

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZLARININ
KALİTE KONTROL, KALİBRASYON VE
STANDARDİZASYONU**

OĞUZHAN AYRANCIOĞLU

MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2011

DEU.HSI.MSc-2008970014

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZLARININ
KALİTE KONTROL, KALİBRASYON VE
STANDARDİZASYONU**

MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

OĞUZHAN AYRANCIOĞLU

Danışman Öğretim Üyesi: Yard. Doç. Dr. Ayşegül Yurt

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ VE 2007.KB.SAG.070
Bu araştırma DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü tarafından 2007211 sayı ile
desteklenmiştir.

DEU.HSI.MSc-2008970014

JÜRİ İMZALARI

Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Oğuzhan Ayrancıoğlu'nun "Dijital Mamografi Cihazlarının Kalite Kontrol, Kalibrasyon ve Standardizasyonu" isimli tez projesi tarafımızdan başarılı/başarısız bulundu.

Jüri Başkanı

Yrd Doç Dr. Ayşegül Yurt

2. Jüri Üyesi

Prof. Dr. Pınar Balcı

3. Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Özlem Karadeniz

4. Jüri Üyesi

Prof. Dr. Hatice Durak

5. Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Kadir Akgüngör

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	i
TABLO LİSTESİ.....	iv
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
GRAFİK LİSTESİ.....	viii
KISALTMALAR.....	ix
TEŞEKKÜR.....	x
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	3
GİRİŞ.....	5
GENEL BİLGİLER.....	7
1. Mamografi Cihazının Çalışma Prensipleri	7
2. X-Işını Tüpü ve Yapısı	8
3. X-Işını Etkileyen Faktörler.....	10
3.1. X-Işının Kalite ve Kantitesini Etkileyen Faktörler.....	11
3.1.1. Tüp Gerilimi	11
3.1.2. Filtrasyon.....	12
3.1.3. Anot (Hedef) Materyalinin Yapısı.....	13
3.1.4. Tüp Akımı.....	13
4. Kompresyon Sistemi.....	13
5. Otomatik Ekspozur (Işınlama) Kontrol Sistemi (OEK).....	14
6. Grid.....	14
7. Görüntü Alıcı Sistem.....	15
7.1. Detektör Sistemleri.....	15
7.1.1. Flat - Panel Fosfor Sistemleri.....	16
7.1.2. Selenyum Flat – Panel Sistemleri.....	17
7.1.3. Alan Taramalı Detektör – CCD Sistemleri	18

7.1.4. Depo Fosfor Görüntüleme Plağı (Bilgisayarlı Radyoloji) Sistemleri.....	19
7.2. Kuantum Deteksiyon Etkinliği (DQE).....	21
7.3. Uzaysal Çözünürlük	21
7.4. Sinyal/Gürültü (SNR) ve Kontrast/Gürültü (CNR) Oranları.....	22
8. Ortalama Glandüler Doz	23
MATERYAL ve METOD.....	26
1. Araştırmanın Tipi.....	26
2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	26
3. Çalışma Materyali.....	26
a. Lorad (Hologic Company) Selenia	26
b. İyon Odası ve Elektrometre	27
c. PTW Diavolt	28
d. ACR Akrilik Meme Fantomu	29
e. PMMA Fantom.....	30
f. Alüminyum (Al) Filtre.....	30
4. Veri Toplama Araçları.....	30
5. Araştırma Planı ve Takvimi.....	31
6. Verilerin Değerlendirilmesi.....	31
7. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	31
8. Etik Kurul Onayı.....	31
Dijital Mamografi Cihazında Kalite Kontrol Testleri	32
1. X-Işını Üretimi.....	32
1.1. X-Işını Kaynağı.....	32
1.1.1. Tüp Çıkış Testi.....	32
1.1.2. Tüp Çıkışı Tekrarlanabilirliği Testi.....	33
1.1.3. Tüp Çıkışı Doğruluğu ve Doğrusallığı Testi	34
1.1.4. Yarı Değer Kalınlığı (Half – Value Layer) Testi	34
1.1.5. Uzaysal Ayırma Gücü Testi	36
1.1.6. Kaynak – Görüntü Mesafesi Testi.....	37

1.1.7. Tüpün Radyasyon Sızıntısı Testi.....	38
1.2. Otomatik Ekspojur (Işınlama) Kontrol Sistemi.....	40
1.2.1. Otomatik Işınlama Kontrol Performansı Testi	40
1.2.2. Otomatik Işınlama Kontrol Karşılama Basamağı Testi.....	41
1.2.3. Otomatik Işınlama Kontrol Sisteminin Tekrarlanabilirliği Testi.....	41
2. Kompresyon ve Kolimasyon	42
2.1. Kolimasyon.....	42
2.1.1. X-Işını Alanı ile Işık Alanının Hizalanması Testi.....	42
2.1.2. X-Işını Alanı ile Görüntü Alıcı Sistemin (Detektör) Kenar Hizalanması Testi.....	44
2.1.3. Kompresyon Pedalının Göğüs Duvarı Kenarı ile Görüntü Alıcı Sistemi Kenarının Hizalanması Testi.....	44
2.2. Kompresyon	45
2.2.1. Kompresyon Kuvveti	45
3. Görüntü Alıcı Sistemin (Detektör Sistemi) Değerlendirilmesi	46
3.1. Detektör'ün Yanıt Fonksiyonunun Belirlenmesi Testi	46
3.2. Sinyal/Gürültü (SNR) ve Kontrast/Gürültü (CNR) Ölçümü Testi	47
4. Dozimetri.....	47
4.1. Ortalama Glandüler Doz Testi.....	47
4.2. Artefakt Değerlendirmesi Testi	50
5. Görüntü Gösterimi (Monitörler)	51
5.1. Monitördeki Geometrik Bozukluklar	51
5.2. Monitör Kontrastlanması	51
5.3. Monitör Çözünürlüğü Testi	52
5.4. Görüntüleme Artefaktları.....	52
BULGULAR	53
TARTIŞMA.....	75
SONUÇ.....	79
KAYNAKLAR.....	81

Sayfa

EKLER.....	84
KATKI.....	86
ÖZGEÇMİŞ.....	87

Tablo Listesi

	Sayfa
Tablo 1 – “g – faktör” tablosu.....	24
Tablo 2 – 40 ile 49 yaş arası bayanlar için “c – faktör” tablosu.....	25
Tablo 3 – Klinik kullanımları için “s – faktör” tablosu.....	25
Tablo 4 – Tüp Çıkış Performansı Sonuçları.....	53
Tablo 5 – Tüp Çıkışının Doğruluğu Sonuçları.....	54
Tablo 6 – X-Işını Tekrarlanabilirliği ve Doğrusallığı Testi Sonuçları.....	55
Tablo 7 – Yarı Değer Kalınlığı Ölçümü Sonuçlar.....	56
Tablo 8 – “C” Değerleri.....	57
Tablo 9 – Uzaysal Ayırma Gücü Testi.....	58
Tablo 10 – Radyasyon Sızıntısı Testi Sonuçları.....	59
Tablo 11 – Otomatik Ekspojur Kontrol Sisteminin Performans Ölçümleri.....	60
Tablo 12 – Otomatik Ekspojur Kontrol Sisteminin Performansının İyon Odalarına Bağlı Doğruluğu.....	62
Tablo 13 – OEK Sisteminin Kısa Dönem Tekrarlanabilirliği.....	63
Tablo 14 – Işık Alanı ile X-Işını Alanı Arasındaki Uyumun Ölçülmesi	64
Tablo 15 – Detektör Alanı ile X-Işını Alanı Arasındaki Uyumun Ölçülmesi	65
Tablo 16 – Kompresyon Pedalının Göğüs Duvarı Kenarı ile Görüntü Alıcı Sistemin Göğüs Duvarı Kenarının Arasındaki Uyumun Ölçülmesi	66
Tablo 17 – Detektörün Yanıt Fonksiyonun Ölçümü Sonuçları.....	67
Tablo 19 – CNR Hesaplaması için Alınan Ölçümler (1cm ² lik ROI Alanı)	70
Tablo 20 – SNR ve FOM Hesaplaması için Alınan Ölçümler (4cm ² lik ROI Alanı)	70

Tablo 21 – Detektörün Artefakt Değerlendirmesinin Sonuçları.....	71
Tablo 22 – Ortalama Glandüler Doz Ölçüm Sonuçları.....	72
Tablo 23 – Ortalama Glandüler Doz (OGD) Kabul Sınırları.....	73
Tablo 24 – Dijital Dijital Mamografi Cihazı Kalite Kontrol Testlerinin Uygulanma Sıklığına Yönelik Örneklendirme.....	79

Şekil Listesi

Sayfa

Şekil 1 – Mamografi Sistemleri	8
Şekil 2 – X-Işını Tüpü.....	9
Şekil 3 – Topuk Etkisi.....	10
Şekil 4 – Grid (Bucky) Tablası.....	15
Şekil 5 – “Flat – Panel Fosfor” Detektör Sistemi (İndirek Dönüştürücü)	16
Şekil 6 – Selenium Flat – Panel Detektör Sistemi (Direk Dönüştürücü)	17
Şekil 7 – İndirek ve Direk Dönüştürücülerin Çalışma Prensibi.....	18
Şekil 8 – Detektör Sistemleri. (Type 1; Flat – Panel fosfor Sistemi (İndirek Dönüştürücü), Type 2; Alan Taramalı Detektör – CCD Sistemi, Type 3; Depo Fosfor Görüntüleme Plağı Sistemi, Type 4; Selenium Flat – Panel Sistemi (Direk Dönüştürücü)).....	20
Şekil 9 – Uzaysal Çözünürlük Paterni	21
Şekil 10 – Lorad Selenia Mamografi Cihazı	27
Şekil 11 – PTW Freibrug İyon Odası (37)	28
Şekil 12 – PTW Freiburg Elektrometre(38)	28
Şekil 13 – PTW Diavolt kVp ve Doz Ölçer (39)	29
Şekil 14 – Akrilik Meme Fantomu (40)	30
Şekil 15 – Tüp çıkış testi düzeneği.....	32
Şekil 16 – Yarı değer kalınlığı (HVL) ölçüm düzeneği.....	36
Şekil 17 – Uzaysal ayırma gücü testinin düzeneği	37
Şekil 18 – Tüpün radyasyon sızıntısı testinin düzeneği.....	39

Şekil 19 – X-Işını alını ile ışık alanının hizalanması testinin düzeneği (Işın gözü ile görünüşü).....	43
Şekil 20 – Kompresyon kuvveti testinin düzeneği (Lateral görünüm)	46
Şekil 21 – SNR ve CNR ölçüm testinin düzeneği.....	48

Grafik Listesi

Sayfa

Grafik 1 – X-Işını Doğrusallığı Testi Sonuç Grafiği.....	56
Grafik 2 – 20 kVp için “Ortalama Piksel Değeri / ESAK Değeri” Grafiği.....	69
Grafik 3 – 39 kVp için “Ortalama Piksel Değeri / ESAK Değeri” Grafiği.....	69

Kısaltmalar

FFDM: Full – Field Digital Mammography

ALARA: As Low As Reasonably Achievable

Cu : Bakır

Mo : Molibden

Be : Berilyum

Rh : Rodyum

W : Tungsten

CsI : Sezyum İyodür

Tl : Talyum

Ag : Gümüş

Al : Alüminyum

kV : Kilo Volt

mA : Mili Amper

mAs : Mili Amper Saniye

OEK : Otomatik Ekspozur Kontrol

aSi : Amorf – Silikon

aSe : Amorf – Selenyum

HVL : Half Value Layer

DQE : Detective Quantum Efficiency

MTF : Modulation Transfer Function

SNR : Sinyal – Noise Ratio

CNR : Contrast – Noise Ratio

FOM : Figure of Merit

OGD : Ortalama Glandüler Doz

ESAK : Entrance Surface Air Kerma

mGy : Mili Grey

μGy : Mikro Grey

N : Newton

ACR : Acrylic Solid Surface

PMMA: Poli Metil Metakrilat

CV : Coefficient of Variation

ROI : Region of Interest

EGQA: European Guideness of Quality Assurance

Teşekkür

Medikal Fizik Yüksek Lisans eğitimimde emeği geçen bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim süresince gerek akademik gerek ise özel yaşantım konusunda benden desteğini esirgemeyen ve tez çalışmamda bana bütün bilgisini ve ilgisini sunan danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt'a sonsuz teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimimde ve tez çalışmamda büyük katkıları olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Pınar Balcı'ya teşekkür ederim.

Tez çalışmam sürecinde desteğini esirgemeyen, Teknikel firmasına teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince gösterdikleri sabır ve anlayış için aileme sonsuz teşekkür ederim.

Oğuzhan Ayrancıoğlu

Mayıs 2011, İZMİR

DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZLARININ KALİTE KONTROL, KALİBRASYON VE STANDARDİZASYONU

Oğuzhan Ayrancıoğlu

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı/İzmir

oguzhanayrancioglu@hotmail.com

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, ülkemizdeki dijital mamografi sistemlerinde (FFDM) kalite kontrol testlerinin standardizasyonu yapılırken, mamografik görüntü kalitesi ve meme dozu arasındaki ilişkinin ortaya konulmasıdır.

Dijital mamografi cihazları için kalite kontrol testleri düzenlendi ve uygulanabilme performansı ve önemine göre optimize edildi. Testlerde cihaz, x-ışını üretimi, kompresyon ve kolimasyon, görüntü alıcı sistem, dozimetri, görüntü gösterimi olarak beş bölümde değerlendirildi. X-ışını üretiminin performansı farklı kV ve mAs değerlerinde test edildi. Tüp çıkış değeri “51-89 $\mu\text{Gy/mAs}$ ” olarak bulundu. Tüpteki radyasyon kaçağı değeri ölçüldü ve X-ışını kalitesi için yarı değer kalınlıkları sırasıyla; 0,248mm, 0,259mm, 0,267mm, 0,272mm, 0,276mm alüminyum (Al) olarak hesaplandı. Kaynak – görüntü mesafesi 66,6cm olarak ölçüldü. Otomatik ışınlama kontrolünün performansı değerlendirildi. Kompresyon değerlendirmesinde göğüs tablasının sıkıştırma kuvveti 158,6N olarak ölçüldü. Kolimasyon değerlendirmesinde ise göğüs tablasının x-ışını alanına olan hizası ile hem ışık alanının hemde detektör alanının x-ışını alanına olan hizası kontrol edildi. X-ışını alanı ile ışık alanı arasında sağ ve sol kenarlarda %2yi geçkin sapma ölçüldü. X-ışını alanı ile detektör alanı arasında ise sadece ön kenarda sapma olduğu görüldü. Görüntü alıcı sistem ile ilgili olarak, detektör sisteminin çalışma sınırlarına bakıldı ve yanıt fonksiyonu değerlendirildi. Uzaysal

Çözünürlük kullanılan test paterni ile ölçüldü, anot – katot eksenine paralel iken milimetre de 12 – 14 çizgi çifti görülebilirken eksene dik yönde 11 çizgi çifti görüldü. Detektörün CNR değeri sayısal olarak 1,67 bulundu. Bunun yanı sıra SNR ve FOM değeri sırasıyla; 8,138, 7,927, 6,425 ve 13697, 4640, 1331 bulundu. Artefakt ölçümlerinde detektörden kaynaklanan herhangi bir artefakta rastlanmadı. Monitör sistemlerinin değeriendirme testi düzenlemesine rağmen elde olmayan sebeplerden ötürü gerçekleştirilemedi.

Sonuç olarak dijital mamografi cihazı üzerinde uygulanan testler literatür ile karşılaştırıldı. Gerçekleştirilme olasılığı ve önemine göre derlenen testlerin sonuçları değeriendirildi. Testler gerçekleştirme periyotlarına göre derlendi. Bu çalışmanın, ülkemiz dijital mamografi akrediyasyon programını oluşturmak açısından referans bir kaynak olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dijital Mamografi, Kalite Kontrol, Görüntü Kalitesi, Kalite Güvenliği

QUALITY CONTROL, CALIBRATION AND STANDARDIZATION OF FULL FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS

Oğuzhan Ayrancıoğlu

Dokuz Eylül University The Institute of Health Science

Medical Physics Department, Inciraltı/İzmir

oguzhanayrancioglu@hotmail.com

ABSTRACT

In the present study, it was aimed to evaluate working performance of digital mammography systems (FFDM) within the scope of quality control tests.

Quality control tests for digital mammography devices were designed and optimized according to applicability performance and importance. For the tests, the device divided into five parts as X ray generation, compression, image receptor system, dosimetry and image display. The performance of x ray generation was tested with different kV and mAs values. Tube output value was confirmed as “51-89 $\mu\text{Gy/mAs}$ ”. The radiation leakage in tube was measured and for the X ray quality, half-value layers were calculated as 0.248mm, 0.259mm, 0.267mm, 0.272mm, 0.276mm aluminum (Al), respectively. The source – image distance was measured as 66.6cm. The performance of automatic teleportation control was evaluated. The compression force of the breast tray was calculated and found as 158.6N. The level of breast tray to the X ray area and the level of both light area and detector area to the X ray area were controlled. More than 2% deviation was measured in the left and right edges between the x ray area and detector area. The working range of the detector system about the image receptor system was examined and the response function was evaluated. Spatial resolution was measured with the current test pattern, when the test pattern was parallel to the anode - cathode axis, 12 – 14 line pairs per millimeter were determined. But when it was perpendicular to the axis, 11 line pair was seen. The CNR value of the detector was found as

1.67 numerically. The calculated SNR and Fom values were found as 8.138, 7.927, 6.425 and 13697, 4640, 1331 respectively. In artifact measurements, no artifact arising from the detector was seen. The tests for the evaluation of the monitor systems could not be carried out due to the reasons beyond control.

Finally, the tests carried out on the digital mammography device were compared with the literature. The results of the tests which were compiled according to the probability and importance of realization were evaluated. The tests were compiled according to their realization periods. And it was aimed to present a reference of resource in terms of creating the digital mammography accreditation program of our country.

Key Words: Digital Mammography, Quality Control, Image Quality, Quality Reliability

GİRİŞ

Meme kanseri, kadınlarda sıklıkla görülen kanser türlerinden bir tanesidir.(1) Ulusal Kanser Enstitüsü'nün (National Cancer Institute, NCI) yürüttüğü meme kanserine yakalanma istatistiklerine göre yaşam boyu her sekiz kadından birinde meme kanseri gelişme riskinin olduğu belirtilmektedir.(2) 1980li yıllardan bu yana, son 20 yıllık periyotta Avrupa ülkelerinde ve Amerika'da meme kanseriyle ilişkili ölüm oranı %20 ile %30 arasında azalma göstermiştir.(3) Ölüm oranlarındaki azalmayı etkileyen birçok değişken olmasına rağmen bu değişkenlere en büyük katkıyı sağlayan, özellikle son yıllarda meme kanserine yönelik yapılan tarama programlarının yaygınlaşması, kanserin erken dönemde teşhis edilme oranının artması ve buna bağlı doğru tedavi yöntemlerinin uygulanmasıdır.(1,3) Bu yaklaşım ile meme kanserinin yol açtığı ölümlerin, hastalığın erken dönem teşhisinin artmasıyla, istatistiksel bir azalım gösterdiği açıkça görülmektedir. (3) Dünyada ve ülkemizde giderek önem kazanan bu kanser türünde, her geçen gün gelişen mamografi teknolojisi, erken tanı ve tedavide etkin rol oynamaktadır.

Mamografi, çeşitli kalınlıklardaki göğüs dokusunun, x-ışını kullanılarak yüksek kontrast aralıklı ve yüksek uzaysal çözünürlüklü görüntüsünü oluşturma tekniğidir. (1,4) Meme kanserinin en erken evredeki bulgusu olan ve “%30 ila %50” olguda izlenen mikrokalsifikasyonlar, meme görüntülerinin (mamogram) değerlendirilmesinde kritik bir öneme sahiptir.(1) Mikrokalsifikasyonların görüntülenmesi için ise yüksek uzaysal çözünürlük ve yüksek kontrast aralığı gerekmektedir. Böyle bir hassasiyet ile çalışabilmek için x-ışını aracılığıyla meme dokusundan gelen bilginin mümkün olan en az kayıp ile sinyale çevrilip işlenmesi gerekmektedir. (5) Bunu elde etmedeki teknik güçlükler nedeniyle dijital görüntülemenin memede kullanımı gecikmiştir. Bilgisayarlı radyografilerin klinik kullanımları hakkındaki ilk çalışmalar 1990'ların başlarında yayınlanmıştır. Meme kanseri teşhisindeki bu önemi ile dijital mamografi, 1992 yılında Ulusal Kanser Enstitüsü tarafından “meme kanseri teşhisinde önemli bir rol oynayan ve hızla gelişmekte olan bir teknoloji” olarak tanımlanmıştır.(1)

Mamografide kullanılan düşük enerjili x-ışınlarının yol açabileceği etkilerden biri olan stokastik etki, hastaya verilecek olan radyasyon dozu miktarının ciddiyetini önemli ölçüde arttırmaktadır. Bu nedenle mamografi sistemlerinin düzenli kalite kontrolü büyük önem

taşımaktadır.(2) Bu sistemlerdeki doz çıkış değerinin ve görüntü kalitesinin birçok parametreye bağlı olmasından dolayı, bu parametrelerdeki ufak değişiklikler görüntü kalitesi ve göğüs dokusunun aldığı organ dozunu önemli ölçüde etkileyecektir. Bu sebepten ötürü kullanılan ekipmanın, hastaya verilecek olan pozisyonun, görüntüleme tekniğinin ve görüntüleme parametreleri gibi değişkenlerin doğru belirlenmesi ve bunların düzenli kontrol edilmesi gerekmektedir.(6) Bu kontrolün periyodik olarak yapılması, görüntü kalitesini artıracak ve hastaya verilen radyasyon dozunun kontrolünü ve azaltılmasını sağlayacaktır.

