

ÖZGÜN ARAŞTIRMA

DİJİTAL MAMOGRAFİ CİHAZI KALİTE KONTROL ÖLÇÜMLERİ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

EVALUATION OF DIGITAL MAMMOGRAPHY DEVICE QUALITY CONTROL MEASUREMENTS AND IMAGE QUALITY

1*^{ID}Rukiye Şanlı, 2^{ID}Özcan Gündoğdu,

ÖZ

Amaç: Bu çalışmada ülkemizde yaygın bir şekilde kullanılan dijital mamografi cihazlarına ait kalite kontrol testlerine yer verilerek ölçümlere ait standart bir protokolün oluşturulması amaçlanmıştır. Meme kanseri glandular doku içerisinde meydana gelmektedir. Bu sebeple ortalama glandular doku dozu değerinin ölçülerek standart değerlere göre takibinin yapılması gerekmektedir. Belirlenen değerlerin EUREF standardının belirlediği kabul edilebilir limit değerler içerisinde olup olmadığına bakılarak sistemin doğruluğu test edilmiştir. Kalite kontrol testlerinin periyodik olarak yapılması, görüntü kalitesini artıracak ve tekrar çalışmalarını minimuma indirerek hasta dozlarının azaltılmasını sağlayacaktır.

Yöntem: Ölçümler Fujifilm Amulet Innovality dijital mamografi sisteminde gerçekleştirilmiştir. Ölçümler için farklı meme dokularını simüle etmek için PMMA Fantom kontrast detay Pro-Mam fantomu ve Pro-Mam yazılımı, doz ölçümü için Ray SafeXi dedektörü, görüntü kalitesi için MTF test paterni, görüntünün ortalama piksel ve standart sapma değerleri ölçümü için Image J yazılımı kullanılmıştır. Farklı kalınlıklardaki PMMA fantomlarının ortalama glandular doku dozu değişimi (AGD), kontrast-gürültü oranı (CNR), Figure of merit (FOM) değerleri ve modüler transfer fonksiyonu (MTF), dedektif kuantum etkinliği (DQE) ve gürültü güç spektrumu (NPS) grafikleri karşılaştırılmıştır. W/Rh filtre ile W/AI filtrelerin HVL ve CNR değerleri kıyaslanmıştır.

Bulgular: Normal doz modunda 45 mm PMMA plakasında ortalama glandular doz 0,92 mGy olarak ölçüldü. W/Rh filtre ile CNR 5,1 iken W/AI filtre ile 4,5 olarak hesaplandı. 26 kVp'de 45 mm PMMA plakası ile FOM değeri W/Rh filtresi ile 42,905 iken W/AI filtresi ile 50,115 olarak ölçülmüştür.

Sonuç: EUREF standardında 45 mm'de ortalama glandular doz 2,5 mGy'den küçük olmalıdır, ölçülen değerler sınır değerler içerisinde değildir. Artan meme kalınlığıyla meme dozu, hava kerma ve AGD değerleri artarken CNR ve FOM değerleri ise azalmıştır. W/Rh filtre kullanıldığı zaman X ışınları daha fazla penetre edildiği için HVL, FOM ve CNR değerleri daha yüksek çıkmıştır. Böylece W/Rh kombinasyonunda daha düşük dozda daha iyi görüntü kalitesi elde etmenin mümkün olduğu belirlenmiştir.

Anahtar sözcükler: PMMA, CNR, AGD, ImageJ, Pro-Mam, dijital mamografi cihazı

ABSTRACT

Objective: In this study, we aimed to establish a standard protocol of measurements by taking quality control tests belonging to digital mammography devices widely used in our country. Breast cancer occurs in glandular tissue. For this reason, it is necessary to measure the mean glandular tissue value and follow the standard values. The accuracy of the system has been tested by considering whether the values specified are within the acceptable limit values specified by the EUREF standard. Performing quality control tests periodically will increase the quality of the image and reduce patient doses by minimizing repetitive work.

