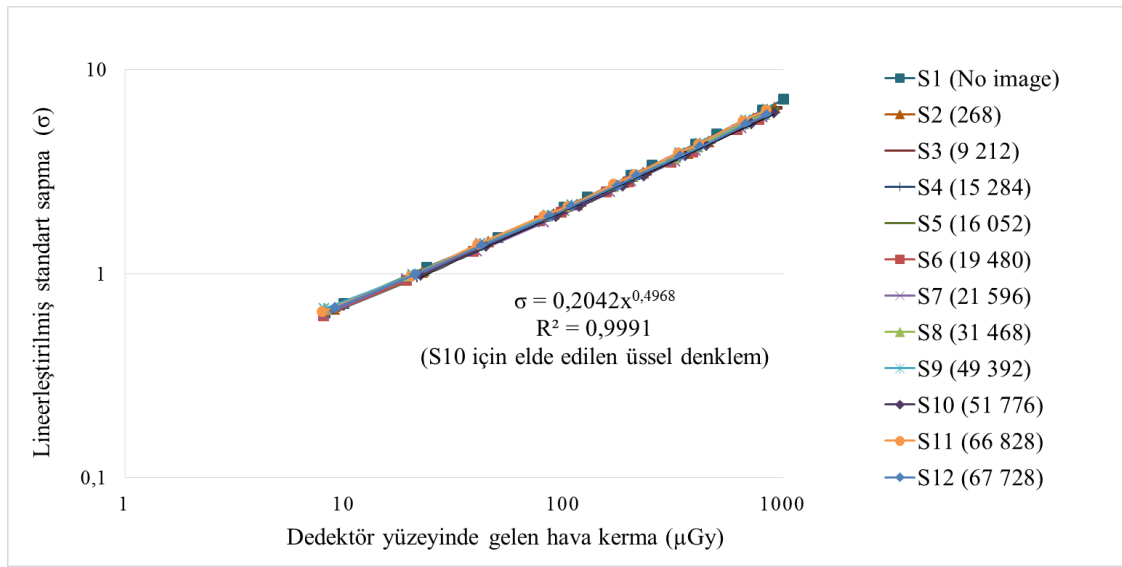
Homojenite ölçüm sonuçlarına bakıldığında, köşe ROI'lerdeki piksel değerleri, merkezdeki piksel değerlerine göre % 6,0'dan daha az bir değişiklik gösterdi. Literatür verileride dahil tüm sistemler için sonuçlar önerilen limit değerin (% 10) altındadır, (NHSBSP, 2009a). Fujifilm Amulet için köşe ve merkez ROI'deki MPV değerleri arasındaki maksimum sapma en düşük S6'da (% 1,32) ve en yüksek S2'de (% 5,90) gözlemlendi.

IMS Giotto için ise en düşük sapma S15'te, en yüksek sapma ise S14'te gözlemlendi. Siemens Inspiration için sonuçlar birbirine oldukça yakındır. S2 ve S14'te, diğer sistemlere kıyasla daha yüksek olan homojenite hatasının nedeni net olmamakla birlikte, topuk (heel) etkisi ve x-ışını dağılımındaki tutarsızlıklardan kaynaklandığı söylenebilir.

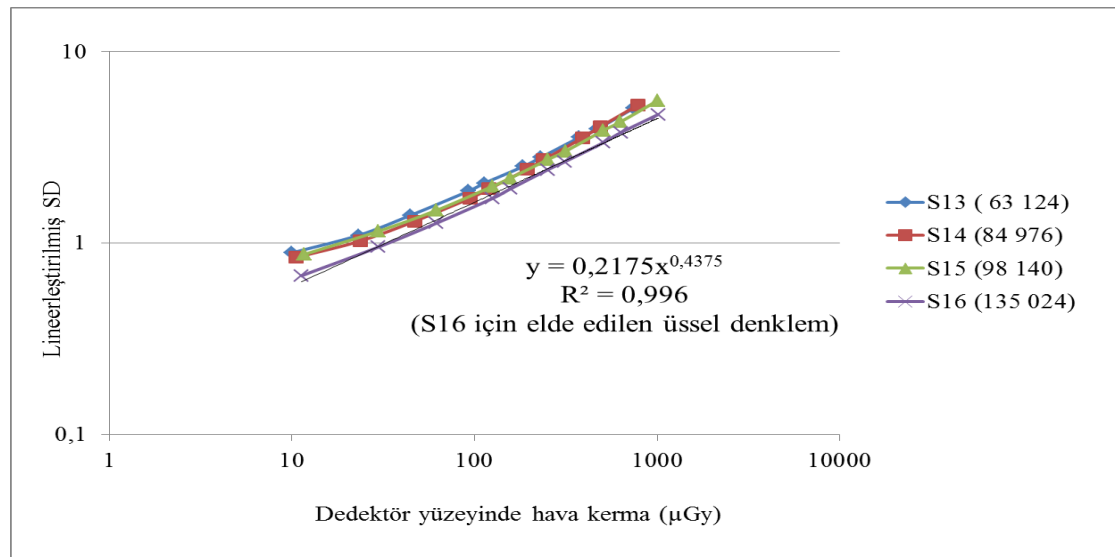
4.6. Gürültü Analizi Sonuçları

Denklem (2.10)'da belirtilen üstel katsayıların (n) ve sabit değerlerin (k_t) elde edildiği, gürültünün doz ile değişimini gösteren grafik, Fujifilm Amulet sistemler için Şekil 4.24'te, elde edilen “ n ” ve “ k_t ” katsayıları literatür verileri ile birlikte Ek-D, Tablo D.1’de listelendi.

IMS Giotto ve Siemens Inspiration için gürültünün doz ile değişim grafikleri Şekil 4.25 ve 4.26’da eklendi. Elde edilen “ k_t ” ve “ n ” katsayıları ise sırasıyla Tablo 4.24 ve 4.25’te listelendi.



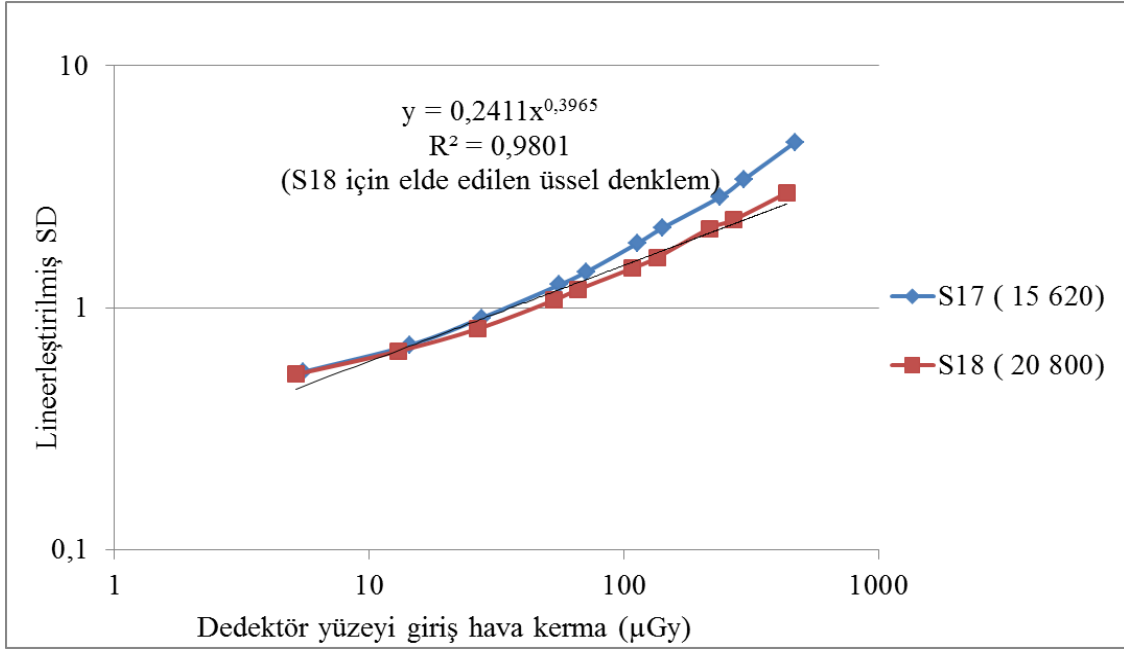
Şekil 4.24. Fujifilm Amulet için gürültü ile dozun değişim grafiği



Şekil 4.25. IMS Giotto için gürültü ile dozun değişim grafiği

Tablo 4.24. IMS Giotto için gürültü katsayıları

Katsayılar	NHSBSP (2019)	Sistem 13 (63 124)	Sistem 14 (84 976)	Sistem 15 (98 140)	Sistem 16 (135 024)
k_t	0,74	0,3094	0,2617	0,2793	0,2175
n	0,49	0,4095	0,4334	0,4188	0,4375
k_e	-	0,7617	0,5408	0,7721	0,4424
k_q	-	0,1737	0,1676	0,1637	0,1496
k_s	-	0,0022	0,003	0,0017	0,00084



Şekil 4.26. Siemens Inspiration için gürültü ile dozun değişim grafiği

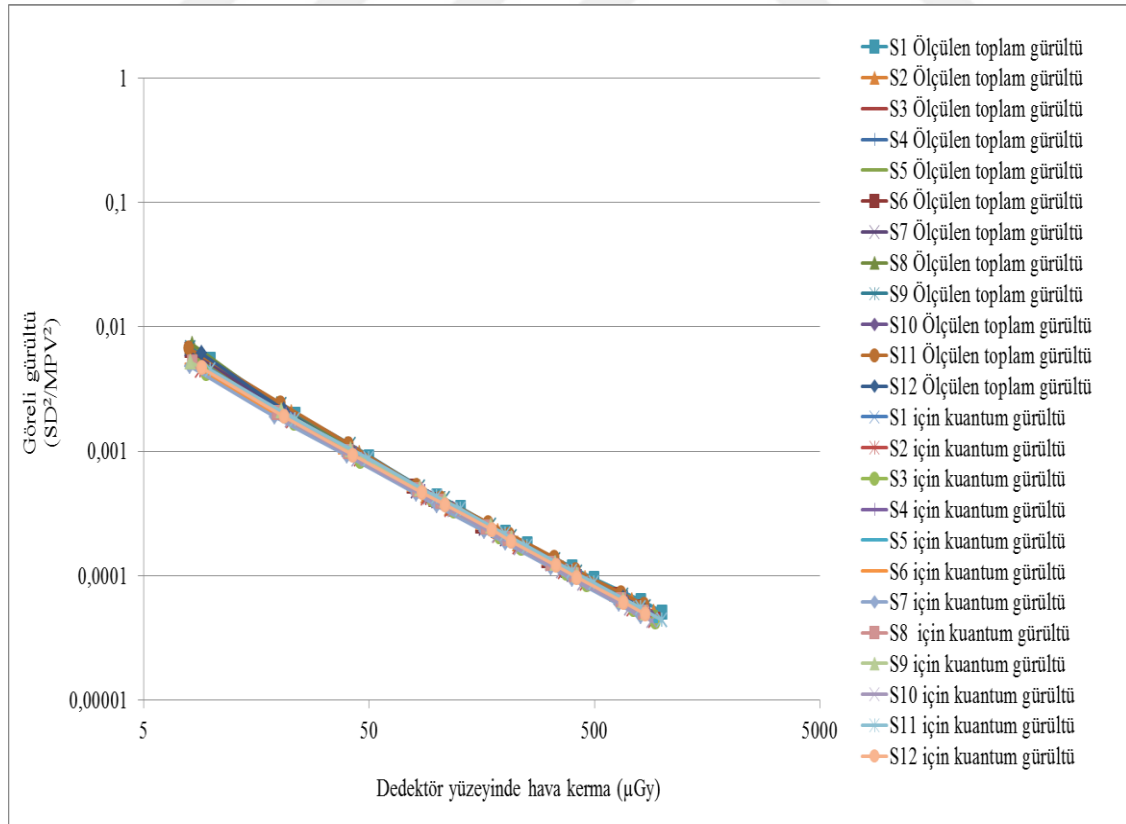
Tablo 4.25. Siemens Inspiration için gürültü katsayıları

Katsayılar	NHSBSP (2016)	Sistem 17 (15 620)	Sistem 18 (20 800)
k_t	0,81	0,191	0,2411
n	0,43	0,4951	0,3965
k_e	-	0,5021	0,4158
k_q	-	0,1403	0,135
k_s	-	0,0077	0,002

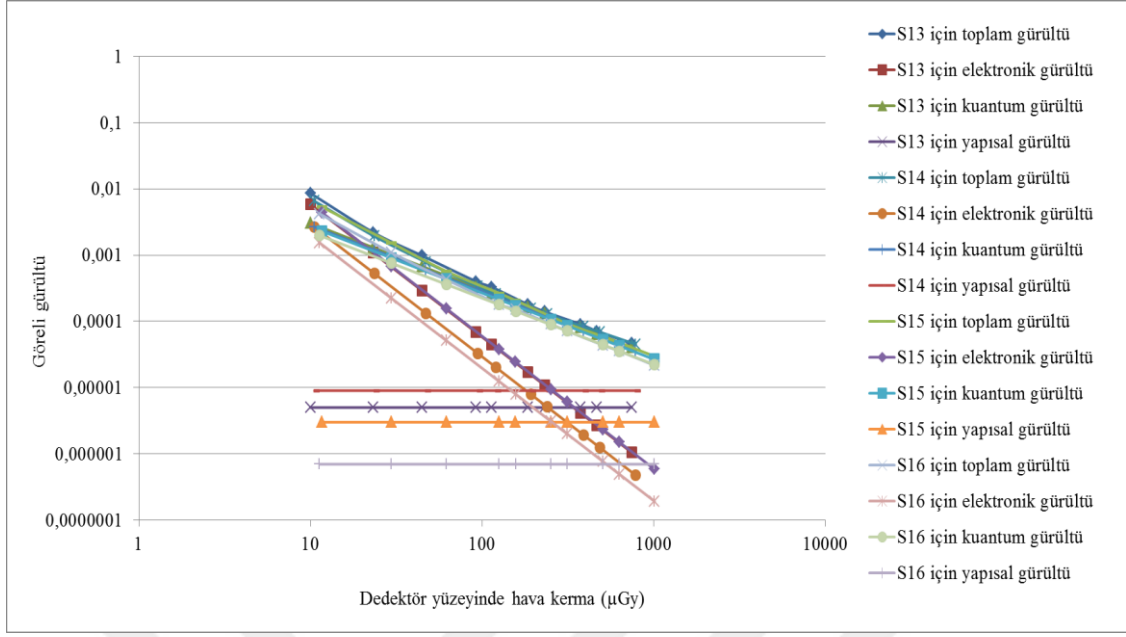
Grafiklerden görüldüğü gibi, özellikle Fujifilm sistemler için elde edilen eğriler neredeyse aynıdır. Fujifilm Amulet için, ortalama “n” değeri $0,49 \pm 0,007$ (cov = % 1,4)’tür, bu kuantum gürültüsünün baskın bileşen olması için beklenen değere (0,5) çok yakındır. IMS Giotto ve Siemens Inspiration için ortalama “n” değeri ise sırasıyla 0,438

$\pm 0,03$ (cov = % 7) ve $0,44 \pm 0,05$ (cov = % 11,4)'dür. IMS Giotto sistemlerde ve S18'de "n" değeri 0,5'ten daha düşüktür. NHSBSP (2019) ve (2016) raporunda ise sırasıyla "n" katsayısı 0,49 ve 0,43 olarak verilmiştir. 0,5'ten küçük "n" katsayısı sistemlerdeki ek elektronik gürültüyü göstermektedir. Dijital bir görüntüde yapısal gürültünün varlığı "n" katsayısının 0,5'ten büyük olmasına, elektronik gürültünün varlığı ise "n" katsayısının 0,5'ten önemli ölçüde daha az olmasına yol açtığı bilinmektedir (Marshall ve diğ., 2011a). Ancak, dikkat edildiği üzere burada etkin olan faktör sistemlerin kullanım yoğunluğu değildir. Maksimum "n" değeri S1'de 0,499 olarak elde ediliren, minimum "n" değeri ise S8 için 0,479'dur (~ % 4 daha yüksek).

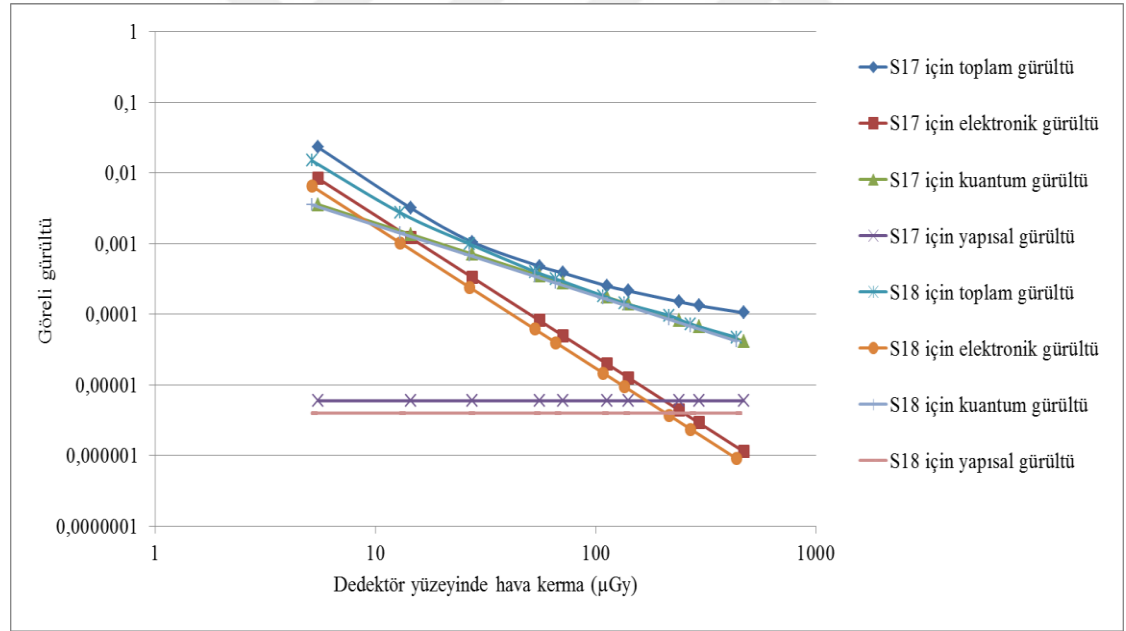
Görelî (bağıl) gürültü ve kuantum gürültüsünün tahmini görelî katkısı Şekil 4.27'de görülmektedir ve grafikten anlaşılacağı gibi toplam gürültü ile kuantum gürültülerinin eğrileri neredeyse tüm Fujifilm Amulet sistemler için örtüşmektedir. IMS Giotto ve Siemens Inspiration için görelî gürültü ve elektronik, kuantum ve yapısal gürültülerin tahmini görelî katkıları ayrı ayrı incelenmiş ve sırasıyla Şekil 4.28 ve 4.29'da eklenmiştir.



Şekil 4.27. Fujifilm için görelî gürültü ve kuantum gürültünün tahmini görelî katkısı



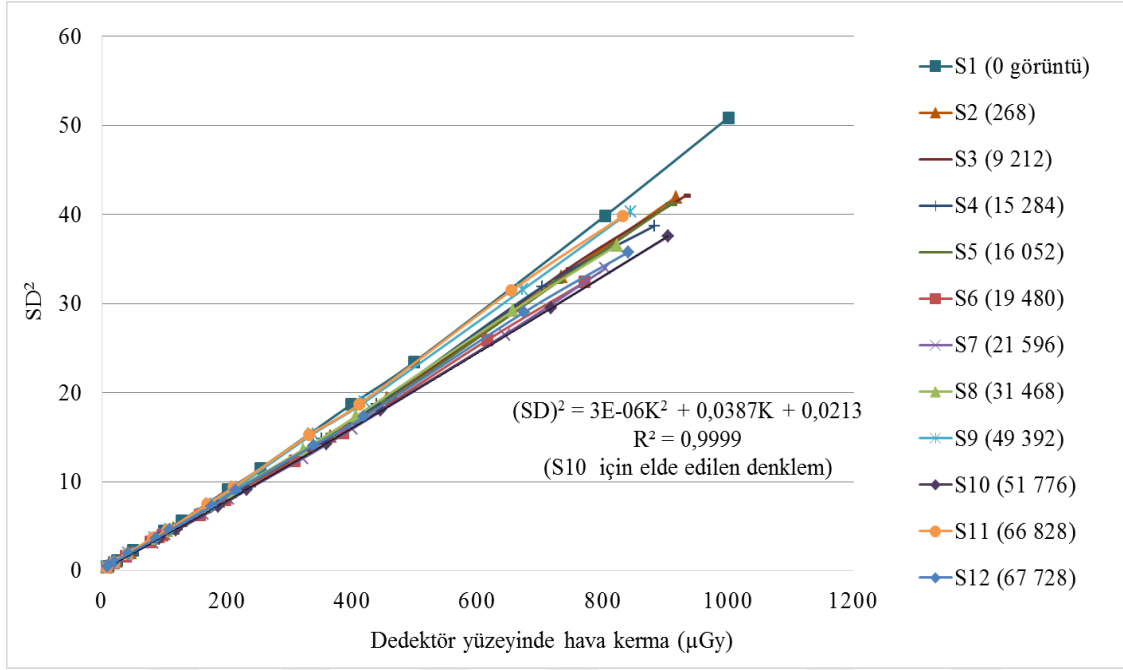
Şekil 4.28. IMS Giotto sistemleri için göreceli gürültü ve gürültü bileşenleri



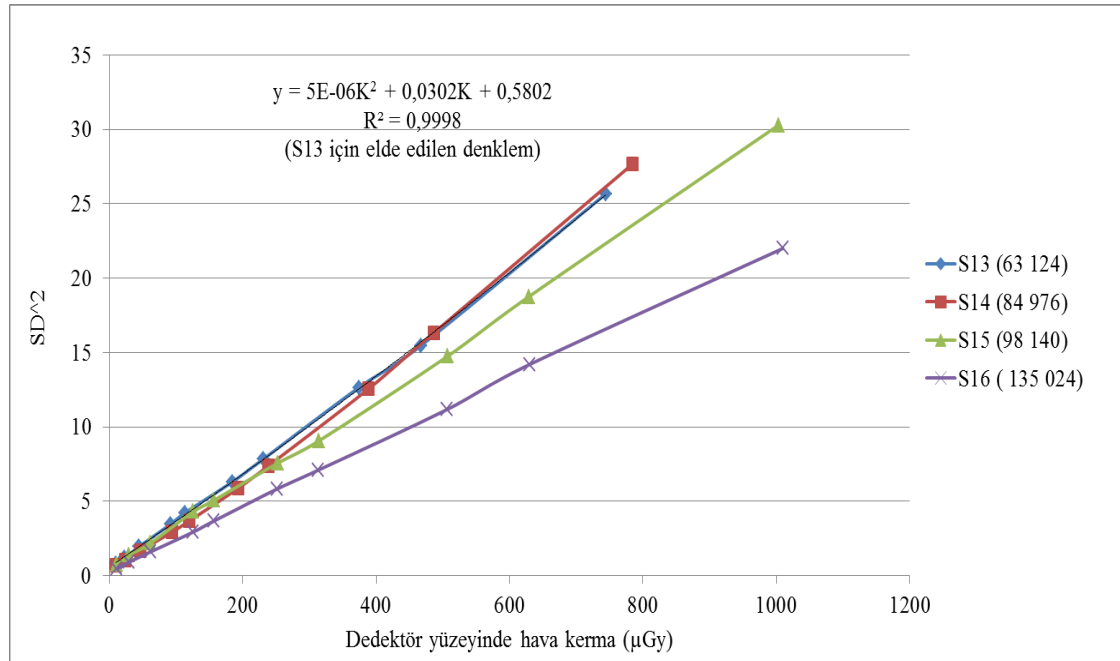
Şekil 4.29. Siemens Inspiration için göreceli gürültü ve gürültü bileşenleri

Kuantum gürültünün baskın gürültü kaynağı olması, dijital mamografi sistemlerinin genel görüntü kalitesi için esastır çünkü elektronik gürültünün varlığı küçük nesnelerin görüntülenmesini engelleyebilir ve yapısal gürültü ise düşük kontrastlı nesnelerin algılanmasını zorlaştırabilir (Kotre, 1998). Bu görüntüleme sistemleri için özellikle kaçınılan bir durumdur.