Ülkemizde hizmet vermekte olan dijital mamografi cihazı kalite kontrol testleri için belirlenmiş standart bir program bulunmamaktadır. Tanıyı destekleyecek en yüksek kalitede görüntünün en düşük radyasyon dozunda gerçekleştirebilmek için, kullanılan dijital mamografi cihazlarının etkinliğinin ülke genelinde standardizasyonu sağlanmalıdır. Bu tez çalışmasında, ülkemizdeki dijital mamografi kliniklerinde uygulanmak üzere, gerek ulusal gerekse uluslararası yayınlar incelenerek bir kalite kontrol protokolü hazırlandı. Dijital mamografi sisteminin kalite değerlendirilmesinde; tüp çıkışı, kVp tekrarlanabilirliği, kVp doğrusalılığı, tüp sızıntısı, yarı değer kalınlığı (HVL), ayırma gücü, kaynak-görüntü mesafesi, otomatik ışınlama (ekspozur) kontrolü (OEK) kullanımı ile ilgili testlerin yanı sıra, kolimasyon (ışık alanı ve radyasyon alanı), kompresyon kuvveti, grid (bucky) faktörü, detektörün yanıt fonksiyonu, sinyal/gürültü (SNR) ve kontrast/gürültü (CNR), ortalama glandüler doz (OGD), artefakt değerlendirme testleri de gerçekleştirildi. Çalışmada meme yapısını simüle etmek için, standart test bloğu (4.5 cm PMMA fantom) ve akrilik meme fantomu kullanıldı.

Tüm bu testlerin ışığında, ülkemizdeki dijital mamografi cihazlarının kabul testleri, aylık, üç aylık ve yıllık yapılması gereken kalite kontrol testlerinin standardizasyonun yapılması amaçlandı. Bunun yanı sıra görüntü kalitesi ve hasta dozu değerlendirmeleri yapılırken doz ve görüntü kalitesi arasındaki ilişki ortaya konuldu.

GENEL BİLGİLER

Günümüzde yaygın bir şekilde kullanılan röntgen, bilgisayarlı tomografi veya floroskopi cihazları tanısal görüntüleme için önemli roller üstlenmektedir. Bu cihazların kullanımında yer alan orta kalitedeki x-ışınları, insan vücudunun bazı dokularında önemli hasarlara yol açabilir. Bu sebepten meme dokusu gibi hassas organlar için geliştirilen bir teknik ortaya çıkmıştır. Günümüzde meme dokusu birçok kurum ve kuruluş tarafından insan dokuları arasında en hassas ve en zarar görebilir doku olarak kabul edilmektedir. (7) Mamografi, meme dokusunu tanısal amaçla incelemek için düşük enerjili radyasyon dozu kullanan görüntüleme tekniğidir. Mamografinin en önemli özelliği ise meme kanserinin erken teşhisinde büyük bir rol oynaması ve bunu yaparken de olası en düşük hasarı vermeye çalışmasıdır (ALARA). (1,5,8)

1. Mamografi Cihazının Çalışma Prensipleri:

Mamografi cihazları yapısal olarak ikiye ayrılır. Konvansiyonel mamografi cihazları görüntü alıcı sistem olarak film/ekran sistemini kullanırken; dijital cihazlar detektör sistemini kullanır (Şekil 1A ve 1B). Bu çalışmada üzerinde çalıştığımız konu dijital mamografi cihazlarıdır.

Mamografi sistemleri basitçe;

- X-ışını tüpü ve jeneratörü
- Kompresyon tablası
- Görüntü alıcı sistem (detektör sistemi veya film/ekran sistemi)
- Konsol

komponentlerinden oluşmaktadır.

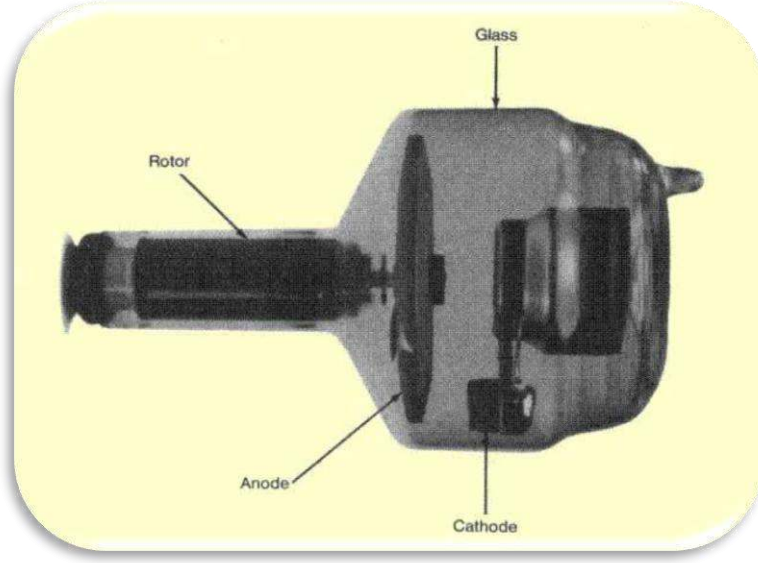


Şekil 1 – Mamografi Sistemleri (A. Dijital Mamografi Sistemi, B. Konvansiyonel Mamografi Sistemi) (9,10)

Sistem bir röntgen cihazından farklı değildir. Düşük enerjili bir x-ışını tüpü ve bir detektör sisteminden oluşan cihazda, gönderilen x ışınları dokuda azalır uğrayarak dedektör sistemine gelirler ve dokudan dedektöre gelen bu bilgiler elektrik sinyaline dönüştürülür. Bu işlemin sonunda alınan sinyaller yükseltilir ve matematiksel işlemler (Fourier dönüşümleri) ışığında ekrana görüntü olarak yansıtılır. Mamografi cihazları, 3kW gibi bir enerjiye sahip tek fazlı yüksek frekans jeneratörleri ile çalışmaktadır. (11)

2. X-Işını Tüpü ve Yapısı:

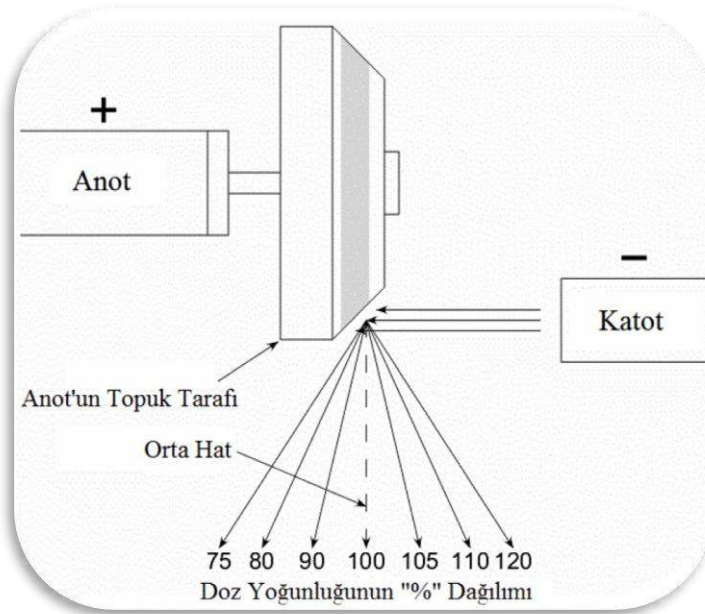
Yapay yollarla x-ışını meydana getirmeye yarayan insan yapısı aygıtlara x-ışını tüpü adı verilmektedir. Neredeyse tüm radyolojik incelemelerde kullanılan x-ışını tüpü mamografi sistemlerinde de kullanılmaktadır. Basit olarak yapısı, vakumlanmış bir tüp içinde anot ve katot (flaman) materyallerinden oluşmaktadır (Şekil 2).



Şekil 2 – X-Işını Tüpü (12)

Genelde anot materyali tamamen bakırdan (Cu) oluşurken, bu kısım bazı sistemlerde molibdenden (Mo) de oluşmaktadır. Anot üzerinde elektronların çarptırıldığı hedef materyal ise molibden, rodyum (Rh) veya tungsten (W) den yapılmaktadır. Hedef materyaller her zaman için yüksek ısı kapasitesine ve verime sahip olmalıdır. Bazı tüp sistemlerinde döner anot kullanılarak anot üzerindeki ısı yayılımının homojen olmasına özen gösterilmektedir. Bu teknik tüp ömrünün uzun olmasını sağlamak için geliştirilmiştir. Mamografi sistemlerinde düşük enerjili x-ışını kullanımından dolayı klinik uygulamalarda hedef materyali düşük atom numaralı molibden ($_{42}\text{Mo}$) kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra tüpte bulunan katotta iki farklı boyutta flaman bulunmaktadır. Bu flamanların boyutları ise sırasıyla 0,3 - 0,4mm ve 0,1 - 0,15mm dir. Katottaki flamandan geçirilen akım sonucu termoiyonik salınım meydana gelir ve açığa çıkan bu elektronlar anot hedefine çarptırılarak x ışınları oluşturulur. Flamanlardan uzun olan seçilirse anot hedefinde daha geniş alanda x ışını oluşturulur ki, bu alan büyük fokal spot alanı olarak adlandırılır. Genellikle yumuşak doku özelliği gösteren meme dokusunda radyografik kaliteyi yakalamak için mamografi çekimlerinde düşük kalite ve yüksek kantitede x ışınlarına ihtiyaç duyulur. Bu nedenle mamografi tetkiklerinde genellikle büyük fokal spot alanı seçilir. Küçük fokal spot alanı ise magnifikasyon yapıldığı durumlarda kullanılır. Mamografi cihazlarının tüp çıkışına düşük enerjili x-ışınlarını soğurmak ve x-ışını

kalitesini arttırmak için yaklaşık 0,8 - 1mm kalınlığında berilyum (Be) elementi konulmaktadır. Tüpün penceresindeki “Be” elementi, mamografi sistemlerindeki doğal filtrasyonu oluşturmaktadır. X-ışını potansiyelleri 20kVp’den başlayarak sistemden sisteme değişerek maksimum 40 kVp’ye kadar çıkabilmektedir. (6,11,13) Mamografide anot ile ilgili önemli bir özellikte anot açısıdır. Düşük anot açılı tüplerde anot hedefinde oluşan x ışınlarının bir kısmı anotun kendisi tarafından soğurulduğundan dolayı tüpten çıkan x ışınlarının enerjisi anot tarafında katot tarafından daha düşüktür. Bu olaya “topuk etkisi” denir (Şekil 3). Mamografi cihazlarında bu etki memenin konik yapısına uygun şekilde tasarlanmıştır. Meme dokusunun yapısından ötürü x-ışını tüpünde oluşturulan topuk etkisi tekniği ile meme ucuna gidildikçe azalan doku oranını gözeterek radyasyon miktarında düşüş sağlanır. (11) Bu işlem sayesinde meme üzerine düşürülen “x-ışını/doku hacmi” oranı olası homojeniteye getirilmiş olur.



Şekil 3 – Topuk Etkisi (14)

Tüpten çıkan x-ışınlarının diverjans dağılımından ötürü meme dokusu dışında bulunan pektoral kas ve arkasında kalan organların gereksiz yere radyasyon alması söz konusudur. Hem bu durumu engellemek hemde topuk etkisini etkin kullanmak için tüpe yaklaşık 25° bir

açı verilir. Bu şekilde pektoral kas ve arkasında kalan dokuların alacağı radyasyon dozu da azaltılır.

3. X-Işını Etkileyen Faktörler:

X-ışını etkileyen faktörleri iki başlık altında toplayabiliriz.

- X-ışınının kalitesini etkileyen faktörler
- X-ışınının kantitesini (miktarını) etkileyen faktörler

3.1. X-Işınının Kalitesini ve Kantitesini Etkileyen Faktörler:

X-ışınının kalitesi, x-ışınlarının toplam enerjisi olarak tanımlanır ve x-ışınlarının ortam içerisindeki giriciliği ile doğru orantılıdır. Işın enerjisi arttıkça girişkenlik (penetrasyon) artar, enerji azaldıkça ise girişkenlik azalır. X-ışınının kantitesi, anot materyaline çarpan elektron sayısı ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Tüpün yapısında x-ışınlarının kalitesini ve kantitesini etkileyen faktörler:

- Tüp gerilimi (kV)
- Filtrasyon (Doğal ve Ek Filtrasyon)
- Anot (hedef) materyalinin yapısı
- Tüp akımı (mA)

3.1.1. Tüp Gerilimi (kV):

Yapay olarak oluşturulan bir x-ışınının enerjisi, kendisini oluşturan yani katottan salınan elektronun enerjisine bağlıdır. Elektronun enerjisi ise hızı ile doğru orantılı olarak artar ve azalır. Tüp içerisindeki anot-katot arası uygulanan voltaj ne kadar yüksek olursa, kopartılan elektronların hızları da doğru orantılı olarak o kadar yüksek olacaktır. Bu yüzden üretilen x-ışınlarının enerjisi (giriciliği) arttırılmak istenildiğinde, anot-katot arasında uygulanan gerilimin (kV) arttırılması gerekmektedir (6,11,13,15-17). Mamografi sistemlerinde kullanılan

gerilim aralığı cihazdan cihaza farklılık göstermek ile beraber genel olarak 20kV ile 40kV arasında değişmektedir.

Tüp gerilimi ya da voltajı tüm radyasyon sistemlerinde olduğu gibi mamografide de x-ışınının kalitesini etkilediği gibi kantitesini de etkilemektedir (6,11,13). Aralarında “mA” ile olduğu gibi bir doğru orantı olmadığı gibi gerilimdeki %15’lik bir artış “mA” değerinin iki katına çıkartılmasına karşılık gelen bir x-ışını artışına yol açmaktadır (15).

3.1.2. Filtrasyon:

Filtrasyon, tüpten çıkan düşük enerjili x-ışınlarının soğurulmasını sağlayarak oluşan toplam x-ışını enerjisini arttırmaya yarar. Bu nedenle x-ışını kalitesini arttırmakta kullanılır. Burada uygulanacak olan filtrasyonun kalınlığı ve yapıldığı materyalin atom numarası x-ışını soğurulmasında doğrudan bir rol oynamaktadır. Materyalin atom numarası ve filtrasyonun kalınlığı arttıkça, soğurulan x-ışınlarının ortalama enerjisi o kadar artar (6,12,16). Örnek olarak bir mamografi sisteminde 28kVp’deki en homojen x-ışını enerjisi için uygulanacak ek filtrasyonun, 0,31 – 0,4 mm alüminyum (Al) aralığında olması gerekmektedir (20,21). Klinik uygulamalar için mamografi cihazlarında kullanılan filtre materyallerinin en yaygın olanları; Molibden (Mo), Rodyum (Rh) ve Gümüş (Ag) dür. Filtre kombinasyonlarının değişimi, x-ışını spektrumunu etkilemektedir. Örnek olarak; “Rh” filtre seçiliyken tüpten çıkan x-ışını ortalama enerjisi, “Mo” filtre seçiliyken alınan x-ışını ortalama enerjisinden yüksektir. Ek filtrasyon olarak belirlenen yarı değer kalınlığı için farklı kalınlıklarda alüminyum (Al) plakalar kullanılmaktadır. Ek filtrasyonun amacı x-ışını tüpünden çıkan x-ışınlarının kalitesini maksimum seviyeye taşıyabilmektir.

Bunun yanı sıra ortalama x-ışını kalitesini arttırmak için kullanılan ek filtrasyon aynı zamanda kaliteyi arttırmak için düşük enerjili x-ışınlarını soğurduğundan dolayı x-ışını kantitesinde etkilemektedir. Ek filtrasyonun kalınlığı arttıkça, x-ışını kantitesinde doğru orantılı olarak azalım gösterir. Bu sayede hastanın gereksiz yere fazladan alacağı doz azaltılmış olur (6,12,16).

3.1.3. Anot (Hedef) Materyalinin Yapısı:

Katot'dan (flaman) gelen elektronların etkileştiği materyal, oluşacak olan x-ışınlarının enerjilerini haliyle kalitelerini doğrudan etkilemektedir. Bu sebeple hedef anot materyalinin atom numarasının yüksek ya da düşük oluşu, filtre mekanizması gibi x-ışını kalitesini belirleyen bir diğer parametredir. Ayrıca hedef anot materyalinin seçiminde materyalin ısıya dayanıklılığında önemlidir (6,12).

3.1.4. Tüp Akımı (mA):

Tüp akım şiddeti “mA” olarak ifade edilmektedir. Mamografi sistemlerinde çoğunlukla mA'e direkt olarak müdahale edilememektedir, burada “mAs” olarak kullanılan bir birim devreye giriyor. Burada “mA” tüp akımını tanımlarken, “s” ışınlama süresini belirtmektedir. “mA”, flamandan geçen akım değeridir. “mA” değeri arttıkça, flamandan koparılan elektron sayısı artarken, üretilen x-ışını miktarı da aynı oranda artmaktadır (6,12,16,17).

4. Kompresyon Sistemi:

Kompresyon sistemi, mamografi cihazlarında bulunan bir komponenttir. Meme dokusu %50 glandüler (süt bezleri, süt kanalları, vs.) - %50 yağ dokusundan oluşmaktadır ve doku yoğunluğu olarak heterojen bir dağılım göstermektedir. Bu sebepten ötürü konik yapıya sahip meme dokusundan uygun şartlarda görüntü elde edilemeyeceğinden bir aparatla dışarıdan uygulanacak kuvvet sayesinde meme dokusu homojen hale getirilir. Böylelikle memenin hareketsizleştirilmesi sağlanarak kenar bulanıklığı önlenir ve doku kalınlığının azaltılmasına bağlı olarak hastadan saçılan radyasyon oranı azaltılır. Böylelikle hasta dozu azaltılırken mamografik kalite artırılır. Bu nedenlerden dolayı meme dokusu, kişiden kişiye değişecek şekilde bir kuvvet ile sıkıştırılarak homojen hale getirilir (6,11,13).

5. Otomatik Işınlama Kontrol Sistemi:

Otomatik ışınlama kontrol sistemi, radyasyon ışınlamasının süresini belirler. Ayrıca otomatik zamanlayıcı (autotimer) ve foto zamanlayıcı (phototimer) olarak da isimlendirilebilmektedir. Işınlamalarda, doku kalınlığı artışından ötürü x-ışını soğurumu sonucu, detektör üzerine düşen ışın sayısında azalım görülür ve görüntüyü oluşturan sinyalde azalım sağlanır. OEK sistemi kullanılırken, meme kalınlığına bağlı olarak iyi bir “görüntü kalitesi / hasta dozu” oranı elde etmek için opsiyonel olarak cihaz “mAs”, “kV” veya “hedef/filtre” parametrelerinde otomatik ayarlamalar yaparak ışınlamanın zamanı ve kalitesi ayarlanır. Sistem bunu yaparken hasta dokusu ile detektör sistemi arasında bulunan iyon odalarını veya sensörleri kullanır. Kaliteli bir görüntü için yeterli olan sinyal alındığı anda sistem ışınlamayı otomatik olarak sonlandırır (6,15,16,18).

6. Grid (Bucky):

Yüksek yoğunluktaki veya kalınlıktaki bir memenin mamografi görüntüsündeki kontrastlanma saçılan radyasyonun fazla olmasından ötürü olumsuz yönde etkilenmektedir. Saçılan radyasyonun birincil radyasyona oranı normal boyutlardaki bir meme dokusunda sayısal değer olarak 0.6 ya eşit veya büyük olabilmektedir. Özellikle yüksek yoğunluk ve kalınlıktaki meme dokularından saçılan radyasyon oranının azaltılması için ”grid (bucky)” sisteminin kullanılması gerekmektedir (Şekil 4) (6,11,13). Mamografi sistemlerinde, 4:1 veya 5:1 grid oranlı hareketli gridler kullanılır. Grid kullanımı ile hastanın aldığı doz artarken görüntü kalitesinde aynı oranda artmaktadır. Ayrıca grid oranının artmasıyla hasta dozuda artmaktadır. Bu yüzden bazı enstitüler grid kullanımını, 6 cm ve altına baskılanamayan, yoğun memeler için önermektedir (11).