Methods: The measurements were performed on a Fujifilm Amulet Innovality digital mammography system. Contrast detail Pro-Mamphantom and Pro-Mam software to simulate different breast tissues for measurements, Ray SafeXi detector for dosimetry, MTF test for image qualities, Image J software was used to measure the average pixel and standard deviation of the pattern the image. The PMMA phantoms of different thicknesses have the mean glandular tissue change (AGD), contrast-to-noiseratio (CNR), figure of merit (FOM) values and modular transfer function (MTF), detective quantum efficiency (DQE) and noise power spectrum (NPS) graphics are compared. HVL and CNR values of W/Rh filter and W/AI filter are compared.

Results: The mean glandular dose was measured as 0.92 mGy on a 45 mm PMMA plate in normal dose mode. When the W/Rh filter is used, the Contrast Noise Ratio (CNR) is 5.1, while the W/AI filter is 4.5. The FOM value with a 45 mm PMMA plate at 26 kVp was measured as 42.905 with the W/Rh filter. When there is a W/AI filter, it is measured as 50.115.

Conclusion: The average glandular dose at 45 mm to the EUREF standard should be less than 2.5 mGy, the measured values are within the limit values. Breast dose, air kerma and AGD values increased while CNR and FOM values decreased with increasing breast thickness. When W/Rh filter is used, HVL, FOM and CNR values are higher because the X rays are more cured. Thus, it has been determined that it is possible to obtain a better image quality at a lower dose in the W/Rh combination.

Keywords: PMMA, CNR, AGD, ImageJ, Pro-Mam, full field digital mammography

Giriş

Mamografi göğüs kanserinin erken teşhisinde, biyopsi ve terapi için lokalizasyonda önemli rol oynayan bir görüntüleme tekniğidir. Daha erken teşhis, meme kanserinden ölüm oranının azaltılmasına katkıda bulunmaktadır. Modern mamografi, X-ışını kaynak boyutunun, X-ışını spektrumunun, göğüs kompresyonunun, görüntü dedektörünün kullanıldığı oldukça karmaşık bir teknoloji sistemi kullanılarak gerçekleştirilir^{1,3}. Meme kanserinin ilk oluşumu glandular dokuda gerçekleşmesinden dolayı dokunun maruz kaldığı doz hesabı önemlidir⁴. Mamografi sistemlerinin görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için pek çok kalite ölçütü bulunmaktadır². Modüler transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), detektör kuantum verimliliği (DQE), X-ışın kaynağının kararlılığı, görüntü işleme yazılımlarının kullanıldığı yöntemler ve fantomlar görüntü kalite değerlendirme ölçütleri sayılabilir. MTF, NPS, DQE

ölçütleri değişik frekans bölgelerindeki detektör duyarlılıklarını ve verimlilikleri hakkında bilgi vermektedir. Bu fantomlardan elde edilen görüntülerle mikrokalsifikasyon ve kontrast detay analizleri yapılabilmektedir. MTF, giren sinyalin genliğinin çıkan sinyalin genliğine, sinüzoidal oranıdır. Maksimum '1', minimum '0' değerindedir ve değeri uzaysal frekansın bir fonksiyonudur⁵⁻⁶. Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kontrast gürültü oranının belirlenmesi için kontrast-gürültü oranı (CNR) parametresi kullanılır. CNR görüntü kalitesini nesnel olarak değerlendirmek için en uygun parametredir. Çünkü kontrastın belirli bir görüntüdeki gürültü ile ne kadar iyi olduğunun kıyaslanmasını sağlar. Optimal doz değerini bulmak için tercih edilen bir parametre olan IQF değeri ve CNR arasında doğrusal bir ilişki vardır⁷. Dijital Mamografi sistemlerinde elde edilen görüntülerde hasta meme dokusunun maruz kaldığı dozun (AGD),

Geliş Tarihi
18.06.2018

Kabul Tarihi
12.09.2018

Sorumlu Yazar
Rukiye Şanlı

Manisa İl Sağlık Müdürlüğü,
Biyomedikal Mühendislik
Hizmetleri Birimi,
Manisa, Türkiye