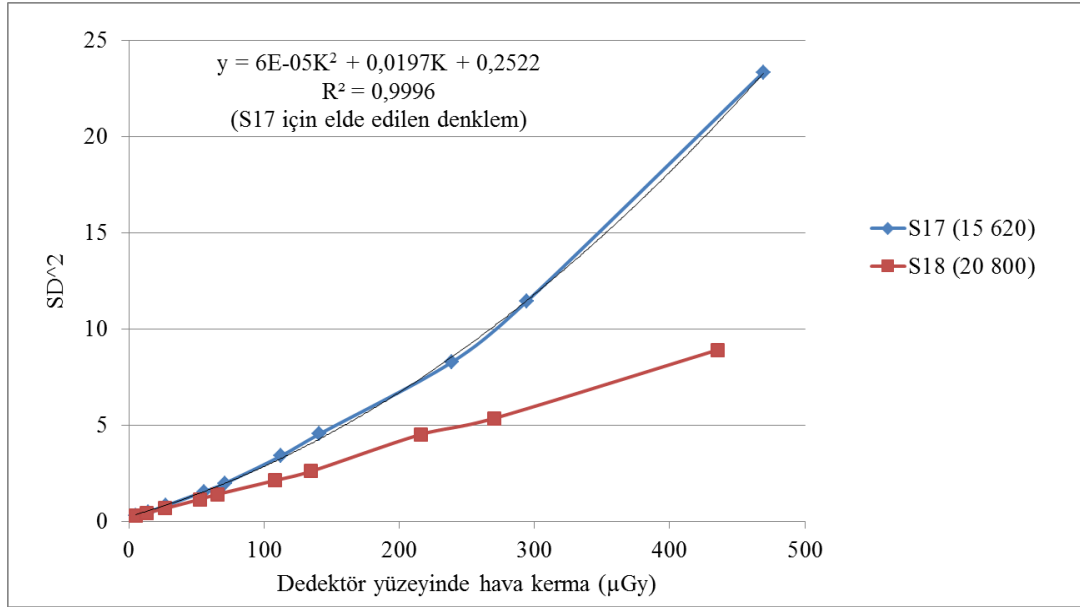
Tahmini gürültü katsayıları (ke , kq ve ks) tüm sistemler için Şekil 4.30, 4.31, 4.32'den belirlenerek, Fujifilm için Ek D, Tablo D.1, IMS Giotto için Tablo 4.24 ve Siemens için Tablo 4.25'e eklendi. Sistemlerin gürültü analizi için kullanılan tüm veriler EK B, Tablo B.1-B.18'de listelenmiştir.



Şekil 4.30. Fujifilm Amulet için gürültü bileşenlerinin analizi



Şekil 4.31. IMS Giotto için gürültü bileşenlerinin analizi



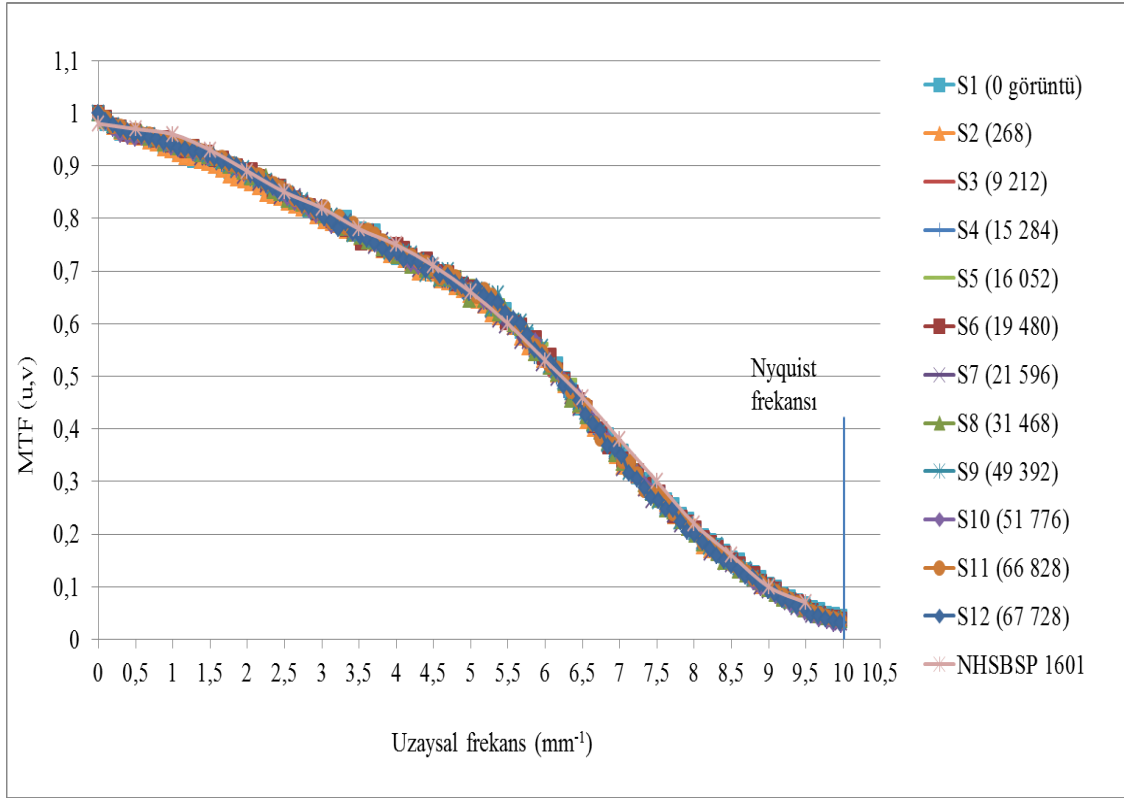
Şekil 4.32. Siemens Inspiration için gürültü bileşenlerinin analizi

Fujifilm Amulet için, ortalama ke , kq ve ks sırasıyla $0,29 \pm 0,12$ (cov = % 41), $0,20 \pm 0,006$ (cov = % 3) ve $0,0022 \pm 0,0004$ (cov = % 20) dir. IMS Giotto için ortalama ke $0,63 \pm 0,16$ (cov = % 26), kq $0,16 \pm 0,01$ (cov = % 6,25), ks ise $0,002 \pm 0,0009$ (cov = % 47) dir. Siemens Inspiration için ortalama ke , kq , ks sırasıyla $0,46 \pm 0,06$ (cov = % 13), $0,14 \pm 0,001$ (cov = % 3), $0,005 \pm 0,004$ (cov = % 83) olarak hesaplandı.

Tüm sistemler için kuantum gürültü baskın gürültü olarak gözlemlendi, yapısal gürültünün katkısı minimum seviyededir ve düşük doz seviyelerinde (< 10-15µGy) elektronik gürültü daha baskın olmaktadır. Her gürültü bileşeni bağımsız olarak gelen hava kerma ile ilişkilidir. Dijital görüntüleme sistemlerinde yapısal gürültünün dedektör kalibrasyonu (kazanç düzeltilmesi) ile ortadan kaldırıldığı, ancak tamamen ortadan kaldırılamadığı görülmektedir. Elektronik gürültü de ofset kalibrasyonu ile belirli bir seviyeye düşürülmekte ancak yapısal gürültü gibi tamamen ortadan kaldırılamamaktadır (Mackenzie ve Honey, 2007), (Ravaglia ve diğ., 2009).

4.7. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) Sonuçları

Şekil 4.33, test edilen Fujifilm Amulet dedektörlerinde ve NHSBSP (2017) raporunda elde edilen MTF eğrilerini göstermektedir. MTF'nin 0,5, 0,2 ve 0,1'e düştüğü ortalama uzaysal frekanslar $6,19 \text{ mm}^{-1} \pm 0,075$ (cov = 1,21 %), $8,02 \text{ mm}^{-1} \pm 0,041$ (cov = 0,52 %), $8,95 \text{ mm}^{-1} \pm 0,056$ (cov = 0,63 %).



Şekil 4.33. Fujifilm Amulet sistemlerin MTF (u,v) grafikleri

Fujifilm Amulet Innovality sistemlerde, MTF'nin 0,5'e (% 50'ye) düştüğü uzaysal frekans değerinde, dikey ve yatay yönde hesaplanan MTF değerlerinde, dolayısıyla iki yönde belirlenen çözünürlük özelliklerinde ölçülebilir bir fark gözlenmedi. Literatür verilerinin de eklendiği Tablo 4.26'da görüldüğü gibi, MTF'in % 50'ye indiği uzaysal frekans değerlerinin oranı (tüp eksenine dik/tüp eksenine paralel) test edilen dedektörler için neredeyse 1,00'dir. Fujifilm Amulet için, $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $5,0 \text{ mm}^{-1}$ ve $8,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslardaki ortalama MTF'ler sırasıyla $0,85 \pm 0,008$ (cov = % 0,9), $0,66 \pm 0,007$ (cov = % 1,0) ve $0,21 \pm 0,01$ (cov = % 4,2)'dir.

Şekil 4.34 ve Şekil 4.35 sırasıyla IMS Giotto ve Siemens Mammomat Inspiration için MTF (u,v) eğrilerini göstermektedir. Tablo 4.27 ve Tablo 4.28'de ise IMS Giotto ve Siemens Mammomat Inspiration için elde edilen MTF değerleri listelenmiştir. IMS Giotto için elde edilen MTF grafiği, NHSBSP (2019) ile neredeyse özdeştir, ancak Siemens Inspiration için elde edilen MTF eğrileri NHSBSP (2016) ile karşılaştırıldığında arada oldukça büyük fark olduğu görülmektedir. Bu beklediğimiz bir durum değildir ve sebebinin aliasing (örtüşme) olduğu düşünülmektedir.

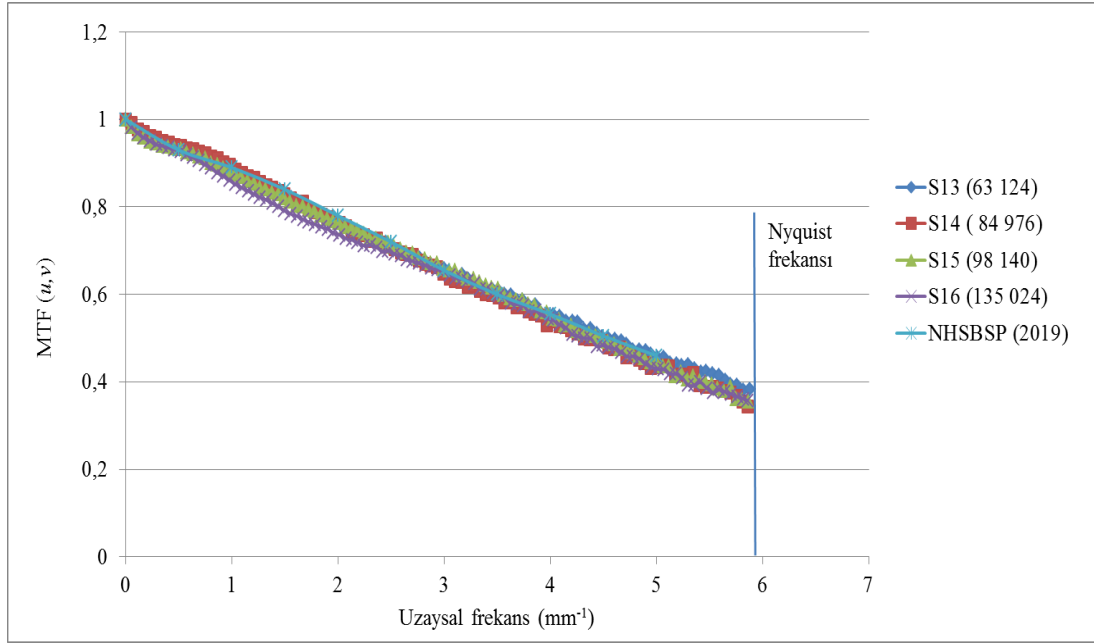
Tablo 4.26. Fujifilm Amulet için sistemlerin MTF (u,v) sonuçları; MTF'nin % 50, % 20 ve % 10'a düştüğü uzaysal frekanslar; % 50 MTF için uzaysal frekans oranı; 2,5 mm⁻¹, 5 mm⁻¹, 8 mm⁻¹ uzaysal frekanslarda MTF'ler

Sistem	%50 MTF (u,v) için uzaysal frekans (mm ⁻¹)	%20 MTF (u,v) için uzaysal frekans (mm ⁻¹)	%10 MTF (u,v) için uzaysal frekans (mm ⁻¹)	%50 MTF için uzaysal frekansların oranı (tüp eksenine dik / tüp eksenine paralel)	MTF (u,v) 2,5 mm ⁻¹	MTF (u,v) 5,0 mm ⁻¹	MTF (u,v) 8,0 mm ⁻¹
S1	6,25	8,015	9,00	1	0,84	0,66	0,21
S2	6,16	8,015	9,00	1	0,84	0,66	0,21
S3	6,16	8,01	8,89	1	0,85	0,66	0,19
S4	6,16	8,015	9,00	1	0,85	0,66	0,21
S5	6,25	8,11	9,00	1	0,86	0,68	0,21
S6	6,26	8,12	9,00	0,980	0,86	0,67	0,22
S7	6,16	8,00	8,89	1	0,84	0,66	0,20
S8	6,16	8,00	8,89	0,970	0,85	0,65	0,20
S9	6,25	8,00	9,00	0,984	0,86	0,66	0,20
S10	6,26	8,00	8,90	0,984	0,85	0,66	0,20
S11	6,26	8,015	8,89	1	0,86	0,66	0,21
S12	6,15	8,00	8,89	0,984	0,85	0,66	0,20
NHSBSP (2017) (4728x5928) ¹ 29 KV de	≈ 6,00	≈ 8,00	9,00	≈ 1	0,85	0,66	0,22
Marshall ve diğ., (2011) (3540 x 4740) 29 KV de	3,19	-	8,72	-	-	0,34	-
IAEA (2011)	4,5/4,5 ²	7,5/4,5 ²	-	-	-	-	-
Konstantinidis (2011) 28 KV de	4,4	-	-	-	-	-	-
Oberhofer ve diğ., (2010) (RQA-M2)	≈ 4,5	≈ 7,5	≈ 9,5	-	-	-	-
Rivetti ve diğ., (2009) (3540x4740) 28 KV de	-	-	-	-	-	0,45	0,15

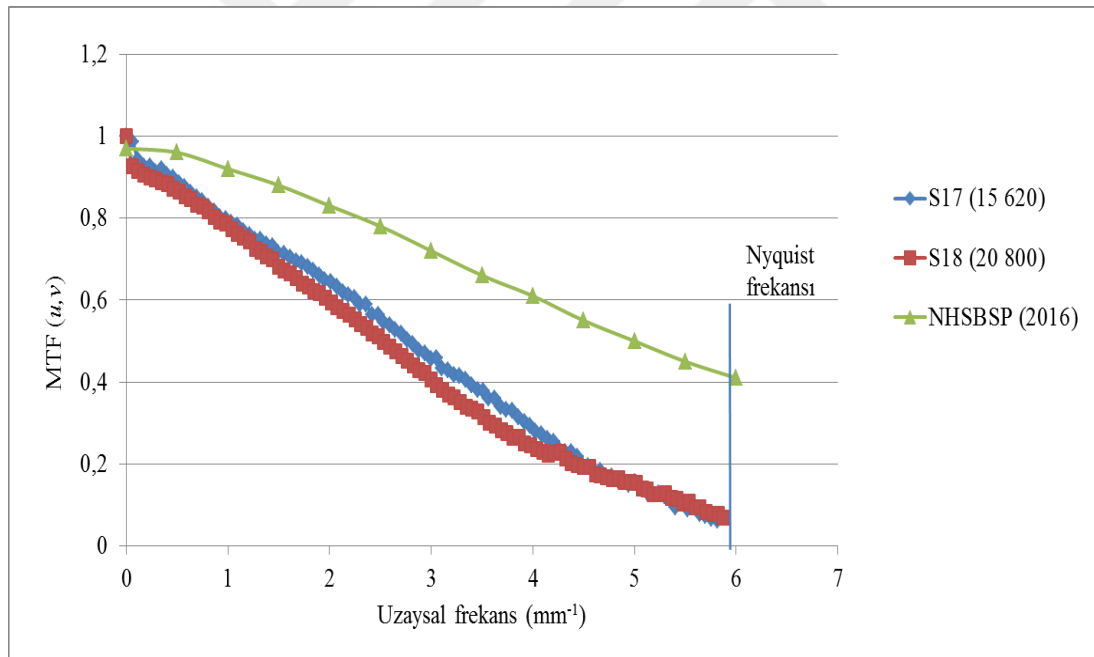
¹ Görüntüleme alanı (cm x cm)

² MTF'nin % 50 ve % 20'ye düştüğü kabul edilebilir frekanslar (MTF (u)/MTF (v))

Tablo 4.26'da listelenen literatür verileri ile MTF için elde ettiğimiz sonuçlar karşılaştırıldığında; NHSBSP (2017) ile çok yakın sonuçlar elde edilmiştir. Marshall (2011) çalışmasında % 50 MTF ve 5,0 mm⁻¹ için elde edilen değerler bizim elde ettiğimiz değerin yaklaşık yarısıdır. Oberhofer (2010) çalışmasında ise yine % 50 MTF için daha düşük değer bulunmuştur. Literatür de verilen mamografi sistemlerinin üretim yıllarının, bizim test ettiğimiz sistemlere kıyasla daha eski tarihli olduğu göz önünde bulundurulduğunda çalışmada kullandığımız sistemlerin MTF değerlerinin, dolayısıyla çözünürlük özelliklerinin daha yüksek olması beklenen bir durumdur.



Şekil 4.34. IMS Giotto için MTF (u,v) grafikleri



Şekil 4.35. Siemens Inspiration için MTF (u,v) grafikleri

IMS Giotto için MTF'nin % 50'ye düştüğü ortalama uzaysal frekans $4,46 \text{ mm}^{-1} \pm 0,07$ (cov = % 1,5) iken Siemens için ortalama değer $3,8 \text{ mm}^{-1} \pm 1,3$ (cov = % 34) olarak bulundu (hesaplamalara literatür verileri dahil edilmiştir). IMS Giotto için 1,5, 3,5 ve $5,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda elde edilen ortalama MTF sırasıyla $0,82 \pm 0,015$ (cov = % 1,84), $0,60 \pm 0,0084$ (cov = % 1,4), $0,45 \pm 0,015$ (cov = % 3,4)'dür.

Tablo 4.27. IMS Giotto için MTF (u,v) sonuçları

Sistem	%50 MTF (u,v) için uzaysal frekans (mm^{-1})	%50 MTF için uzaysal frekansların oranı (tüp eksenine dik / tüp eksenine paralel)	MTF (u,v) $1,5 \text{ mm}^{-1}$	MTF (u,v) $3,5 \text{ mm}^{-1}$	MTF (u,v) $5,0 \text{ mm}^{-1}$
S13	4,55	0,99	0,83	0,61	0,46
S14	4,43	1,00	0,83	0,59	0,43
S15	4,43	0,89	0,82	0,61	0,45
S16	4,38	0,92	0,80	0,60	0,43
NHSBSP (2019) 29 KV de	4,50	1,00	0,84	0,60	0,46

Tablo 4.28. Siemens Inspiration için MTF (u,v) sonuçları

Sistem	%50 MTF (u,v) için uzaysal frekans (mm^{-1})	%50 MTF için uzaysal frekansların oranı (tüp eksenine dik / tüp eksenine paralel)	MTF (u,v) $1,5 \text{ mm}^{-1}$	MTF (u,v) $3,5 \text{ mm}^{-1}$	MTF (u,v) $5,0 \text{ mm}^{-1}$
S17	2,8	1,06	0,72	0,38	0,16
S18	2,6	0,79	0,68	0,32	0,16
Marshall ve diğ., (2011) 28 KV de	4,86	1,11	-	-	0,48
NHSBSP (2016) 29 KV de	5,0	0,82	0,88	0,66	0,50

Siemens Inspiration için $1,5 \text{ mm}^{-1}$, $3,5 \text{ mm}^{-1}$ ve $5,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda elde edilen ortalama MTF sırasıyla $0,76 \pm 0,11$ (cov = % 14), $0,45 \pm 0,18$ (cov = % 40), $0,33 \pm 0,20$ (cov = % 59). Siemens için elde edilen MTF sonuçları ile literatür verileri arasındaki farkın oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni net olarak anlaşılamamıştır. Ancak, Siemens Mammomat Inspiration için gözlemlenen gürültü diğer sistemlere göre daha yüksektir, dedektör kalibrasyonunun tekrarlanması uygun olacaktır. Bu durum yalnızca Siemens Inspiration için gözlemlenmiş olup, Fujifilm ve IMS Giotto sistemlerinde elde edilen sonuçlar literatür verileriyle oldukça yakındır.

4.7.1. Kenar Test Aparatının MTF ölçümüne Etkisi

MTF sonuçlarına, kullanılan test aparatının etkisini belirlemek amacıyla test işlemi 1 mm kalınlığında, 10 mm x 10 mm boyutunda bakır (cu) plaka kullanılarak tekrarlandı. Cu plaka ile MTF ölçümleri, 3 Fujifilm Amulet sisteminde (S1, S6 ve S12) tekrar edildi. Test edilen sistemler için 1, 3 ve 5 mm⁻¹ uzaysal frekanslarda, tungsten ve bakır kenar test aparatı ile belirlenen MTF değerleri Tablo 4.29’da eklendi.