Şekil 4 – Grid (Bucky) Tablası (19)

7. **Görüntü Alıcı Sistem:**

7.1. **Detektör Sistemleri**

Dijital mamografi sistemlerinde, tüm dijital radyoloji sistemlerinde olduğu gibi görüntü elde edilmesinde detektör sistemleri kullanılmaktadır. Dijital mamografide dört çeşit detektör sistemi bulunmaktadır. Bunlar;

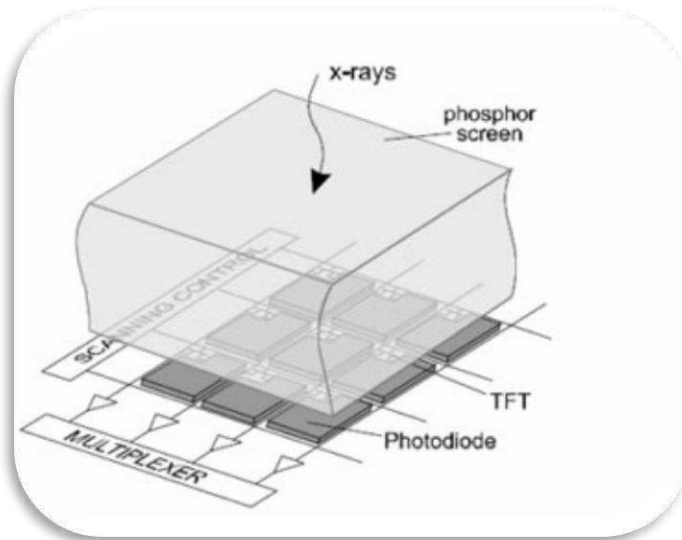
- “Flat – Panel Fosfor” Sistemleri
- “Selenium Flat – Panel” Sistemleri
- “Depo Fosfor Görüntüleme Plağı (Bilgisayarlı Radyografi)” Sistemleri
- “Alan Taramalı Detektör – CCD” Sistemleri

7.1.1. Flat – Panel Fosfor Sistemleri:

“Flat – panel fosfor” detektör sisteminde x-ışınlarının detekte edilmesinde talyum (Tl) ile aktive edilmiş sezyum iyodür (CsI) kullanılmaktadır. Bu bileşim “CsI(Tl)” şeklinde ya da fosfor ismiyle ifade edilir. Sistem basitçe, Amorf-silikon (a-Si) materyali üzerine CsI(Tl) materyalinin konulması ve “aSi” altına diktörtgen dizi şeklinde foto-diyotların hizalanıp dizilmesiyle oluşturulur. Burada CsI(Tl) materyaline gelen x-ışınları atom altı parçacıklarla etkileşerek ışık fotonlarına dönüştürülür ve çoğaltılır. Silikondan geçen fotonlar foto-diyotlarda depolanarak elektrik sinyaline dönüştürülürler. Böylece sinyal sisteme aktarılaraq görüntü oluşumu sağlanır. Dizideki tüm detektör elementleri birer adet foto-diyot ve ince film - transistör anahtarına sahiptir. Tüm diziler kendi çizgileri boyunca kontrol edilirler ve her çizgi dizisi birbirinden farklı zamanlarda sırasıyla enerji verilip anahtarı açılarak depoladıkları enerjilerini (sinyalleri) mamografi sisteminin sinyal işleme kısmına aktarılırlar. Bu tür detektör sistemlerine “indirek dönüştürücü” detektör sistemleri denir (Şekil 5). Buradaki dijital sinyal dönüşümü;

X-ışını -> Foton (Işık) -> Sinyal depolama sıralamasıyla gerçekleşir (Şekil 7).

Flat – panel fosfor sistemlerinde düşük bir ihtimalde olsa arka arkaya alınan görüntüler sebebiyle görüntüler üzerinde silik görüntüler oluşabilmektedir (22-24).



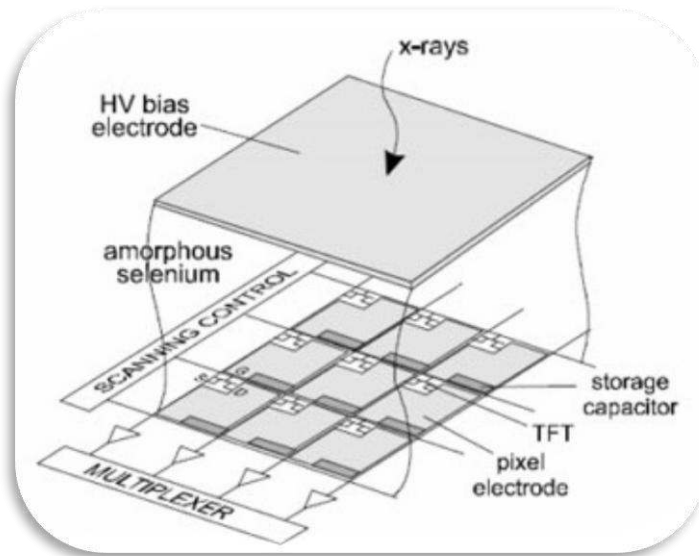
Şekil 5 – “Flat – Panel Fosfor” Detektör Sistemi (İndirek Dönüştürücü) (25)

7.1.2. Selenyum Flat – Panel Sistemleri:

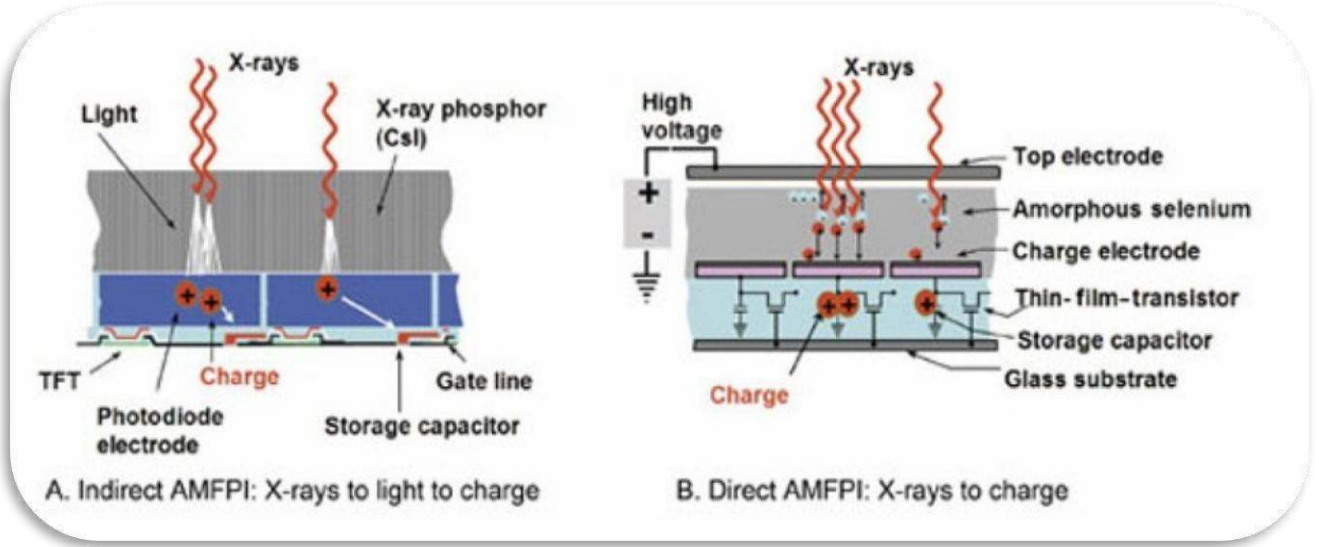
Selenyum flat – panel sistemi, flat – panel fosfor sisteminin tersine fosfor tabakası kullanmaz, onun yerine amorf-selenyum (aSe) materyalini kullanır. X-ışını "aSe" materyalinde soğurulduğu zaman, materyal içerisinde elektron – boşluk çiftleri oluşumu sağlanır. Elektronlar amorf-selenyumun üst tabakasına, boşluklar ise alt tabakasına toplandıklarında; elektrotlar üzerinden bir elektrik akımı geçmeye başlar. Bu uygulama sanki amorf – silikon (aSi) tabakası gibi davranarak flat – panel fosfor sistemi gibi iş görmeye başlar. Bu tür detektör sistemlerine “direk dönüştürücü” detektör sistemleri denir (Şekil 6). Buradaki dijital sinyal dönüşümü;

X-ışını -> Sinyal depolama sıralamasıyla gerçekleşir (Şekil 7).

Bu sistemlerin avantajı daha yüksek uzaysal çözünürlük ve daha yüksek kuantum deteksiyon etkinliğine (DQE (Detective Quantum Efficiency)) sahip olmasıdır. Dezavantajı ise, çok fazla geri besleme akımına ihtiyacı olması ve ışınlamanın olmadığı zamanlarda detektörün yok yere sinyal üretmesidir (22-24).



Şekil 6 – Selenyum Flat – Panel Detektör Sistemi (Direk Dönüştürücü) (26)



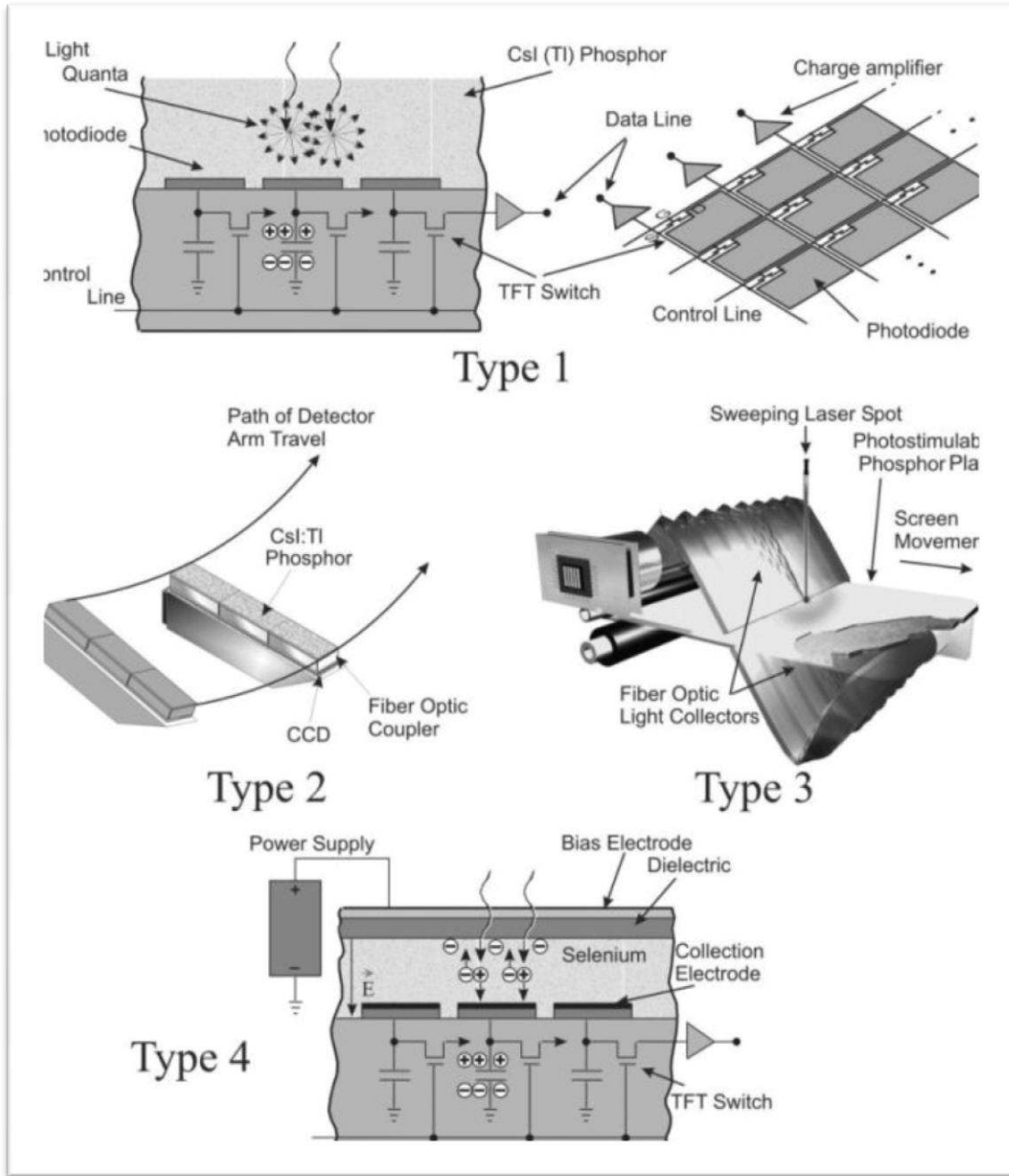
Şekil 7 – İndirek ve Direk Dönüştürücülerin Çalışma Prensibi (27)

7.1.3. Alan Taramalı Detektör - CCD Sistemleri:

Alan taramalı detektör – CCD sistemleri, uzun, ince ve dikdörtgen şeklinde uzanan bir dizi şeklindedir. Tüpten çıkan x-ışınları ise detektörün bu şekline göre kolime edilmiş haldedir. Bu sistemlerde yine CsI(Tl) materyalini kullanırlar. Bu sistemlerde farklı olarak bir biri ile eşleşmiş milyonlarca optik liflerden oluşmuş iki plaka bulunmaktadır. Bu plakaların iki görevi vardır. Birincisi, CsI de oluşan ışık fotonlarını, onu dijital sinyale dönüştürecek olan CCD dizisine taşımak, ikinci olarak da plakalar üzerindeki optik lifler, fosfor tabakası tarafından emilimi olmayan radyasyonu engelleyerek CCD kameranın radyasyona maruz kalarak hasar almamasını sağlamaktır. Sistem çalışırken x-ışını tüpü ile detektör sistemi eş zamanlı olarak hareket eder ve tarama yapar. Detektör sinyal toplama işlemi tek bir dizi çizgisi şeklinde sırayla hareket ederek alır (Şekil 8). Sistemin avantajları, tarama esnasında meme dokusunu düz bir hat üzerinde kolime edilmiş bir x-ışını demetiyle taradığından dolayı sistemde grid kullanımı olmadan hasta dozunu düşürmek mümkündür. Bunun yanı sıra üretim ücreti olarak da alan detektörlere göre daha ucuz maliyetlidirler. Dezavantajları ise, tarama üzerinden görüntü alındığından dolayı görüntü alma süresinde artış olmaktadır. Bu süreçten dolayı x-ışını tüpündeki ısınma miktarı diğer sistemlere göre artmaktadır (22 - 24).

7.1.4. Depo Fosfor Görüntüleme Plağı (Bilgisayarlı Radvografi) Sistemleri:

Sistem “photostimulable luminescence” olarak adlandırılan bir fosfor tabakası kullanır. Gelen x-ışınları fosfor tabakasındaki elektronları geçici bir süreliğine “serbest elektron” haline getirir ve bu elektronlar yine kristal yapı içerisindeki tuzaklara düşürülerek depolanır. Burada tuzaklanan elektron miktarı, soğurulan x-ışını miktarı ile ve dolayısıyla da kaydedilen sinyal ile doğru orantılıdır. Bu sistemin detektör yapısı “film/ekran” yani analog sistemlerin kaset yapısına benzemektedir. Tüm bu detektör sistemi bir kaset içerisinde bulunmaktadır. Işınlamadan sonra kristal’in depoladığı enerjiyi (sinyal), kaseti okumak için yapılmış özel makinelere takılıp, lazer ışını yardımı ile tuzaklanan elektronların enerjilerini vermesini sağlayıp (elektronların enerji seviyeleri arası geçişinden doğan enerjidir ve bu sistemlerde görünür mavi bir ışık şekilde kendisi gösterir.) optik okuyucu sistem ile okuyarak kaydeder (Şekil 8). Bu işlem esnasında enerjilerini vererek bir alt enerji seviyesine (orjinal yörüngelerine) geçen elektronlar stabil konumlarına geri döner (22 - 24).



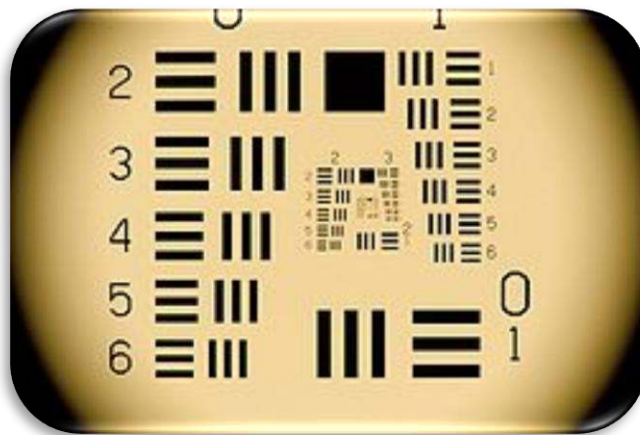
Şekil 8 – Detektör Sistemleri. (Type 1; Flat – Panel fosfor Sistemi (İndirek Dönüşütücü), Type 2; Alan Taramalı Detektör – CCD Sistemi, Type 3; Depo Fosfor Görüntüleme Plâğı Sistemi, Type 4; Selenium Flat – Panel Sistemi (Direk Dönüşürücü)) (22)

7.2. Kuantum Deteksiyon Etkinliği (DQE):

Kuantum deteksiyon etkinliği, detektör sistemlerinde, sinyalin analog halden dijital hale dönüştürülmesiyle orantılı bir değerdir. Bu değer, detektör sisteminin kalitesini yani sinyali dönüştürmedeki verimini tanımlar. Aslında bir detektörün performansının ölçümündeki en belirleyici parametre “Kontrast/Gürültü (CNR)” oranıdır. Bu oran ise bire bir olarak “DQE” parametresine bağlıdır. Önemli olan bir diğer konu ise, “CNR” parametresinin görüntüsü alınan nesnenin yapısına da bağlı bir değişken olmasıdır. “DQE” ise detektörün karakteristiğinin belirlenmesinde, nesne yapısından bağımsız tek parametredir ve uzaysal çözünürlük frekansının bir fonksiyonudur (28,29).

7.3. Uzaysal Çözünürlük:

Uzaysal çözünürlük detektörün çözümleyebildiği birbirine yakın çizgi çiftlerinin sayısı ile ölçülmektedir. Sistemin ayırma gücünü yani görüntü keskinliğini tanımlar. Uzaysal çözünürlük ölçümleri için hazırlanmış özel paternler (örnekler) bulunmaktadır. Belirli aralıklı çizgi çifti gruplarından oluşan bu paternler ile detektörün ne kadar detaylı görüntü verebildiği hem görsel hem de sayısal olarak ölçülebilmektedir. Uzaysal çözünürlük dijital sistemlerde piksel sayısı ve piksel boyutu ile doğrudan bağlantılı olmasına rağmen, sistemin görüntüyü oluşturmadaki algoritmasına da bağlıdır. Bu sebepten dijital sistemlerde uzaysal çözünürlüğü değerlendirirken sadece piksel özellikleri üzerinden değerlendirmek yanlış olacaktır (30,31).



Şekil 9 – Uzaysal Çözünürlük Paterni (32)

7.4. Sinyal/Gürültü (SNR) ve Kontrast/Gürültü (CNR) Oranları:

Sinyal, gelen x-ışınlarının nesne içerisinden geçerek detektöre nesne hakkındaki aktardıkları bilgiler toplamının dijital platforma aktarılmış halidir. Burada istenilen, aktarılan bilginin mümkün olan en yüksek verim ile sinyale çevrilebilmesidir. Bu esnada detektörün kendisinden kaynaklanan bir gürültü (background) seviyesi bulmaktadır. SNR ise, alınan sinyalin, detektörün gürültüsüne oranı şeklinde bulunan sayısal bir değerdir. “SNR” oranının yüksek olması görüntü kalitesinin doğru orantılı bir şekilde artması demektir (21,33).

Kontrast ise, gelen x-ışınlarının nesneden geçtikten sonra detektörde sinyale çevrimi ile görüntü üzerinde oluşan siyah, beyaz ve gri skaladır. Görüntüdeki kontrastlanmayı etkileyen bir parametrede kontrast çözünürlüğüdür. Bu terim ise, detektörün görüntüsü oluşturulan nesne üzerindeki farklı iki fiziksel yoğunluğu, siyah – beyaz skalada net ayırma gücüdür. Kontrast da tıpkı sinyal gibi detektörün gürültüsünde kaybolmaktadır. Aynı “SNR” oranı gibi kontrastın gürültüye oranı da “CNR” olarak ifade edilir ve görüntü kalitesini tanımlar (21,34).

$$SNR = \frac{G_{Sinyal}}{G_{Gürültü}} \quad (1)$$

G_{Sinyal} : Alınan sinyal gücü,

$G_{Gürültü}$: Sistemin altyapısındaki gürültünün sinyal yoğunluğu

$$CNR = \frac{K_A - K_{Gürültü}}{G_{Gürültü}} \quad (2)$$

K_A : A numaralı ROI (Region of Interests, İlgilendiğimiz bölge) alanının sinyal yoğunluğu (kontrast),

$K_{Gürültü}$: Sistemin altyapısındaki gürültünün sinyal yoğunluğu,

8. Ortalama Glandüler Doz:

Radyasyon, günümüzde birçok alanda vazgeçilmez bir kullanım halini almış durumdadır. Gerek sanayide gerekse tıpta uygulamaları bulunmaktadır. Kullandığımız bu yöntemlerin yararları yanında tabii ki radyasyonunun verdiği zararları da bulunur. Verdiği hücresel yıkım ile insan doğasını olumsuz yönde etkiler. Tıpta, radyolojideki radyasyon uygulamaları da tüm bu bilinç ışığında yönetilmekte ve yönlendirilmektedir. Tıbbi görüntülemede radyasyonun hasta üzerindeki etkisi önemlidir. Dijital mamografi sistemlerinde bu konuya daha dikkat etmek gerekmektedir. Çünkü günümüzde meme dokusu, birçok kuruluş tarafından insan dokuları arasında en hassas ve en zarar görebilir doku olarak kabul edilmektedir. Bu yüzden uygulanan radyasyon dozunun dozimetrik uygulama ile ölçülmesi, meme dokusu üzerinde oldukça önem teşkil eder. Bu sebepten ötürü meme dokusunun aldığı ortalama radyasyon dozunun yani “Ortalama Glandüler Doz (OGD)” değerinin belirlenmesi gerekmektedir. Hassas bir doku olduğu için burada birçok değişken hesaba katılmaktadır. Meme yapısının inhomojenitesinden, farklı meme kalınlıklarına kadar etkileyen tüm değişkenler bu ölçümde hesaba katılmaktadır. X-ışınlarının tüpten çıktıktan sonra dokuya temas edeceği noktadaki okunan radyasyon dozuna, “ESAK (Entrance Surface Air Kerma)” ya da “Hava Kerma Giriş Dozu” denilmektedir. Bu dozimetrik ölçüm tüm radyasyon uygulamalarında kullanılır. Uygulanan radyasyonun doku üzerindeki etkisi ise organdan organa göre değişiklik gösterir. Tüm organların kendileri için hesaplanmış katsayıları bulunmaktadır ve ESAK değeri ile işleme sokularak alınan organ dozları bulunur. Ortalama Glandüler Doz’da da aynı durum söz konusudur (35,36).

$$D = K \times g \times c \times s \quad (3)$$

D, Ortalama glandüler doz

K, Hava kerma giriş dozu

g, Meme dokusundaki %50 lik glandüler doku faktörü

c, Meme dokusundaki glandüler dokunun farklı yoğunluklardaki memelerde sıkıştırma yapıldığında meydana gelen farklılığı düzeltmek için hesaba katılan faktör

s, Uygulanan hedef/filtre kombinasyonundan gelen katkı faktörü

Meme Kalınlığı (cm)	g - faktör (mGy/mGy) HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
3	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
4	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
4,5	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
5	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
6	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,216
7	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
8	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
9	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723
10	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540
11	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1385

Tablo 1 – “g – faktör” tablosu

Meme Kalınlığı (cm)	c - faktör (mGy/mGy)						
	HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918
4	0,940	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955
5	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004
6	1,080	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066
7	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127
8	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183
9	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225
10	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251
11	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256

Tablo 2 – 40 ile 49 yaş arası bayanlar için “c – faktör” tablosu

Hedef / Filtre	s – faktör
Mo / Mo	1,000
Mo / Rh	1,017
Rh / Rh	1,061
Rh / Al	1,044
W / Rh	1,042
W / Al	1,050

Tablo 3 – Klinik kullanımları için “s – faktör” tablosu

MATERYAL ve METHOD

1. Araştırmanın Tipi:

Bu çalışma, deneysel bir çalışmadır.