E-posta
ruk.simsek@gmail.com

minimum olması istenirken; görüntü kontrast oranı CNR değerinin maksimum olması istenir. Uygun anot filtre kombinasyonu ile düşük glandular dozda, yüksek görüntü kalitesi amaçlanmaktadır. FOM ise, görüntünün sinyal kalitesi ile görüntü başına ölçülen dozdaki değişimi arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktadır. Dijital mamografi sistemlerinin değerlendirilmesinde FOM ve kontrast detay fantom ölçümleri yakın zamanda sıklıkla kullanılan parametrelerdir⁸. Görüntü analizinin kontrast-detay çözünürlüğü olarak tanımlanan IQF, kaliteyi objektif olarak ölçmenin en iyi yöntemlerinden biridir. Optimal doz değerini bulmak için IQF değeri ve CNR arasında lineer bir korelasyon vardır. Daha yüksek IQF değeri daha iyi görüntü kalitesini ifade eder⁸. Fujifilm mamografi cihazının dedektör tipi amorf selenyumdur. 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 ışınlanmanın olmadığı zamanlarda dedektörün yok yere sinyal üretmesidir^{9,11-13}.

Bu çalışmada bu testlere yer verilerek Fujifilm mamografi sisteminin standartlara uygun olarak, iyi bir görüntü kalitesinde ve düşük hasta doz seviyesini sağlayacak şekilde çalışmasının değerlendirilmesi yapılmıştır.

Yöntem

2016 edinin yılı olan Manisa İl Sağlık Müdürlüğümüz Kanser Eğitim ve Tarama Merkezinde (KETEM) kullanılan Fujifilm Amulet Innovality FFD (Full Field Digital Mammography) cihazı üzerinde tüm ölçümler gerçekleştirilmiştir. Cihaz tungsten hedef ve rodyum filtre (W/Rh)'ye sahiptir. Çalışmada AGD ölçümleri için katı hal dedektörü (Ray SafeXi) kullanılarak uygun filtre cihaz içerisinden ayarlanmıştır. Çalışmada kullanılan malzemeler: 20, 30, 40, 45, 50, 60 mm PMMA fantom, 4,5 cm CIRS fantom, Pro-Mam Kontrast Detay fantomu, Image J ve Pro-Control Yazılımı, Ray Safe Xi dedektörü, MTF test paterni, 0,1; 0,2; 0,3; 0,4; 0,5 mm %99,5 saflıkta Alüminyum filtreler.

HVL Ölçümü

X-ışını alanı dozimetrenin alanıyla sınırlandı, sabit X-ışını tüpü ile W/Rh filtre kullanılarak pozlama yapıldı. Sıkıştırma pedalında 4 farklı kalınlıkta Al filtresi ile (0,1; 0,2; 0,3; 0,4 mm) pozlama tekrarlandı. Al filtresinin kalınlığı; ölçülen hava kerma seviyeleri, filtre olmaksızın ölçülen başlangıçta okunan doz değerinin yarıdan aşağıya düşene kadar tekrarlandı. (1) denkleminde göre HVL hesaplanmıştır.

$$HVL = \frac{X_1 \cdot \ln(2 \cdot Y_2 / Y_0) - X_2 \cdot \ln(2 \cdot Y_1 / Y_0)}{\ln(Y_2 / Y_1)} \quad (1)$$

AGD Ölçümü

Glandular dokunun meme içerisinde olmamasından dolayı glandular doz değeri direkt olarak tespit edilemeyip yüzey giriş dozu belirlenerek uygun dönüşüm faktörleri kullanılarak Mean Glandular Dose (MGD) değeri hesaplandı.