Tablo 4.29. W ve Cu kenar test aparatı ile elde edilen MTF değerleri

	1,0 mm ⁻¹ de MTF (u,v)			3,0 mm ⁻¹ de MTF (u,v)			5,0 mm ⁻¹ de MTF (u,v)		
	W ile	Cu ile	% fark	W ile	Cu ile	% fark	W ile	Cu ile	% fark
S1	0,94	0,95	1,07	0,81	0,82	1,24	0,66	0,67	1,5
S6	0,94	0,95	1,07	0,81	0,82	1,24	0,67	0,67	-
S12	0,94	0,95	1,07	0,80	0,82	2,5	0,66	0,67	1,5

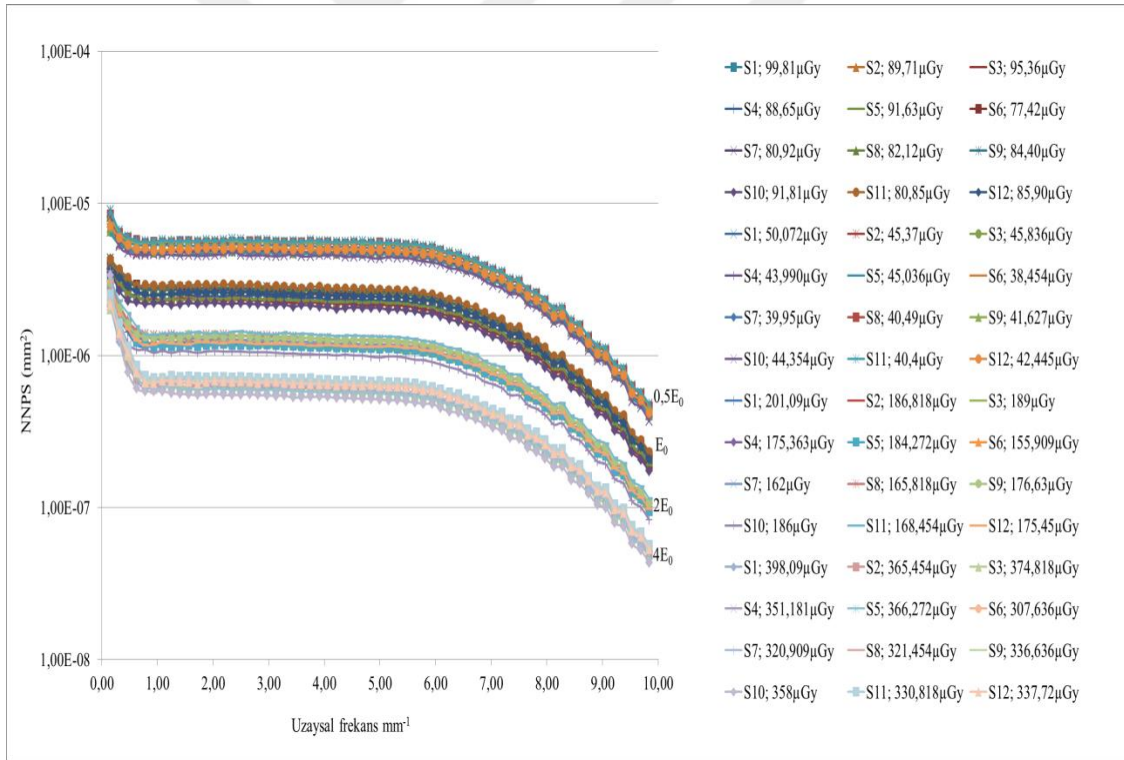
Sonuçlar, tungsten ve bakır kenar test aparatı kullanılarak elde edilen MTF sonuçlarının hemen hemen benzer olduğunu gösterdi. Aradaki fark ihmal edilebilir seviyede olup, bakır plaka ile hesaplanan MTF değerleri tungsten plaka ile elde edilen değerlerden daha yüksektir. Bu farklılığın nedeni belli olmamakla birlikte kullanılan cu kenar test aparatındaki olası kusurlardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Farklı frekanslara (ayrıca farklı Nyquist frekanslarına) sahip sistemlerin MTF değerlerini karşılaştırmak doğru değildir, be nedenle benzer sistemlerin farklı test aparatı ile elde edilen MTF değerleri karşılaştırılmıştır.

4.8. Normalize Gürültü Güç Spektrumu (NNPS) Sonuçları

Sistemlerin NNPS’leri referans hava kermanın (E₀) katları olacak şekilde belirlenen hava kerma seviyeleri için (0,5E₀, E₀, 2E₀, 4E₀) radyal yönde hesaplandı. Fujifilm Amulet sistemler için belirlenen bu doz seviyelerinde, doza göre NNPS eğrilerinin değişimi Şekil 4.36’da; 0,5 mm⁻¹, 2,0 mm⁻¹ ve 5,0 mm⁻¹ uzaysal frekanslarda referans hava kerma (E₀) ve yaklaşık 4E₀ hava kerma değeri için tespit edilen NNPS değerleri ve tüm sistemler için referans hava kerma seviyeleri Tablo 4.30’da verildi. Test edilen 12 Fujifilm Amulet mamografi sistemi için, ortalama referans hava kerma değeri 87 µGy ± 7 (cov = % 8) dir. İncelenen sistemlerin ortalama NNPS değerleri E₀ için 0,5 mm⁻¹ de 2,81x10⁻⁶ mm²± 2,80 x 10⁻⁷ (cov = % 10), 2,0 mm⁻¹’de 2,57 x 10⁻⁶ mm² ± 2,13 x10⁻⁷

(cov = % 9), $5,0 \text{ mm}^{-1}$ 'de $2,38 \times 10^{-6} \text{ mm}^2 \pm 2,13 \times 10^{-7}$ (cov = % 9) olarak hesaplandı. $4E_0$ için ortalama değer $347,4 \mu\text{Gy} \pm 26$ (cov = % 7,6) olup $0,5 \text{ mm}^{-1}$, $2,0 \text{ mm}^{-1}$ ve $5,0 \text{ mm}^{-1}$ 'de NNPS değerleri sırasıyla $7,62 \times 10^{-7} \text{ mm}^2 \pm 7,4 \times 10^{-8}$ (cov = % 10); $6,51 \times 10^{-7} \text{ mm}^2 \pm 5,31 \times 10^{-8}$ (cov = % 8); $5,99 \times 10^{-7} \text{ mm}^2 \pm 4,5 \times 10^{-8}$ (cov = % 7,6)'dır. Maksimum cov değeri Fujifilm Amulet için % 10 olarak tespit edildi.

IMS Giotto için ve Siemens Inspiration için E_0 , $2E_0$ ve $4E_0$ doz değerlerinde NNPS analizi yapıldı ve kullanılan doz değerleri Tablo 4.31'de listelendi. IMS Giotto ve Siemens Inspiration için NNPS tüp eksenine yatay (horizontal (u)) ve dikey yönlerde (vertikal (v)) belirlenip, Şekil 4.37 – 4.42'de herbir sistem için ayrı ayrı üç doz seviyesi içinde gösterildi. Grafiklerden de görülebildiği gibi eğriler oldukça benzerdir ve iki eksen için de belirlenen NNPS eğrileri arasında maksimum sapma yaklaşık % 10 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.36. Fujifilm için farklı doz seviyelerinde radyal yönde NNPS eğrileri

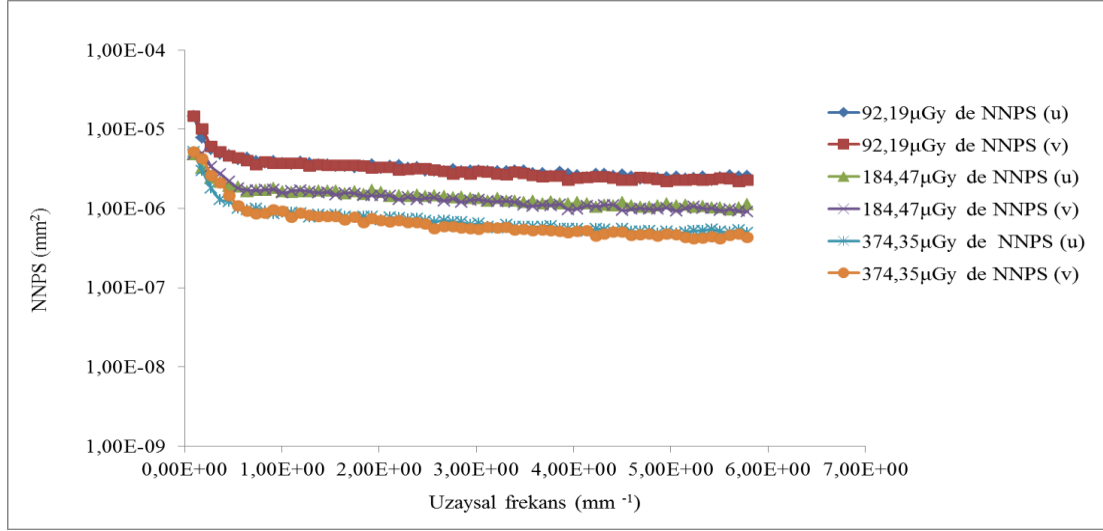
Şekil 4.36 da görüldüğü gibi, tüm doz değerleri için düşük frekanslardan gürültüde hızlı bir düşüş olmuştur, ancak bu düşüş yüksek doz değerinde daha belirgindir ($4E_0$) çünkü yüksek dozlarda yapısal gürültü daha baskındır.

Tablo 4.30. Fujifilm için referans hava kerma (E_0) ve $4E_0$ değerleri; $0,5 \text{ mm}^{-1}$, $2,0 \text{ mm}^{-1}$ ve $5,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda E_0 ve $4E_0$ için radyal yönde ortalama NNPS'ler

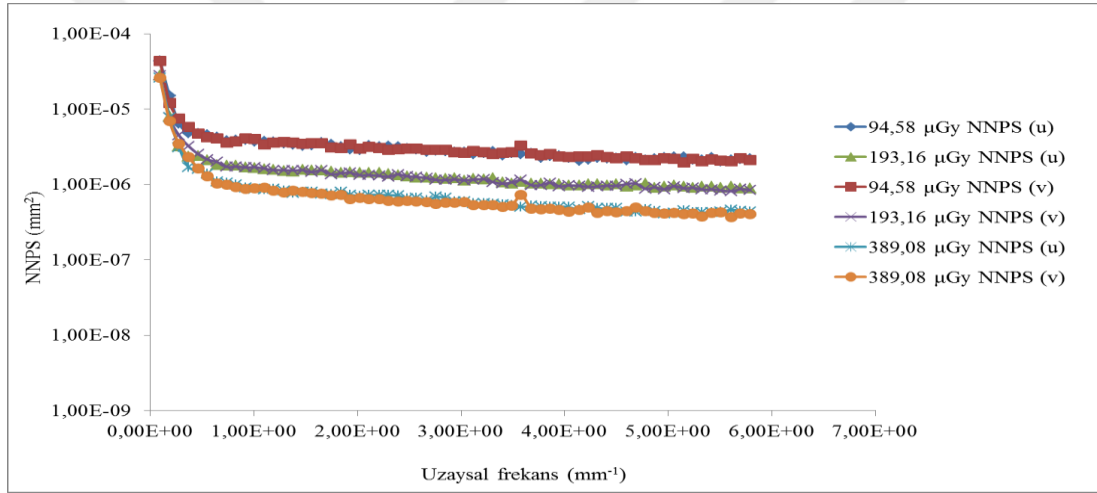
Sistem	NNPS (mm^2) (E_0)				NNPSs (mm^2) ($4E_0$)			
	NNPS ve DQE için E_0 değerleri (μGy)	NNPS $0,5 \text{ mm}^{-1}$	NNPS $2,0 \text{ mm}^{-1}$	NNPS $5,0 \text{ mm}^{-1}$	NNPS ve DQE için $4E_0$ değerleri (μGy)	NNPS $0,5\text{mm}^{-1}$	NNPS $2,0\text{mm}^{-1}$	NNPS $5,0\text{mm}^{-1}$
S1	99,81	$2,55 \times 10^{-6}$	$2,38 \times 10^{-6}$	$2,23 \times 10^{-6}$	398,09	$6,74 \times 10^{-7}$	$6,13 \times 10^{-7}$	$5,84 \times 10^{-7}$
S2	89,71	$2,63 \times 10^{-6}$	$2,41 \times 10^{-6}$	$2,23 \times 10^{-6}$	365,45	$7,06 \times 10^{-7}$	$6,32 \times 10^{-7}$	$5,89 \times 10^{-7}$
S3	95,36	$2,63 \times 10^{-6}$	$2,34 \times 10^{-6}$	$2,14 \times 10^{-6}$	374,82	$7,89 \times 10^{-7}$	$6,04 \times 10^{-7}$	$5,55 \times 10^{-7}$
S4	88,65	$2,82 \times 10^{-6}$	$2,45 \times 10^{-6}$	$2,29 \times 10^{-6}$	351,18	$8,51 \times 10^{-7}$	$6,45 \times 10^{-7}$	$5,85 \times 10^{-7}$
S5	91,63	$2,58 \times 10^{-6}$	$2,36 \times 10^{-6}$	$2,25 \times 10^{-6}$	366,27	$7,26 \times 10^{-7}$	$6,05 \times 10^{-7}$	$5,64 \times 10^{-7}$
S6	77,42	$2,97 \times 10^{-6}$	$2,75 \times 10^{-6}$	$2,56 \times 10^{-6}$	307,64	$8,24 \times 10^{-7}$	$7,18 \times 10^{-7}$	$6,49 \times 10^{-7}$
S7	80,92	$3,01 \times 10^{-6}$	$2,68 \times 10^{-6}$	$2,44 \times 10^{-6}$	320,91	$7,77 \times 10^{-7}$	$6,52 \times 10^{-7}$	$5,96 \times 10^{-7}$
S8	82,12	$3,04 \times 10^{-6}$	$2,78 \times 10^{-6}$	$2,59 \times 10^{-6}$	321,45	$8,18 \times 10^{-7}$	$7,05 \times 10^{-7}$	$6,31 \times 10^{-7}$
S9	84,40	$3,12 \times 10^{-6}$	$2,79 \times 10^{-6}$	$2,64 \times 10^{-6}$	336,64	$7,45 \times 10^{-7}$	$6,92 \times 10^{-7}$	$6,45 \times 10^{-7}$
S10	91,81	$2,29 \times 10^{-6}$	$2,22 \times 10^{-6}$	$2,05 \times 10^{-6}$	358,00	$6,07 \times 10^{-7}$	$5,49 \times 10^{-7}$	$5,06 \times 10^{-7}$
S11	80,85	$3,25 \times 10^{-6}$	$2,89 \times 10^{-6}$	$2,72 \times 10^{-6}$	330,82	$8,53 \times 10^{-7}$	$7,18 \times 10^{-7}$	$6,64 \times 10^{-7}$
S12	85,90	$2,86 \times 10^{-6}$	$2,61 \times 10^{-6}$	$2,43 \times 10^{-6}$	337,12	$7,74 \times 10^{-7}$	$6,78 \times 10^{-7}$	$6,22 \times 10^{-7}$
NHSBSP (2017)	85,00	-	-	-	334,00	-	-	-
Marshall ve diğ., (2011)	96,00	-	-	-	-	-	-	-
Konstantinidis (2011)	103	-	-	-	-	-	-	-
Oberhofer ve diğ., (2010)	133	-	-	-	-	-	-	-
Rivetti ve diğ., (2009)	137,7	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 4.31. IMS Giotto ve Siemens Inspiration için referans hava kerma (E_0) ve $4E_0$ değerleri; $0,5 \text{ mm}^{-1}$, $2,0 \text{ mm}^{-1}$ ve $5,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda E_0 ve $4E_0$ için NNPS (u,v) değerleri

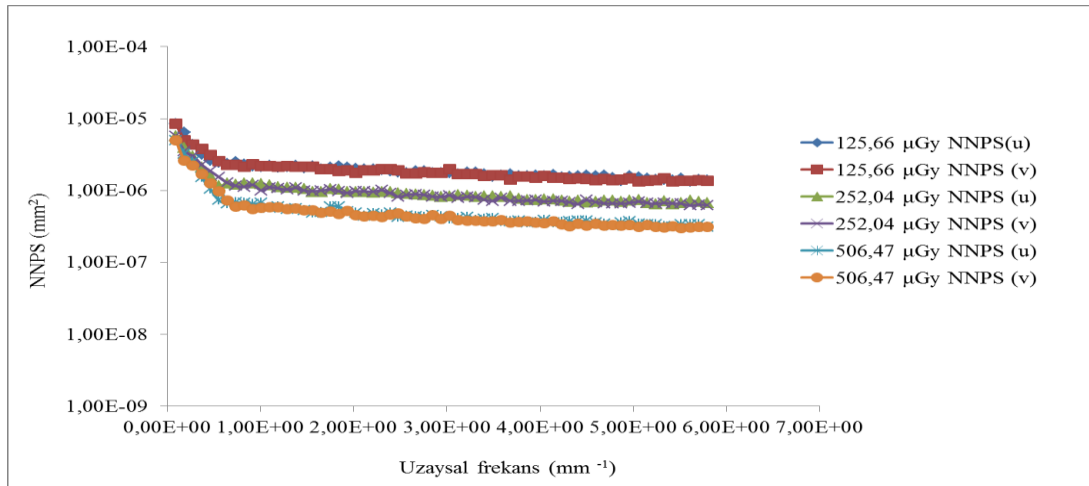
Sistem	NNPS ve DQE için E_0 (μGy)	E_0 için			NNPS ve DQE için $4E_0$ (μGy)	$4E_0$ için		
		NNPS $0,5 \text{ mm}^{-1}$	NNPS $2,0 \text{ mm}^{-1}$	NNPS $5,0 \text{ mm}^{-1}$		NNPS $0,5\text{mm}^{-1}$	NNPS $2,0\text{mm}^{-1}$	NNPS $5,0\text{mm}^{-1}$
S13	92,19	$4,25 \times 10^{-6}$	$3,3 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-6}$	374,35	$1,05 \times 10^{-6}$	$3,3 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-6}$
S14	94,58	$4,4 \times 10^{-6}$	3×10^{-6}	$2,3 \times 10^{-6}$	389,08	$1,34 \times 10^{-6}$	$6,9 \times 10^{-6}$	$4,17 \times 10^{-6}$
S15	125,66	$2,5 \times 10^{-6}$	2×10^{-6}	$1,44 \times 10^{-6}$	506,47	$8,55 \times 10^{-7}$	$4,72 \times 10^{-7}$	$3,3 \times 10^{-7}$
S16	125,22	$2,5 \times 10^{-6}$	$1,73 \times 10^{-6}$	$1,34 \times 10^{-6}$	506,38	$9,5 \times 10^{-7}$	$4,43 \times 10^{-7}$	$2,96 \times 10^{-7}$
S17	55,64	9×10^{-6}	$4,3 \times 10^{-6}$	$2,9 \times 10^{-6}$	238,94	$3,8 \times 10^{-6}$	$8,68 \times 10^{-7}$	$5,6 \times 10^{-7}$
S18	52,84	$1,7 \times 10^{-5}$	4×10^{-6}	$2,6 \times 10^{-6}$	216,66	9×10^{-6}	$1,07 \times 10^{-6}$	$6,24 \times 10^{-7}$
NHSBSP (2019)	71	-	-	-	288	-	-	-
Marshall ve diğ., (2011)	102 (Siemens için)	-	-	-	-	-	-	-
NHSBSP (2016)	67,4	-	-	-	266,5	-	-	-



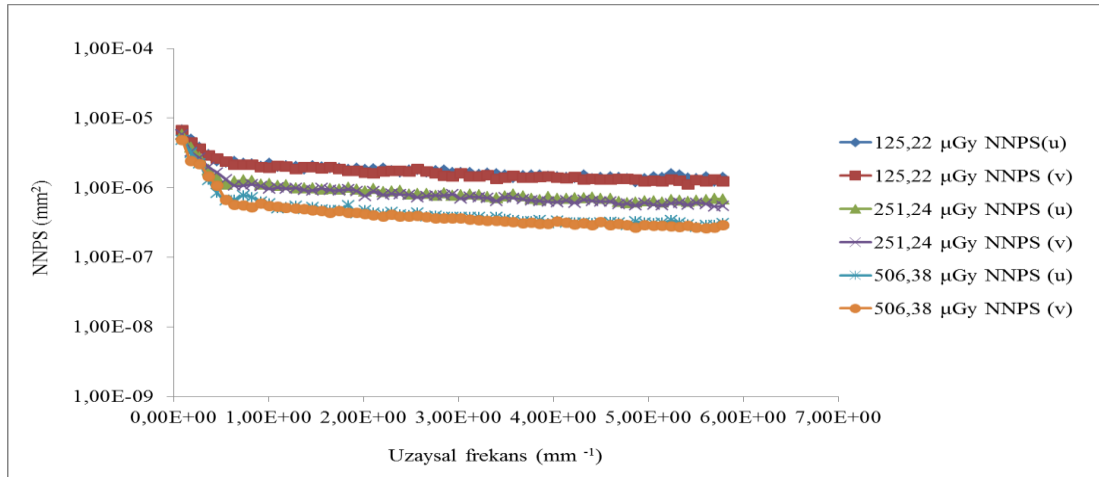
Şekil 4.37. S13 için üç farklı doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri



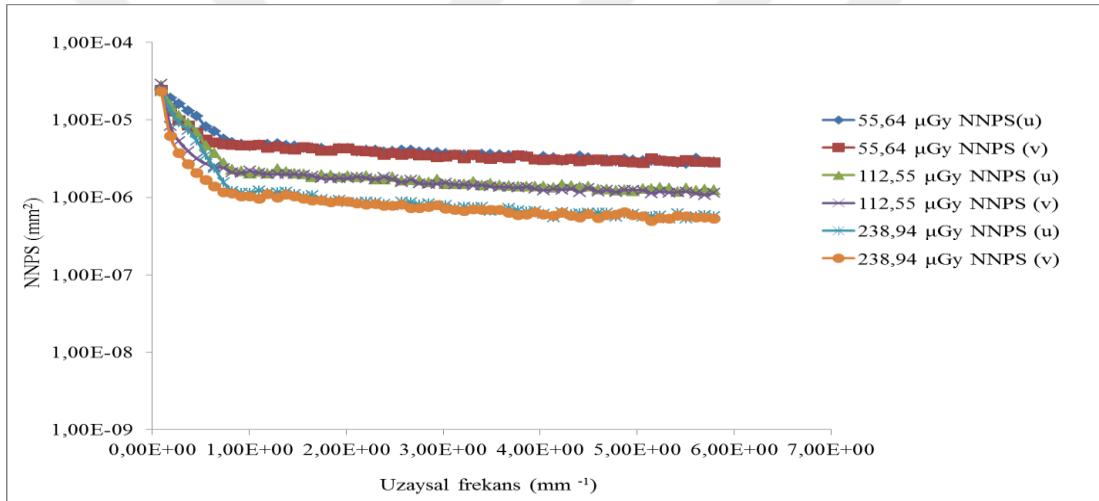
Şekil 4.38. S14 için üç farklı doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri



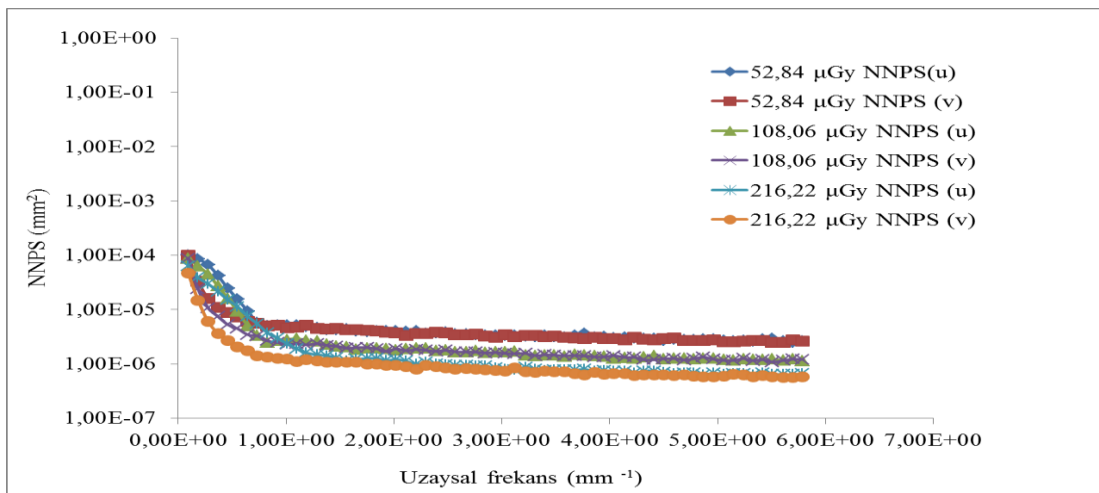
Şekil 4.39. S15 için üç farklı doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri



Şekil 4.40. S16 için üç farklı doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri

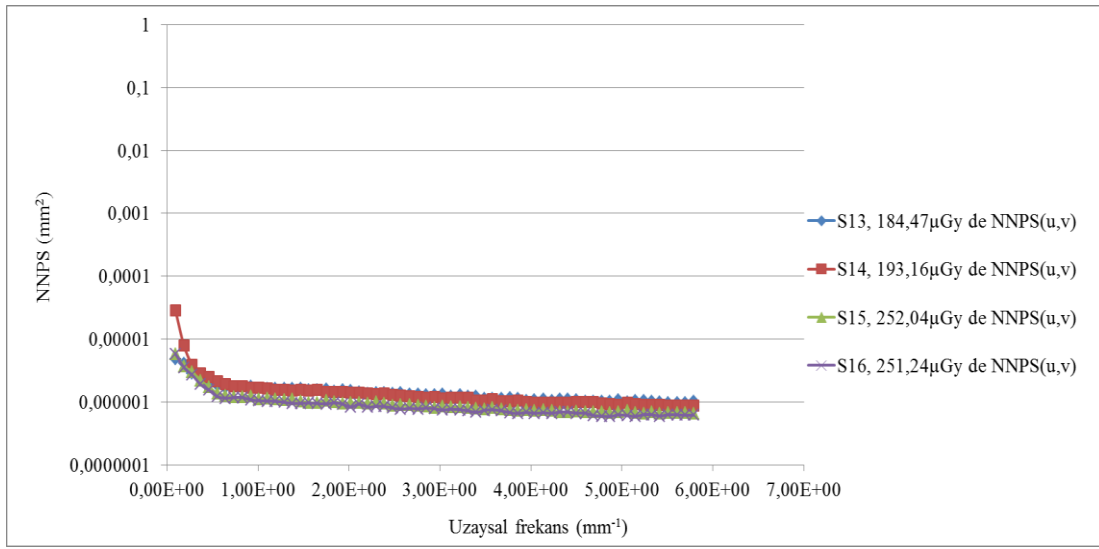


Şekil 4.41. S17 için üç farklı doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri

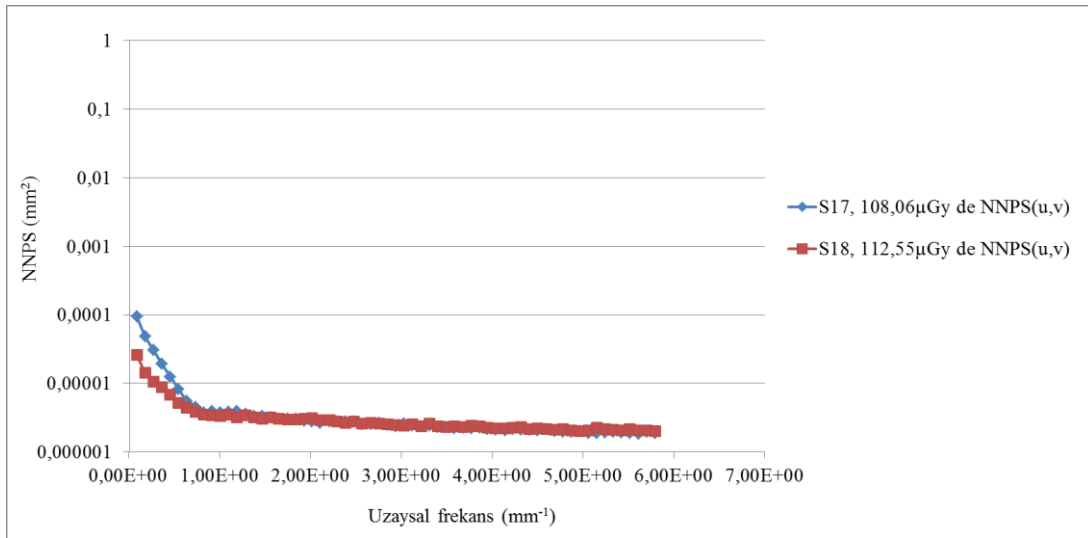


Şekil 4.42. S18 için üç farklı doz seviyesinde yatay ve dikey yönde NNPS eğrileri

IMS Giotto ve Siemens Inspiration sistemlerinin $2E_0$ doz seviyesinde karşılaştırmalı NNPS (u,v) grafikleri Şekil 4.43 ve 4.44’de görülmektedir. $0,5 \text{ mm}^{-1}$, 2 mm^{-1} ve 5 mm^{-1} uzaysal frekanslarda ortalama NNPS (u,v) sırasıyla IMS Giotto için $3,41 \times 10^{-6} \text{ mm}^2 \pm 1 \times 10^{-6}$ (cov = % 31), $2,5 \times 10^{-6} \text{ mm}^2 \pm 7 \times 10^{-7}$ (cov = % 31), $1,8 \times 10^{-6} \text{ mm}^2 \pm 5,8 \times 10^{-7}$ (cov = % 31) dir. IMS Giotto için S15 ve S16’da kullanılan doz değeri, S13 ve S14’de seçilen değerlerden oldukça yüksektir, bu nedenle Şekil 4.43’te S15 ve S16’nın daha aşağıda olması ve yukarıda verilen cov değerlerinin IMS Giotto için yüksek olması beklenen bir durumdur.



Şekil 4.43. IMS Giotto sistemlerinin $2E_0$ değerinde NNPS (u,v) grafikleri



Şekil 4.44. Siemens Inspiration için $2E_0$ değerinde NNPS (u,v) grafikleri

Elde edilen grafikler incelendiğinde NNPS eğrileri tüm sistemler için artan doz ile azalmaktadır, çünkü birincil kuantum gürültüsü, giriş dozunun karekökü olarak artacaktır, dolayısıyla kuantum gürültüsü baskın gürültü kaynağı olduğunda NNPS, dozun tersi ile düşecektir. Bilindiği gibi, MTF dedektörün gürültü aktarımında önemli bir parametredir, sinyalin genliği MTF'nin karesine bağlıdır, bu nedenle NNPS yüksek frekanslarda daha düşüktür. Fujifilm Amulet sistemler için yaklaşık $6,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekansa kadar yüksek MTF nedeniyle, NNPS eğrileri geniş bir uzaysal frekans aralığında neredeyse sabittir, daha yüksek frekanslarda ise belirgin şekilde azalmaktadır. $5,0 \text{ mm}^{-1}$ 'de ki NNPS değerlerinin $0,5 \text{ mm}^{-1}$ 'de ki değerlere oranı tüm Fujifilm sistemler için yaklaşık 0,8'dir. IMS Giotto sistemlerinde bu oran yaklaşık 0,5; Siemens için ise S17 ve S18'de sırasıyla 0,32 ve 0,15 dir. Genel olarak tüm dedektörler için tespit edilen NNPS belli bir frekans aralığında düzdür, bu da gürültüde örtüşmenin görüldüğünü gösterir. Elde edilen NNPS grafikleri, dedektörlerin yüksek frekanslı bilgileri iyi ilettiğini, aynı zamanda özellikle örtüşmeden kaynaklanan yüksek frekanslı gürültüyü de iyi ilettiğini göstermektedir. İlaveten, grafiklerden görüntülere herhangi bir olumsuz işlem uygulanmadığı görülmektedir.

4.9. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (DQE) Sonuçları

Görüntüleme sistemlerinde, sinyal-gürültü oranının (SNR) incelenmesinde kullanılan DQE sonuçları bize sistemlerin performansı hakkında önemli bilgiler vermiştir. Fujifilm Amulet sistemler için DQE analizi E_0 ve $4E_0$ değerlerinde gerçekleştirildi. Tablo 4.32 ve 4.33'de sırasıyla E_0 ve $4E_0$ için, $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $5,0 \text{ mm}^{-1}$, $7,5 \text{ mm}^{-1}$ ve $8,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda elde edilen ortalama DQE (u,v) (dikey ve yatay yönlerdeki) ve tepe (peak) DQE (u,v) değerleri görülmektedir. Literatürdeki DQE değerleri karşılaştırıldığında, test geometrisinin ve verileri işlemenin sonuçları etkileyebileceğini belirtmekte fayda vardır. Şekil 4.45 ve 4.46'da sırasıyla E_0 ve $4E_0$ 'da 12 özdeş dedektör için (Fujifilm Amulet) belirlenen ortalama DQE (u,v) eğrileri görülmektedir.

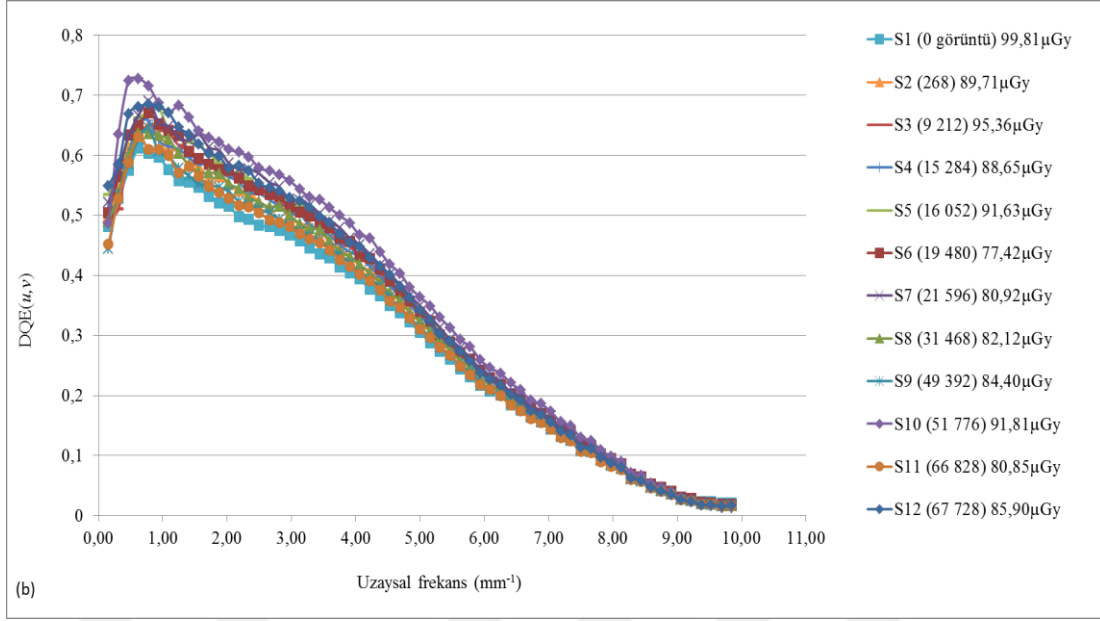
Sıfır uzaysal frekanstaki DQE değerleri, DQE'nin yanlış yorumlanmasına neden olabilecek düşük frekans artefaktları nedeniyle hariç tutuldu. Düşük frekanslarda NNPS son derece yüksektir (yapısal gürültü NNPS grafiklerinde düşük frekans bölgesine denk gelmektedir) ve sıfır frekansta doğru bir şekilde ölçülmesi zordur.

Tablo 4.32. Fujifilm için E_0 'da $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $5,0 \text{ mm}^{-1}$, $7,5 \text{ mm}^{-1}$, $8,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslardaki DQE'ler ve sistemlerin tepe DQE değeri

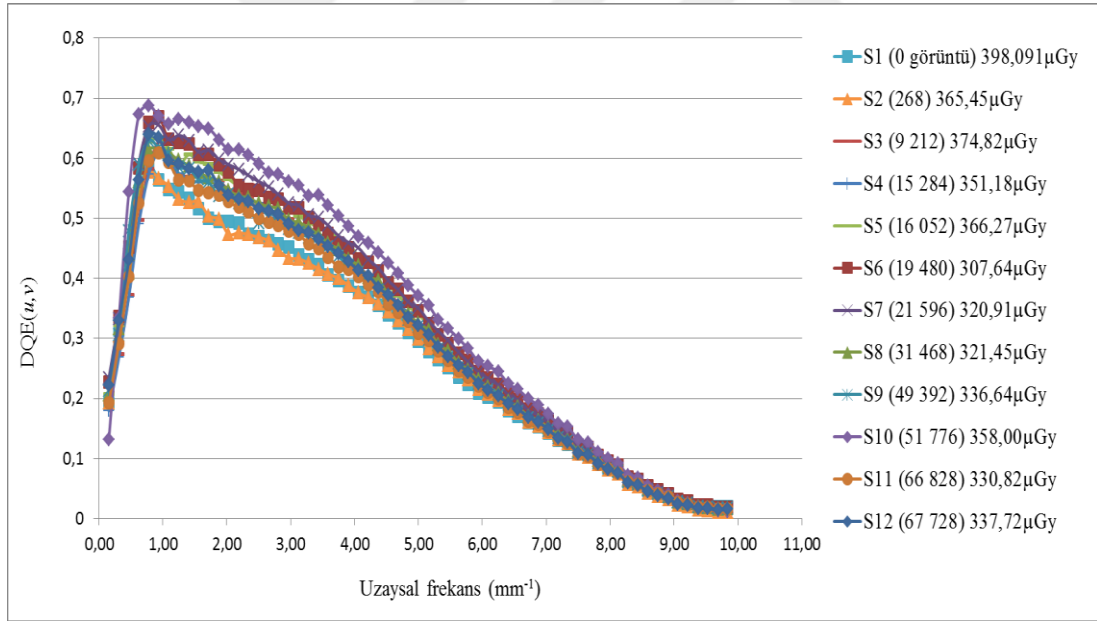
Sistem	E_0 için DQE (u,v)				
	Tepe DQE	DQE $2,5 \text{ mm}^{-1}$	DQE $5,0 \text{ mm}^{-1}$	DQE $7,5 \text{ mm}^{-1}$	DQE $8,0 \text{ mm}^{-1}$
S1	0,61	0,48	0,31	0,11	0,087
S2	0,65	0,52	0,32	0,11	0,087
S3	0,65	0,54	0,34	0,12	0,087
S4	0,66	0,54	0,33	0,12	0,089
S5	0,68	0,54	0,34	0,12	0,092
S6	0,67	0,54	0,34	0,12	0,095
S7	0,69	0,57	0,35	0,12	0,090
S8	0,64	0,52	0,32	0,11	0,085
S9	0,65	0,51	0,31	0,11	0,084
S10	0,73	0,58	0,36	0,13	0,099
S11	0,63	0,50	0,31	0,11	0,082
S12	0,68	0,55	0,34	0,11	0,088
NHSBSP (2017)	0,60	0,50	0,33	0,21	0,20
Marshall ve diğ., (2011)	0,67	-	0,41		
Konstantinidis (2011)	0,75	-			
Oberhofer ve diğ., (2010)	> 0,70	-			
Rivetti ve diğ., (2009)	$\approx 0,80$	-			

Tablo 4.33. Fujifilm için $4E_0$ 'da $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $5,0 \text{ mm}^{-1}$, $7,5 \text{ mm}^{-1}$, $8,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslardaki DQE'ler ve sistemlerin tepe DQE değeri

Sistem	$4E_0$ için DQE (u,v)				
	Tepe DQE	DQE $2,5 \text{ mm}^{-1}$	DQE $5,0 \text{ mm}^{-1}$	DQE $7,5 \text{ mm}^{-1}$	DQE $8,0 \text{ mm}^{-1}$
S1	0,59	0,47	0,30	0,11	0,084
S2	0,58	0,47	0,30	0,11	0,082
S3	0,63	0,51	0,32	0,11	0,084
S4	0,61	0,53	0,32	0,12	0,090
S5	0,63	0,54	0,34	0,12	0,092
S6	0,67	0,55	0,35	0,12	0,096
S7	0,66	0,56	0,35	0,12	0,091
S8	0,62	0,53	0,33	0,11	0,088
S9	0,63	0,59	0,32	0,11	0,084
S10	0,69	0,59	0,37	0,13	0,10
S11	0,61	0,50	0,31	0,11	0,083
S12	0,64	0,52	0,32	0,11	0,082

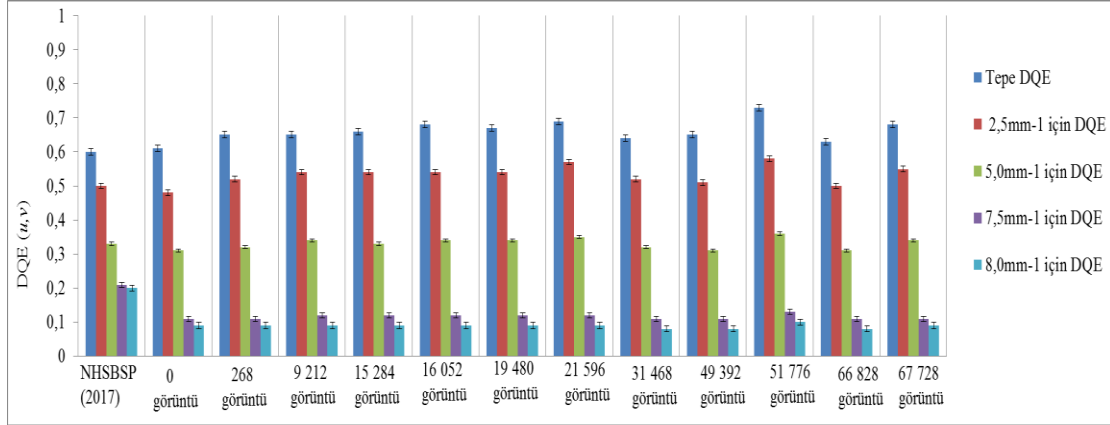


Şekil 4.45. FujiFilm için E_0 seviyesinde dikey ve yatay yönlerde ortalama DQE (u,v) grafikleri



Şekil 4.46. FujiFilm için $4E_0$ seviyesinde dikey ve yatay yönlerde ortalama DQE (u,v) grafikleri

FujiFilm Amulet için NHSBSP, (2017) verilen sonuçlar ile birlikte E_0 seviyesi için elde edilen tepe DQE (u,v) değerleri, ayrıca $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $5,0 \text{ mm}^{-1}$, $7,5 \text{ mm}^{-1}$ ve $8,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda elde edilen DQE (u,v) değerleri Şekil 4.47’de karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.47. Fujifilm Amulet sistemlerinin E_0 seviyesinde, belirli frekanslardaki DQE (u,v) ve tepe DQE (u,v) sonuçlarının karşılaştırılması (Hata çubukları % 95 güven sınırlarını temsil etmektedir)

Fujifilm için tepe DQE değerleri E_0 'da 0,61-0,73 aralığındadır ve ortalama $0,66 \pm 0,03$ (cov = % 5)'dir; $4E_0$ 'da ise 0,58-0,69 arasında olup ve ortalama $0,63 \pm 0,032$ (cov = % 5)'dir. $4E_0$ 'daki tepe DQE değerleri, E_0 'dakinden % 5 daha düşüktür. Tepe DQE değeri NHSBSP (2017) raporunda 0,60 olarak verilmiş olup, bizim sonuçlarımızda elde ettiğimiz minimum değere (0,61) yakındır. Yüksek dozlarda, yapısal gürültü toplam gürültünün önemli bir parçası haline gelebilir, bu durumda DQE daha yüksek dozlarda düşebilir. $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $5,0 \text{ mm}^{-1}$, $7,5 \text{ mm}^{-1}$ ve $8,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda E_0 için ortalama DQE değerleri sırasıyla $0,53 \pm 0,03$ (cov = 5,0 %), $0,33 \pm 0,02$ (cov = 5,0 %), $0,12 \pm 0,007$ (cov = % 6) ve $0,09 \pm 0,006$ (cov = % 6,5). Aynı uzaysal frekanslarda $4E_0$ için elde edilen ortalama değerler ise $0,53 \pm 0,04$ (cov = % 7,5), $0,33 \pm 0,02$ (cov = % 6,5), $0,12 \pm 0,007$ (cov = % 6), $0,09 \pm 0,006$ (cov = % 7). Maksimum DQE 0,73 ile S10 için, minimum DQE ise 0,61 ile S1 için gözlemlendi (~ % 16 daha yüksek). DQE değerlerindeki tutarlılığın, maksimum % 7,5 cov ile oldukça iyi olduğu söylenebilir. En çok kullanılan sistemlerden biri olan S10, henüz kullanılmayan bir sisteme göre daha yüksek DQE'ye sahiptir. Yüksek dozda tepe DQE değerinde azalma artan yapısal gürültüden dolayı gözlemlense de, artan uzaysal frekanslardaki DQE değerleri arasındaki fark ihmal edilebilir seviyededir.

IMS Giotto ve Siemens Mammomat Inspiration sistemleri için elde edilen DQE grafikleri her sistem için E_0 , $2E_0$ ve $4E_0$ seviyelerinde incelendi ve Şekil 4.48-4.53'te verildi.

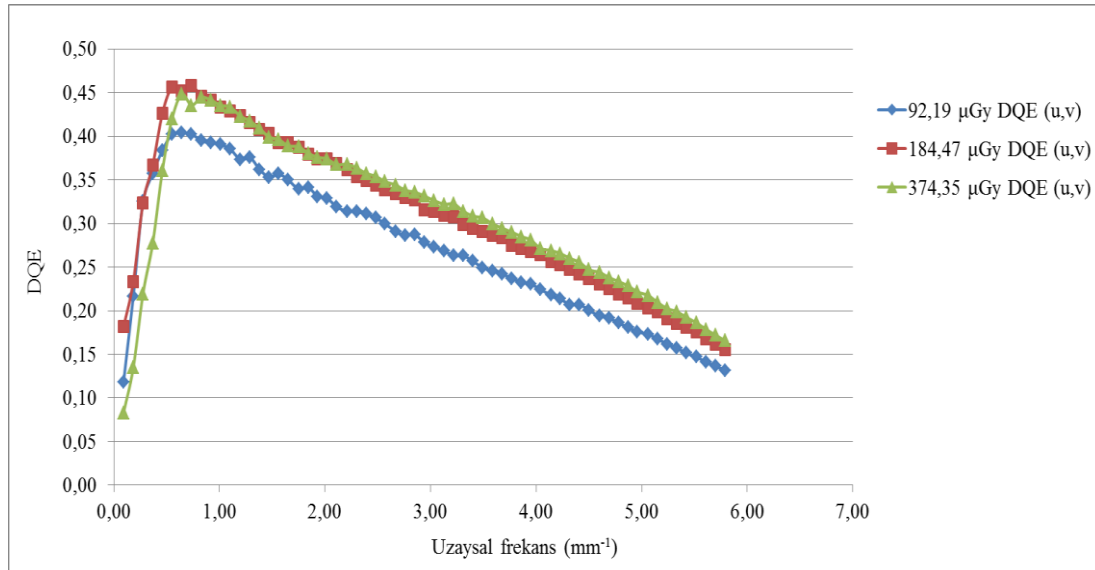
Tablo 4.34 ve 4.35’te sırasıyla IMS Giotto ve Siemens Inspiration için $2E_0$ seviyesinde $2,5 \text{ mm}^{-1}$, $3,0 \text{ mm}^{-1}$ ve $5,0 \text{ mm}^{-1}$ uzaysal frekanslarda elde edilen ortalama DQE (u,v) ve tepe DQE (u,v) değerleri listelendi.