2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı:

Araştırma, iki farklı mamografi anabilim dalı merkezinin mamografi cihazları üzerinde uygulanmıştır. Çalışma gerekçesiyle mamografi anabilim dalı merkezleri isimlerinin verilmesi etik olmayacağından, kliniklerin hangi hastanelere bağlı olduğu belirtilmemiştir. Çalışma “2009 – 2010” yılları arasında sürdürülmüş ve tamamlanmıştır.

3. Çalışma Materyeli:

a. Lorad (Hologic Company) Selenia

Bu çalışma, “Lorad (Hologic Company) Selenia S” model cihazlar üzerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmalar, iki farklı mamografi kliniğinde gerçekleştirilmiştir. İki klinikteki cihazlar aynı olmakla beraber çalışmada, “Cihaz1” ve “Cihaz2” olarak adlandırılmıştır. Yapım yılı ve teknolojisi olarak “Cihaz2”, “Cihaz1” e göre daha yenidir.

Lorad Selenia S;

- Tüp Voltajı: AC Voltage, 20 – 39kV (max)
- Tüp Akımı: 100mA (Max)
- Faz Sayısı: Tek Fazlı Generatör
- Çalışma Sıcaklığı Aralığı : 20°C – 30°C
- Anot Materyali: Molibden (Mo)
- Anot Rotasyonu: 9600 rpm
- Kolimasyon: 24cm – 29cm (Max)
- Kompresyon: 89N – 178N veya 20lb – 40lb (300N (Max))

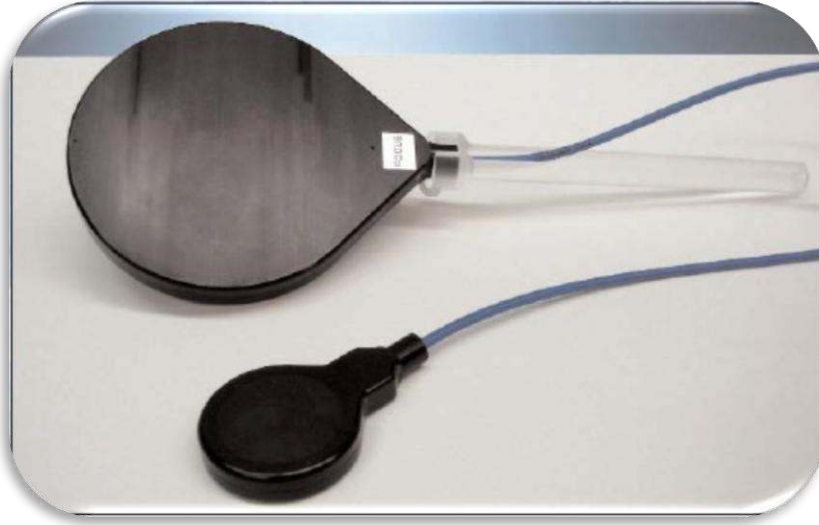


Şekil 10 – Lorad Selenia Mamografi Cihazı

b. İyon Odası ve Elektrometre (37, 38):

PTW Freiburg, SFD Chamber Type 34069:

- Boyut ve Hacmi: 0,32mm kalınlık, 6cm³ iyon odası hacmi
- Voltaj: Nominal 100V
- Nominal Kullanılan Enerji Aralığı: 25 – 35kVp
- Çalışma Sıcaklığı Aralığı: 10°C – 40°C
- Ölçüm Alanı Boyutu: 5x5 – 40x40
- Toplam Alan Yoğunluğu: 38mg/cm²
- Elektrot Materyali: PMMA ve 99,98 Saflıkta Al Folyo
- Duvar Materyali: 0,32mm Grafit Kaplı PMMA



Şekil 11 – PTW Freiburg İyon Odası(37)

PTW Freiburg, Unidose E, Universal Dosimeter Type 10008:

- Kullanım Alanı: Doz, Doz Hızı, mAs Ölçümü
- Voltaj: 90 – 240 AC Voltaj
- İyon Odası Voltajı: 0 – 400V
- Çalışma Sıcaklığı: 10°C – 40°C



Şekil 12 – PTW Freiburg Elektrometre(38)

c. **PTW Diavolt (39):**

- Kullanım Alanı: kVp, Doz ve Işınlama Zamanı Ölçümü
- Güç: 4 adet AA 1.2V pil
- Voltaj Ölçüm Aralığı (kV): 22kV – 40kV (Mamografi için)
- Işınlama Zamanı Ölçümü: 0,3ms – 999s
- Çalışma Sıcaklığı: 15°C – 35°C



Şekil 13 – PTW Diavolt kVp ve Doz Ölçer (39)

d. **ACR Akrilik Meme Fantomu (40):**

- Materyal: %50 glandüler - %50 yağ doku simülasyonlu akrilik (PMMA)
- Akrilik Taban: 3,4cm
- Kaplama Kalınlığı: 3mm
- Fantom Kalınlığı: 10,8cm



Şekil 14 – Akrilik Meme Fantomu (40)

e. **PMMA Fantom:**

- Yapısı: Hava yoğunluğu ile eş değer yoğunlukta bir madde
- Kalınlık: 4 Adet 2cmlik, 1 Adet 1cmlik

f. **Alüminyum (Al) Filtre:**

- Saflık: %99,99
- Kalınlık: 1mm – 5mm (0,5mm aralıklarla artan 10 adet Al filtre)
- Boyut: 14,5cm x 14,5cm

4. **Veri Toplama Araçları:**

Araştırmada kullanılan, “iyon odası”, “elektrometre” ve “kVp ölçer” veri toplama cihazları “çalışma materyali” bölümünde belirtirmiş, detayları ile sunulmuştur (37, 38, 39). Dijital mamografi cihazlarına ait kalite kontrol testlerinin her aşaması ayrı bir deney föyü haline getirilip, çalışma sırasında basamaklar halinde gerçekleştirilmiştir.

5. Araştırma Planı ve Takvimi:

Bu çalışma dokuz eylül bilimsel araştırma projesi (BAP) olarak hazırlanmış ve 2007-2008 yılları arasında yazılı olarak sunulup kabul edilmiştir. 2008-2009 yılları arasında proje tarafından verilen maddi destek ile çalışma için gerekli cihazlar alınmış ve bu süreçte çalışmanın araştırması yapılmıştır. 2009-2010 yılları arasında yapılan araştırmalar ışığında iki farklı mamografi anabilim dalı merkezinde üçer kere yapılmak üzere uygulamalar tekrarlanmış ve ölçümler tamamlanmıştır.

6. Verilerin Değerlendirilmesi:

Çalışmada alınan ölçümler çeşitli sayısal çözümlemelerle değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar literatür ile karşılaştırılmıştır. Testler için oluşturulan kabul sınırları ayrı ayrı gözden geçirilirken farklılıklar ortaya konmuştur. Ayrıca elde edilen sonuçlar aracılığıyla çalışma optimize edilerek, testlerin hangi sıklıkla yapılması gerektiği de belirlenmiştir.

7. Araştırmanın Sınırlılıkları:

Bu çalışma, daha fazla dijital mamografi cihazında gerçekleştirilerek farklı cihazların sonuçlarının istatistikî olarak değerlendirilmesi yapılabilirdi. Ancak çalışma planlanırken bütçede farklı dijital mamografi cihazlarındaki kalite kontrol çalışmaları planlanmamıştı. Bunun yanısıra alınan ölçümler sırasında yapılan insani hatalar veya sonuca ulaşmada yapılan sayısal çözümlemelerde yapılan insani hatalar sonuçlara olumsuz yansiyabilir. Ne kadar dikkat edilse de insani hatalar her çalışmada olduğu gibi bu çalışmada da mevcut olabilir.

8. Etik Kurul Onayı:

Dokuz Eylül Üniversitesi Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 21 ocak 2010 tarih ve 03 no.lu toplantısında; DEU.HSI.MSc-2008970014 kodlu “Dijital Mamografi Cihazlarının Kalite Kontrol, Kalibrasyon ve Standardizasyonu” isimli projenin onayı alındı. Ek – 1’de sunuldu.

Dijital Mamografi Cihazında Kalite Kontrol Testleri

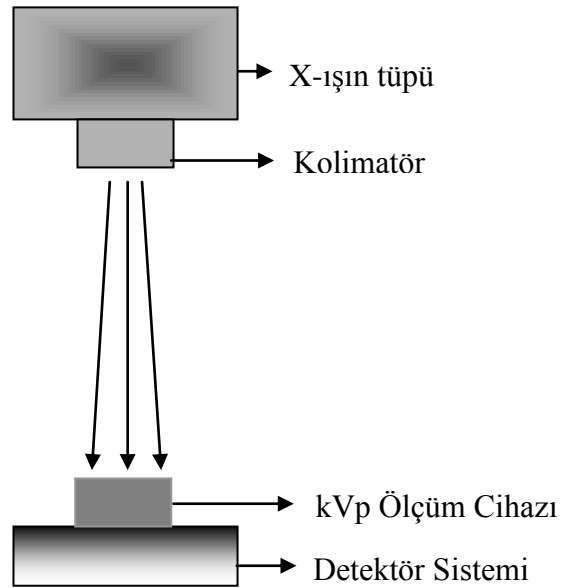
1. X-Işını Üretimi

1.1. X-Işını Kaynağı

1.1.1. Tüp Çıkış Testi:

Radyolojik çekimlerde x-ışın tüpü ve jeneratörünün performansını değerlendirebilmek için kullanılan en önemli parametrelerden birisi tüp çıkışının ölçülmesidir. Tüp çıkışı; kVp, mA ve ışınlama zamanı (s) ile doğru orantılı olarak değişim gösterir.

Bu test ile tüp çıkış değeri, sabit “mAs” ve değişken “kVp” değerleri ile tekrarlanıp ölçülür ve sistemin tüp çıkış değerinin “ $\mu\text{Gy/mAs}$ ” cinsinden doğruluğu değerlendirilir. Test için mamografi sistemlerine uygun kVp ölçüm cihazı kullanılır. Burada kullanılan kVp ölçüm cihazı, direk olarak kVp ölçebildiği gibi aynı zamanda radyografik aralıkta radyasyon dozunu da ölçebilmektedir. Bu ölçümler için ayrıca iyon odası ve elektrometre kombinasyonu da kullanılır. Kullanılan Materyal, kVp ölçüm cihazıdır.



Şekil 15 – Tüp çıkış testi düzeneği

Ölçümde;

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid kaldırıldı,
- ❖ “kVp” değeri; 24kVp ile 32kVp arasında ikişer ikişer arttırılarak “mAs” değeri 100mAs’da sabit tutuldu ve her bir kVp değeri için doz çıkışı değeri kaydedildi.
- ❖ Ters kare kanununa göre, kaynak-görüntü mesafesi 100cm’e normalize edilerek doz değerlerindeki düzeltmeler yapıldı ve kaydedildi.

1.1.2. Tüp Çıkışı (kVp) Tekrarlanabilirliği Testi:

Klinik çalışmalar için tüp çıkışının kararlılığı önemlidir. Bu test ile tüp çıkışının, aynı ışınlama şartlarında (sabit “kVp” ve sabit “mAs”) birbirine yakın doz değerleri verip vermediği kontrol edilir. Test için mamografi sistemlerine uygun kVp ölçüm cihazı kullanılır.

Kullanılan Materyal: kVp ölçüm cihazı

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rhodium (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid kaldırıldı,
- ❖ Aynı tüp çıkış (kVp) değerlerinde (24kVp ile 32kVp aralığında), belirli sayıda ard arda ölçümler alındı ve doz çıkış değerleri kaydedildi. (Aynı ölçümler boyunca, Hedef/Filtre, kVp ve mAs değerleri sabit tutuldu.)

1.1.3. Tüp Çıkışı (kVp) Doğruluğu ve Doğrusallığı Testi:

“kVp” seçimi, görüntü kalitesi ve hasta dozu yönünden önemlidir. Bu nedenle sistemin kVp kalibrasyonu hatalı olmamalı ve periyodik olarak kontrol edilmelidir. Bu test ile tüp çıkışının değişen “kVp” değerlerindeki doğruluğu ve doğrusallığı ölçülmektedir.

Kullanılan Materyal: kVp ölçüm cihazı.

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid kaldırıldı,
- ❖ Sabit “mAs” değerinde, “kVp” parametresi sırasıyla değiştirilerek (24kVp ile 32kVp aralığında) ard arda “kVp” değerleri ölçüldü, kaydedildi.
- ❖ Ölçülen “kVp” değerlerinin, ayarlanan “kVp” değerlerine göre grafiği çizdirildi ve doğrusallık gözlemlendi.

1.1.4. Yarı Değer Kalınlığı (HVL (Half-Value Layer)) Testi:

Yarı değer kalınlığı (HVL), sabit kVp ve mAs değerinde, tüp çıkışının doğal filtrasyon varken alınan doz değerini, filtre kullanarak yarı değerine kadar azaltmak için gerekli olan alüminyum kalınlığıdır ve mm-Al olarak ifade edilir. X-ışını demetinin kalitesinin saptanabilmesi için yarı değer kalınlığının ölçülmesi önemlidir.

Tüp çıkışı homojen bir yapıya sahip olmamakla beraber, demetin içerisindeki düşük enerjili fotonlar, meme dokusunu geçip detektöre ulaşamadıkları ve görüntüye katkıda bulunmadıkları gibi hastanın almış olduğu radyasyon dozunu artırmaktadırlar. Bu nedenle sistemin belirli bir doğal filtrasyona sahip olması gerekmektedir. Böylelikle filmde kontrast kaybı olmadan hasta dozu azaltılır. (Doğal filtrasyonun çok yüksek olması durumunda demetin ortalama enerjisi çok yükselir ve filmde kontrast kaybı gözlenir) Sistemin doğal

filtrasyonun direkt olarak ölçülmesi mümkün değildir. Bu test ile belirli kVp değeri içinde sistemin HVL'si ölçülür. Bu değer yardımı ile sistemin filtrasyonu bulunur. (Testin yapılabilmesi için cihazın tüp çıkış değerinin istikrarlı, alüminyum (Al) filtrelerin %99,9 saflıkta ve bu filtrelerin kalınlıklarının %1 hata ile doğru olması gerekmektedir.)

Kullanılan Materyal: Doz ölçüm cihazı (İyon odası ve elektrometre), Alüminyum (Al) plakalar (0,3mm, 0,4mm, 0,5mm, 0,6mm, 0,7mm)

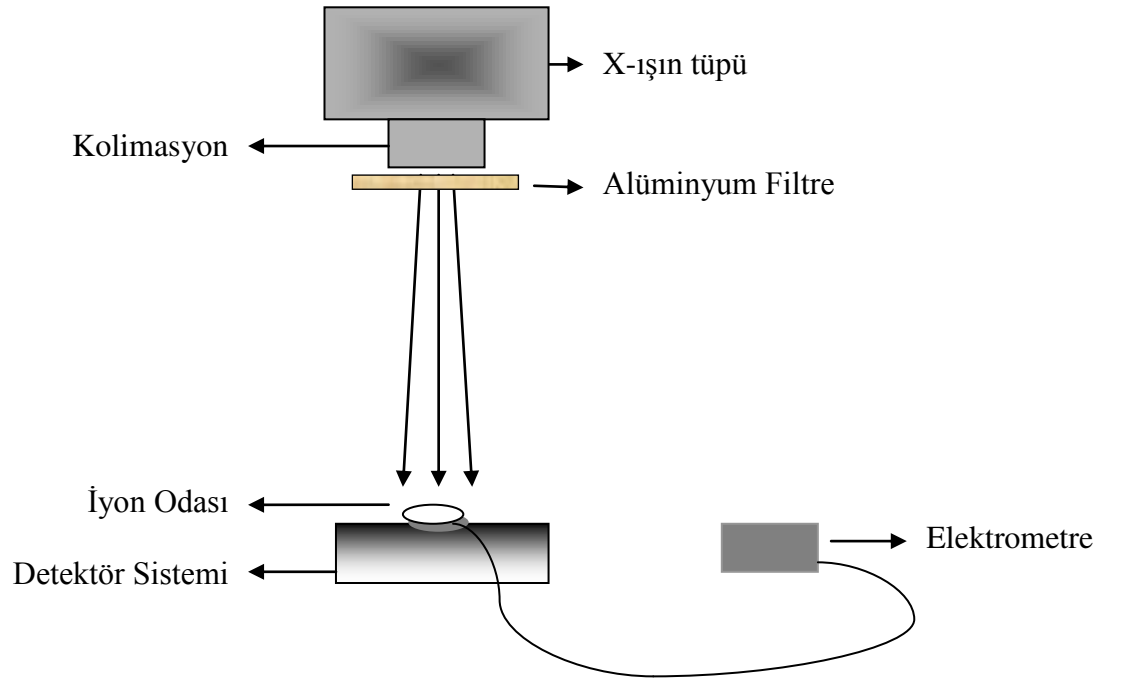
Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid kaldırıldı,
- ❖ Tüp çıkışına, kalınlığı 0,3mm den başlayacak ve sırayla 0,1mm arttırılacak şekilde alüminyum (Al) filtreler konuldu.
- ❖ Sabit “mAs” değerinde her bir “kVp” değeri için (24kVp ile 32kVp aralığında) 0,3mm'den 0,7mm alüminyuma kadar arttırılan filtre kalınlığı ile doz değeri ölçüldü ve kaydedildi.
- ❖ Aşağıdaki formülden, ölçümlerden alınan değerler ile HVL değeri hesaplandı;

$$HVL = \frac{\left[\left(X_1 \times \ln \left(2 \times \frac{Y_2}{Y_0} \right) \right) - \left(X_2 \times \ln \left(2 \times \frac{Y_1}{Y_0} \right) \right) \right]}{\ln \left(\frac{Y_2}{Y_1} \right)} \quad (4)$$

Y_0 , Doğal filtrasyon varken yapılan ışınlama ile alınan doz değeri

Y_1 ve Y_2 , Alüminyum (Al) filtrelerin X_1 ve X_2 kalınlıkları takıldıktan sonra yapılan ışınlama ile alınan doz değerleri



Şekil 16 – Yarı değer kalınlığı (HVL) ölçüm düzeneği

1.1.5. Uzaysal Ayırma Gücü testi:

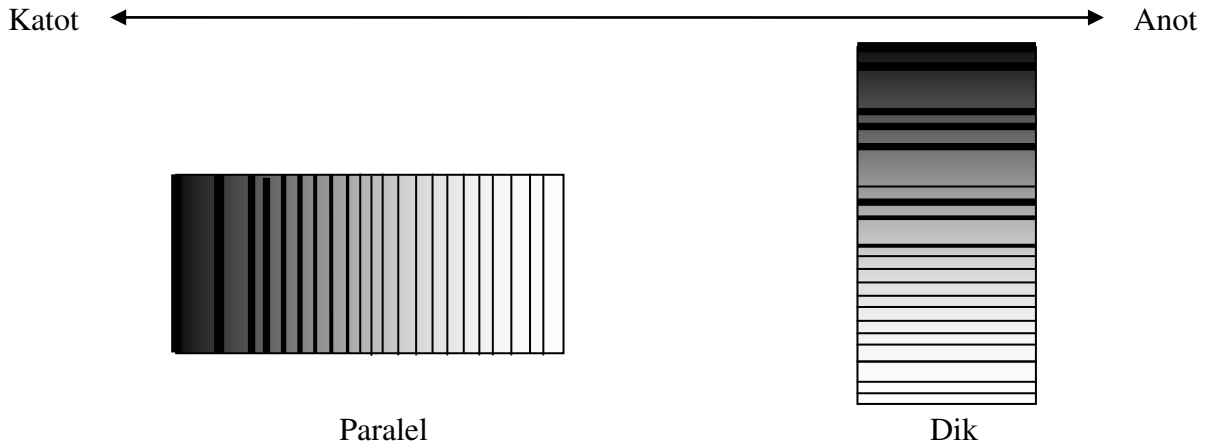
Mamografi gibi yumuşak doku üzerinde çalışan bir radyografi ünitesi için alınan görüntüdeki ayırt edilebilirlik çok önemlidir. Bu durum özellikle birkaç yüz mikrometreden daha küçük yapıların seçilmesinde önem arz etmektedir. Bu test ile gözle görülür en fazla çizgi çifti sayısı belirlenir ve sistem detektörünün ayırma gücü sınırları denetlenir.