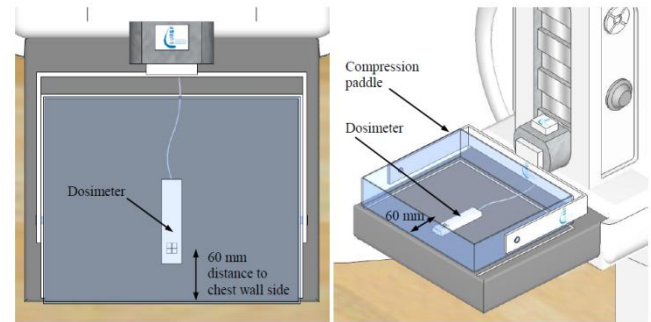
Kullanılan Materyal

Her bir PMMA fantom, 2 cm'den başlanarak sırasıyla göğüs sehpa platformu üzerinde orta hatta yerleştirildi ve kompresyon tablası ile sabitlendi. Yüzey giriş dozunun tespiti için sistem AEC modunda ışınlanarak göğüs sehpa üzerine yerleştirilen dedektör ile radyasyon doz değerleri, mAs, kVp ve hedef/filtre değerleri kaydedildi. 20 mm PMMA fantomun kenarlarına 1 mm ara parçalar konuldu, fantom göğüs sehpa platformu üzerinde orta hatta yerleştirilerek kompresyon tablası ile sabitlendi ve kaydedilen ışınlama parametreleri manuel olarak sisteme girilerek sistem ışınlandı (Çizim 1). Bu işlem 20, 30, 40, 45, 50, 60 mm PMMA plakaları için de tekrarlandı. Fantom kaldırılarak aynı noktaya iyon odası yerleştirildi ve fantom ışınlandıktan sonra not edilen değerler manuel olarak ayarlanarak ışınlama yapıldı (Çizim 1). Dedektörde okunan radyasyon doz değerleri ters kare faktörü uygulanarak PMMA yüzeyine düzeltildi ve yüzey giriş dozu değeri (ESAK) her bir PMMA Fantom kalınlığı için hesaplandı (2)⁹⁻¹².

$$AGD = K \times g \times c \times s \quad (2)$$

g: Farklı meme kalınlıkları için her kVp için belirlenen HVL değerlerine göre verilen Monte Carlo dönüşüm faktörleri
c: Farklı meme kalınlıkları için kullanılan düzeltme faktörü (Farklı yaş gruplarındaki hastalar için)
s: Spektrum düzeltme faktörü (Farklı hedef/filtre kombinasyonları için kullanılan düzeltme faktörü)

Çizim 1. Hava kerma (ESAK) ölçümü

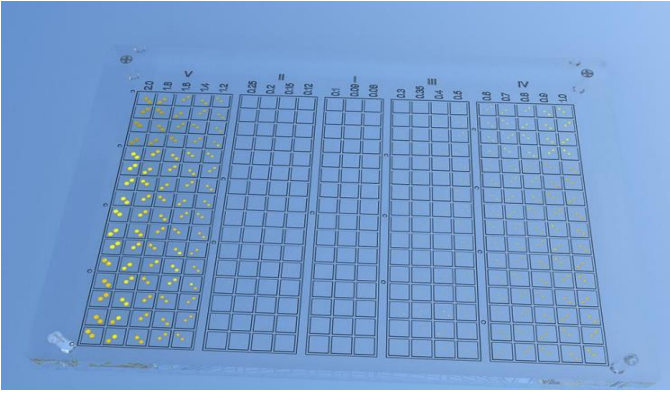


CNR ve FOM Ölçümü

CNR: Objeye kalınlığı ile tüp voltajının değişimi, 40, 50, 60 mm artan PMMA kalınlıkları sıkıştırma pedalı var iken AEC modunda ışınlanmış ve sistem tarafından otomatik olarak belirlenen hedef/filtre, kVp ve mAs değerleri kaydedildi. Daha sonra kalsifikasyon azalımı için 10 mm aralığında iki PMMA blokları arasına 60 mm mesafede 0,2 mm kalınlığında Al plaka yerleştirildi (Çizim 2). Kaydedilmiş olan ışınlama parametreleri manuel olarak sisteme girilerek sistem tekrar ışınlandı.

Farklı zamanlarda iki görüntü alınarak görüntüler üzerindeki belirlenen ilgi alanları (ROI) içerisinde ortalama piksel (MPV) ve standart sapma (SD) değerleri image J yazılımı ile ölçülmüştür. Ölçülen bu değerlerden aşağıdaki denklem ile kontrast gürültü oranı (CNR) değeri hesaplanmıştır (3).

$$FOM = \frac{CNR^2}{AGD} \quad (3)$$

Çizim 2. Pro-Mam gold kontrast detay fantomu

Görüntü Üzerinde Image J Yazılımı ile Belirlenen 1 cm² ROI İlgili alanlarında ve 40, 50 ve 60 mm fantom kalınlıklarında CNR ve FOM değerleri hesaplandı. FOM değerini hesaplamak için denklem (3) kullanıldı.