Tablo 4.34. IMS Giotto için $2E_0$ seviyesinde DQE (u,v) değerleri

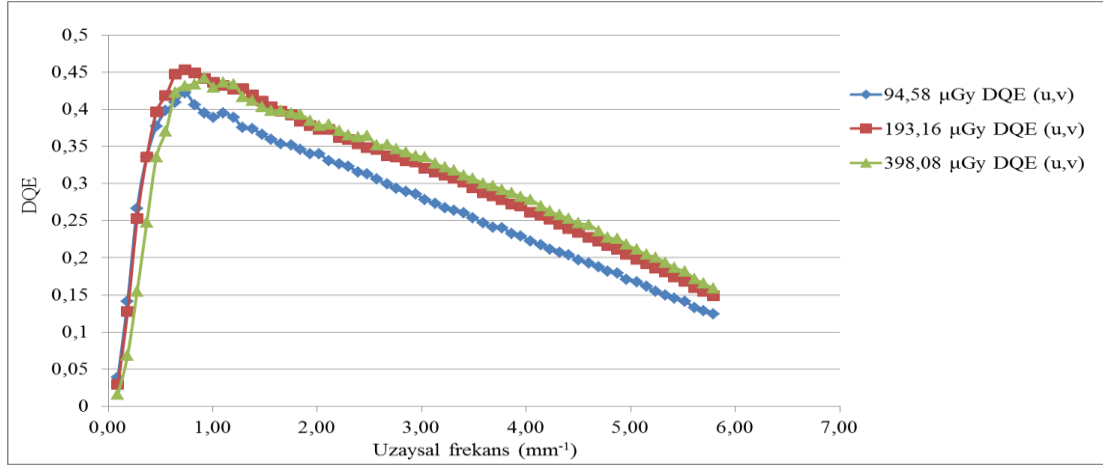
Sistem	$2E_0$ için DQE (u,v)			
	Tepe DQE	DQE $2,5 \text{ mm}^{-1}$	DQE $3,0 \text{ mm}^{-1}$	DQE $5,0 \text{ mm}^{-1}$
S13	0,41	0,31	0,28	0,18
S14	0,40	0,31	0,29	0,18
S15	0,43	0,34	0,31	0,18
S16	0,46	0,35	0,32	0,19
NHSBSP (2019)	0,47 (71 μGy 'de)	0,36	0,32	0,19

Tablo 4.35. Siemens Inspiration için $2E_0$ seviyesinde DQE (u,v) değerleri

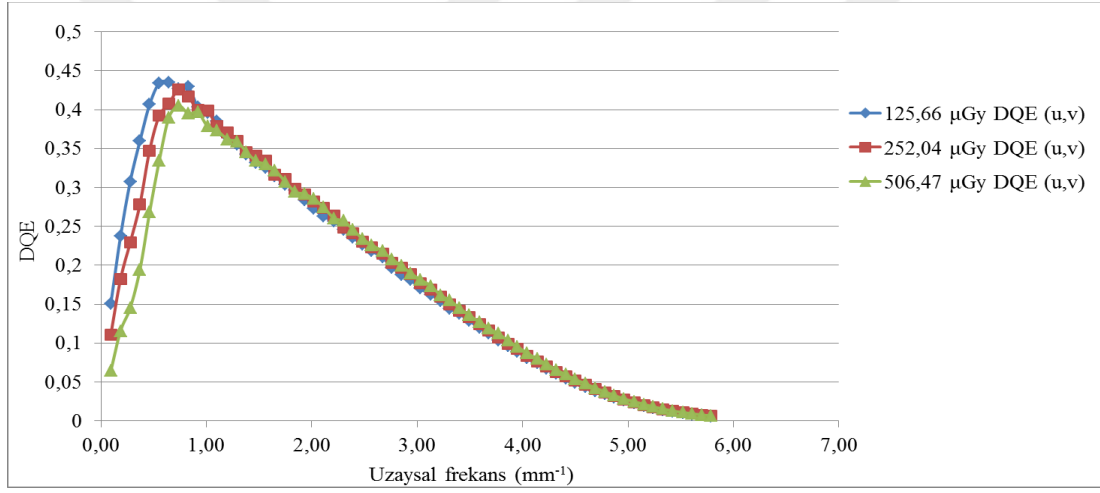
Sistem	$2E_0$ için DQE (u,v)			
	Tepe DQE	DQE $2,5 \text{ mm}^{-1}$	DQE $3,0 \text{ mm}^{-1}$	DQE $5,0 \text{ mm}^{-1}$
S17	0,46	0,27	0,20	0,03
S18	0,44	0,23	0,17	0,03
NHSBSP (2016)	0,553 (67,4 μGy 'de)	0,424	0,381	0,200
Marshall ve diğ., (2011)	0,44 (102 μGy 'de)	-	-	0,15



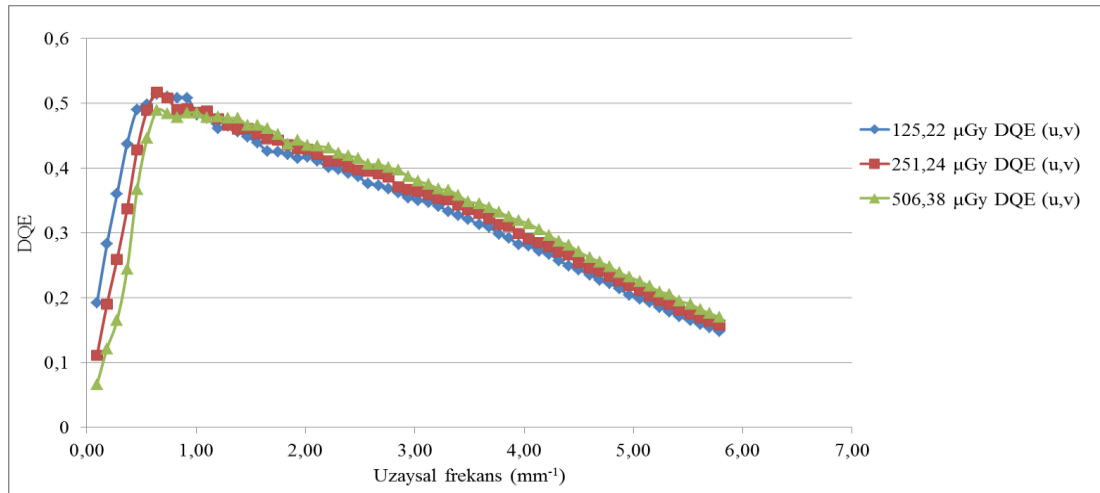
Şekil 4.48. S13 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri



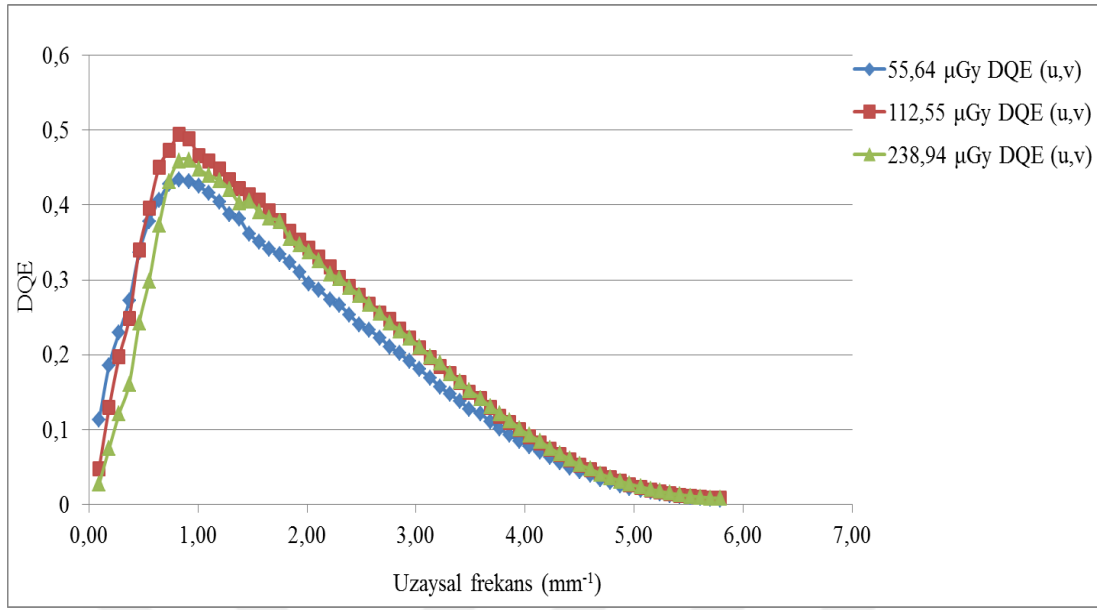
Şekil 4.49. S14 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri



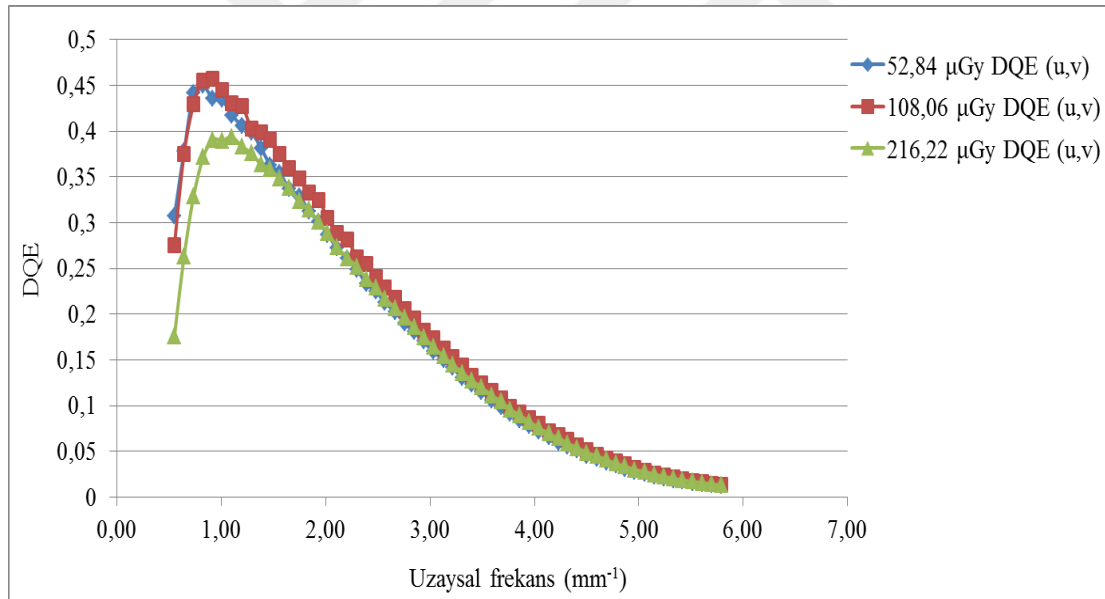
Şekil 4.50. S15 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri



Şekil 4.51. S16 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri

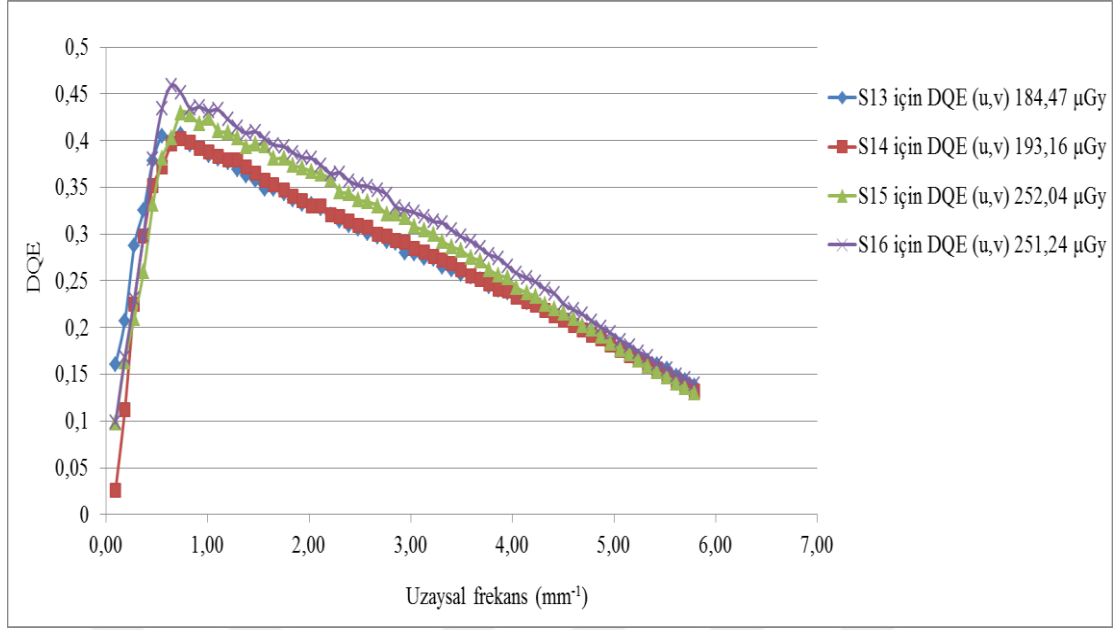


Şekil 4.52. S17 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri

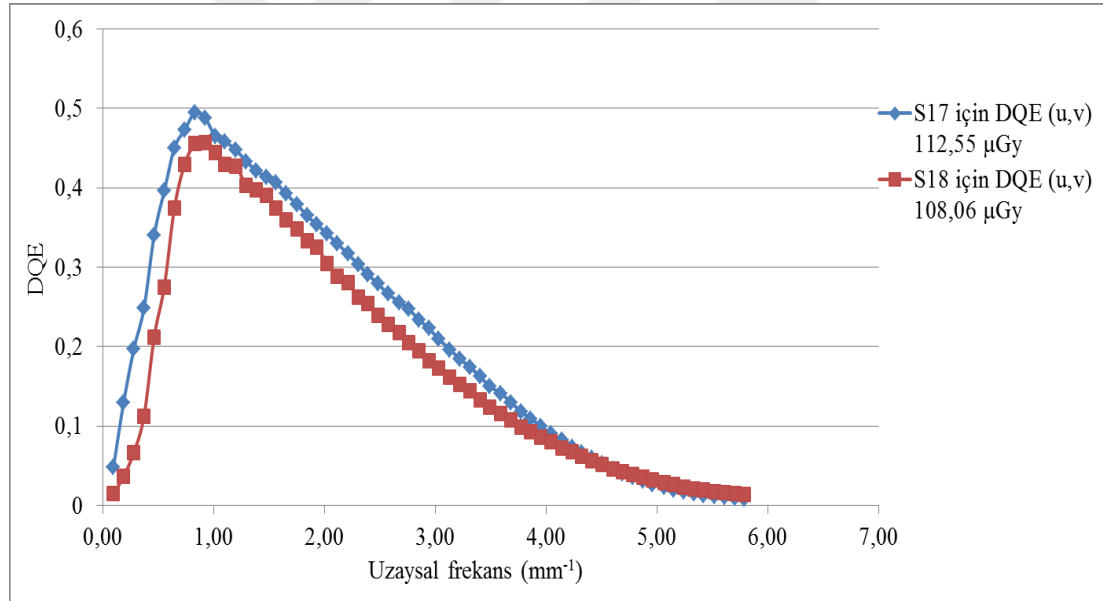


Şekil 4.53. S18 için üç farklı doz seviyesinde DQE (u,v) eğrileri

Test edilen IMS Giotto sistemlerinin yaklaşık $2E_0$ seviyesi için karşılaştırmalı DQE (u,v) eğrileri Şekil 4.54'te, Siemens Mammomat Inspiration için elde edilen DQE (u,v) eğrileri ise Şekil 4.55'te görülmektedir. Genel olarak tüm sistemlerin tepe DQE değerlerine bakıldığında en yüksek DQE değeri Fujifilm Amulet Innovality sistemleri için gözlemlenmiştir.



Şekil 4.54. IMS Giotto sistemlerinin $2E_0$ 'da DQE (u,v) eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 4.55. Siemens Inspiration sistemlerinin $2E_0$ 'da DQE eğrilerinin karşılaştırılması

IMS Giotto sistemlerinde, en yüksek tepe DQE değeri (0,46) NHSBSP (2019) raporu ile neredeyse benzer sonuç veren, en çok çekim sayısına sahip olan S16 için gözlemlendi, en düşük tepe DQE değeri ise S14 için (0,40) gözlemlendi. Siemens Inspiration sistemlerinde S17 için tepe DQE değeri (0,46) yaklaşık % 4 S18'den yüksek tespit edildi. Tüm sonuçlardan açık olarak görülmektedir ki sistemlerin DQE değerleri çekim sayılarından bağımsızdır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tüp çıkışı ve HVL sonuçlarına bakıldığında test edilen tüm sistemlerin genel olarak sonuçlarının birbirine yakın olduğu görüldü. Ancak, sistemler içerisinde en yüksek çekim sayısına sahip olan sistemlerin (S15 ve S16) tüp çıkışının en yüksek değere sahip olduğu gözlemlendi. Bu sonuca göre, yaklaşık 85 000 görüntüye kadar x ışın kaynağının performansında değişiklik olmadığı, ancak 85 000 görüntü alımından sonra x-ışın kaynağının performansında değişiklik gözlemlenmeye başlandığı tespit edilmiştir. Bu önemli bir sonuçtur, sistemlerin x-ışın kaynağının belirlenen çekim sayısına ulaştıktan sonra QC kontrollerinin daha dikkatli ve düzenli yapılması gerekmektedir.

C-D analizinde, Fujifilm Amulet sistemlerde iAEC modundayken, S12 en düşük MGD'ye, IQF_{inv}'e ve tespit edilen disk %'sine sahipti. Bu bulgunun bir sonucu olarak, Fujifilm sistemler içerisinde en yüksek ışınlama sayısına sahip olan S12 için düşük dozun, diğer sistemlere göre daha düşük görüntü kalitesine neden olduğu söylenebilir. S12'de tespit edilen düşük performansın nedenini ışınlama sayısına bağlamak doğru değildir çünkü S10'nun performansı oldukça yüksek bulunmuştur. S12'de tespit edilen performans düşüklüğünün S12'nin diğer sistemlere göre daha düşük AEC ayarlarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Sistemlerin performanslarına bakıldığında MGD, IQF_{inv} ve tespit edilen toplam % arasındaki farkların ışınlama sayısından kaynaklanmadığı görülebilir. Erişilebilir seviyeye ulaşmak için gerekli MGD değerleri sistemler arasında önemli ölçüde farklılık göstermemiştir; 0,1 mm ve 0,25 mm için cov değerleri sırasıyla % 11 ve % 6'dır. Buna göre, ışınlama sayısının erişilebilir görüntü kalitesi standardını yakalamak için gerekli MGD'leri etkilemediği söylenebilir.

Test edilen Siemens Inspiration Prime sistemleri neredeyse tamamen özdeş iki sistem olup çekim sayıları birbirine çok yakındır. C-D analizi sonuçlarına bakıldığında iki sistemin performansında birbirine oldukça yakındır ki bu da beklediğimiz bir durumdur. IMS Giotto ise diğer sistemlerden farklı olarak Ag fitre kullanmaktadır ve test edilen sistemler içerisinde en yüksek çekim sayısına (135 000) sahip mamografi sistemidir. IMS Giotto sistemlerin C-D eğrileri 4 sistem içinde neredeyse üst üste gözlemlendi. 0,1 ve 0,25 mm detay çapları için tespit edilen eşik altın kalınlıkları arasındaki fark ise sırasıyla $1,0 \pm 0,11$ (cov= % 11) ve $0,22 \pm 0,01$ (cov = % 4,5) dir. C-D analizi sonucunda, Fujifilm Amulet, IMS Giotto ve Siemens Inspiration olmak üzere tüm

sistemler için elde edilen sonuçlara genel olarak bakıldığında mamografi sistemlerinde C-D performansının 135 000 çekime kadar, çekim sayısına bağlı olarak değişim göstermediği tespit edildi.

Çalışmada test edilen tüm cihazlar mükemmel doğrusallık gösterdi ($R^2 \geq 0,998$) ve grafikler incelendiğinde tüm sistemlerin yanıt eğrileri oldukça yakın tespit edildi. Rutin QC prosedürlerinde STP'nin belirlenmesi ve a (eğim), b (ofset) katsayılarının kaydedilerek sonraki sonuçlar ile karşılaştırılması dedektör performansının takibi açısından önem taşımaktadır. Gerçekleştirilen testlerde her sistemin yanıt eğrisinin elde edilmesi ve periyodik tekrarlanması gerekir, çünkü STP özellikle fiziksel karakterizasyonun merkezinde yer almaktadır.

Siemens Inspiration sistemlerinde, tüm meme kalınlıkları için tespit edilen MGD değerleri ile gösterilen ve hesaplanan MGD değerleri arasındaki % farklar önerilen limit değeri içerisinde ve sonuçlar arasındaki fark ihmal edilebilir düzeydedir. IMS Giotto sistemlerde ise tüm MGD'ler önerilen limit değerlerinin altındadır ancak, gösterilen ve hesaplanan MGD değerleri arasındaki % farklar S13, S14 ve S15'te tüm meme kalınlıkları için limit değerin üzerindedir. Fujifilm sistemlerde de tüm ışınlama seviyelerinde MGD'ler tüm meme kalınlıkları için limit değerlerin altındadır. Bununla birlikte S1 hariç, N, H, L doz seviyelerinde, 60 mm ve üzeri eşdeğer meme kalınlığı için gösterilen ve hesaplanan MGD arasındaki % fark sınır değeri karşılamadı. Genel olarak bakıldığında gösterilen ve hesaplanan MGD değerleri arasındaki sapmanın fazla olduğu sistemler ışınlama sayısının yüksek olduğu sistemler olarak gözlendi. Yeni ve/veya ışınlama sayısı düşük sistemlerde aradaki farkın kabul edilebilir seviyede olduğu görüldü. Yoğun kullanılan sistemlerde AEC sisteminin daha hassas ve sıklıkla kontrol edilmesinin gerekli olduğu söylenebilir.

Üç farklı üreticiye ait sistemler için, hedef CNR'lar daki cov değerleri % 10'dan azdır ve Fujifilm için N ve H-doz ayarlarında, IMS Giotto için standart doz seviyesinde, Siemens için grid modunda limit CNR değerlerini karşılamıştır. Fujifilm standart meme kalınlığına kadar tüm ışınlama modlarında limit değeri karşılamış ancak L-modunda S7, S10, S12 ve NHSBSP, (2017)'de kalın memelerde hedef CNR'leri karşılayamadı. Tüm sistemlerde MGD ve CNR değerleri arasında gözlemlenen bu farklılıklar, mamografi cihazlarının AEC sistemlerinin ayarlarındaki belirli farklılıklardan kaynaklanabilir,

çünkü AEC sistemi genellikle sistem mühendisi tarafından zaman içinde ayarlanmaktadır. Bu nedenle sistemin kullanım sıklığının veya ışınlama sayısının MGD ve CNR performansı üzerinde etkisi olmadığı söylenebilir.

Sistemlerin homojenliği, genelde sistemin nasıl kurulduğunun bir ölçüsü olup sistemlerin yaşları ile değişmez. Homojenite hatası bu çalışmada, sistemlerin rutin QC'lerinin bir parçası olarak kontrol edildi ve sonuçlar raporlandı. Bilindiği gibi DR sistemler, görüntüdeki homojensizlikleri, standart dedektör kalibrasyonu ile düzeltmektedirler. Bu nedenle, flat-panel dedektörlerde homojenite hatası genellikle düşüktür. Homojenite hatası lineerleştirilmiş görüntülerden belirlenmektedir ve dedektör kalibrasyonu lineerleştirme işleminden önce uygulanır, ancak bazı sinyaller düzeltilmeden kalabilir.

Konum uzayında gürültü analizi sonuçlarına bakıldığında, incelenen tüm sistemler için beklenildiği gibi kuantum gürültüsü baskın olan gürültü kaynağıdır. kq katsayısı için cov değerleri Fujifilm Amulet için % 3, IMS Giotto için % 6,5 ve Siemens Inspiration için % 3'dür, bu da kq değerlerinin sistemler arasında önemli ölçüde farklı olmadığını göstermektedir. Sistemlerin kuantum ve yapısal gürültü katsayılarının farklı olmasının nedeninin dedektör kalibrasyonundan ve foton sayısındaki değişikliklerden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca, elektronik gürültüdeki farklılıklarda benzer şekilde görüntüleme sisteminin kazancındaki ve piksel değerlerindeki farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. ks ve ke için cov değerleri yüksek olmasına rağmen, bu varyanslar maruz kalma sayısı ile ilişkili değildir.

MTF test sonuçlarından, test edilen tüm sistemler için elde edilen MTF değerlerinin neredeyse aynı olduğu gözlemlendi. Siemens Inspiration için literatür verileri dahil edilmediği durumda, hesaplanan tüm cov değerleri, % 5'in oldukça altında hesaplandı (maksimum cov, % 4,2'dir), bu da farklı ışınlama sayılarına sahip dedektörler için MTF tutarlılığının oldukça yüksek olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak, MTF eğrilerindeki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varabiliriz. Bilindiği gibi, görüntüleme sisteminde mevcut olan bulanıklık veya netlik kaybı, yüksek uzaysal frekansların yanı sıra, düşük uzaysal frekanstaki bilgilerin de iletilmemesi ile sonuçlanmaktadır.

MTF, artan uzaysal frekansla kademeli olarak azalmaktadır. Nyquist frekansındaki MTF, tüm sistemler için sıfırın üzerindedir. Bu, NNPS'de görünen belirli bir miktarda örtüşme olduğu anlamına gelir.