Kullanılan Materyal: MTF test paterni

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid kaldırıldı,

- ❖ İlk olarak test paterni anot-katot eksenine paralel konumlandırıldı ve görüntüsü alındı.
- ❖ İkinci olarak test paterni anot-katot eksenine dik konumlandırıldı ve görüntüsü alındı.
- ❖ Alınan görüntüler üzerinde %200 yakınlaştırma yapılarak çizgi çifti grupları gözlemlendi ve sonuçlar kaydedildi.



Şekil 17 – Uzaysal ayırma gücü testinin düzeneği

1.1.6. **Kaynak – Görüntü Mesafesi Testi:**

Kaynak-görüntü mesafesi üreticiden üreticiye değişim gösterir. Bu değer cihaz ile gelen kullanma klavuzunda belirtilir. Bu test ile x-ışını kaynağının odağı ile detektör arasındaki mesafenin (kaynak – görüntü mesafesi) ölçülüp doğrulanması sağlanır.

Kullanılan Materyal: Akrilik fantom (ACR Meme fantomu)

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,

- ❖ Grid kaldırıldı,
- ❖ Genişliği 10,5cm olan akrilik meme fantomu kompresyon tablasına, tablanın yüksekliği 5cm olacak şekilde konuldu ve ışınlama yapıldı,
- ❖ Aynı nesne tablanın yüksekliği 26cm olacak şekilde yükseltildi ve ikinci ışınlama yapıldı,
- ❖ Alınan görüntülerin değerleri (Image₁, Image₂) aşağıdaki formülde yerine konularak hesaplandı:

$$F = \frac{d}{\left(a \times \left(\frac{1}{I_1} - \frac{1}{I_2}\right)\right)} \quad (5)$$

F, kaynak – görüntü mesafesi (cm)

d, nesnenin 1.pozisyonu ile 2. pozisyonu arasındaki uzaklık (cm)

a , görüntüsü alınan nesnenin genişliği (cm)

I₁, 1.pozisyonla alınan görüntüdeki fantomun genişliği (cm) (Image₁)

I₂, 2.pozisyonla alınan görüntüdeki fantomun genişliği (cm) (Image₂)

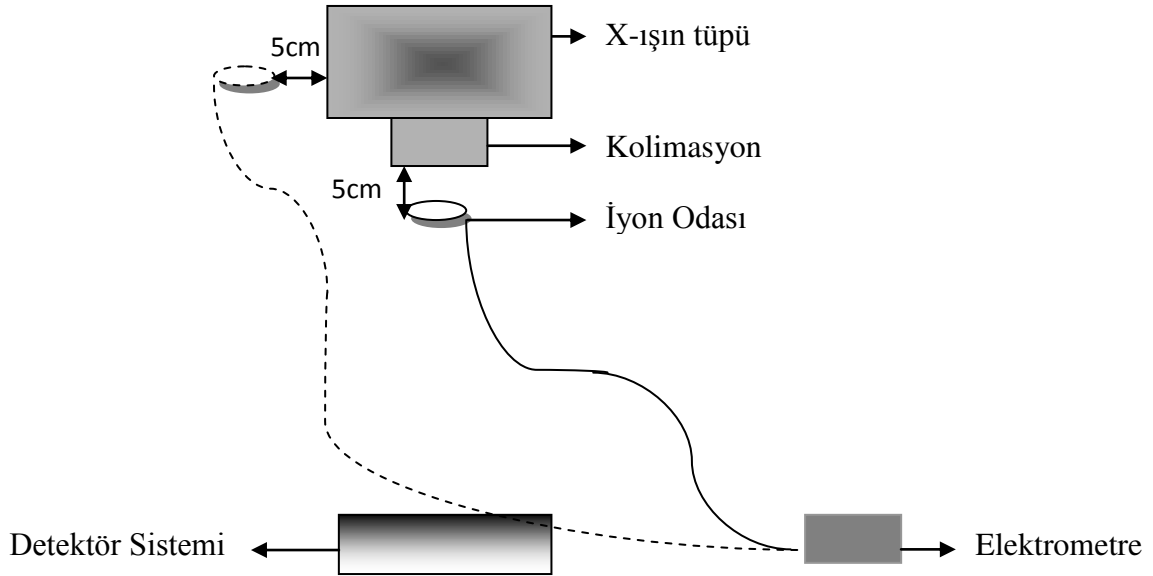
1.1.7. Tüpün Radyasyon Sızıntısı Testi:

Cihaz ışınlama esnasında iken tüpün içerisinde bulunduğu kurşun kalkan sayesinde, tüpün etrafından saılabilecek olan radyasyon engellenir. Bu test ile cihaz ışınlama esnasında iken radyasyon sızıntısı olup olmadığı ölçölür.

Kullanılan Materyal: İyon odası, Elektrometre

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı tamamen kapatıldı, primer radyasyon mümkün olduğunca engellendi. (Kolimasyon tamamen kapatıldığı zaman aralık alan kaldı, burası ek filtre ile kapatılmadı),
- ❖ Grid kaldırıldı,
- ❖ Tüp odağından (kaynak) 5cm (50mm) uzaklığına (sıcak nokta) iyon odası yerleştirildi,
- ❖ Tüp voltajı (kVp) ve tüp akımı (mA) parametreleri makinenin uygulayabileceği maksimum değere ayarlandı ve ışınlama yapıldı,
- ❖ Ard arda birkaç kez ölçülen doz değerleri, 1m (100cm) uzaklığa normalize edilerek kaydedildi.



Şekil 18 – Tüpün radyasyon sızıntısı testinin düzeneği

1.2.Otomatik Işınlama (Ekspojur) Kontrol Sistemi (OEK)

1.2.1.Otomatik Işınlama Kontrol (OEK) Performans Testi:

Mamografi hasta çekimlerinde dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan birisi otomatik ışınlama kontrol'ün kullanılmasıdır. Sistem kVp, mAs ve hedef filtre seçimini otomatik ışınlama kontrolü ile yapar. Kullanılmadığı durumlarda, görüntülerdeki yoğunluk farklılığının azalımında veya hasta dozunun artışında önemli rol oynar. Bu sebeplerden ötürü, otomatik ışınlama kontrol sisteminin performansının belirlenmesi oldukça önemlidir.

Kullanılan Materyal: 18x24cm² lik kompresyon pedalı, büyütme pedalı ve büyütme platformu, PMMA fantom (2cm,4cm,6cm ve 8cm)

Ölçümde:

- ❖ 18x24cm² lik kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid takıldı,
- ❖ Sırasıyla kullanılacak olan PMMA fantomlar (2cm – 8cm), ayrı ayrı kompresyon tablasının orta hattı hizasında olacak şekilde pedalın göğüs duvarı sınırına hizalandı ve kompresyon tablası sıkıştırılarak sabitlendi,
- ❖ Uygulamada kullanılacak olan OEK modu: “Auto-Filter” olarak seçildi,
- ❖ Işınlama karşılama (Exposur Compensation) basamağı: 0. basamak olarak seçildi,
- ❖ Otomatik ışınlama kontrol sensörü 2. pozisyona getirildi,
- ❖ Sonrasında her bir fantom kalınlığı için ışınlama yapıldı ve görüntüler alındı,
- ❖ Alınan görüntülerde ROI bölgesi (4cm²) seçildi ve her bir fantom kalınlığı için alınan görüntülerin ROI bölgelerindeki ortalama piksel değerinden “DC-offset₍₅₀₎” (DC-offset değeri 50 olarak kabul edilmektedir.) değeri çıkartılarak piksel değeri hesaplandı ve kaydedildi,
- ❖ Bu işlemler yapıldıktan sonra, büyültme pedalı kuruldu,
- ❖ Küçük fokal spot alanı seçildi,

- ❖ Grid çıkartıldı,
- ❖ Sadece “4cm” kalınlığındaki PMMA fantom tekrar pedalın orta hattı hizasında olacak şekilde göğüs duvarı sınırına hizalandı ve büyütme pedalı ile sabitlendi,
- ❖ Işınlama yapıldı,
- ❖ Alınan görüntü üzerinde ROI bölgesi (4cm^2) seçildi ve ortalama piksel değerinden “ $\text{DC-offset}_{(50)}$ ” (DC-offset of 50 accounts) değeri çıkartılarak piksel değeri hesaplandı ve kaydedildi.

1.2.2. Otomatik Işınlama Kontrol (OEK) Karşılama Basamağı Testi:

Bu test ile tüm ışınlama basamaklarının performansı değerlendirilmektedir.

Kullanılan Materyal: $18 \times 24\text{cm}^2$ lik kompresyon pedalı, PMMA fantom (4cm)

Ölçümde:

- ❖ $18 \times 24\text{cm}^2$ lik kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Küçük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid takıldı,
- ❖ Otomatik ışınlama kontrol: Auto-Filtre olarak seçildi,
- ❖ “4cm” lik PMMA fantom kompresyon pedalı ile detektör üzerine sabitlendi,
- ❖ Işınlama karşılama basamağı sırasıyla: -3’den 4’e kadar birer birer arttırıldı ve bu sırada alınan görüntüler kaydedildi,
- ❖ Alınan görüntüler üzerinde “ 4cm^2 ” lik ROI alanları belirlendi ve bu alanlardaki ortalama piksel değerleri kaydedildi.

1.2.3. Otomatik Işınlama Kontrol (OEK) Sisteminin Tekrarlanabilirliği Testi:

Bu testte amaç, otomatik ışınlama kontrol sisteminin ard arda tekrarlanan ışınlamalarda verdiği tepkinin doğrusallığının ölçülmesidir. Bu ölçüm, OEK sisteminin stabilitesini ortaya koyar.

Kullanılan Materyal: PMMA fantom, İyon odası ve Elektrometre

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Otomatik ışınlama kontrol; “Auto kV” olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Grid çıkartıldı,
- ❖ 45mm (4,5cm) PMMA fantom, detektörün üzerini kaplayacak şekilde yerleştirildi ve kompresyon tablası sıkıştırılarak sabitledi,
- ❖ İyon odası, x-ışını demeti alanının içerisine yerleştirildi,
- ❖ Ard arda 10 adet ışınlama alındı,
- ❖ Işınlama anlarında alınan doz değerleri ayrı ayrı kaydedildi,
- ❖ Ölçülen doz değerlerine bakıldı ve tekrarlanabilirlik incelendi.

2. Kompresyon ve Kolimasyon

2.1. Kolimasyon

2.1.1. X-Işını Alanı ile Işık Alanının Hizalanması Testi:

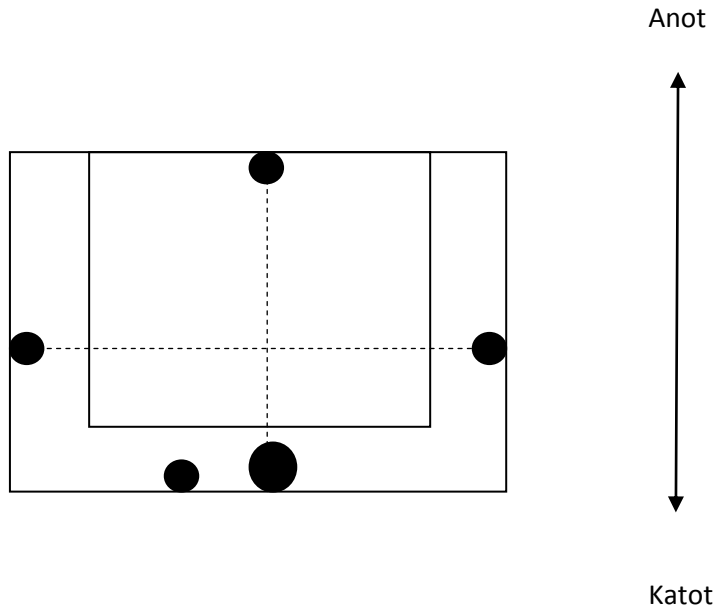
X-ışını alanının düzgün açılması saçılan radyasyon ve hasta dozu bakımından oldukça önemlidir. İyi bir kolimasyonla hem hastanın gereksiz doz alması engellenir hem de saçılan radyasyon azaltılarak görüntüdeki doğruluk arttırılmış olur. Kolimasyon doğruluğunu test etmek için, x-ışını alanının görünür ışık alanı, detektör alanı ve kompresyon tablası ile uyumunun ölçülmesine ihtiyaç vardır.

Kullanılan Materyal: 24x30cm² lik kompresyon pedalı, 18x24cm² lik sürgülü kompresyon pedalı, 4 tanesi aynı 1 tanesi farklı (büyük) boyda olan 5 adet madeni para

Ölçümde:

- ❖ 24x30cm² lik kompresyon tablası takıldı,

- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ Grid çıkartıldı,
- ❖ 4 adet madeni para, ışık alanının 4 kenarını da kapsayacak şekilde (Sağ, Sol, Ön ve Göğüs duvarı kenarı.) yerleştirildi. (Bu yerleşim, her bir paranın ışık alanının her bir kenarına teğet geçecek hassasiyet ile hizalanmasıyla yapıldı.)
- ❖ Büyük olan 5. madeni para, kompresyon pedalının tam altına, pedalın ön yüzeyinin tabanıyla kesiştiği köşeye teğet olacak şekilde yerleştirildi ve bir bant aracılığı ile sabitlendi,
- ❖ Kompresyon tablası, 45mm (4,5cm) yüksekliğe ayarlandı,
- ❖ kVp: 28kVp, mAs: 65mAs seçildi ve ışınlama yapıldı. Alınan görüntü kaydedildi (1. görüntü) (Şekil 9).
- ❖ Alınan görüntü üzerinden paraların, orta hatlarından, görüntü içerisinde kalan genişlikleri ölçüldü (içeriye doğru) ve sapmalar kaydedildi.



Şekil 19 – X-ışını alını ile ışık alanının hizalanması testinin düzeneği (ışın gözü ile görünüşü)

2.1.2. X-Işını Alanı ile Görüntü Alıcı Sistemin (Detektör) Kenar Hizalanması Testi:

Bu test ile x-ışını alanı ile görüntü alıcı sistemin (detektör) kenarlarının bir biri üzerine oturup oturmadığı ölçülür.

Kullanılan Materyal: 24x30cm² lik kompresyon pedalı, 18x24cm² lik sürgülü kompresyon pedalı, 4 tanesi aynı 1 tanesi farklı (büyük) boyda olan 5 adet madeni para

Ölçüm Yöntemi;

- ❖ Test – 2.1.1 ‘de yapılan tüm basamaklar tekrarlandı,
- ❖ Daha sonrasında 24x30cm² lik kompresyon tablası yerine 18x24cm² lik sürgülü kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Sürgü 2,5cm sola kaydırıldı, ışınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (2. görüntü),
- ❖ Sürgü 2.5cm sağa kaydırıldı, ışınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (3. görüntü),
- ❖ Sürgü orjinal pozisyonuna getirildi (Sıfır noktası), ışınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (4. görüntü).
- ❖ Alınan görüntüler üzerinden paraların, orta hatlarından, görüntü içerisinde kalan genişlikleri ölçüldü (içeriye doğru) ve sapmalar kaydedildi.

2.1.3. Kompresyon Pedalının Göğüs Duvarı Kenarı ile Görüntü Alıcı Sistemi Kenarının Hizalanması Testi:

Bu test de kompresyon pedalının göğüs duvarı kenarı ile görüntü alıcı sistemin kenarının arasındaki hizaya bakılır.

Kullanılan Materyal: Bakınız Test–2.1.1

Ölçümde:

- ❖ Test – 2.1.2 ‘de yapılan tüm basamaklar tekrarlandı,

- ❖ 1 ve 4 numaralı görüntüler üzerinden alınan ölçümler kaydedildi.

2.2. Kompresyon

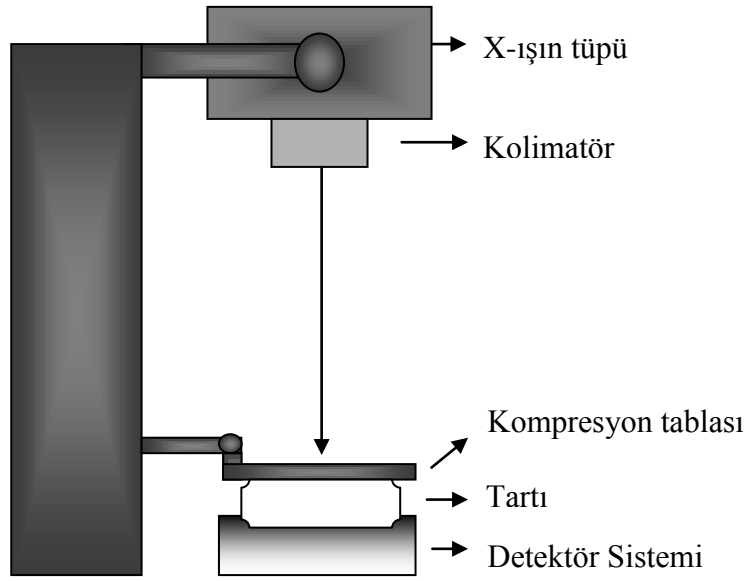
2.2.1. Kompresyon Kuvveti Testi:

Meme dokusu %50 glandüler (süt bezleri, süt kanalları, damar yapılar, vb.) %50 yağ dokudan oluşmaktadır. Bu oluşum ise yapıyı inhomojen kılmaktadır. Burada kompresyonun görevi ise inhomojen dokuyu sıkıştırarak homojen bir yapı oluşturmaktır. Kompresyon tablası bu görevi üstlenmektedir. Uygulanan kompresyon kuvvetinin doğruluğunda hasta rahatlığı açısından önem teşkil etmektedir. Bu test ile cihaz üzerindeki kompresyon kuvveti göstergesinin doğruluğu ölçülmektedir.

Kullanılan Materyal: Kompresyon kuvveti ölçüm cihazı (tartı, baskül, vb.)

Ölçümde:

- ❖ 24x30cm² lik kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Kompresyon tablası altına tartı yerleştirildi,
- ❖ Tartı belirli bir kompresyon değeri alınana kadar sıkıştırıldı ve sabitlendi,
- ❖ Kompresyon kuvveti, 1 dakikalık bir periyot süresince bekletildi ve değer kaydedildi (Şekil 20),
- ❖ Bu esnada tartı üzerindeki okunan kompresyon kuvveti değeride kaydedildi.



Şekil 20 – Kompresyon kuvveti testinin düzeneği (Lateral görünüm)

3. Görüntü Alıcı Sistemin (Detektör Sistemi) Değerlendirilmesi

3.1. Detektör'ün Yanıt Fonksiyonunun Belirlenmesi Testi:

Dijital radyografide detektörün önemi çok büyüktür. Gelişen teknoloji sayesinde, film-ekran teknolojisiyle çalışan radyografi cihazlarının yerini detektör sistemleri almıştır. Detektörler sinyal işleyişleri açısından önemli rol oynadıklarından dolayı yanıt fonksiyonlarının belirlenmesi gerekmektedir.