Görüntülenebilen Eşik Kontrast Testi

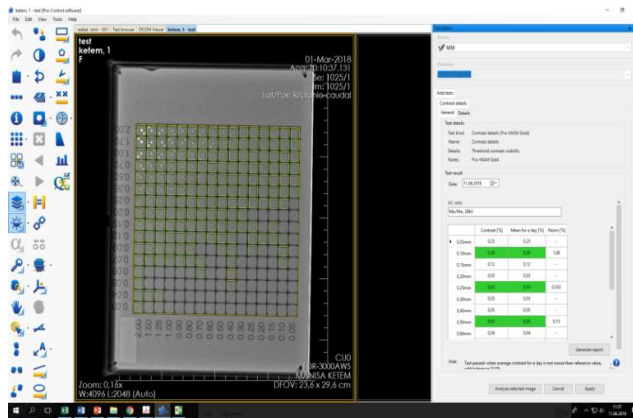
Görüntünün kontrast detay eğrisini oluşturabilmek adına "Pro-Mam Contrast Detail Gold Phantom" kullanılmıştır. Fantom 240x180 veya 300x240 mm boyutlarındadır. İçerisinde 0,02–2,00 mm arası %99,9 saflıkta 672 tane altın diskler bulunmaktadır. Altın diskler fantom içerisine 10 mm derinliğinde yerleştirilmiştir. Disk kalınlığı, her bir çap için EUREF sınır değerlerine karşılık gelebilen kontrast detay eğrilerini oluşturacak şekilde optimize edilmiştir. Fantom yapısında, PMMA dışındaki malzemeler kullanılmadığından alüminyum gibi diğer malzemeler için PMMA eşdeğer zayıflamasını hesaplamaya gerek kalmamıştır.

Yapılışı

20 mm'lik PMMA fantomlar Pro-Mam fantomun altına ve üstüne olmak üzere yerleştirilmiştir. 28 kVp değerinde 3 kez ışınlanmış ve görüntüler kaydedilmiştir. Daha sonra elde edilen görüntüler Pro-Control yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir.

İlk olarak görüntü Pro-Control yazılımı açıldı ve "autoanalyze image" butonuna tıklanarak Pro-Mam Gold testi başlatıldı (Çizim 3).

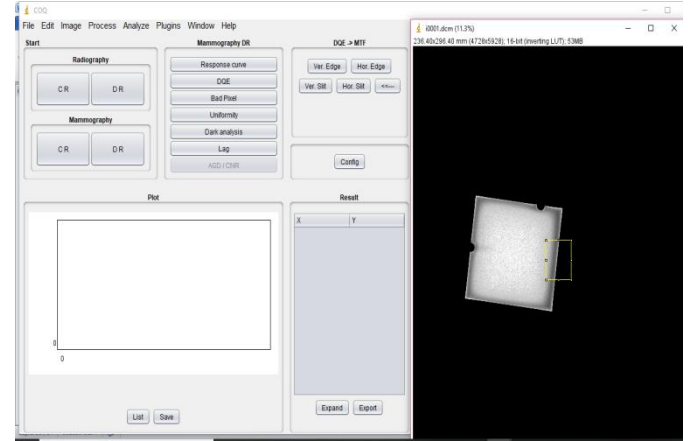
Daha sonra test editör butonuna tıklanarak ekrandan "all images in the display set" ve "with correction" kısımları seçildi. Daha sonra autoanalyser ile görüntü tekrar test edildi.

Çizim 3. Pro control yazılımı kontrast detay ölçümü

MTF Testi

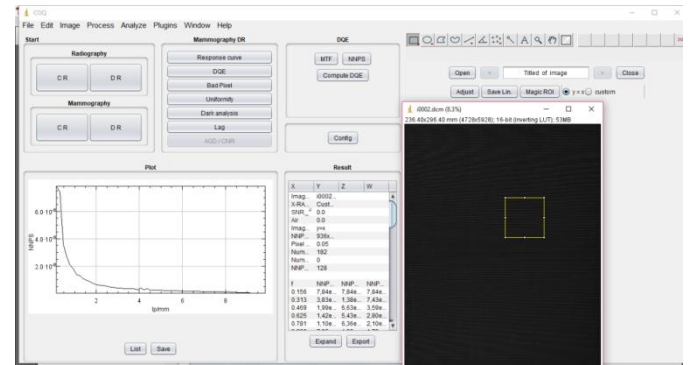
MTF testinde (Gammex Edge Tungsten Tool), MTF Kenar Test Objesi direk dedektör üzerine yatayla 7° derecelik bir açı yapacak şekilde yerleştirilerek AEC modunda ışınlanmış ve elde edilen görüntü Image J yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir.