İyi bir görüntüleme sisteminden yüksek x-ışını soğurumu, düşük yapısal gürültüye ve dolayısıyla düşük uzaysal frekanslarda düşük bir NNPS'ye sahip olması beklenmektedir. NNPS teorik olarak her frekansta MTF'nin karesiyle orantılı olmalıdır, bu nedenle NNPS daha yüksek frekanslarda azalmalıdır. Sistemlerin NNPS'leri yüksek frekanslarda daha düşüktür, ancak yapısal, örtüşme ve ikincil kuantum gürültüsü gibi diğer gürültü kaynaklarında ölçülen NNPS'yi etkilemektedir. NNPS'deki keskin artış yapısal gürültüyü gösterirken, NNPS'deki ani düşüşler veya artışlar genellikle kenar yumuşatma filtresi gibi görüntü işlemenin varlığını göstermektedir. Sistemlerin NNPS'leri arasındaki gözlemlenen farklar ışınlama sayısına değil, sistemlerin dedektör hava kermalarındaki varyanslara bağlıdır. Burada belirtmekte fayda vardır ki, NPS ölçümü, dedektörün küçük bir bölgesinde gerçekleştirilir. Dedektörün başka bir bölümünde bir arıza veya sorun varsa bu tespit edilmeyecektir. Karşılaşılabilecek sorunlardan birisi, düz alan düzeltme haritası kullanılarak hataların gizlenebilmesidir. Bunun bir çözümü ise, tüm dedektör üzerinde bir varyans görüntüsünü görsel olarak kontrol etmektir. Marshall (2006) çalışmasında, bu yöntemin yararlılığını göstermiş ve dedektörde belirgin olmayan bir hata bulmuştur.

Fujifilm Amulet sistemlerinde ve S18'de (Siemens) DQE değeri artan dozla azalma göstermiştir, yüksek doz değerlerinde DQE'nin azalma göstermesi görüntüde yapısal gürültü olduğu anlamına gelmektedir. Dedektörlerde sahip oldukları elektronikleri nedeniyle içsel bir gürültü olabilir, bu da dedektörlerde sabit bir gürültü olmasına sebep olur. Bu nedenle, yüksek doz seviyelerinde elektronik gürültünün katkısı azalır, ancak düşük doz seviyelerinde bu katkı önemli olabilir. Bu durum, IMS Giotto sistemler için elde edilen DQE sonuçlarını açıklamaktadır.

Çalışmada test edilen mamografi sistemlerinin hepsi aynı uzman tarafından, aynı yöntemlerle test edildiğinden cihazların karşılaştırılması adil bir şekilde yapılmış ve yaklaşık 34 000 incelemenin (ortalama 135 000 görüntü) x-ışını tüpü ve dedektörün fiziksel performansı üzerinde önemli bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir. Ayrıca, ışınlama sayısına bağlı olarak sistemlerin x-ışını tüpü ve dedektör performansında

kademeli bir değişiklik gözlenmemiştir. Test sonuçlarına genel olarak bakıldığında, özellikle sistemlerin AEC performansında farklılıklar olduğu görölmektedir, ancak bu farklılıklar sistemlerin kullanım yoğunluğundan kaynaklanmamaktadır. Bilindiği gibi, AEC'nin görüntü kalitesi ve hasta dozu üzerinde doğrudan bir etkisi vardır; bu nedenle AEC'nin sistemin kullanım sıklığı, hastanın meme kalınlığı veya bileşeni ne olursa olsun her kullanımda yüksek performans göstermesi gereklidir.

Daha önce bahsedildiği gibi, dijital mamografi sistemleri için düz panel dedektörler, doğrudan ve dolaylı dönüştürme yöntemini temel alır. Dolaylı dönüştürme dedektörlerde sintilasyon fosforu genellikle talyum katkılı sezyum iyodürden (CsI (TI)) oluşurken, direkt dönüştürme dedektörlerde amorf selenyum (a-Se) foto iletken kullanılmaktadır. Bu çalışmada, yalnızca doğrudan dönüştürme a-Se dedektörler test edildi ve sonuçlar buna göre değerlendirildi. Bu çalışma, sonraki çalışmalar için farklı teknolojiye sahip dedektörlerin değerlendirilmesi içinde bir rehber olacaktır. İlaveten, çalışmada sınırlı sayıda cihaz ile üç farklı üreticinin sistemi incelenmiştir ve test edilen sistemlerin kullanım süresi ve ışınlama sayısı da sınırlıdır. Bu nedenle, daha fazla incelemeden sonra testlerin tekrarlanması, sistemlerin gelecekteki performansını değerlendirmek için bize bir yol gösterecek ve daha ileri çalışmaların konusu olacaktır. Bu çalışmada elde edilen çok orjinal verinin literatürde yer alması ile sistemlerin kullanım sıklığına bağlı olarak, zaman içerisinde rutin klinik hizmette nasıl yanıt vereceğini sorusu belli bir çekim sayısına kadar cevaplanmıştır.

KAYNAKLAR

- Abdi, J.A., Mussmann, B., Mackenzie, A., Klaerke, B., Anderson, P.E. (2019). Comparison of Radiation Exposure to the Patient and Contrast Detail Resolutions Across Micro Dose 2D/3D Slot Scanner and Two Conventional Digital Radiography X-Ray Imaging Systems. *Radiat. Prot. Dosim.*, 185(2), 252-65.
- American Association of Physicists in Medicine. (2002). *Quality Control in Diagnostic Radiology*. (AAPM Report 74). USA.
- American College of Radiology. (2018). *Digital Mammography Quality Control Manuel*. (ACR). USA.
- Aminah, M., Ng, K.H., Abdullah, B.J.J. (2010). Optimal Beam Quality Selection Based on Contrast-to-Noise Ratio and Mean Glandular Dose in Digital Mammography. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, 33(4), 329-334.
- Alsager, A.A. (2009). Optimisation of Qualitative and Quantitative Assessment of Images in Digital Mammography. Doktora Tezi. University of Surrey, Department of Physics, Faculty of Engineering and Physical Sciences, Guildford.
- Alsleem, H. Davidson, R. (2012). Quality Parameters and Assessment Methods of Digital Radiography Images. *The Radiographer*, 59(2), 46-55.
- Arakawa, S., Yasuda, H., Kohda, K., Suzuki, T., (2000). Improvement of Image Quality in CR Mammography by Detection of Emissions from Dual Sides of an Imaging Plate. *Proc. SPIE*, 3977, 590–600.
- Ayala, R., Linares, R., García-Mollá, R. MIQuaELa, Software for DQE Measuring in DIGITAL Radiography/Mammography, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany, 7-12 September 2009.
- Baldelli, P., Keavey, E., Manley, M., Power, G., Phelan, N. (2020). Investigation of Detector Uniformity Issues for Siemens Inspiration Systems. *Physica Medica*, 69(1), 262-268.
- Båth, M. (2003). Imaging Properties of Digital Radiographic Systems: Development, Application and Assessment of Evaluation Methods Based on Linear-Systems Theory. Doktora Tezi, Göteborg University, Department of Radiation Physics, Göteborg.
- Båth, M., Håkansson, M., Tingberg, A., Månsson, L.G. (2005). Method of Simulating Dose Reduction for Digital Radiographic Systems. *Radiat. Prot. Dosimetry*, 114(1-3), 253-259.
- Bertolini, M., Nitrosi, A. (2012). A Comparison of Digital Radiography Systems in Terms of Effective Detective Quantum Efficiency. *Med. Phys.*, 39(5), 2617-2627.

- Bloomquist, A.K., Yaffe, M.J., Pisano, E.D., Hendrick, R.E., Mawdsley, G.E., Bright, S., Shen, S.Z., Mahesh, M., Nickoloff, E.L., Fleischman, R.C., Williams, M.B., Maidment, A.D.A., Beideck D.J., Och, J., Seibert, J.A. (2006). Quality Control for Digital Mammography in the ACRIN DMIST Trial: Part I. *Med. Phys.*, 33(3), 719-736.
- Boone, J.M., Fewell, T.R., Jennings, R.J. (1997). Molybdenum, Rhodium, and Tungsten Anode Spectral Models Using Interpolating Polynomials with Application to Mammography. *Med. Phys.*, 24(12), 1863–1874.
- Boone, J.M. (1999). Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-Ray Beams: Monte Carlo Assessment. *Radiology*, 213(1), 23–37.
- Boone, J.M. (2002). Normalized Glandular Dose (Dgn) Coefficients for Arbitrary X Ray Spectra in Mammography: Computer-Fit Values of Monte Carlo Derived Data. *Med. Phys.*, 29(5), 869–875.
- Bor, D. (2017). *Radyasyon Sağlık Riskleri ve Tanısal İncelemelerde Korunma* (1 ed.). Dünya Tıp Kitapevi, Çankaya: Ankara.
- Borasi, G., Nitrosi, A., Ferrari, P., Tassoni, D. (2003). On Site Evaluation of Three Flat Panel Detectors for Digital Radiography. *Med. Phys.*, 30 (7), 1719–1731.
- Borg, M. (2015). The Use of a Figure-Of-Merit (FOM) for Optimization in Digital Mammography: An Exploratory Study in Malta. Doktora Tezi, University College London, Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, London.
- Bouwman, R.W., Young, K.C., Lazzari, B., Ravaglia, V., Broeders, M., Engen, van R. (2009). An Alternative Method for Noise Analysis Using Pixel Variance as Part of Quality Control Procedures on Digital Mammography Systems. *Phys. Med. Biol.*, 54(22), 6809-6822.
- Bouwman, R.W., Engen, van R., Young, K.C., Heeten, G.J.den., Broeders, M.J.M., Schopphoven, S., Jeukens, C.R.L.P.N., Veldkamp, W.J.H., Dance, D.R. (2015). Average Glandular Dose in Digital Mammography and Digital Breast Tomosynthesis: Comparison of Phantom and Patient Data. *Phys. Med. Biol.*, 60(20), 7893-7907.
- Brateman, L.F. Heintz, P.H. (2015). Solid-State Dosimeters: A New Approach for Mammography Measurements. *Med. Phys.*, 42(2), 542-557.
- Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Boone, J.M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Boone, J.M. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Boone, J.M. (2021). *The Essential Physics of Medical Imaging* (4th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Cunningham, I.A., Reid, B.K. (1992). Signal and Noise in Modulation Transfer Function Determinations Using the Slit, Wire, and Edge Techniques. *Med. Phys.*, 19(4), 1037-1044.
- Cunningham, I.A. (2000). Chapter 2: Applied Linear-System Theory. Van Metter R.L., Kundel H.L., Beutel, J. (Eds.), *Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics* (4th ed.) (79-159). Washington: SPIE Press.
- Dance, D.R., (1990). Monte Carlo Calculation of Conversion Factors for the Estimation of Mean Glandular Breast Dose. *Phys. Med. Biol.*, 35(9), 1211-1219.
- Dance, D.R., Skinner, C.L., Young, K.C., Beckett, J.R., Kotre, C.J. (2000). Additional Factors for the Estimation of Mean Glandular Breast Dose Using the UK Mammography Dosimetry Protocol. *Phys. Med. Biol.*, 45(11), 3225–3240.
- Dance, D.R., Young, K.C., Engen van, R.E. (2009). Further Factors for the Estimation of Mean Glandular Dose Using the United Kingdom, European and IAEA Breast Dosimetry Protocols. *Phys. Med. Biol.*, 54(14), 4361–4372.
- Dance, D.R., Young, K.C., Engen van, R.E. (2011). Estimation of Mean Glandular Dose for Breast Tomosynthesis: Factors for Use with the UK, European and IAEA Breast Dosimetry Protocols. *Phys. Med. Biol.*, 56(2), 453–471.
- Dance, D.R., Christofides, S., Maidment, A.D.A., McLean, I.D., Ng, K.H. (2014). *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (1st ed.). Vienne: International Atomic Energy Agency.
- Darambara, D.G., Taibi, A., Speller, R.D. (2002). Image-Quality Performance of an a-Si: H-Based X-ray Imaging System for Digital Mammography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 477(1-3), 521-526.
- Dobbins, J.T.III. (1995). Effects of Undersampling on the Proper Interpretation of Modulation Transfer Function, Noise Power Spectra, and Noise Equivalent Quanta of Digital Imaging Systems. *Med. Phys.*, 22(2), 171-181.
- Dobbins, J.T. III. (2000). Chapter 3: Image Quality Metrics for Digital Systems. Van Metter R.L., Kundel H.L., Beutel, J. (Eds.), *Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics* (4th ed.) (161-222). Washington: SPIE Press.
- Dobbins, J.T. III, Samei, E., Ranger, N.T., Chen, Y. (2006). Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization: II. Noise Power Spectrum. *Med. Phys.*, 33(5), 1466-1475.

- Donini, B., Rivetti, S., Lanconelli, N., Bertolini, M. (2014). Free Software for Performing Physical Analysis of Systems for Digital Radiography and Mammography. *Med. Phys.*, 41(5), 051903.
- Ergün, L. (2015). Tanisal Radyolojide Kullanılan Panel Dedektörlerde Gürültü Analizi. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 406423.
- European Federation of Organisations for Medical Physics. (2015). *Quality Controls in Digital Mammography Protocol of the EFOMP Mammo Working Group*. (EFOMP Mammo Protocol). Europe.
- European Commission/EUREF. (2006). *The European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening: Part B. Digital Mammography European Guidelines for Breast Cancer Screening* (EC, 4th ed.). Luxembourg.
- European Commission/EUREF. (2013). *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis European Guidelines for Breast Cancer Screening* (EC, 4th ed. Supplement). Luxembourg.
- Evans, D.S., Workman, A., Payne, M. (2002). A Comparison of the Imaging Properties of CCD-Based Devices Used for Small Field Digital Mammography. *Phys. Med. Biol.* 47(1), 117-135.
- Fetterly, K.A., Hangiandreou, N.J., Schueler, B.A., Ritenour, E.R. (2002). Measurement of the Presampled Two-Dimensional Modulation Transfer Function of Digital Imaging Systems. *Med. Phys.*, 29(5), 913-921.
- Fujita, H., Tsai, D. Y., Itoh, T., Doi, K., Morishita, J., Ueda, K., Ohtsuka, A. (1992). A Simple Method for Determining the Modulation Transfer Function in Digital Radiography. *IEEE Trans. Med. Imaging.*, 11(1), 34–39.
- Gershan, V., Masnjak, M. (2017). Technical Evaluation of Six FUJI Amulets Digital Breast Imaging Systems. *European Congress of Radiology*, Budapest, Hungary, 1-5 March 2017.
- Hadjok, G., Yao, J., Battista, J.J., Cunningham, A. (2006). Signal and Noise Transfer Properties of Photoelectric Interactions in Diagnostic X-Ray Imaging Detectors. *Med. Phys.*, 33(10), 3601-3620.
- Hogg, P., Kelly, J., Mercer, C. (2015). *Digital Mammography: A Holistic Approach* (1st ed.). Springer International Publishing, Switzerland: Springer.
- Huda, W., Sajewicz, A.M., Ogden, K.M., Dance, D.R. (2003). Experimental Investigation of the Dose and Image Quality Characteristics of a Digital Mammography Imaging System. *Med. Phys.*, 30(3), 442-448.

- Huda, W. (2010). *Review of Radiologic Physics*. (3rd ed.). Philadelphia:Lippincott Williams&Wilkins.
- Institute of Physics and Engineering in Medicine. (2005). *The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems* (IPEM Report 89). York.
- Institute of Physics and Engineering in Medicine. (2010). *Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems: Digital Imaging Systems* (IPEM Report 32-Part VII). York.
- International Atomic Energy Agency. (2011). *Quality Assurance Programme for Digital Mammography*. (IAEA No:17). Vienna.
- International Electrotechnical Commission. (2007). *Medical Electrical Equipment-Characteristics of Digital X-Ray Image Devices: Part 1-2. Determination of the Detective Quantum Efficiency-Detectors Used in Mammography* (IEC 62220-1-2). Geneva.
- International Electrotechnical Commission. (2015). *Medical Electrical Equipment-Characteristics of Digital X-Ray Image Devices: Part 1-1. Determination of the Detective Quantum Efficiency-Detectors Used in Radiographic Imaging* (IEC 62220-1-1). Geneva.
- Irisawa, K., Yamane, K., Imai, S., Ogawa, M., Shouji, T., Agano, T., Hosoi, Y., Hayakawa, T. (2009). Direct-conversion 50 μm Pixel-Pitch Detector for Digital Mammography Using Amorphous Selenium as a Photoconductive Switching Layer for Signal Charge Readout. *Proc. SPIE*, 7258, 72581I1-72581I10.
- Kaya Karaaslan, M., Gündoğdu, Ö., Muzoğlu, N. (2021). Effect of the Edge Tool on Modulation Transfer Function Measurement in Digital Mammography. *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'21)*, Antalya, Türkiye, 4-6 Kasım 2021.
- Kaya Karaaslan, M., Muzoğlu, N., Gündoğdu, Ö., (2022). Effect of X-Ray Tube Voltage and Radiation Dose on Modulation Transfer Function in Digital Mammography. *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'22)*, Antalya, Türkiye, 31 Ekim-2 Kasım 2022.
- Konstantinidis, A.C. (2011). Evaluation of Digital X-ray Detectors for Medical Imaging Applications. Doktora Tezi, University College London, Department of Medical Physics and Bioengineering, London.
- Kotre, C. J. (1998). The Effect of Background Structure on the Detection of Low Contrast Objects in Mammography. *Br. J. Radiol.*, 71(851), 1162–1167.
- Lanconelli, N., Rivetti, S., Golinelli, P., Serafini, M., Bertolini, M., Borasi, G. (2007). Comparison of Human Observers and CDCOM Software Reading for CDMAM Images. *Proc. of SPIE*, 6515, 65150E1-65150E8.

- Lazzari, B., Belli, G., Gori, C., Nykänen, K. (2003). Physical Characteristics of a Clinical Prototype for Full-Field Digital Mammography with an a-Se Flat Panel Detector. *Proceedings of the SPIE*, 5030, 656-666.
- Lazzari, B., Belli, G., Gori, C. (2007). Physical Characteristics of Five Clinical Systems for Digital Mammography. *Med. Phys.*, 34(7), 2730-2743.
- Leblans, P., Struye, L., Willems, P. (2000). A New Needle-Crystalline Computed Radiography Detector. *J. Digit. Imaging*, 13(2), 117-120.
- Mackenzie, A., Honey, L.D. (2007). Characterization of Noise Sources for Two Generations of Computed Radiography Systems Using Powder and Crystalline Photostimulable Phosphors. *Med. Phys.*, 34(8), 3345-3357.
- Mackenzie, A. (2008). Validation of Correction Methods for the Non-Linear Response of Digital Radiography Systems. *The British Journal of Radiology*, 81(964), 341-345.
- Mackenzie, A., Warren, L.M., Wallis, M.G., Given-Wilson, R.M., Cooke, J., Dance, D.R., Chakraborty, D.P., Halling-Brown, M.D., Looney, P.T., Young, K.C. (2016). The Relationship between Cancer Detection in Mammography and Image Quality Measurements. *Phys. Med.*, 32(4), 568-574.
- Mackenzie, A., Marshall, N. (2019). The Value of Quantitative Measurements in Quality Control, *EUTEMPE.RX Module 7*, 190319 IAEA Webinar.
- Marshall, N.W. (2006). Retrospective Analysis of a Detector Fault for a Full Field Digital Mammography System. *Phys. Med. Biol.*, 51(21), 5655-5673.
- Marshall, N.M. (2007). Early Experience in the Use of Quantitative Image Quality Measurements for the Quality Assurance of Full Field Digital Mammography X-Ray Systems. *Phys. Med. Biol.*, 52(18), 5545-5568.
- Marshall, N.M. (2009). Detective Quantum Efficiency Measured as a Function of Energy for Two Full-Field Digital Mammography Systems. *Phys. Med. Biol.*, 54(9), 2845-2861.
- Marshall, N.W., Monnin, P., Bosmans, H., Bochud, F.O., Verdun, F.R. (2011a). Image Quality Assessment in Digital Mammography: Part I. Technical Characterization of the Systems. *Phys. Med. Biol.*, 56(14), 4201-4220.
- Marshall, N.W., Mackenzie, A., Honey, I.D. (2011b). Quality Control Measurements for Digital X-ray Detectors. *Phys. Med. Biol.*, 56(4), 979-999.
- Marshall, N.W., Ongeval, C.V., Bosmans, H. (2016). Performance Evaluation of a Retrofit Digital Detector-Based Mammography System. *Phys. Med.*, 32(2), 312-322.

- Michael, K.T. (2017). The Application of Quantitative Data Analysis for the Assessment of Flat Panel X-Ray Detectors in Digital Radiography as Part of a Quality Assurance Programme. *Biomed. Phys. Eng. Express*, 3(3), 1-15.
- Monnin, P., Gutierrez, D., Bulling, S., Guntern, D., Verdun, F.R. (2007). A Comparison of the Performance of Digital Mammography Systems. *Med. Phys.*, 34(3), 906-914.
- Monnin, P., Marshall, N.W., Bosmans, H., Bochud, F. O., Verdun, F.R. (2011). Image Quality Assessment in Digital Mammography: Part II. NPWE as a Validated Alternative for Contrast Detail Analysis. *Phys. Med. Biol.* 56(14), 4221–4238.
- Monnin, P., Bosmans, H., Verdun, F.R., Marshall, N.W. (2016). A Comprehensive Model for Quantum Noise Characterization in Digital Mammography. *Phys. Med. Biol.*, 61(5), 2083-2108.
- Moy, J.P., Bosset, B. (1999) How does Real Offset and Gain Correction Affect the DQE in Images from X-ray Flat Detectors? *SPIE Conference on Physics of Medical Imaging*, San Diego, California, 20-26 February 1999.
- National Health Service Breast Screening Programme. (2009a). *Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems NHSBSP Equipment Report* (0604). Sheffield.
- National Health Service Breast Screening Programme. (2009b). *Calculation Of Quantitative Image Quality Parameters NHSBSP Equipment Report* (0902). Sheffield.
- National Health Service Breast Screening Programme. (2016). *Technical Evaluation of Siemens Inspiration PRIME With VB30L Software NHS Breast Screening Programme Equipment Report* (1503). Sheffield.
- National Health Service Breast Screening Programme. (2017). *Technical Evaluation of Fujifilm AMULET Innovality Digital Mammography System NHSBSP Equipment Report* (1601). Sheffield.
- National Health Service Breast Screening Programme. (2019). *Technical Evaluation of IMS Giotto Class Digital Mammography System in 2D mode*. Sheffield.
- Neitzel, U., Günther-Kohfahl, S., Borasi, G., Samei, E. (2004). Determination of the Detective Quantum Efficiency of a Digital X-Ray Detector: Comparison of Three Evaluations Using a Common Image Data Set. *Med. Phys.*, 31(8), 2205-2211.
- Nitrosi, A., Bertolini, M., Borasi, G., Botti, A., Barani, A., Rivetti, S., Pierotti, L. (2009). Application of QC_DR Software for Acceptance Testing and Routine Quality Control of Direct Digital Radiography Systems: Initial Experiences using the Italian Association of Physicist in Medicine Quality Control Protocol. *Journal of Digital Imaging*, 22(6), 656-666.