Kullanılan Materyal: İyon odası ve elektrometre, 45mm (4,5cm) PMMA fantom

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Grid çıkartıldı,

- ❖ Farklı “mAs” değerlerinde (Maksimum ve Minimum kVp içinde ayrı ayrı ölçüm alınmalıdır.) 10 adet görüntü alındı,
- ❖ Her bir ışınlamanın uyguladığı hava kerma giriş dozları ölçüldü ve kaydedildi,
- ❖ Görüntülerdeki “ROI” alanları belirlendi (4cm²) ve bu alanlardaki ortalama piksel ve standart sapma değerleri kaydedildi,
- ❖ Her bir görüntünün ortalama piksel değerlerinin, hava kerma giriş dozlarına grafiği çizdirildi (Tek bir grafik üzerinde) ve grafiğin eğiminden R² (Lineerite değeri) hesaplandı:

$$R^2 = (X_{(0,0)} - X_1)^2 + (Y_{(0,0)} - Y_1)^2 \quad (6)$$

R^2 : Lineerite değeri

$X_{(0,0)}$: Ölçülen birinci ESAK değeri

X_1 : Ölçülen ikinci ESAK değeri

$Y_{(0,0)}$: Hesaplanan birinci ortalama sinyal değeri

Y_1 : Hesaplanan ikinci ortalama sinyal değeri

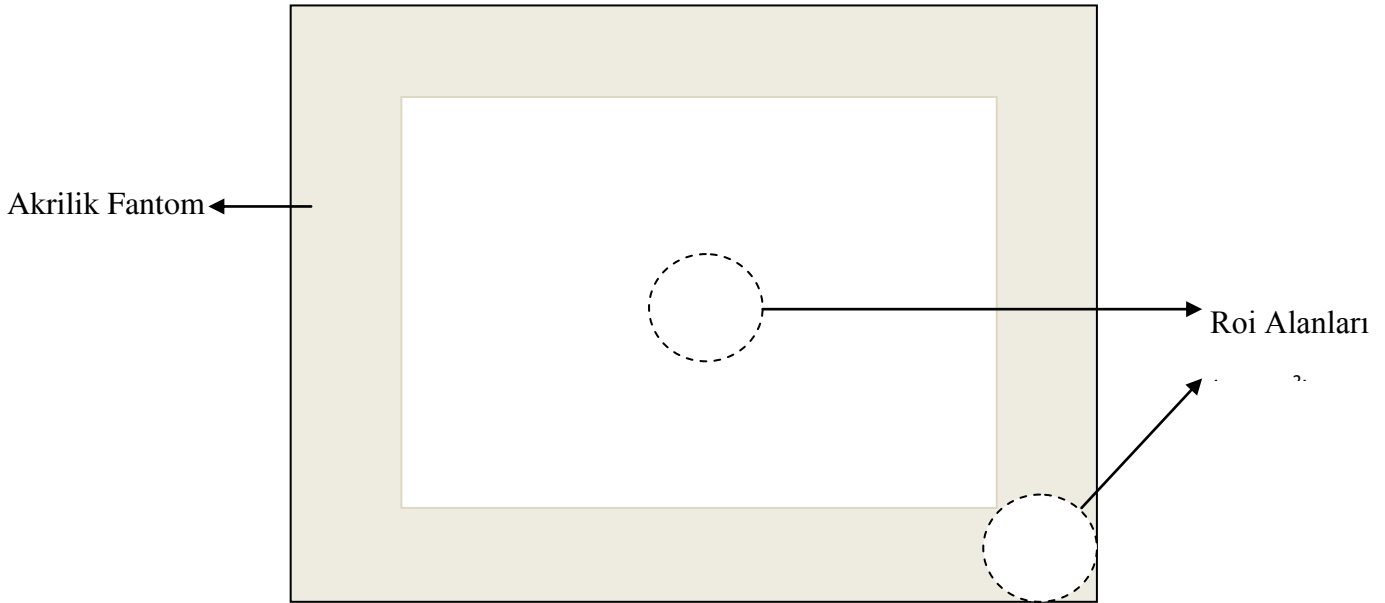
3.2. Sinyal/Gürültü (SNR) ve Kontrast/Gürültü (CNR) Ölçümü Testi:

Radyolojik görüntülemelerde görüntü performansını değerlendirmede “Sinyal/Gürültü” (SNR) oranı önemlidir. Hastalığın teşhisinde ayırt edici tanıya gitmek ve iyi bir görüntü kalitesi elde etmek için cihazın “Sinyal/Gürültü” (SNR) ve “Kontrast/Gürültü” (CNR) değerlerinin tespiti önemlidir. Bu test ile sistemin “SNR” ve “CNR” değerleri hesaplanmaktadır.

Kullanılan Materyal: 18x24cm² lik kompresyon pedalı, 45mm (4,5cm) Akrilik fontom

Ölçümde:

- ❖ 18x24cm² lik kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Otomatik ışınlama kontrol: “Auto-Filter” olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Grid çıkartıldı,
- ❖ Akrilik fantom, detektör (görüntü alıcı sistem) sisteminin göğüs duvarı kenarına hizalandı ve ışınlama yapıldı. Alınan görüntü kaydedildi.
- ❖ Oluşan görüntüde, Akrilik fantomun köşesinde (Yüksek alan) ROI alanı (4cm²) belirlendi ve ortalama piksel değeri ile standart sapma değeri kaydedildi. (1.ROI alanı)
- ❖ İkinci olarak Akrilik fantomun orta kısmında (Taban alanı) ROI alanı (4cm²) belirlendi ve ortalama piksel değeri ile standart sapma değeri kaydedildi. (2.ROI alanı)
- ❖ Alınan değerlerle formül 1 ve 2 kullanılarak SNR ve CNR hesaplandı:



Şekil 21 – SNR ve CNR ölçüm testinin düzeneği

4. Dozimetri

4.1. Ortalama Glandüler Doz Testi:

Ortalama glandüler doz; meme dokusunun (%50 glandüler %50 yağ doku) mamografi ışınlamaları esnasında aldığı dozdur. Mamografide hasta sağlığı açısından önem arz eden ortalama glandüler dozun her meme kalınlığına göre hesaplanması rutin uygulamaların doğruluğu için gereklidir.

Kullanılan Materyal: İyon odası ve elektrometre, PMMA fantom (2cm, 3cm, 4cm, 4,5cm, 5cm, 6cm, 7cm)

Ölçümde:

- ❖ 24x30cm² lik kompresyon tablası takıldı,
- ❖ Otomatik ışınlama kontrol: “Auto-Filter” olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Grid çıkartıldı,
- ❖ Her bir PMMA fantom 2cm’den başlamak üzere sırayla yerleştirildi ve kompresyon tablası ile sabitlendi,
- ❖ İyon odası, PMMA fantomun 10cm uzağında olacak şekilde yerleştirildi ve ışınlama alındı, ölçülen radyasyon dozları kaydedildi,
- ❖ Alınan ölçümler aşağıdaki formülde yerine koyularak her bir fantom kalınlığı için ortalama glandüler doz hesaplandı:

$$D = K \times g \times c \times s \quad (7)$$

D, Ortalama glandüler doz

K, Hava kerma giriş dozu

g, Meme dokusundaki %50 lik glandüler doku faktörü

c, Meme dokusundaki glandüler dokunun farklı yoğunluklardaki memelerde sıkıştırma yapıldığında meydana gelen farklılığı düzeltmek için hesaba katılan faktör

s, Uygulanan hedef/filtre kombinasyonundan gelen katkı faktörü

5. Artefakt Değerlendirmesi Testi:

Detektörler elektronik altyapısıyla çalışan sistemler olduklarından dolayı her elektronik cihaz gibi bozulabilme potansiyeline sahiptirler. Bu test ile alınan görüntüler üzerinden detektör sisteminden kaynaklı bir artefakt olup olmadığı değerlendirilir.

Kullanılan Materyal: Büyütme platformu, 45mm (4,5cm) PMMA fantom

Ölçümde:

- ❖ Kompresyon tablası çıkartıldı,
- ❖ Hedef/Filtre kombinasyonu; Molibden/Rodyum (Mo/Rh) olarak ayarlandı,
- ❖ kVp: 28kVp, mAs: 65mAs olarak ayarlandı,
- ❖ Büyük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Grid çıkartıldı,
- ❖ PMMA fantom görüntü alıcı sistemin üzerini kaplayacak şekilde yerleştirildi (fantomun temiz olduğundan emin olunmalı.)
- ❖ Işınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (1. Görüntü),
- ❖ PMMA fantom 180° çevrilerek görüntü alıcı sistemin göğüs duvarı kenarına hizalandı, ışınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (2. Görüntü),
- ❖ Büyütme platformu takıldı (platformun temiz olduğundan emin olunmalı),
- ❖ kVp: 28kVp, mAs: 40mAs
- ❖ Küçük fokal spot alanı seçildi,
- ❖ Işınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (3. Görüntü),
- ❖ PMMA fantom tekrar 180° aynı yönde çevrilerek görüntü alıcı sistemin göğüs duvarı kenarına hizalandı,
- ❖ Işınlama yapıldı ve alınan görüntü kaydedildi (4. Görüntü)

6. Görüntü Gösterimi (Monitörler)

6.1. Monitördeki Geometrik Bozukluklar:

Bu test ile varsa monitördeki mevcut geometrik bozukluklar gözlemlenir.

Kullanılan Materyal: TG18-QC test örneği.

Ölçüm Yöntemi;

- ❖ Bu test AAPM in “TG18-QC” aldı referans görüntüsü ile kontrol edilmektedir.
- ❖ “TG18-QC”, geometrik bozukluğu olmayan ve net görüntülenebilen bir resimdir.
- ❖ CRT (Cathode Ray Tube) monitörler için, bu görüntü ekranda açılır ve dikkatli bir şekilde çizgiler ile kenarlar incelenir.

6.2. Monitör Kontrastlanması:

Monitörlerin kontrastlanma aralığında sistemin görüntü performansını etkilemektedir. Bu test ile monitörde görüntünün kontrastlanma ölçüsü gözlemlenir.

Kullanılan Materyal: TG18-QC test örneği

Ölçüm Yöntemi;

- ❖ “TG18-QC” test örneği görüntünün kontrastlanma ölçüsünü test edebilmek için bazı parçaları içermektedir.
- ❖ Görüntü üzerinde, her biri görüntünün merkezine yaklaşık olarak aynı uzaklıkta olan 16 tane parlaklık parçası mevcuttur ve bunlardan köşede bulunan dört tanesi düşük kontrastlıdır ve bunlar gözlenmelidir.

6.3. Monitör Çözünürlüğü Testi:

Bu test de monitör çözünürlüğünün hassasiyeti gözlemlenir.

Kullanılan Materyal: Yatay çizgi grupları için; “TG18-LPH10”, “TG18-LPH50”, “TG18-LPH89”, Dikey çizgi grupları için; “TG18-LPV10”, “TG18-LPV50”, “TG18-LPV89” test örnekleri

Ölçüm Yöntemi;

- ❖ Dikey ve yatay çizgi örneklerini ölçerek görüntünün çözünürlüğü gözlemlenir.
- ❖ Burada AAPM in, görev grubu–18 test örnekleri, farklı parlaklık seviyelerinde 6 tane çizgi grubu örneğini sunmaktadır ve bunlar hatasız olarak gözlenmelidir.

6.4. Görüntüleme artefaktları:

Bu testte, görüntülenen test paterni ile monitörden kaynaklanan herhangi bir artefaktın olup olmadığı gözlemlenir.

Kullanılan Materyal: TG18-QC test örneği

Ölçüm Yöntemi;

- ❖ “TG18-QC” test örneği, görüntülemeye oluşan artefaktları tanımlamak için bazı elementler içermektedir.
- ❖ LCD monitörlerde görüntü, piksel bozuklukları için, “siyahtan beyaza”, “beyazdan siyaha” olan rampa çubuklarındaki basamaklar için ve “siyahtan beyaza”, “beyazdan siyaha” geçişlerin yakınındaki artefakt oluşumları için dikkatli bir şekilde incelenmelidir.
- ❖ Bunun yanı sıra, zamanla oluşan kararsızlığa (titreme) dikkat edilmelidir.

BULGULAR

Bu çalışma iki farklı mamografi kliniğinde bulunan aynı model cihazlarda gerçekleştirilmiştir. Toplamda altı olmak üzere, iki farklı cihazda 3'er ölçüm alınmıştır.

İlk olarak testlere ait kalite kontrol çizelgeleri hazırlanmış ve bu çizelgeler yapılacak testlere uygun olarak gerekli bilgilerle doldurulmuştur. Test sonuçları kalite kontrol çizelgelerine kaydedilmiş ve daha sonra bu çizelgelerden yararlanarak sistemler hakkında değerlendirme yapılmıştır.

1. X-Işını Üretimi:

1.1. Tüp Çıkış Performansı:

Testte tüp çıkışı; Hedef/Filtre Mo/Mo olarak ayarlandığında; 28KVp için, 1m uzaklıkta 30 μ Gy/mAs'dan küçük olmamalıdır. Sonuçlar 40–75 μ Gy/mAs aralığında olmalıdır.

kVp	mAs	Tüp Çıkışı (μ Gy/mAs) _{ort}	1m mesafedeki Tüp Çıkışı (μ Gy/mAs) _{ort}
24	100mAs	117,23	51,065
26	100mAs	140,23	61,084
28	100mAs	162,36	70,724
30	100mAs	183,73	80,032
32	100mAs	204,63	89,136

Tablo 4 – Tüp Çıkış Performansı Sonuçları

Tablo 4’de görüldüğü gibi tüp çıkışı değerleri, 51-89 $\mu\text{Gy/mAs}$ aralığındadır. Sebebi kullanılan Rh filtre olabilir fakat değerlerin yüksekliğinin bir diğer nedeni tüp çıkış voltajının olması gereken değerler aralığında olmamasından kaynaklanıyor olabilir.

1.2. Tüp Çıkışının Doğruluğu:

Mamografi Cihazı	mAs	kVp				
		24	26	28	30	32
Lorad Selenia	100mAs	22,7	26,6	31,15	34,85	37,6

Tablo 5 – Tüp Çıkışının Doğruluğu Sonuçları

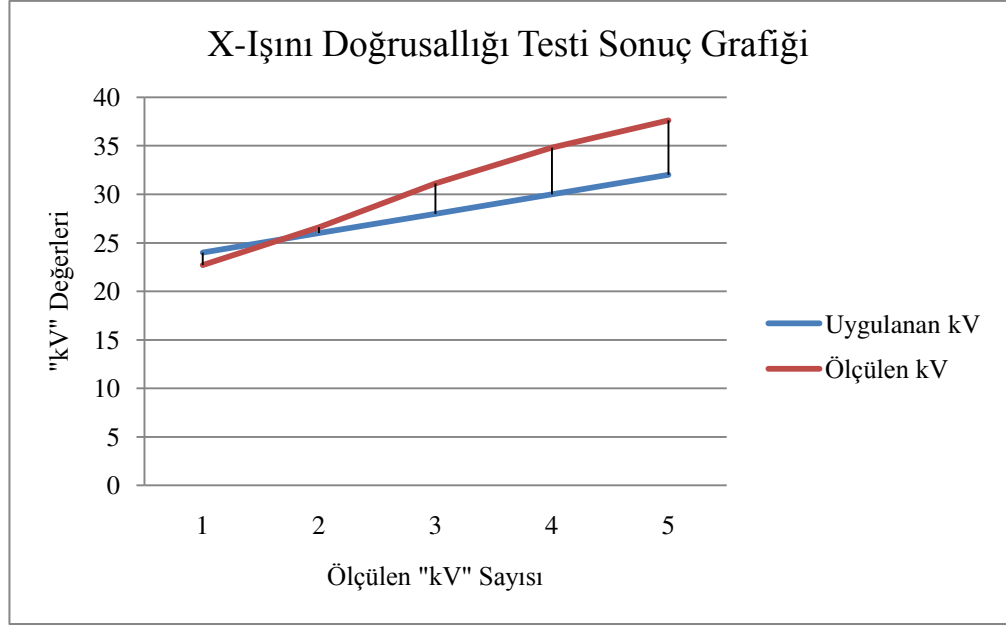
Bu testte ölçülen kVp, uygulanan kVp’nin $\pm\%5$ sınırları içerisinde olmalıdır. Tablo 5’de görüldüğü gibi, 24kV ve 26kV değeri hariç, bu sınırların geçildiği görüldü. Uygulanan tüp voltajı gerçek değerleri göstermemektedir.

1.3. X-Işınının Tekrarlanabilirliği ve Doğrusallığı Testi:

Uygulanan (kVp)	Ölçülen (kVp)				Değişim Katsayısı (CV)
	1.Işınlama (kVp)	2.Işınlama (kVp)	3.Işınlama (kVp)	Işınlama Ortalaması	
24	22,7	22,7	22,7	22,7	-
26	26,6	26,6	26,6	26,6	-
28	31,2	31,1	31,1	31,13	0,00024
30	34,8	34,9	34,8	34,83	0,00020
32	37,6	37,6	37,7	37,63	0,00018

Tablo 6 – X-Işını Tekrarlanabilirliği ve Doğrusallığı Testi Sonuçları

Testin kabul sınırları: Uygulanan her bir tüp voltajı (kVp) için kesinlik, ± 1 kV olması veya ardışık üç ışınlama içerisindeki CV (Standart Sapma/Ortalama (Coefficient of Variation)) değerinin 0,02 ye eşit veya 0,02'ten az olması gerekmektedir. Ardışık tekrarlar ölçülen kV değerlerindeki kesinlik sınırı kabul sınırları ile paralellik göstermiştir. kV'nin tekrarlanabilirliğinde bir sorun bulunmamaktadır (Tablo 6). Grafik 1'de görüldüğü üzere uygulanan kV'nin doğrusal artışına rağmen ölçülen kV nin artışının doğrusallığında bir uyumsuzluk görülmüştür.



Grafik 1 – X-Işını Doğrusallığı Testi Sonuç Grafiği

1.4. Yarı Değer Kalınlığı Ölçümü:

Alüminyum Filtrasyon (mm)	Her bir kVp değerinde ölçülen doz değerleri (mGy)				
	24	26	28	30	32
Doğal Filtrasyon	11,74	14,02	16,23	18,36	20,45
0,3mm	5,257	6,437	7,573	8,697	9,802
0,4mm	4,195	5,166	6,132	7,074	8,023
0,5mm	3,404	4,228	5,034	5,845	6,633
0,6mm	2,794	3,489	4,183	4,895	5,581
0,7mm	2,321	2,914	3,517	4,125	4,732

Tablo 7 – Yarı Değer Kalınlığı Ölçümü Sonuçları

Kabul Sınırları: Her bir kVp için ölçülen yarı değer kalınlıklarının (HVL) aşağıdaki eşitliği sağlaması gerekmektedir;

$$(kVp/100) + 0,03 (mm Al) \leq HVL \leq (kVp/100) + C \quad (8)$$

	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
C	0,12	0,19	0,22

Tablo 8 – “C” Değerleri

Formül 10 kullanılarak yapılan hesaplama göre her bir kVp değeri için ölçülen HVL değerleri sırasıyla; 0,248mm, 0,259mm, 0,267mm, 0,272mm, 0,276mm alüminyum (Al) olarak hesaplandı. Test için kabul sınırı: 28kVp de $0,31mm Al \leq HVL \leq 0,47mm Al$ dir. Tüm kVp değerlerinde HVL değerinin olması gerekenden düşük olduğu görüldü. Ortalama HVL değeri 0,264mm Al olarak hesaplandı. Tüm bunların sebebi ise tüp çıkış değerlerinin (kV ve mA) kalibre edilmesi gerektiğinden kaynaklanıyor olabilir. Tüp çıkışına bağlı bir düzeltme yapıldıktan sonra ölçümler tekrarlanmalıdır.

1.5. Uzaysal Ayırma Gücü Testi:

Mamografi Cihazı	Fokal Spot (FS)	Numunenin Anot-Katot eksenine olan konumu	Ayırma Gücü (1p/mm)
Lorad Selenia	Büyük FS	Paralel	12. Grup
		Dik	11. Grup
	Küçük FS	Paralel	14. Grup
		Dik	11. Grup

Tablo 9 – Uzaysal Ayırma Gücü Testi

Testte ayırma gücü ölçümünde kullanılan test örneğinin görüntüsü yaklaşık 3 kat büyütülerek (zoom) bakıldığında elde edilen sonuçlar Tablo 9’da gösterilmektedir. Testin kabul sınırları içerisinde;

- ❖ Anot-Katot eksenine paralel yönde en az 11p/mm (1mm deki çizgi çifti sayısı),
- ❖ Anot-Katot eksenine dik yönde en az 13p/mm ayırt edilebilmelidir.

Ölçümlerde anot – katot eksenine dik yönde 11p/mm görülmektedir. Bunun sebebi test paterninin yerleştirilirken anot – katot eksenine tam dik denk getirilememesinden kaynaklanmaktadır. Bu sebepten çizgi çifti grupları arasında sona gidildikçe biraz bulanıklık oluşmaktadır. Sonuç olarak cihazın uzaysal çözünürlüğü kabul sınırlarını sağlamaktadır.

1.6. Kaynak – Görüntü Mesafesi:

Lorad selenia sistemlerinin kaynak – görüntü mesafesi 66cm (± 1 cm) dir. Alınan görüntüler üzerinden ölçülen değerler formülde yerine konularak hesaplandı ve kaynak – görüntü mesafesi, $F = 66,6$ cm çıkmıştır. Sonucun sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir.

1.7. Radyasyon Sızıntısı Testi:

Mamografi Cihazı	Hedef/Filtre	5cm mesafedeki ölçülen doz miktarı (mGy)				1m mesafeye normalize edilen doz miktarı (mGy)			
		Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama
		1	2	3	4	1	2	3	4
Lorad Selenia	Mo/Mo (Ag)	4,3	4,18	4,1	4,205	0,0107	0,0104	0,0102	0,0105
	Mo/Rh	4,65	4,66	4,565	4,380	0,0116	0,0116	0,0114	0,0109

Tablo 10 – Radyasyon Sızıntısı Testi Sonuçları

Bu testin kabul sınırı: 1m mesafedeki ölçülen doz miktarı 1mGy’i geçmemelidir. Ölçümde, elde edilen sonuçlar Tablo 10’da gösterilmektedir. Tüpten 5cm mesafede oldukça fazla bir doz çıkışı okundu, bunun sebebi tüpün kolimatörün tam kapanmamasıdır. Kolimatörün açık kalan yaklaşık 5cm x 5cm lik alanını elimizde kurşun blok bulunmadığı için “Al” fitrelerle kapatılarak ölçüm alındı fakat sızıntı tüp çıkışı altında engellenemedi. Bunun yanı sıra x-ışını tüpünün 90° yanında ölçüm alındığında, tüpte herhangi bir radyasyon

sızıntısının olmadığı görüldü. Buradan görülüyor ki, x-ışınının zırhı tam fonksiyonlu olarak çalışmaktadır fakat kolimatörün kapatılma aralığı cihaz üzerinde ayarlanmalıdır.

2. Otomatik Işınlama Kontrol Sistemi (OEK)

2.1. Otomatik Işınlama Kontrol Sistemi Performansı:

Otomatik ışınlama kontrol sisteminin performans ölçümü sonuçları Tablo 11’de gösterilmektedir.