İlk olarak görüntü Image J programında açılmıştır. Daha sonra programda Plugins ve ardından COQ sekmesinden Mammography DR ve MTF kısmı seçildi. Daha sonra görüntü üzerinde, ilgi alanı, kenar üzerine gelecek şekilde belirlenerek config butonuna tıklandı (Çizim 4).

Çizim 4. Image J programı ile MTF Hesabı

DQE ve NPS Testi

Görüntü güç spektrumu testi için ise fantom kullanmadan AEC modunda ışınlama yapılarak elde edilen görüntü Image J yazılımında değerlendirilmiştir. Daha sonra programda Plugins ve COQ menüsünden Mammography DR ve NNPS seçildi. Görüntü üzerinde gelecek şekilde belirlenerek config butonuna tıklandı (Çizim 5).

Çizim 5. Image J yazılımı NNPS hesaplama

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

Bulgular

PMMA plakaları ile simüle edilmiş her bir meme kalınlığı için CNR değerleri hesaplanmış ve EUREF protokolüne göre kabul sınır değerleri ile kıyaslanarak değerlendirilmeler yapılmıştır.

40 mm fantomda, normal ve düşük mod çekimlerinde MGD değerleri 0,92 mGy ve 0,55 mGy olarak hesaplanmış ve bu değerler EUREF protokolüne göre 2,5 mGy'in oldukça altındadır (Çizelge 1).

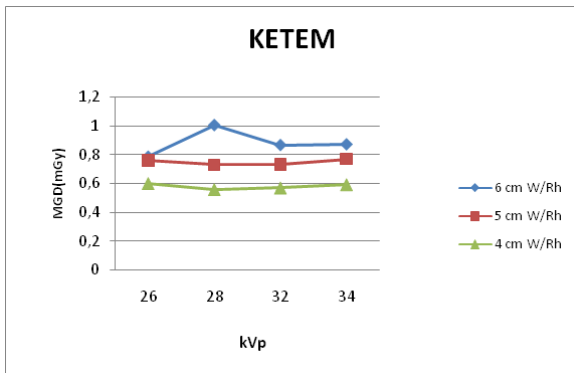
Çizelge 1. Artan PMMA kalınlığına bağlı AGD değerleri

kVp	PMMA(mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı(mm)	Hedef/Filtre	L DozModu		N DozModu		ESAK(mGy)HavaKerma	MGD(mGy)	ESAK(mGy)HavaKerma	MGD(mGy)	European Kabul Edilebilir Limit Değerler
				g ₅₃	C ₅₃	s	ESAK(mGy)					
26	20	21	W/Rh	0,482	0,905	1,042	0,704	0,319	1,122	0,509	≤1,0	
26	30	32	W/Rh	0,35	0,946	1,042	1,304	0,449	2,14	0,74	≤1,5	
26	40	45	W/Rh	0,255	1,038	1,042	1,995	0,55	3,335	0,92	≤2,0	
26	45	53	W/Rh	0,219	1,098	1,042	2,35	0,588	4,5113	1,13	≤2,5	
26	50	60	W/Rh	0,191	1,149	1,042	4,372	0,999	5,291	1,21	≤3,0	
26	60	75	W/Rh	0,1717	0,9108	1,042	6,014	0,98	9,757	1,589	≤4,5	

PMMA kalınlığı arttıkça ESAK ve AGD değerleri artmıştır. 4 cm PMMA daha düşük AGD değerine sahiptir (Çizim 6). W/Rh ve W/AI filtrelerinde CNR değerleri Çizelge 3-8'de

kıyaslanmıştır. W/Rh ve W/AI filtreleri CNR değerleri ile kıyaslandığı zaman W/Rh filtrenin CNR değerinin daha fazla olduğu görülmüştür (Çizim 7 ve Çizim 8).