- Oberhofer, N. (2011). Comparison of New Digital Mammography Systems: Physical Characterisation and Image Quality Evaluation. *European Congress of Radiology*, Vienna, Austria, 3-7 March 2011.
- Oberhofer, N., Fracchetti, A., Nassivera, E., Valentini, A., Moroder, E. (2010). Comparison of Two Novel FFDM Systems with Different a-Se Detector Technology: Physical Characterization and Phantom Contrast Detail Evaluation in Clinical Conditions. *Digital Mammography 10th Int. Workshop, IWDM*, Girona, Spain, 16-18 June 2010.
- Oduko, J.M., Young, K.C. (2012). Long-Term Stability of Image Quality Measurements for Two Digital Mammography Systems. *Digital Mammography 11th Int. Workshop, IWDM*, Philadelphia, USA, 8-11 July 2012.
- Ortenzia, O., Rossi, R., Bertolini, M., Nitrosi, A., Ghetti, C. (2018). Physical Characterisation of Four Different Commercial Digital Breast Tomosynthesis Systems. *Radiat. Prot. Dosimetry*, 181(3), 277-289.
- Padgett, R., Kotre, C.J. (2004). Assessment of the Effects of Pixel Loss on Image Quality in Direct Digital Radiography. *Phys. Med. Biol.*, 49(6), 977-986.
- Pisano, E. D., Yaffe, M. J. (2005). Digital Mammography. *Radiology*, 234(2), 353-362.
- Ranger, N.T., Samei, E., Dobbins III, J.T., Ravin, C.E. (2007). Assessment of Detective Quantum Efficiency: Intercomparison of a Recently Introduced International Standard with Prior Methods. *Radiology*, 243(3), 785-795.
- Ravaglia, V., Bouwman, R.W., Young, K.C., Engen, van R., Lazzari, B. (2009). Noise Analysis of Full Field Digital Mammography Systems. *SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging Proc. SPIE*, Florida, USA, 8-12 February 2009.
- Reis, Cláudia., Pascoal, A., Sakellaris, T., Koutaloni, M. (2013). Quality Assurance and Quality Control in Mammography: A Review of Available Guidance Worldwide. *Insight Imaging*, 4(5), 539-553.
- Reznik, N., Komljenovic, P.T., Germann, S., Rowlands, J.A. (2008). Digital Radiography Using Amorphous Selenium: Photoconductively Activated Switch (PAS) Readout System. *Med. Phys.*, 35(3), 1039-1050.
- Rivetti, S., Lanconelli, N., Campanini, R., Bertolini, M., Borasi, G., Nitrosi, A., Danielli, C., Angelini, L., Maggi, S. (2006). Comparison of Different Commercial FFDM Units by Means of Physical Characterization and Contrast-Detail Analysis. *Med. Phys.*, 33(4), 198-209.
- Rivetti, S., Lanconelli, N., Bertolini, M., Borasi, G., Golinelli, P., Acchiappati, D., Gallo, E. (2009). Physical and Psychophysical Characterization of a Novel Clinical System for Digital Mammography. *Med. Phys.*, 36(11), 5139-5148.

- Rivetti, S. (2011). Performance Evaluation of Detectors for Digital Radiography. Doktora Tezi, University of di Bologna, Scientific-Disciplinary Sector: Mathematical, Physical and Astronomical Sciences, Bologna.
- Rossmann, K. (1969). Point Spread-Function, Line Spread-Function, and Modulation Transfer Function: Tools for the Study of Imaging Systems. *Radiology*, 93(2), 257-272.
- Rowlands, J.A. (2002). The Physics of Computed Radiography. *Phys. Med. Biol.*, 47(23), 123-166.
- Royal Australian and New Zealand College of Radiologists. (2018). *Guidelines for Quality Control Testing for Digital (CR & DR) Mammography*. (RANZCR). Sydney.
- Samei, E., Flynn, M.J., Reimann, D.A. (1998). A Method for Measuring the Presampled MTF of Digital Radiographic Systems Using an Edge Test Device. *Med. Phys.*, 25(1), 102-113.
- Samei, E., Flynn, J.M. (2002). An Experimental Comparison of Detector Performance for Computed Radiography Systems. *Med. Phys.*, 29(4), 447-459.
- Samei, E., Flynn, J.M. (2003). An Experimental Comparison of Detector Performance for Direct and Indirect Digital Radiography Systems. *Med. Phys.*, 30(4), 608-622.
- Samei, E., Ranger, N.T., Dobbins, J.T.III., Chen, Y. (2006). Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization: I. Modulation Transfer Function. *Med. Phys.*, 33(5), 1454-1465.
- Saunders, R.S., Samei, E., Jesneck, J.L., Lo, J.Y. (2005). Physical Characterization of a Prototype Selenium-Based Full Field Digital Mammography Detector. *Med. Phys.*, 32(2), 588-599.
- Smith, S.W. (1999). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing* (2nd ed.). California USA: California Technical Publishing.
- Sobol, W.T., Wu, X. (1997). Parametrization of Mammography Normalized Average Glandular Dose Tables. *Med. Phys.*, 24(4), 547-554.
- Stuffins, M., Loveland, J., Halling-Brown, M., Mackenzie, A. (2022). The Relationship between Age of Digital Mammography Systems and Number of Reported Faults and Downtime. *Physica Medica*, 98, 113-121.
- Sundella, V.M., Jousic, M., Hukkinena, K., Blancod, R., Makelaa, T., Kaasalainen, T. (2019). A Phantom Study Comparing Technical Image Quality of Five Breast Tomosynthesis Systems. *Physica Medica*, 63, 122-130.

- Suleiman, M.E., Brennan, P.C., McEntee, M.F. (2017). Mean Glandular Dose in Digital Mammography: A Dose Calculation Method Comparison. *J. Med. Imag.*, 4(1) 013502.
- Vedantham, S., Karellas, A., Suryanarayanan, S. (2000). Full Breast Digital Mammography with an Amorphous Silicon-Based Flat Panel Detector: Physical Characteristics of a Clinical Prototype. *Med Phys.*, 27(3), 558–567.
- Wu, X., Gingold, E.L., Barnes, G.T., Tucker D.M. (1994). Normalized Average Glandular Dose in Molybdenum Target-Rhodium Filter and Rhodium Target Rhodium Filter Mammography. *Radiology*, 193(1), 83–89.
- Yaffe, M.J. (2010). *Digital Mammography* (1st ed.). Springer-Verlag, Berlin: Heidelberg.
- Yaffe, M.J., Mawdsley, E.G., Bloomquist, A.K. (2006a). A Harmonized Quality Control Program for Digital Mammography. *Digital Mammography 8th Int. Workshop, IWDM*, Manchester, UK, 18-21 June 2006.
- Yaffe, M.J., Bloomquist, A.K., Mawdsley, G.E., Pisano, E.D., Hendrick, R.E., Fajardo, L.L., Boone, J.M., Kanal, K., Mahesh, M., Fleischman, R.C., Och, J., Williams, M.B., Beideck D.J., Maidment, A.D.A. (2006b). Quality Control for Digital Mammography: Part II Recommendations from the ACRIN DMIST Trial. *Med. Phys.*, 33(3), 737-751.
- Yaffe, M.J., Bloomquist, A.K., Hunter, D.M., Mawdsley, G.E., Chiarelli, A.M., Muradali, D., Mainprize, J.G. (2013). Comparative Performance of Modern Digital Mammography Systems in a Large Breast Screening Program. *Med. Phys.*, 40 (12), 121915 1-10.
- Yaffe, J.M., Mainprize, J.G. (2004). Detectors for Digital Mammography. Pisano, Etta., Yaffe, M.J., Kuzmiak, C.M. (Ed.), *Digital Mammography* (1st ed.) (15-27). Philadelphia: Maple Press.
- Yalçın, A. (2020). Dijital Radyografide Sistem Performansının Monte Carlo ve Deneysel Teknikler Kullanılarak Saptanması. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 618681.
- Yorkston, J., Rowlands, J.A. (2000). Chapter 4: Flat Panel Detectors for Digital Radiography. Van Metter R.L., Kundel H.L., Beutel, J. (Eds.), *Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics* (4th ed.) (225-313). Washington: SPIE Press.
- Young, K.C., Oduko, J.J.M., Bosmans, H., Nijs, K., Martinez, L. (2006). Optimal Beam Quality Selection in Digital Mammography. *Br. J. Radiol.*, 79 (948), 981–990.
- Zhao, B. (2007). Breast Tomosynthesis with Amorphous Selenium Digital Flat Panel Detector. Doktora Tezi, Stony Brook University, Department of Biomedical Engineering, New York.

Zhao, W., Rowlands, J.A. (1995). X-ray Imaging Using Amorphous Selenium: Feasibility of a Flat Panel Selfscanned Detector for Digital Radiology. *Med. Phys.*,22(10),1595-1604.

Zhao, W., Ji, W.G., Debie, A., Rowlands, J.A. (2003). Imaging Performance of Amorphous Selenium Based Flat-Panel Detectors for Digital Mammography: Characterization of a Small Area Prototype Detector. *Med. Phys.*,30(2),254-263.





Tablo A.1. Fujifilm Amulet mamografi sistemlerinde tüp çıkış değerleri

Işınlama Parametreleri		S1 (0 Görüntü)	S2 (268 Görüntü)	S3 (9 212 Görüntü)	S4 (15,284 Görüntü)	S5 (16 052 Görüntü)	S6 (19 480 Görüntü)	S7 (21 596 Görüntü)	S8 (31 468 Görüntü)	S9 (49 392 Görüntü)	S10 (51 776 Görüntü)	S11 (66 828 Görüntü)	S12 (67 718 Görüntü)	NHS Report 1601
kV	Hedef/ filtre	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ at 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm
25	W/Rh	11,44	10,81	11,94	10,96	11,23	9,90	9,93	9,30	10,00	10,71	9,34	10,30	10,0
28	W/Rh	15,83	14,99	16,28	15,04	15,55	13,96	13,86	12,97	14,04	14,68	13,06	14,40	14,2
31	W/Rh	20,22	19,05	20,76	19,23	19,82	18,04	17,66	16,68	18,09	18,81	16,81	18,42	18,1
34	W/Rh	25,19	23,12	25,25	23,42	24,26	22,07	21,50	20,38	22,04	22,91	20,54	22,35	22,0

Tablo A.2. IMS Giotto mamografi sistemlerinde tüp çıkışı değerleri

Işınlama Parametreleri		S13 (15 781 Görüntü)	S14 (21 244 Görüntü)	S15 (24 535 Görüntü)	S16 (33 756 Görüntü)	NHSBSP Raporu (2019)
kV	Hedef/filtre	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm
25	W/Ag	9,64	10,42	14,16	14,93	12,9
28	W/Ag	14,20	15,47	20,15	22,02	18,8
31	W/Ag	18,95	20,66	25,98	28,67	24,4
34	W/Ag	24,13	26,11	31,99	35,47	29,9

Tablo A.3. Siemens Inspiration mamografi sistemlerinde tüp çıkışı değerleri

Işınlama Parametreleri		S17 (15 620 Görüntü)	S18 (20 800 Görüntü)	NHSBSP Rapor 1503
kV	Hedef/filtre	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm	$\mu\text{Gy/mAs}$ 100cm
25	W/Rh	8,08	7,74	8,6
28	W/Rh	11,17	10,75	11,9
31	W/Rh	14,30	13,74	15,1
34	W/Rh	17,45	16,72	18,4

Tablo A.4. Fujifilm Amulet mamografi sistemlerinde HVL (mmAl) değerleri

Işınlama Parametreleri		S1 (0 Görüntü)	S2 (268 Görüntü)	S3 (9 212 Görüntü)	S4 (15 284 Görüntü)	S5 (16 052 Görüntü)	S6 (19 480 Görüntü)	S7 (21 596 Görüntü)	S8 (31 468 Görüntü)	S9 (49 392 Görüntü)	S10 (51 776 Görüntü)	S11 (66 828 Görüntü)	S12 (67 718 Görüntü)	NHSBSP 1601
kV	Hedef/ filtre	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)
25	W/Rh	0,503	0,512	0,490	0,508	0,504	0,497	0,507	0,507	0,497	0,512	0,511	0,495	0,49
28	W/Rh	0,538	0,548	0,530	0,547	0,538	0,533	0,546	0,546	0,531	0,548	0,549	0,531	0,53
31	W/Rh	0,560	0,572	0,555	0,566	0,565	0,555	0,572	0,568	0,554	0,573	0,574	0,557	0,56
34	W/Rh	0,584	0,595	0,582	0,592	0,587	0,579	0,596	0,591	0,580	0,598	0,599	0,584	0,58

Tablo A.5. IMS Giotto sistemlerinde HVL (mmAl) değerleri

Işınlama Parametreleri		S13 (15 781 Görüntü)	S14 (21 244 Görüntü)	S15 (24 535 Görüntü)	S16 (33 756 Görüntü)	NHSBSP Raporu (2019)
kV	Hedef/filtre	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)
25	W/Ag	0,495	0,487	0,508	0,505	0,49
28	W/Ag	0,574	0,571	0,576	0,567	0,55
31	W/Ag	0,617	0,613	0,614	0,603	0,59
34	W/Ag	0,656	0,65	0,649	0,638	0,61

Tablo A.6. Siemens Inspiration Prime sistemlerinde HVL (mmAl) değerleri

Işınlama Parametreleri		S17 (15 620 Görüntü)	S18 (20 800 Görüntü)	NHSBSP Rapor 1503
kV	Hedef/filtre	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)	HVL (mmAl)
25	W/Rh	0,522	0,532	0,52
28	W/Rh	0,561	0,566	0,552
31	W/Rh	0,584	0,592	0,579
34	W/Rh	0,608	0,617	0,614

Ek-B**Tablo B.1. Sistem 1 için STP ve Gürültü analizi verileri**

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
10,9	9,909	4540,2344	9,648652026	132,409	0,71446016	0,510
26	23,636	6181,4712	24,15893456	79,442	1,073301692	1,151
55,08	50,072	7483,1929	50,02994911	53,659	1,501296607	2,253
109,8	99,818	8747,2666	101,4468775	37,36	2,119529273	4,492
140,1	127,363	9147,0293	126,8615501	33,492	2,376101363	5,645
221,2	201,090	9987,5742	202,9902496	26,605	3,020176388	9,121
277,8	252,545	10380,7813	252,9148516	23,955	3,38816362	11,479
437,9	398,090	11196,5	399,1075077	19,363	4,321717851	18,677
547,7	497,909	11586,0518	496,2508699	17,437	4,839125838	23,417
883,3	803	12423,2197	792,5492598	14,244	6,313237054	39,856
1100	1000	12832,4531	996,3634	12,802	7,133283028	50,883

Tablo B.2. Sistem 2 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
9,873	8,975	4423,2015	8,776813229	136,418	0,666529707	0,444
24,9	22,636	6106,5737	22,40366541	81,25	1,013335887	1,026
49,91	45,372	7391,2559	45,80486411	55,87	1,424627247	2,029
98,68	89,709	8662,4492	92,94862342	37,612	1,946168171	3,787
126,1	114,636	9064,8477	116,2864873	33,596	2,174842445	4,729
205,5	186,818	9912,8096	186,4393748	26,931	2,795124092	7,812
252,4	229,454	10304,54	231,8700967	24,054	3,104867173	9,640
402	365,454	11116,1455	364,3035359	19,163	3,886313775	15,10
501	455,454	11504,9316	452,3334033	17,462	4,397072433	19,334
807,1	733,727	12345,251	722,1365872	14,293	5,745842518	33,014
1008	916,363	12756,4893	907,9100055	12,818	6,478493767	41,970

Tablo B.3. Sistem 3 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
10,45	9,5	4558,1094	9,354561675	128,655	0,671341825	0,450
25,63	23,3	6185,3232	23,18615852	78,166	1,010974687	1,022
50,42	45,836	7455,856	47,10048481	53,291	1,400144439	1,960
104,9	95,363	8719,1133	95,29265055	36,417	1,935785203	3,747
131,1	119,181	9119,2998	119,1263234	32,655	2,169956456	4,708
207,9	189	9959,9863	190,4016307	25,932	2,754230411	7,585
260	236,363	10351,7178	236,9030786	23,407	3,093214607	9,567
412,3	374,818	11163,6387	372,6189491	18,897	3,92781833	15,427
507,8	461,636	11551,5244	462,6294784	17,055	4,401276153	19,371
817	742,727	12387,4912	737,4844084	14,145	5,819013807	33,860
1024	930,90	12796,8594	926,6708749	12,55	6,487282823	42,084

Tablo B.4. Sistem 4 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
9,428	8,570	4462,8662	8,505957437	134,362	0,638125381	0,407
23,67	21,518	6103,6416	21,26140349	80,946	0,960934257	0,923
48,39	43,990	7403,0122	43,92118084	55,574	1,362862427	1,857
97,52	88,654	8669,5225	89,08156743	38,252	1,902603762	3,619
120,5	109,545	9073,4316	111,6171819	34,068	2,123166464	4,507
192,9	175,363	9915,5986	178,6268087	27,058	2,698663193	7,282
242,4	220,363	10309,7764	222,6025406	24,317	3,022361898	9,134
386,3	351,181	11123,2920	350,5888303	19,633	3,843183278	14,770
483,2	439,272	11511,6680	435,4864882	17,783	4,324003803	18,697
772,7	702,454	12349,2949	695,1673238	14,544	5,645203081	31,868
970,4	882,181	12757,5898	873,1644751	12,767	6,224310803	38,742

Tablo B.5. Sistem 5 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
10	9,090	4479,436	9,016104017	132,67	0,663803453	0,440
25,26	22,963	6132,8237	22,56832015	79,015	0,989593065	0,979
49,54	45,036	7416,5063	46,0126791	54,973	1,403701692	1,970
100,8	91,636	8681,3613	92,83638011	37,461	1,929947206	3,724
128,4	116,727	9084,7236	116,1266505	33,99	2,190437817	4,798
202,7	184,272	9928,001	185,4252336	26,797	2,75741971	7,603
251,1	228,272	10321,8857	230,7269661	24,038	3,077829449	9,473
402,9	366,272	11149,1074	365,1453143	19,293	3,909429275	15,283
499,4	454	11535,6572	452,5092695	17,373	4,362647907	19,032
800	727,272	12374,3516	720,7088809	14,238	5,694514809	32,427
999,5	908,636	12782,3301	903,8286804	12,8	6,420131926	41,218

Tablo B.6. Sistem 6 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
8,819	8,0172	4303,5562	7,706	145,386	0,620	0,385
21,09	19,172	5953,8198	19,229	86,684	0,923	0,853
42,30	38,454	7239,3706	39,204	59,372	1,289	1,663
85,16	77,418	8508,6973	79,2133	41,241	1,810	3,276
106,6	96,909	8911,8232	99,039	36,446	2,00	4,00
171,5	155,909	9760,0908	158,469	28,604	2,511	6,308
216,2	196,545	10151,7588	196,879	25,862	2,821	7,960
338,4	307,636	10953,7217	307,037	20,671	3,516	12,368
424,4	385,818	11341,6250	380,663	18,628	3,929	15,438
677,1	615,545	12181,2988	606,188	15,161	5,092	25,934
847,8	770,727	12588,1309	759,471	13,53	5,693	32,420

Tablo B.7. Sistem 7 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
8,836	8,032	4221,9019	7,703670458	145,846	0,624864519	0,390
21	19,09	5898,7954	19,57601083	86,598	0,94281331	0,888
43,95	39,954	7196,9175	40,29624625	57,357	1,285418855	1,652
89,01	80,918	8464,957	81,57160763	39,312	1,783437142	3,180
110,1	100,09	8871,4697	102,2646623	35,65	2,027583597	4,111
178,2	162	9712,2197	163,2281849	27,708	2,515324244	6,326
222,5	202,272	10104,2959	202,9994286	25,117	2,835673518	8,041
353	320,909	10923,9551	320,236062	19,959	3,554697602	12,635
439	399,09	11312,3779	397,4545571	18,054	3,990750397	15,926
707	642,72	12150,5811	633,4931239	14,613	5,148431467	26,506
884,5	804,09	12557,6436	794,4403017	13,192	5,828617511	33,972

Tablo B.8. Sistem 8 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
9,039	8,217	4122,9966	7,863	153,71	0,669	0,448
21,61	19,645	5812,7412	20,058	87,756	0,975	0,951
44,54	40,490	7112,7358	41,226	60,231	1,376	1,893
90,33	82,118	8384,0527	83,393	41,248	1,906	3,633
114,3	103,909	8790,1572	104,440	36,723	2,125	4,517
182,4	165,818	9635,2754	166,825	28,812	2,663	7,094
227	206,363	10029,127	207,514	25,902	2,978	8,872
358,6	321,454	10844,7061	326,085	20,424	3,690	13,620
446,4	405,818	11233,0225	404,377	18,596	4,167	17,365
721,1	655,545	12071,0469	643,385	15,151	5,4018	29,180
904,2	822	12478,6172	806,417	13,532	6,047	36,568

Tablo B.9. Sistem 9 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
8,887	8,079	4068,2041	8,175368428	146,485	0,672219344	0,451
22,52	20,472	5691,9624	20,33968274	86,600	0,988718324	0,977
45,79	41,627	6971,8706	41,72130308	59,807	1,400620243	1,961
92,83	84,390	8242,2627	85,12394384	40,351	1,928042289	3,717
119,7	108,818	8641,8477	106,5275257	36,229	2,166350399	4,693
191	173,636	9489,8438	171,4686722	28,414	2,734813264	7,479
236,4	214,909	9881,9209	213,6803695	25,559	3,0656248	9,398
370,3	336,636	10708,1445	339,7659946	20,546	3,918480689	15,354
461	419,09	11092,0518	421,4714223	18,398	4,352605073	18,945
739	671,818	11929,3779	674,3571466	14,847	5,620037191	31,584
928,3	843,909	12336,9277	847,699081	13,351	6,352812314	40,358

Tablo B.10. Sistem 10 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
24,57	22,336	5997,6089	22,10122668	79,056	0,978402756	0,957
48,79	44,354	7275,5962	45,20783661	53,929	1,365219691	1,863
101	91,818	8548,8262	92,22616057	36,735	1,897145435	3,599
129,6	117,818	8953,1221	115,6580837	32,908	2,1312968	4,542
204,6	186	9800,0625	185,8428356	25,76	2,68076123	7,186
254,6	231,454	10193,2861	231,6194269	23,244	3,014756924	9,088
393,8	358	10982,0596	360,2458952	18,729	3,778157709	14,274
489,4	444,909	11369,7422	447,5903028	16,929	4,243052697	18,003
789,2	717,454	12208,6045	715,9553915	13,558	5,43560695	29,545
993,6	903,272	12615,6748	899,2543377	12,167	6,126783036	37,537

Tablo B.11. Sistem 11 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
8,695	7,904	4227,8457	7,899214742	146,75	0,649247739	0,421
22,25	20,227	5864,5518	19,75578236	88,166	0,975537091	0,951
44,44	40,4	7166,3682	40,95872233	60,63	1,390856692	1,934
88,93	80,845	8429,7529	83,10946571	41,247	1,919955985	3,686
114,2	103,818	8832,0166	104,1109961	36,565	2,13211485	4,545
185,3	168,454	9681,0684	167,5015704	29,197	2,739085119	7,502
231,1	210,09	10071,3750	208,4282417	26,253	3,064671424	9,392
363,9	330,818	10891,6836	329,979824	21,137	3,906421932	15,260
451,5	410,454	11281,3281	410,4535535	18,806	4,323235237	18,690
718,9	653,545	12118,8564	656,1200959	15,265	5,609556981	31,467
914,0	830,909	12526,6387	824,4641734	13,664	6,30954522	39,810

Tablo B.12. Sistem 12 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (62cm)	Dedektör yüzeyinde doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
9,94	9,036	4409,2061	8,668	141,873	0,677	0,459
23,15	21,045	6052,5791	21,441	83,998	0,992	0,985
46,69	42,445	7337,4375	43,527	57,293	1,374	1,888
94,49	85,9	8601,7031	87,367	39,350	1,894	3,589
119,2	108,36	9002,8496	108,983	35,570	2,136	4,564
193	175,45	9852,0801	174,026	28,059	2,691	7,241
235,6	214,18	10243,249	215,892	25,283	3,008	9,048
371,5	337,72	11055,7119	337,823	20,152	3,751	14,075
459,6	417,81	11444,7695	418,607	18,014	4,155	17,269
741,2	673,81	12283,2002	664,469	14,712	5,387	29,023
924,1	840,09	12688,1924	830,625	13,067	5,981	35,778