Büyük fokal spot (LFS) ve Grid takılıyken ki değerler			
Akrilik Fantom Kalınlığı (cm)	OEK Modu	Hedef/Filtre	* Piksel Değeri
2cm	Auto Filtre	Mo/Rh	904
4cm	Auto Filtre	Mo/Rh	978
6cm	Auto Filtre	Mo/Rh	1037
8cm	Auto Filtre	Mo/Ag	1123
Büyütülmüş görüntü, Küçük fokal spot (SFS) ve Gridsiz değerler			
4cm	Auto Filtre	Mo/Rh	1553
Ortalama Piksel Değeri		Minimum ve Maksimum Piksel Değerleri	
1119		904 / 1553	

Tablo 11 – Otomatik Ekspozur Kontrol Sisteminin Performans Ölçümleri

Bu testin kabul sınırı: Piksel değeriindeki değışim, bilgisayarın hesapladığı ROI ortalama piksel değeriinin %10'unu geçmemelidir. (Tüm işlem modlarında ve fantomlarda geçerlidir.) Tablo 11'de görüldüğü gibi ölçümlerde alınan değerielerde standart görüntüler üzerinde 2,4,6 ve 8cm lik fantomlardaki ortalama sinyal değeri değışimi maksimum %20 iken büyütölmüş görüntüde bu değeri %27'ye çıkmaktadır. Burada, görüntüler üzerinde alınan ölçümlerde, topuk etkisinden dolayı ölçümün insani bir hataya bağılı olarak etkilenmiş olmasıda, sonuçlara eksi yönde katkı sağlamaktadır. Bunun dışında OEK sistemi iyon odalarının kalibrasyonunun teknik servis tarafından tekrar gözden geçirilmesi gerekmektedir.

2.2. Otomatik Işınlama Kontrol Karşılama Basamağı Testi:

Büyük fokal spot (LSF) ve Grid takılıyken ki değerler					
Akrilik Fantom Kalınlığı (cm)	OEK Modu	Ekspojur Karşılama Basamağı	*Piksel Değeri	**Oran	Oran Kabul Sınırları
4cm	-	-5	-	-	0,23 – 0,28
4cm	-	-4	-	-	0,36 – 0,44
4cm	A.F	-3	926	0,983	0,50 – 0,61
4cm	A.F	-2	885	0,939	0,63 – 0,77
4cm	A.F	-1	884	0,938	0,77 – 0,94
4cm	A.F	0	893	-	-
4cm	A.F	0	967	-	-
4cm	A.F	0	966	-	-
4cm	A.F	1	961	1,020	1,04 – 1,27
4cm	A.F	2	968	1,027	1,17 – 1,43
4cm	A.F	3	973	1,032	1,31 – 1,60
4cm	A.F	4	980	1,040	1,44 – 1,176
4cm	-	5	-	-	1,58 – 1,93

Tablo 12 – Otomatik Işınlama Kontrol Sistemi Performansının İyon Odalarına Bağlı Doğruluğu

Bu sistem OEK sisteminin ince bir ayarıdır. Işınlamadan az bir miktar ödün vererek görüntü kalitesini arttırmak için kullanılmaktadır. Bu grafikte “A.F” kısaltması “Auto – Filtre” anlamına gelmektedir. Tablo 12’de de görüldüğü üzere, ekspozur karşılama basamaklarının ölçümündeki oranları olması gereken değerleri karşılamamaktadır. Bu sistemin programsal bir parçası olduğundan dolayı iyon odalarının kalibrasyonu bu tabloyu çok değiştirmeyecektir. Sistemin programsal ayarlarının kontrol edilmesiyle bu sorun giderilebilir.

2.3. OEK Sisteminin Kısa Dönem Tekrarlanabilirliği:

Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama	Işınlama
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)
3,695	3,640	3,640	3,640	3,650	3,645	3,605	3,650	3,605	3,610

Tablo 13 – OEK Sisteminin Kısa Dönem Tekrarlanabilirliği

Testin kabul sınırları: Ortalama ekspozur değerinden sapma (Ortalama mAs) $\pm\%2$ sınırları içerisinde olmalıdır. (En fazla $\pm\%5$ sınırları içerisinde olabilir.) Tablo 13’de görüldüğü üzere ölçüm sonuçları kabul sınırlarını karşılamaktadır. En fazla sapma $\%1,56$ dır.

3. Kompresyon ve Kolimasyon

3.1. Kolimasyon

3.1.1. X-Işını Alanı ile Işık Alanının Hizalanması:

Kolimasyon (cm)	24x30cm ²	18x24cm ² (Sol)	18x24cm ² (Orta)	18x24cm ² (Sağ)
Sol kenarda sapma	9,3mm	6,5mm	3,8mm	4,8mm
Sağ kenarda sapma	7mm	11,5mm	10mm	9,9mm
Sol ve Sağ kenardaki sapma miktarının toplamı (1)	16,3	18	13,8	14,7
1'in, KGM'nin yüzdesi olarak ifadesi (%)	%2,496	%2,727	%2,090	%2,227
Ön kenarda sapma	7mm	8,5mm	9,2mm	14+3,6mm
Göğüs duvarı kenarında sapma	3,9mm	-	-	-
Ön ve Göğüs duvarı kenarlarındaki sapma miktarının toplamı (2)	10,9	8,5	9,2	17,6mm
2'nin, KGM'nin yüzdesi olarak ifadesi (%)	%1,651	%1,287	%1,393	%2,66

Tablo 14 – Işık Alanı ile X-Işını Alanı Arasındaki Uyumun Ölçülmesi

Bu testte, 1 veya 2 numaralı toplam sapmaların değeri, KGM (kaynak – görüntü mesafesi) nin %2sini geçmemelidir. Tablo 14’de görüldüğü üzere sağ ve sollarda olması

gerekenden fazla bir sapma mevcuttur. Bunun yanı sıra 18x24cm² lik kolimasyon ayarlandığında ışık alanı x-ışını alanını karşılamamaktadır. X-ışını ile ışık alanı arasında yeniden bir hizalama yapılmalıdır.

3.1.2. X-Işını Alanı ile Detektör Alıcı Sistemin Alanın Hizalanması:

Kolimasyon (cm):	24x30cm ²	18x24cm ² (Sol)	18x24cm ² (Orta)	18x24cm ² (Sağ)
Sol kenarda sapma (1)	4,7mm	7,5mm	10,2mm	9,2mm
1'in, KGM'nin yüzdesi olarak ifadesi	%0,712	%1,136	%1,545	%1,393
Sağ kenarda sapma (2)	7mm	3,5mm	4mm	4,1mm
2'nin, KGM'nin yüzdesi olarak ifadesi	%1,060	%0,530	%0,606	%0,621
Ön kenarda sapma (3)	7mm	5,5mm	4,8mm	-3,6mm
3'ün, KGM'nin yüzdesi olarak ifadesi	%1,060	%0,833	%0,727	% -0,545
Göğüs duvarı kenarlarındaki sapma (4)	11,1mm	-	-	-
4'ün, KGM'nin yüzdesi olarak ifadesi	%1,681	-	-	-

Tablo 15 – Detektör Alanı ile X-Işını Alanı Arasındaki Uyumun Ölçülmesi

Kabul Sınırları: 1, 2, 3 veya 4 numaralı sapmaların değeri, KGM (kaynak – görüntü mesafesi) nin %2'sini geçmemelidir. Tablo 15’de görüldüğü gibi görüntü alıcı sistemin alanı ile x-ışını alanı arasındaki hizalamadaki tek sorun, yalnızca ön kenarda sapma olmasıdır. Bu kaymaların sebepleri kolimasyonun asimetrik açılması veya ışığı veren lambanın ayarının bozulmuş olmasından kaynaklanmaktadır. Yetkili teknik servis tarafından kolimasyon kalibrasyonu ve ışık lambası ayarları tekrar yapılmıştır.

3.1.3. Kompresyon Pedalının Göğüs Duvarı Kenarı ile Görüntü Alıcı Sistemin Göğüs Duvarı Kenarının Hizalanması:

Kolimasyon (cm):	24X30cm ²	18x24cm ² (Orta)
Kompresyon pedalının göğüs duvarı kenarı ile görüntü alıcı sistemi aynı kenarının farkı (1)	4,5mm	-
1’in, KGM’nin yüzdesi olarak ifadesi	%0,681	-

Tablo 16 – Kompresyon Pedalının Göğüs Duvarı Kenarı ile Görüntü Alıcı Sistemin Göğüs Duvarı Kenarının Arasındaki Uyumun Ölçülmesi

Testin kabul sınırları: Kompresyon pedalının göğüs duvarı kenarının, görüntü alıcı sistem üzerindeki izdüşümü, KGM’nin yüzdesi cinsinden ifade edilecek olursa; %1’i geçmemelidir. Tablo 16’daki sonuçlar ışığında ölçümlerin kabul sınırları içerisinde olduğu görüldü.

3.2. Kompresyon

3.2.1. Kompresyon Kuvveti:

Kompresyon kuvveti ölçümü sonucunda baskülün okuduğu değer; 16.2kg. olarak okundu. Newton cinsine çevrildiğinde ölçülen değer; 158,76N olarak hesaplandı. Kompresyon kuvvetinin 130 – 200N aralığında olması gerekmektedir.

4. Görüntü Alıcı Sistem

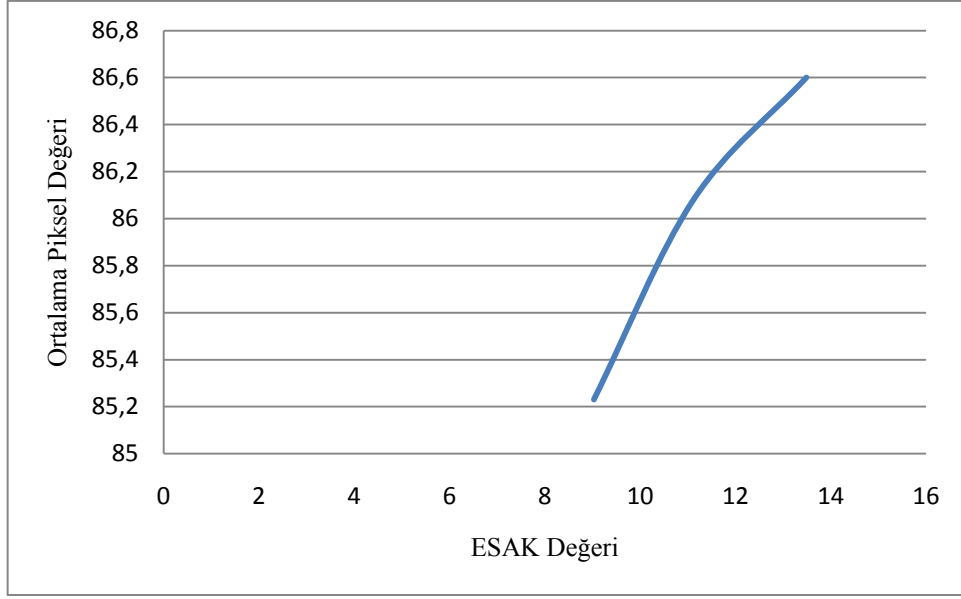
4.1. Detektörün Yanıt Fonksiyonunun Belirlenmesi:

kVp	Görüntü Sayısı	mAs	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma	Hava kerma giriş dozu (mGy)
(20 kVp) (Min)	1	10mAs	22,5	1	1,995
	2	20mAs	33,03	1,2	4,390
	3	30mAs	85,41	10,7	6,755
	4	40mAs	85,23	8,7	9,030
	5	50mAs	86,08	7,1	11,12
	6	60mAs	86,60	6	13,49
	7	70mAs	86,53	5,3	15,78
	8	80mAs	86,77	4,7	18,13
	9	90mAs	87,69	4,4	20,45
	10	100mAs	87,80	4	22,77

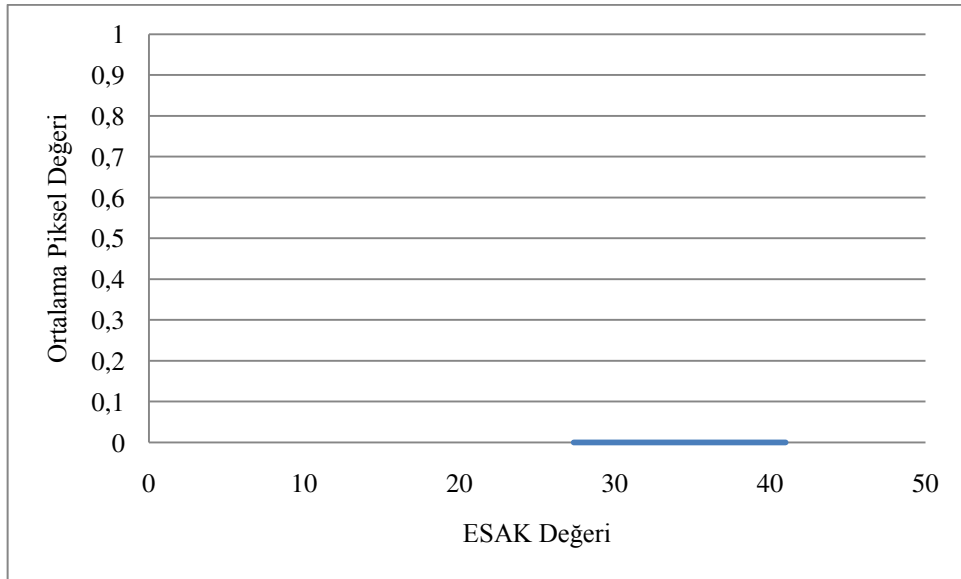
(39 kVp) (Max)	1	10mAs	89,77	4,2	6,785
	2	20mAs	87,92	4	13,61
	3	30mAs	0	0	20,48
	4	40mAs	0	0	27,34
	5	50mAs	0	0	34,14
	6	60mAs	0	0	41
	7	70mAs	0	0	47,84
	8	80mAs	0	0	54,7
	9	90mAs	0	0	61,59
	10	100mAs	0	0	68,26

Tablo 17 – Detektörün Yanıt Fonksiyonun Ölçümü Sonuçları

Bu testte, ortalama piksel değerinin hava kerma giriş dozuna olan grafiği çizdirilir ve çıkan eğrinin lineeritesi, $R^2 > 0.99$ yani doğrusal olmalıdır. Tablo 17’de görüldüğü üzere cihaz özellikle maksimum değerlerine çıkıldıkça klinik çalışmalar için uygun olmayan bir hal almaktadır. Çizdirilen “ortalama piksel değeri / hava kerma giriş dozu değeri” grafiğinin eğiminden R^2 bazı kısımlarda 1’e yakın iken, maksimum kVp değerinde mAs değerinin artışı ortalama piksel değeri 0’a yaklaşıyor. Yani detektör sistemi sinyal işlememektedir. Bu da, cihazın çok düşük ve özellikle yüksek kVp ve mAs değerlerinde düzenli çalışmadığını göstermektedir. Detektörün çalışma sınırlarının kısıtlı olduğu bu test ile görülmektedir.



Grafik 2 – 20 kVp için “Ortalama Piksel Değeri / ESAK Değeri” Grafiği



Grafik 3 – 39 kVp için “Ortalama Piksel Değeri / ESAK Değeri” Grafiği

4.2. Sinyal/Gürültü (SNR) ve Kontrast/Gürültü (CNR) Ölçümü:

CNR için alınan ölçüm değerleri Tablo 19'daki gibidir. Ölçümler alınırken OEK sistemi kullanıldı ve alınan görüntüler “auto – kV” modunda alındı. Seçilen ROI alanları birer cm² lik seçildi.

Ölçülen Değerler	1.ROI Alanı (Disk alanı)	2.ROI Alanı (Taban alanı)
Ortalama Piksel Değeri	821,48	751,56
Standart Sapma	51,7	28,4

Tablo 19 – CNR Hesaplaması için Alınan Ölçümler (1cm² lik ROI Alanı)

Ölçüm sonuçlarına göre çıkan CNR değeri 1,67 dir. Bu değer sistemin ilk kurulumunda ölçülen CNR değerinin $\pm\%15$ ini geçmemelidir.

SNR için alınan ölçüm değerleri Tablo 20'deki gibidir. Ölçümlerde “auto – kV” OEK sistemi kullanılarak görüntüler alındı. Değerlendirme için her bir görüntüdeki ROI alanı 4 cm² seçildi.

Fantom Kalınlığı (cm)	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma	SNR	ESAK (mGy)	FOM (x1000)
2	956,64	111,4	8,138	4,835	13697
4	1044,93	125,5	7,927	13,54	4640
6	1017,03	150,5	6,425	21	1331

Tablo 20 – SNR ve FOM Hesaplaması için Alınan Ölçümler (4cm² lik ROI Alanı)

FOM değerini hesaplamak için aşağıdaki formül kullanıldı;

$$FOM = \frac{SNR^2}{ESAK} \quad (9)$$

SNR: Sinyal/gürültü oranı

ESAK: Hava kerma giriş dozu

4.3. Artefakt Değerlendirmesi:

Görüntü Boyutları	24x30cm ²	24x30cm ²	18x24cm ²	18x24cm ²
Hedef	Mo	Mo	Mo	Mo
Filtre	Rh	Rh	Rh	Rh
Fokal Spot	Büyük	Büyük	Küçük	Küçük
Grid	Var	Var	Yok	Yok
Artefaktları				
Tanımlayın	YOK	YOK	YOK	YOK

Tablo 21 – Detektörün Artefakt Değerlendirmesinin Sonuçları

Tablo 21’de de görüldüğü gibi testte herhangi bir artefakt gözlemlenmemiştir. Bunun yanı sıra, ard arda alınmış ışınlamalarda zaman zaman oluşabilen “silik görüntü” etkisi de bu testlerin hiç birinde gözlemlenmemiştir. Kabul sınırı, herhangi bir artefaktın görünmemesini belirtmektedir.

5. Dozimetri

5.1. Ortalama Glandüler Doz Ölçümü:

*Işınlama Sayısı	PMMA Kalınlığı (cm)	PMMA Kalınlığına Eşdeğer Meme Kalınlığı (cm)	Hava Kerma Giriş Dozu (mGy)	Ortalama Glandüler Doz (mGy)
1	2cm	2,1cm	4,835	1,476
2	3cm	3,2cm	-	-
3	4cm	4,5cm	13,54	2,634
4	4,5cm	5,3cm	14,25	2,643
5	5cm	6cm	-	-
6	6cm	7,5cm	21	3,563
7	7cm	9cm	-	-

Tablo 22 – Ortalama Glandüler Doz Ölçüm Sonuçları

Sonuçlar Tablo 22’de verilmiştir. Test süresince yapılan tüm ölçümlerde OEK sistemi aktif olarak kullanıldı ve “auto kV” modu seçildi. Ortalama glandüler doz için alınan çeşitli meme kalınlıklarındaki değerlerde doz değerleri formül 3’den yararlanılarak hesaplandı.

Testin kabul sınırları:

PMMA Kalınlığı (cm)	PMMA Kalınlığına Eşdeğer Meme Kalınlığı (cm)	Ortalama Glandüler Doz (mGy)	
		Minimum	Maksimum
2cm	2,1cm	<0,6mGy	<1mGy
3cm	3,2cm	<1mGy	<1,5mGy
4cm	4,5cm	<1,6mGy	<2mGy
4,5cm	5,3cm	<2mGy	<2,5mGy
5cm	6cm	<2,4mGy	<3mGy
6cm	7,5cm	<3,6mGy	<4,5mGy
7cm	9cm	<5,1mGy	<6,5mGy

Tablo 23 – Ortalama Glandüler Doz (OGD) Kabul Sınırları

Hesaplanan ölçümler sonucunda bulunan OGD değerleri olması gereken sınır koşullarından yüksek olmakla beraber aradaki farklar fazla değildir. Tam olarak 6cmlik meme kalınlığındaki OGD değeri olması gereken değerlerde çıkmıştır. Bu durumun sebeplerinden biri kVp veya mAs değerlerinin olması gerektiği değerlerde olmamasından (uygulanan ile ölçülen arasındaki tutarsızlık), kalibrasyona ihtiyacı olmasından dolayı kaynaklanmaktadır. Yani x-ışını kalitesi ve kantitesinin kalibrasyonunun yapılp ölçümlerin tekrarlanması gerekmektedir.

6. Görüntü Gösterimi:

Sistem monitörlerinin değerlendirmesi testi izin aksaklıkları nedeni ile gerçekleştirilememiştir. Bu testlerin cihazdan sorumlu olan yetkili firma ile görüşülerek uygulanması gerekmektedir. Nedeni ise, dışarıdan kullanılacak olan “.tiff” formatındaki görüntü dosyalarının hastane sistemine atılıp ekranda görüntülenmesi gerekmektedir ve bu işlem yapılırken protokol gereği herhangi bir virüs alımı oluşabileceğinden izin alınamamıştır.