Tablo B.13. Sistem 13 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (65cm)	Detektörde Doz (69cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
11,25	9,98	32,99	9,575	3,19	0,888	0,789
26,15	23,20	81,34	23,045	3,94	1,097	1,204
50,35	44,67	158,06	44,419	5,01	1,395	1,948
103,9	92,19	332,11	92,907	6,69	1,863	3,473
127,7	113,30	401,23	112,163	7,37	2,053	4,215
207,9	184,47	662,01	184,814	9,01	2,510	6,300
260,3	230,96	833,85	232,687	10,05	2,799	7,839
421,9	374,35	1341,95	374,239	12,77	3,557	12,65
526,2	466,90	1671,99	466,185	14,11	3,930	15,45
838,7	744,18	2669,88	744,187	18,18	5,064	25,65

Tablo B.14. Sistem 14 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (65cm)	Detektörde Doz (69cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
11,88	10,54	34,75	10,42	2,88	0,84	0,708
26,64	23,63	79,01	23,36	3,50	1,023	1,046
53,00	47,02	157,94	46,43	4,45	1,300	1,692
106,6	94,58	320,94	94,08	5,87	1,715	2,944
135,2	119,96	407,69	119,43	6,56	1,917	3,677
217,7	193,16	662,87	194,03	8,29	2,423	5,872
269,2	238,86	818,90	239,63	9,30	2,718	7,390
438,5	389,08	1331,88	389,59	12,13	3,545	12,572
548,9	487,04	1669,20	488,19	13,83	4,042	16,343
884,7	785,00	2680,79	783,89	18,00	5,261	27,684

Tablo B.15. Sistem 15 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (65cm)	Detektörde Doz (69cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
13,10	11,63	43,08	11,29	3,5	0,87	0,77
33,32	29,57	115,18	29,40	4,6	1,15	1,33
69,56	61,73	241,80	61,22	5,9	1,48	2,19
141,6	125,66	502,91	126,82	7,9	1,98	3,93
176,5	156,63	620,55	156,38	8,7	2,18	4,77
284,0	252,04	1004,55	252,86	10,88	2,73	7,47
353,6	313,8	1247,43	313,88	12,00	3,01	9,09
570,7	506,47	2007,65	504,90	15,41	3,87	14,99
708,6	628,86	2506,58	630,26	17,10	4,29	18,45
1136,0	1008,16	4010,54	1008,13	22,14	5,56	30,94

Tablo B.16 Sistem 16 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (65cm)	Detektörde Doz (69cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
12,7	11,27	47,91	10,376	3,04	0,674	0,45
33,43	29,66	131,33	28,877	4,29	0,951	0,90
69,56	61,73	277,39	61,270	5,72	1,268	1,60
141,1	125,22	571,17	126,424	7,71	1,709	2,92
177,1	157,17	703,57	155,788	8,65	1,918	3,68
283,1	251,24	1140,82	252,760	10,88	2,412	5,82
352,3	312,65	1419,29	314,519	12,00	2,661	7,08
570,6	506,38	2279,69	505,337	15,07	3,342	11,17
710,7	630,72	2849,76	631,767	17,00	3,770	14,21
1138	1009,94	4551,51	1009,179	21,15	4,690	22,00

Tablo B.17. Sistem 17 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (61cm)	Detektörde Doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
6,242	5,49	74,8318	3,570	2,27	0,543	0,295
16,38	14,42	111,5376	12,353	2,93	0,701	0,491
31,29	27,55	176,5651	27,914	3,79	0,906	0,822
63,18	55,64	296,8837	56,705	5,19	1,241	1,542
80,55	70,94	358,8550	71,534	5,87	1,404	1,973
127,8	112,55	543,9809	115,833	7,7	1,842	3,394
160	140,91	667,3958	145,365	8,9	2,129	4,535
271,3	238,94	1037,6002	233,952	12,02	2,876	8,273
334,2	294,34	1285,0439	293,163	14,13	3,381	11,432
532,9	469,35	2025,2844	470,297	20,19	4,831	23,341

Tablo B.18. Sistem 18 için STP ve Gürültü analizi verileri

Doz μGy (61cm)	Detektörde Doz (65cm)	MPV	Lineerleştirilmiş piksel değeri	Standart sapma (SD)	Lineerleştirilmiş SD	SD ²
5,84	5,14	72,5483	4,327	2,15	0,530	0,281
14,73	12,97	106,1789	12,624	2,68	0,661	0,437
30,31	26,69	160,3025	25,977	3,32	0,819	0,670
60,00	52,84	271,4073	53,388	4,35	1,073	1,151
74,85	65,92	325,8550	66,821	4,82	1,189	1,414
122,7	108,06	491,8707	107,780	5,91	1,458	2,125
153,1	134,84	602,0859	134,971	6,54	1,613	2,603
245,5	216,22	933,8436	216,820	8,62	2,126	4,522
306,7	270,12	1153,8589	271,100	9,38	2,314	5,355
494,4	435,44	1815,8289	434,417	12,10	2,985	8,911

Ek-C

Tablo C.1. S1 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,76	0,65	14,5	1,00	0,97	3	0,44	0,37	16
32	0,97	0,89	8	1,42	1,30	8	0,59	0,53	10
45	1,21	1,20	0,8	1,77	1,76	0,6	0,69	0,69	0
53	1,37	1,37	0	1,99	1,99	0	0,75	0,75	0
60	1,51	1,60	6	2,24	2,42	7	0,85	0,88	4
75	1,96	2,17	10	2,91	3,27	11	1,16	1,29	10

Tablo C.2. S2 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,62	0,56	10	0,91	0,83	9	0,34	0,33	3
32	0,79	0,75	5	1,14	1,08	5	0,47	0,47	0
45	1,00	1,04	4	1,50	1,60	6	0,59	0,63	6
53	1,11	1,21	8	1,60	1,77	10	0,64	0,69	7
60	1,19	1,32	10	1,93	2,23	13	0,74	0,82	10
75	1,65	1,94	15	2,48	2,94	16	0,97	1,14	15

Tablo C.3. S3 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,51	0,50	2	0,75	0,75	0	0,28	0,28	0
32	0,66	0,67	2	0,96	0,99	3	0,38	0,38	0
45	0,84	0,93	10	1,23	1,37	10	0,48	0,53	9
53	0,92	1,05	12	1,35	1,55	13	0,51	0,55	7
60	0,99	1,14	13	1,40	1,60	13	0,56	0,61	8
75	1,33	1,62	18	2,08	2,66	22	0,78	0,96	19

Tablo C.4. S4 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,56	0,55	2	0,82	0,81	1,5	0,29	0,29	0
32	0,71	0,72	1,4	1,03	1,04	1	0,42	0,42	0
45	0,90	0,94	4	1,34	1,48	9,5	0,51	0,56	9
53	1,02	1,14	10,5	1,48	1,67	11	0,57	0,64	11
60	1,07	1,23	13	1,58	1,86	15	0,60	0,67	10,5
75	1,53	1,90	19,5	2,27	2,77	18	0,88	1,08	18,5

Tablo C.5 S5 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,62	0,62	0	0,85	0,88	3,5	0,34	0,34	0
32	0,78	0,80	2,5	1,26	1,33	5,5	0,51	0,53	4
45	1,10	1,20	8,33	1,57	1,74	10	0,63	0,69	9
53	1,16	1,31	11,5	1,65	1,88	12	0,66	0,75	12
60	1,25	1,46	14,5	1,72	1,96	12	0,71	0,82	13,5
75	1,78	2,19	19	2,62	3,22	19	1,02	1,26	19

Tablo C.6. S6 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,59	0,58	2	0,81	0,82	1,5	0,31	0,32	3
32	0,80	0,81	1,5	1,14	1,18	3,5	0,47	0,47	0
45	0,99	1,07	7,5	1,43	1,56	8,5	0,58	0,61	5
53	1,02	1,16	12	1,50	1,69	11,5	0,60	0,66	9
60	1,15	1,32	13	1,70	1,96	13,5	0,69	0,78	11,5
75	1,60	1,92	17	2,45	2,96	17,5	0,90	1,09	17,5

Tablo C.7. S7 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,53	0,53	0	0,77	0,77	0	0,32	0,31	3
32	0,76	0,78	3	1,02	1,02	0	0,39	0,39	0
45	0,95	1,03	8	1,31	1,41	7	0,53	0,57	7
53	1,01	1,15	12	1,44	1,63	12	0,55	0,61	10
60	1,10	1,21	9	1,59	1,79	11	0,66	0,66	0
75	1,57	1,94	19	2,00	2,47	19	0,84	1,03	18,5

Tablo C.8. S8 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,59	0,60	2	0,88	0,91	3	0,34	0,34	0
32	0,83	0,87	5	1,20	1,27	5,5	0,46	0,47	2
45	1,02	1,15	11	1,47	1,63	10	0,59	0,65	9
53	1,10	1,21	9	1,64	1,86	12	0,64	0,73	12
60	1,12	1,31	15	1,69	2,01	16	0,68	0,79	14
75	1,67	2,10	20,5	2,55	3,18	20	1,00	1,24	19

Tablo C.9. S9 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesapla nan (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark	MGD Hesaplan an (mGy)	MGD Gösteri len (mGy)	% fark
21	0,62	0,64	3	0,90	0,94	4	0,36	0,37	3
32	0,84	0,85	1	1,30	1,35	4	0,53	0,54	2
45	1,10	1,18	7	1,61	1,76	8,5	0,64	0,68	6
53	1,20	1,33	10	1,82	1,98	8	0,68	0,75	9
60	1,22	1,37	11	1,89	2,10	10	0,71	0,78	9
75	1,84	2,23	17,5	2,84	3,25	13	1,07	1,29	17

Tablo C.10. S10 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark
21	0,56	0,56	0	0,82	0,82	0	0,29	0,31	6,5
32	0,81	0,81	0	1,17	1,23	5	0,42	0,42	0
45	0,99	1,05	6	1,47	1,62	9	0,55	0,58	5
53	1,12	1,24	10	1,64	1,81	9,5	0,60	0,64	6,5
60	1,23	1,37	10	1,78	2,08	14,5	0,62	0,69	10
75	1,76	2,2	20	2,56	3,1	17,5	0,89	1,06	16

Tablo C.11. S11 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark
21	0,56	0,58	3,5	0,82	0,86	5	0,32	0,33	3
32	0,84	0,89	6	1,16	1,27	9	0,48	0,50	4
45	1,00	1,14	12,5	1,48	1,67	11,5	0,60	0,66	9
53	1,12	1,27	12	1,64	1,88	13	0,67	0,76	12
60	1,14	1,33	14,5	1,71	2,01	15	0,72	0,72	0
75	1,64	2,06	20,5	2,44	3,03	20	0,96	1,17	18

Tablo C.12. S12 için üç doz seviyesinde hesaplanan ve gösterilen MGD'ler ve % farkları

Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	N-modu			H-modu			L-modu		
	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark	MGD Hesaplanan (mGy)	MGD Gösterilen (mGy)	% fark
21	0,42	0,43	2,5	0,62	0,64	3	0,23	0,24	4
32	0,67	0,66	1,5	0,91	0,94	3	0,36	0,38	5,5
45	0,78	0,87	10,5	1,15	1,29	11	0,45	0,50	10
53	0,83	0,93	11	1,25	1,43	13	0,49	0,56	12,5
60	0,95	1,08	12	1,39	1,63	15	0,51	0,57	10,5
75	1,33	1,66	20	1,89	2,34	19	0,76	0,94	19

Tablo C.13. Fujifilm sistemlerde L-doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR (kabul edilebilir ve erişilebilir) değerleri

Eşdeğer Meme kalınlığı (mm)	NHSBSP 1601	S1 (0 Görüntü)	S2 (268 Görüntü)	S3 (9 212 Görüntü)	S4 (15 284 Görüntü)	S5 (16 052 Görüntü)	S6 (19 480 Görüntü)	S7 (21 596 Görüntü)	S8 (31 468 Görüntü)	S9 (49 392 Görüntü)	S10 (51 776 Görüntü)	S11 (66 828 Görüntü)	S12 (67 718 Görüntü)
21	6,5	7,88	7,39	6,33	6,42	7,02	7,23	6,63	7,59	7,24	6,81	6,95	5,95
32	5,8	6,66	6,61	5,57	5,77	6,76	6,75	5,56	6,74	6,7	6,12	6,59	5,58
45	5	5,6	5,6	4,81	4,76	5,62	5,64	5,08	5,82	5,4	5,29	5,58	4,78
53	4,5	5,2	5,12	4,2	4,57	5,07	5,17	4,41	5,43	5,24	4,98	5,24	4,53
60	4,3	4,98	4,9	4,04	4,27	4,57	5,03	4,16	5,2	4,7	4,48	4,66	4,22
75	3,7	4,26	4,25	3,58	3,95	4,07	4,33	3,7	4,72	4,28	3,87	4,34	3,83
Kabul edilebilir	3,8	3,69	3,66	3,31	3,57	3,59	3,72	3,96	4,15	3,59	4	4,13	4,7
Erişilebilir	5,7	5,44	5,39	4,88	5,27	5,3	5,48	5,83	6,11	5,29	6,11	6,09	6,04

Tablo C.14.Fujifilm sistemlerde N-doz seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR (kabul edilebilir ve erişilebilir) değerleri

Eşdeğer Meme kalınlığı (mm)	NHSBSP 1601	S1 (0 Görüntü)	S2 (268 Görüntü)	S3 (9 212 Görüntü)	S4 (15 284 Görüntü)	S5 (16 052 Görüntü)	S6 (19 480 Görüntü)	S7 (21 596 Görüntü)	S8 (31 468 Görüntü)	S9 (49 392 Görüntü)	S10 (51 776 Görüntü)	S11 (66 828 Görüntü)	S12 (67 718 Görüntü)
21	8,7	9,98	9,77	8,46	9,2	8,86	10	8,58	9,95	9,14	8,95	9,15	7,95
32	7,6	8,74	8,53	7,27	7,79	7,53	8,93	7,86	9,25	7,91	8,39	8,58	7,4
45	6,7	7,51	7,16	6,23	6,74	6,71	7,48	6,55	7,92	6,99	6,87	7,25	6,28
53	6,1	7,21	6,8	5,77	6,26	6,29	6,77	6,12	7,12	6,67	6,74	6,69	5,8
60	5,7	6,48	6,31	5,52	5,87	6,21	6,53	5,98	6,74	6,39	6,25	6,41	5,75
75	5	5,45	5,48	4,79	5,33	5,17	5,79	5,35	6,17	5,64	5,46	5,68	5,09
Kabul edilebilir	3,8	4,13	4,12	3,64	3,59	4,57	4,51	4,05	4,1	4,27	3,31	3,56	4,26
Erişilebilir	5,7	6,09	6,14	5,37	5,3	6,74	6,64	5,97	6,04	6,3	4,88	5,25	6,28

Tablo C.15. Fujifilm sistemlerde H-do^z seviyesinde CNR_{ölçülen} ve hedef CNR (kabul edilebilir ve erişilebilir) değerleri

Eşdeğer Meme kalınlığı (mm)	NHSBSP 1601	S1 (0 Görüntü)	S2 (268 Görüntü)	S3 (9 212 Görüntü)	S4 (15 284 Görüntü)	S5 (16 052 Görüntü)	S6 (19 480 Görüntü)	S7 (21 596 Görüntü)	S8 (31 468 Görüntü)	S9 (49 392 Görüntü)	S10 (51 776 Görüntü)	S11 (66 828 Görüntü)	S12 (67 718 Görüntü)
21	10,6	12,04	11,91	10,43	11,07	10,62	11,65	11,1	12,18	11,56	10,77	11,26	9,64
32	9,5	10,25	10,19	9,06	9,28	9,91	10,65	9,5	11	10,46	10,01	10,43	9
45	8	8,8	8,93	7,72	7,95	8,29	9,06	7,84	9,27	8,77	8,28	8,88	7,65
53	7,6	8,4	8,11	7,14	7,58	7,64	8,17	7,42	8,8	8,22	7,85	8,22	7,09
60	7	7,95	7,81	6,53	6,85	7,23	8,1	6,93	8,38	7,69	7,7	7,6	7,04
75	6,1	6,82	6,84	5,68	6,19	6,47	7,15	5,86	7,54	6,81	6,75	6,95	6,12
Kabul edilebilir seviye	3,8	4,65	4,66	3,68	3,67	4,28	4,39	4,28	4,42	3,66	4,11	4,47	3,79
Erişilebilir seviye	5,7	6,86	6,88	5,43	5,41	6,31	6,7	6,32	6,52	5,4	6,06	6,58	5,59

Tablo D.1. Fujifilm Amulet sistemler için gürültü katsayıları

	S1 (-)	S2 (268)	S3 (9212)	S4 (15284)	S5 (16052)	S6 (19480)	S7 (21596)	S8 (31468)	S9 (49392)	S10 (51776)	S11 (66828)	S12 (67728)	NHSBSP (2017)	Marshall ve diğ., (2011)	Oberhofer ve diğ., (2010)
n	0,4993	0,4908	0,4959	0,4964	0,4946	0,4851	0,4829	0,4791	0,4866	0,4968	0,4915	0,4822	0,50	0,39	-
k	0,218	0,2188	0,2102	0,2106	0,2128	0,2206	0,2214	0,235	0,2296	0,2042	0,2252	0,2273	0,19	-	-
k_e	0,257	0,430	0,071	0,295	0,357	0,396	0,423	0,413	0,260	0,145	0,156	0,32	-	-	0,766
k_q	0,208	0,197	0,197	0,204	0,197	0,196	0,192	0,202	0,206	0,196	0,210	0,20	-	-	0,088
k_s	0,0026	0,0028	0,0026	0,0017	0,0026	0,0022	0,0024	0,002	0,0024	0,0017	0,0022	0,0014	-	-	0,0044

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- Avcı, O.M., **Kaya Karaaslan, M.** (2022). Yeşil Sentez Yöntemi Kullanılarak Ferula Ekstresi ile Kaplanmış Gümüş Nanopartikül Üretimi. *ASES International Scientific Research Conference*, Mersin, Türkiye, 24-26 Haziran 2022.
- Avcı, O. M., **Kaya Karaaslan, M.** (2022). Çakşır Otu Çiçeği Özütü ile Biyosentezlenmiş Gümüş Nanopartiküllerin Karakterizasyonu. *3RD. Internatinal Conference on Applied Engineering and Natural Sciences ICAENS 2022*, Konya, Türkiye, 10-13 Kasım 2022.
- Bektemur, G., Muzoglu, N., Arıcı, M.A., **Kaya Karaaslan M.** (2018). Cost Analysis of Medical Device Spare Parts. *Pak. J. Med. Sci.*, 34(2), 472–477.
- Bektemur, G., Muzoglu, N., Arıcı, M.A., **Kaya Karaaslan M.** (2018). Medikal Cihaz Teknolojilerinin Maliyet Etkili Yönetimi ve Klinik Mühendislik Departmanlarının Rolü. *Sağlık Akademisyenleri Dergisi*, 5(3), 184-191.
- Bektemur, G., Muzoğlu, N., **Kaya Karaaslan, M.**, Egici, M.T., Gündoğdu, Ö. (2016). Use of Processed Mammography Images as a Quality Control Tool. *The Medical Journal Of Haydarpaşa Numune Training and Research Hospital*, 58(3), 133-136.
- Kaya Karaaslan, M.**, Erbakan, M., Bektemur G., Muzoğlu, N., Atak, K. (2016). Bazı Devlet Hastanelerindeki Tomografi, Röntgen ve Mamografi Cihazlarının Üç Farklı Noktada Radyasyon Sızıntı Ölçümleri. *Türkiye Klinikleri J Intern Med.*, 1(3), 119-128.
- Kaya Karaaslan, M.**, Gündoğdu, Ö., Muzoğlu, N., Arıcı M.A. (2016). Variation of Contrast-Noise Ratio (CNR) and Mean Glandular Dose According to Breast Thickness. *20th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT)*, İzmir, Türkiye, 3-5 Kasım 2016.
- Kaya Karaaslan, M.**, Gündoğdu, Ö., Muzoğlu, N. (2021). Effect of the Edge Tool on Modulation Transfer Function Measurement in Digital Mammography. *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'21)*, Antalya, Türkiye, 4-6 Kasım 2021.
- Kaya Karaaslan, M.**, Muzoğlu, N., Gündoğdu, Ö. (2022). Study of the Performance Change in Digital Mammography Systems Depending on the Total Number of Examinations. *Biomed. Phys. Eng. Express*, 8(6), 065025.
- Kaya Karaaslan, M.**, Muzoğlu, N., Gündoğdu, Ö. (2022). Effect of X-Ray Tube Voltage and Radiation Dose on Modulation Transfer Function in Digital Mammography. *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'22)*, Antalya, Türkiye, 31 Ekim-2 Kasım 2022.

- Kaya Karaaslan, M.,** Muzoğlu, N., Gündoğdu, Ö. (2022). Investigation of the Change of Half-Value Layer (HVL) in Digital X-Ray Devices within Three Years. *ASES IV. International Health, Engineering And Science Conference*, Eskişehir, Türkiye, 17-19 Aralık 2022.
- Kaya Karaaslan, M.,** Muzoğlu, N., Gündoğdu, Ö. (2022). Investigation of the Change of X-Ray Tube Voltage (Kv) in Periapical X-Ray Devices in Three Years. *ASES IV. International Health, Engineering And Science Conference*, Eskişehir, Türkiye, 17-19 Aralık 2022.
- Kaya Karaaslan, M.,** Muzoğlu, N., Gündoğdu, Ö. (2022). Dijital Mamografi Dedektörlerinde Homojenliğin İncelenmesi. *V. Ulusal Mühendislikte Bilimsel ve Mesleki çalışmalar Kongresi*, online, 16-18 Aralık 2022.
- Kaya Karaaslan, M.,** Muzoğlu, N., Arıcı, M.A., Gündoğdu, Ö. (2017). Comparison of Calculated Mean Glanduler Dose with The Displayed Dose by a Mammography Unit. *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'17)*, Trabzon, Türkiye, 12-14 Ekim 2017.
- Muzoğlu N., Adıgüzel E., Akbacak E., **Kaya Karaaslan M.** (2023). Detection of Damaged Structures from Satellite Imagery Processed by Auto-encoder with Boruta Feature Selection Method. *Electrica*, DOI: 10.5152/electrica.2023.22232.
- Muzoğlu, N., Halefoğlu, A.M., Avcı, M.O., **Kaya Karaaslan, M.,** Yarman, S.B. (2022). Detection of COVID-19 and its Pulmonary Stage Using Bayesian Hyperparameter Optimization and Deep Feature Selection Methods. *Expert Systems*, e13141, doi: 10.1111/exsy.13141.
- Muzoglu, N., **Kaya Karaaslan, M.,** Halefoglu, A.M., Yarman, S.B. (2022). Prediction of the Prognosis of Covid-19 Disease Using Deep Learning Methods and Boruta Feature Selection Algorithm. *AKU J. Sci. Eng.*, 22(3), 577-587.
- Muzoğlu, N., Şayli, Ö., Gündoğdu, Ö., **Kaya Karaaslan, M.,** Oruç, H. (2016). Comparison of Automatic and Manuel Readings for CDMAM Phantom Images. *Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'16)*, Antalya, Türkiye, 27-29 Ekim 2016.

ÖZGEÇMİŞ

İlk, orta ve lise eğitimini İstanbul'da tamamladı. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nden 2004 yılında Fizik Mühendisi olarak mezun oldu. 2014-2016 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği'nde yüksek lisans eğitimini tamamladı. 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. Haziran 2010-2013 yılları arasında Amerika Birleşik Devletleri'nde dil eğitimini tamamlayıp, Temmuz 2013 yılında İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü Kamu Hastaneleri Başkanlığı-4 (Beyoğlu Bölgesi) Biyomedikal Mühendislik Hizmetleri Birimin'de Fizik Mühendisi olarak başladığı görevine halen devam etmektedir