TARTIŞMA

Bu çalışmada gerçekleştirilen testler iki farklı mamografi kliniğinde, Hologic Lorad Selenia marka – model cihazlar üzerinde uygulandı. Mamografi cihazında kalite kontrol testleri, oluşturulmuş belli kategorilerde gerçekleştirilmiştir. X-ışını üretimi bölümündeki testlerde, tüp çıkış performansının ölçüm değerleri, Oya Akyol’un tez çalışması ve göğüs çekimlerinin kalite kontrolü için hazırlanan avrupa rehberine (EGQA) göre belirtilen sınırlar 40 - 75 μ Gy/mAs arasında bulunurken Lorad kalite kontrol rehberi, M. J. Yaffe ve arkadaşları ile M. B. Williams ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda tüp çıkış oranının 28kVp de, 7mGy/s’den büyük olması gerektiği vurgulanmıştır (2, 20, 21, 41, 42). Bizim ise bu test ile ilgili sonuçlarımız 51 - 89 μ Gy/mAs aralığında bulunmuştur. Yüksek bulunmasının bir sebebi, kullanılan filtrenin “Rh” olmasını düşündürürken diğer bir sebebinin de tüp çıkış voltajının olması gereken değerler aralıklarında olmamasından kaynaklandığını düşündürmektedir. Ayrıca B. J. McParland ve arkadaşının bulduğu tüp çıkış değerlerinin (μ Gy/mAs) bizim ölçtüğümüz değerlerden yüksek çıktığı görülmüştür (43). kVp doğruluğu, doğrusallığı ve tekrarlanabilirliği ölçümlerinde elde edilen sonuçlar; EGQA, Lorad kalite kontrol rehberi, M. J. Yaffe ve arkadaşlarının, M. B. Williams ve arkadaşlarının ve E. Nassivera ile N. Nardin’in çalışmaları ile karşılaştırıldığında; kVp doğruluğu sınırlarının 24kV ve 26kV dışında paralellik göstermediği, kVp doğrusallığında ise bir tutarsızlık olduğu görülmüştür (20, 21, 41, 42, 44). Tüm bunların sonucunda x-ışın jeneratör ve tüpünün “kV” ve “mA” parametrelerinin kalibrasyonunun yapılması gerektiği öngörülmüştür. Yarı değer kalınlığı (HVL) testinde alınan sonuçların, EGQA, Lorad kalite kontrol rehberi, M. J. Yaffe ve arkadaşlarının, M. B. Williams ve arkadaşlarının, B. J. McParland ve arkadaşının ve E. Nassivera ve arkadaşının çalışmaları ile karşılaştırıldığında HVL değerinin düşük olduğu görülmüştür (20, 21, 41, 42, 43, 44). Bu durumda “kV” ve “mA” parametrelerindeki tutarsızlığın sonucu olduğu söylenebilir. Yine aynı bölüm ile ilgili olan radyasyon sızıntısı, kaynak – görüntü mesafesi, uzaysal ayırma gücü testlerinin, EGQA, Lorad kalite kontrol rehberi ile M. B. Williams ve arkadaşlarının çalışmaları bulunan sınır değerleri ile paralellik gösterdiği görülmüştür (20, 21, 42).

Otomatik ekspozur (ışınlama) kontrol (OEK) sisteminin performans testleri, EGQA ve Lorad kalite kontrol rehberi ile karşılaştırıldığında kabul değerleri ile ölçülen değerler arasında tutarsızlıklar görülmüştür (20, 21). Bunlar gerek OEK sisteminin bağlı olduğu iyon odalarından gerekse sistemin bağlı olduğu programsal algorithmadan kaynaklı olmaktadır. Çünkü OEK sisteminin tekrarlanabilirliğine bakıldığında sistemin işlediği ama diğer test sonuçlarında kalibrasyona bağlı tutarsızlıkların olduğu gözlemlenmiştir. Özellikle OEK sistemini direk ilgilendiren iyon odaları veya sensörlerinin kalibrasyonu tekrar gözden geçirilmelidir.

Kolimasyon ve Kompresyon bölümünde bulunan testlerin sonuçlarında kompresyon kuvvetinin ölçülen değeri, EGQA'ya, Oya Akyol'un tez çalışması ve Lorad servis kitapçığına bakıldığında paralellik göstermektedir (2, 20, 45). Alan hizalamalarının sınındığı testlerin sonuçlarına bakıldığında, Lorad'ın kalite kontrol rehberi, Oya Akyol'un tez çalışması, M. B. Williams ve arkadaşlarının, M. J. Yaffe ve arkadaşlarının çalışması ile kıyaslandığında, x-ışını alanı ile ışık alanı arasındaki alan uyumunda, sağ ve sol kenarlarda sapmalar gözlemlenmiştir (2, 21, 41, 42). X-ışını alanı ile detektör alanı arasındaki alan uyumunda ise yalnızca ön kenardaki sapma miktarının sınır koşullarını geçtiği gözlemlenmiştir. Geri kalan kenarlardaki sapmalar sınır koşulları arasında kalmaktadır. Bu sonuçların nedenlerinden birisi, tüp içerisinde bulunan ve ışık kaynağı olan lambanın konumunun ya da ışığın yansıtıp alana veren aynanın konumunun kaymış olmasından kaynaklanabilir. İkinci olarak da, kolimatör istenilen kolimasyonu verirken (alanı açarken) alanın asimetrik şekilde açılmasından kaynaklanabilir.

Görüntü alıcı sistemin performansı bölümündeki testlere bakıldığında, EGQA çalışmasındaki sınır değeri ile kıyaslandığında detektörün yanıt fonksiyonu eğiminin literatür ile paralel olmadığı gözlenmiştir. Eğimin, $R^2 = 0,99$ yani doğrusala yakın bir eğime sahip olması gerekmektedir (20). Fakat detektörün özellikle maksimum kVp değerinde (39kVp), mAs değeri arttıkça x-ışını tüpünün doğrusal bir şekilde dozu verdiği fakat detektörün görüntüyü işleyemediği (sinyali işlemediği) ve minimum kVp değerine inildikçe mAs değerinin artmasıyla yine tüpün lineer olarak dozu arttığı fakat görüntüdeki ortalama sinyal değerinin saturasyona uğradığı gözlemlenmiştir. Bu testin sonucunun da detektörün kullanıma

açık olan maksimum ve minimum çalışma sınırları gerçeği yansıtmadığı görülmüştür. Detektörün çalışma alanı verileden daha dar sınırlar içinde olarak gözükmemektedir.

Görüntü kalitesini değerlendirilmesinde Tablo 19’da kontrast / gürültü (CNR) oranı görülmektedir. CNR değeri, cihaz kabul testleri sırasında belirlenen sonuçlara göre değerlendirilir. Ölçülen CNR değeri; kabul testlerinde elde edilen sonucun $\pm\%15$ ini içermelidir.

FOM, görüntünün sinyal kalitesi ile görüntü başına ölçülen dozdaki değişimi arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktadır. Tablo 20’de meme kalınlığı arttıkça SNR değerinin azaldığı ancak bu azalımda anlamlı farklılıklar olmadığı görülmüştür. Bu neden ile meme kalınlığı arttıkça, artan meme dozları da göz önüne alındığında FOM değerinin düştüğü görülmüştür. Her Doz değeri artışında, görüntü kalitesinin de o oranda artması beklenmemelidir, görüntü kalitesini etkileyen diğer parametreler de değerlendirilmelidir. Bu sonuçlar Vano ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile paralellik göstermektedir (46, 47). Bunun yanı sıra görüntü kalitesinin değerlendirmesinde, detektör artefaktları için yapılan testlerde herhangi bir artefakt görülmemiş ve sistemden kaynaklı bir artefakt bulunmamıştır.

Çalışmada ölçülen hava kerma giriş dozları (ESAK) ve buna bağlı ortalama glandüler doz (OGD) değerleri, EGQA, Lorad kalite kontrol rehberi, Oya Akyol’un tez çalışması, M. B. Williams ve arkadaşlarının, E. Nassivera ve arkadaşının, M. J. Yaffe ve arkadaşlarının, J. Vassileva ve arkadaşlarının ve P. Mora’n ve arkadaşlarının çalışmaları ile karşılaştırıldı. 2cm, 4cm, 4,5cm ve 6cm lik meme fantomlarında OEK sistemi “auto – kV” modunda iken alınan doz ölçümlerindeki sonuçların literatür sonuçları ile paralel çıktığı görülmüştür (2, 20, 21, 41, 42, 44, 48, 49). Standart akrilik fantom (4.5 PMMA) ile alınan ortalama glandüler doz ölçümünün, maksimum 3mGy’i geçmemesi gerekmektedir ve cihazların fantom ölçümlerinde bunun sağlandığı görülmüştür. Ama ECQA çalışmasında bu değerin, en ideal 2mGy’in altında olması gerektiği vurgulanmıştır. Bunun sebebi yine tüp çıkış parametrelerinin uyumundaki tutarsızlık ve OEK sistemi iyon odalarının kalibrasyon ihtiyacının olması olabilmektedir.

Çalışmada araştırılan fakat uygulanamayan görüntü gösterimi (monitör) testleri, ilgili test paternleri sisteme aktarılamadığı için gerçekleştirilemedi. Mamografi cihazının kurulumu sırasında bu testleri gerçekleştirebilmek için ilgili test paterni görüntülerinin sisteme yüklenmesi gerekmektedir. Yüklenen bu görüntüler sayesinde monitör testleri gerçekleştirilebilecektir.

SONUÇ

Yaptığımız çalışmadaki tüm kalite kontrol testleri, cihazın ilk kurulumunda uygulanması gereken kabul testlerini içermektedir. Çalışmada uygulanan testler sonucunda, mamografi cihazı üzerinde ölçülen değerlerin, cihazın klinik koşullarındaki olması gereken değerlerden farklı çıktığı ve sapmaların olduğu görüldü.

Tüm bu testlerin ışığında, kalite kontrol çalışmalarının, radyasyonla çalışan tüm makinelerde olduğu gibi dijital mamografi sistemleri üzerinde de ne kadar önemli olduğu ortaya konuldu.

Görüntü kalitesi değerlendirilirken SNR ve CNR değerlerinin dışında FOM değerlendirmesi ile her bir mamografik görüntü kalitesi ve dozu arasında güçlü bir ilişki olduğu görüldü. Ancak mamografik görüntü kalitesi yalnızca radyasyon dozuna bağlı kalmamakla birlikte diğer görüntüleme parametrelerine de bağlıdır. Mamografik uygulamalarda hasta dozimetrisi yapmak, hastanın radyasyondan korunmasının yanı sıra doz sınırları içerisinde kalarak çalışma pratiklerinin oluşturulması için gereklidir. Ayrıca klinik koşullarda kullanılacak doz sınırlarının belirlenmesi, hem mamografik görüntü kalitesini hem de cihazların doğru çalışmasına yönelik kalite kontrol değerlendirmesini sağlayacağı için önemlidir. Görüntü kalitesinin artması, tekrarları ve hasta dozunu azaltırken, uygulamaların güvenilirliğini ve doğru teşhisin gücünü de artırır.

Uygulanan testlerin ilk kurulum sonrasında belirli periyotlarla tekrarlanması gerekmektedir. Yurt dışı kaynaklarında yapılan çalışmalar baz alınarak, ekte bu konuyla ilgili örnek bir tablo verildi (Tablo – 24). Ülkemiz dijital mamografi cihazlarında da uygulanacak kalite kontrol testlerinin; günlük, aylık, 3 aylık, 6 aylık veya yıllık periyotlarla düzenli kontrol edilmesi amacıyla bir standarda oturtulması gerekmektedir. Ve bunun istatistiksel olarak çalışmaları yapılmalıdır.

Ülkemizde, Türk Radyoloji Derneğinin konvansiyonel mamografi için belirlediği kalite kontrol çalışması dışında, dijital mamografi sistemleri ile ilgili başka bir akreditasyon programı bulunmamaktadır. Bu çalışmanın, dijital mamografi akreditasyon programını oluşturmak açısından referans bir kaynak olacağı hedeflenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Türel S. Dijital Mamografi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2002;8:222-227
2. Akyol O. Tez Çalışması. Bazı Mamografi Merkezlerindeki Kalite Kontrol Çalışmalarında Elde Edilen Sonuçlar. Türkiye Klinikleri J Int Med Sci 2007;3(44):18-24,
3. Morimoto T, Nagao T, Okazaki T, Kira M, Nakagawa Y, Tangoku A. Current status of breast cancer screening in the world. Doi 10.1007/s12282-008-0077-5
4. Law J. The development of mammography. Phys. Med. Biol. 2006;51: R155–R167
5. Feig S A, Yaffe M J. Digital Mammography. RadioGraphics 1998;18:893-901
6. AAPM Report No: 29
7. Kleiny R, Aichingerz H, Dierkerz J, Jansenx J T M, Joite-Barfuz S, Sabelk M, Schulz-Wendtland R and Zoetelief J. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients, Phys. Med. Biol. 1997;42:651–671
8. Zwahlen M, Bopp M and Probst-Hensch N M. Mammography screening in Switzerland: limited evidence from limited data. Swiss Med Wkly 2004;134:295 – 306
9. [Http://www.pharmaage.com/2010/11/23/hologic-gets-fda-nod-for-selenia-dimensions/](http://www.pharmaage.com/2010/11/23/hologic-gets-fda-nod-for-selenia-dimensions/) (Erişim Tarihi: 28.03.2011)
10. [Http://doralMRI.com/Mamograms.html](http://doralMRI.com/Mamograms.html) (Erişim Tarihi: 28.03.2011)
11. Yard. Doç. Yurt A. Dokuz Eylül Üniversitesi SMYO Dijital Mamografi Ders Notları
12. [Http://www.nova.edu/ocean/coralxds/](http://www.nova.edu/ocean/coralxds/) (Erişim Tarihi: 28.03.2011)
13. Johns H E. The Physics of Radiology by Harold Elford Johns. Third Edition (revised third printing)
14. [Http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/](http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/) (Erişim Tarihi: 28.03.2011)
15. Bor D, Buyan G, Meriç N. Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar (1. bölüm). Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2;2:A5-A9
16. Bor D, Buyan G, Meriç N. Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar (2. Bölüm). Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2;2:A10-A13.
17. Hendee W R, Ritenour E R. Medical imaging physics. Fourth edition Newyork. Willey-Liss Inc 2002;230–249.
18. [Http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_i/a/automatic_exposure_control.a_spx](http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_i/a/automatic_exposure_control.a_spx) (Erişim Tarihi: 29.03.2011)
19. [Http://www.med-archiv.de/Innovationen/AX.php?lang=en](http://www.med-archiv.de/Innovationen/AX.php?lang=en) (Erişim Tarihi: 30.03.2011)

20. European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis, Fourth Edition
21. Lorad Selenia, Quality Control Guildelines, Revision 004
22. Pisano E D, Yaffe M J. Digital Mammography. Radiology 2005; 234:353–362
23. Padovani R. Basic Principle of Digital Flat Panels. European Commission Training Course, Dijital Protection Radiology, Trier, Germany, 16th February 2006
24. [Http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce](http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce)
(Erişim Tarihi: 31.03.2011)
25. [Http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce](http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce)
(Erişim Tarihi: 31.03.2011)
26. [Http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce](http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce)
(Erişim Tarihi: 31.03.2011)
27. <http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=760&mode=ce>
(Erişim Tarihi: 31.03.2011)
28. Marshall N W. Retrospective analysis of a detector fault for a full field digital mammography system. Phys. Med. Biol. 2006;51:5655–5673
29. [Http://en.wikipedia.org/wiki/DQE_%28imaging%29](http://en.wikipedia.org/wiki/DQE_%28imaging%29) (Erişim Tarihi: 01.04.2011)
30. [Http://en.wikipedia.org/wiki/Image_resolution](http://en.wikipedia.org/wiki/Image_resolution) (Erişim Tarihi: 07.04.2011)
31. [Http://www.dspguide.com/ch25/1.htm](http://www.dspguide.com/ch25/1.htm) (Erişim Tarihi: 07.04.2011)
32. [Http://en.wikipedia.org/wiki/Image_resolution#Spatial_resolution](http://en.wikipedia.org/wiki/Image_resolution#Spatial_resolution)
(Erişim Tarihi: 04.04.2011)
33. [Http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio](http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio) (Erişim Tarihi: 01.04.2011)
34. Bosmans H, Carton A K, Rogge F, Zanca F, Jacobs J, Ongeval C V, Nijs K, Steen A V and Marchal G. Image Quality Measurements and Metrics in Full Field Digital Mammography: An Overview. Radiation Protection Dosimetry 2005;Vol.117, No.1–3:pp. 120–130
35. Dance D R, Skinner C L, Young K C, Beckett J R and Kotre C J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys. Med. Biol. 2000;45:3225–3240.
36. Stanton L, Villafana T, Day J L, Lightfoot D A. Dosage Evulation in Mammography. Radiology 1984;150:577-584
37. [Http://www.pi-medical.eu/download/sfd%20kamer.pdf](http://www.pi-medical.eu/download/sfd%20kamer.pdf) (Erişim Tarihi: 08.04.2011)

38. [Http://www.pi-medical.eu/download/Unidos%20E.pdf](http://www.pi-medical.eu/download/Unidos%20E.pdf) (Erişim Tarihi: 08.04.2011)
39. [Http://www.goldwei.com/products/item.asp?itemid=138&catid=11](http://www.goldwei.com/products/item.asp?itemid=138&catid=11)
(Erişim Tarihi: 11.04.2011)
40. [Http://www.xraymdm.com/Nuclear-products-MDM.pdf](http://www.xraymdm.com/Nuclear-products-MDM.pdf) (Erişim Tarihi: 08.04.2011)
41. Yaffe M J, Bloomquist A K, Mawdsley G E. Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial. *Med. Phys.* 2006;33:3 March 2006
42. Williams M B, Goodale P J, Butler P F. The Current Status of Full-Field Digital Mammography Quality Control. *J Am Coll Radiol* 2004;1:936-951
43. Mcparland B J, Fipem, Boyd M M. A comparison of fixed and variable kVp technique protocols for film – screen mammography. *The British Journal of Radiology* 2000;73:613 – 626
44. Nassivera E, Nardin L. Quality control programme in mammography: second level quality controls. *The British Journal of Radiology*; 1997;70:612 – 618
45. Lorad (Hologic Company) Selenia Service Manual, Revision 004
46. Vano E, Ubeda C, Leyton F and Mirenda P. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Phys. Med. Biol.* 2008;53:4049-4062.
47. Gagne R. M., Boswell J. S and Myers K. J. Signal detectabilty in digital radiography: spatial domain figures of merit. *Med. Phys.* 2003;30:2180-93.
48. Vassileva J, Dimov A, Slavchev A, Karadjov A. Bulgarian Experience in the Establishment of Reference Dose Levels and Implementation of a Quality Control System in Diagnostic. *Radiation Protection Dosimetry* 2005;Vol.117,No.1–3;pp. 131–134
49. Mora’n P, Chevalier M, Ten J I, Ferna’ndez Soto J M, Vaño’ E. A Survey of Patient Dose and Clinical Factors in a Full – Field Digital Mammography System. *Radiation Protection Dosimetry* 2005;Vol.114, No.1-3;pp. 375–379

Ek – 1: Etik Kurul Onayı

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU**

Tarih ve Sayı: 23.11.2007/ 370

Etik Kurul Üyeleri

Prof.Dr.Taner ÇAMSARI
Prof.Dr.Tunç ALKIN
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR
Doç.Dr.Ayça Arzu SAYINER
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK
Doç.Dr.Mustafa SEÇİL
Doç.Dr.Murat DUMAN
Doç.Dr.Güven ASLAN
Yard.Doç.Dr.Murat ÖRMEN
Öğr.Gör.Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN
Yunus KARSLI

Etik Kurul Başkanı

Prof.Dr.Taner ÇAMSARI

Etik Kurul Sekreteri
Hatice İĞCİ

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Etik Kurulumuzun 22 Kasım 2007 tarih ve 04/25/2007 no.lu toplantısında, 336/2007 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü Medikal Fizik Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Öğr.Gör.Dr.Ayşegül YURT'un proje yöneticisi ve Remzi TAKES'in sorumlusu olduğu, "Digital mamografi cihazlarının kalite kontrol, kalibrasyon ve standardizasyonu" isimli projenin uygulanmasında etik açıdan sakınca yoktur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.



Prof. Dr.Taner ÇAMSARI
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları
Etik Kurul Başkanı

Tel: 0232 412 22 54

Ek – 2: Araştırılması ve Uygulanması Önerilen, Kalite Kontrol Testleri Uygulama Periyotları

Test	Uygulanma Periyodu
Tüp Çıkışı	6 Aylık
Tüp Çıkışı Tekrarlanabilirliği	6 Aylık
Tüp Çıkışı Doğruluğu ve Doğrusallığı	6 Aylık
Radyasyon Sızıntısı	Yıllık
Yarı Değer Kalınlığı	6 Aylık
Uzaysal Ayırma Gücü	6 Aylık
Kaynak – Görüntü Mesafesi	Yıllık (Opsiyonel)
Otomatik Işınlama Kontrol Mekanizması	6 Aylık
Kompresyon	Yıllık
Kolimasyon	Yıllık
Detektörün Yanıt Fonksiyonu	6 Aylık
SNR ve CNR	6 Aylık
Ortalama Glandüler Doz	6 Aylık
Artefakt Değerlendirmesi	6 Aylık (Opsiyonel)
Ortam Işığı	6 Aylık
Monitör Sistemleri	Günlük

Tablo 24 – Dijital Mamografi Cihazı Kalite Kontrol Testlerinin Uygulanma Sıklığına Yönelik Örneklendirme

KATKI:

Bu araştırma, Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi kapsamında yapılan maddi katkı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir.

ÖZGEÇMİŞ

OĞUZHAN AYRANCIOĞLU

TC Kimlik No / Pasaport No:	15389825540
Doğum Yılı:	1985
Yazışma Adresi :	Ilıca mah. 42 / 28 Karakızlı sok. Onay apt. Narlıdere / İzmir 35320 İzmir/Türkiye
Telefon :	232-2395027
e-posta :	oguzhanayrancioglu@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	FEN-EDEBİYAT FAKÜLTESİ	FİZİK	Lisans	2008

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Özel İzmir Onkoloji Merkezi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi	Teknik Personel	2009-2010

Düzenleme Tarihi :10/05/2011