Çizim 6. kVp'ye bağlı MGD Grafiği

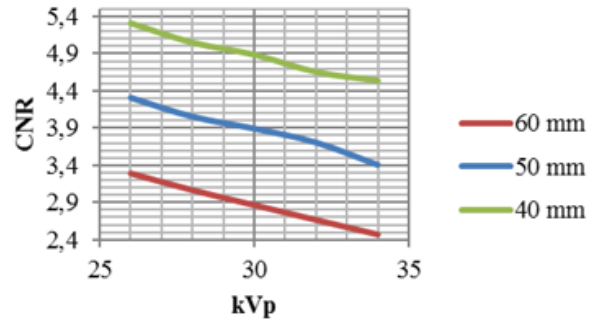


Artan PMMA kalınlığına bağlı olarak CNR değerleri düşmüştür (Çizelge 2).

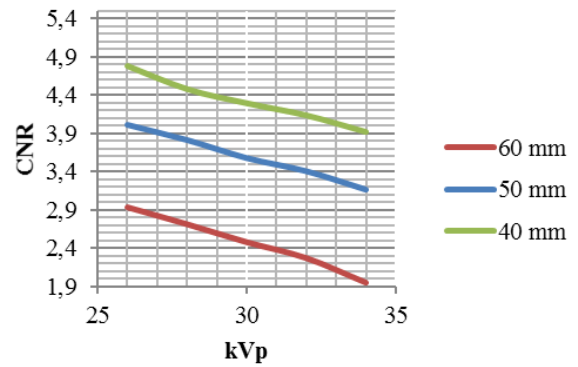
Çizelge 2. CNR kabul sınırları

PMMA (mm)	%CNR
20,0	>115
30,0	>110
40,0	>105
45,0	>103
50,0	>100
60,0	>95
70,0	>90

Çizim 7. W/Rh PMMA-CNR grafiği



Çizim 8. W/AI PMMA-CNR grafiği



Çizelge 3. W/Rh filtre 60 mm PMMA CNR değeri

PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma(mGy)	CNR	Ortalama piksel değeri-1	Ortalama piksel değeri-2	Standart Sapma-1	Standart Sapma-2
60	W/Rh	75	26	167,0	4,832	3,3	3588,9	3456,1	33,7	46,1
60	W/Rh	75	28	125,0	4,597	3,1	3685,9	3573,9	33,5	39,3
60	W/Rh	75	30	98,4	4,324	2,9	3884,1	3810,7	23,3	27,7
60	W/Rh	75	32	84,0	3,978	2,7	3442,3	3302,8	44,3	59,1
60	W/Rh	75	34	72,0	4,016	2,5	3729,4	3660,4	24,2	31,1

Çizelge 4. W/Rh filtre 50 mm PMMA CNR değeri

PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma(mGy)	CNR	Ortalama piksel değeri-1	Ortalama piksel değeri-2	Standart Sapma-1	Standart Sapma-2
50	W/Rh	60	26	116,0	3,332	4,3	3654,7	3500,1	31,7	39,6
50	W/Rh	60	28	83,0	2,959	4,1	3706,1	3581,9	25,4	35,1
50	W/Rh	60	30	70,0	3,099	3,9	3552,1	3381,7	36,9	49,7
50	W/Rh	60	32	55,4	2,831	3,7	3728,4	3631,5	23,1	28,9
50	W/Rh	60	34	48,2	2,859	3,4	3176,7	3608,3	27,4	35,8

Çizelge 5. W/Rh filtre 40 mm PMMA CNR değeri

PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma(mGy)	CNR	Ortalama piksel değeri-1	Ortalama piksel değeri-2	Standart Sapma-1	Standart Sapma-2
40	W/Rh	45	26	69,0	2,169	5,3	3455,9	3070,7	56,9	85,2
40	W/Rh	45	28	52,0	1,884	5,1	3727,9	3471,6	41,3	58,6
40	W/Rh	45	30	43,0	1,862	4,9	2094,8	1605,7	97,5	102,4
40	W/Rh	45	32	36,0	1,829	4,7	3895,5	3761,2	26,6	30,9
40	W/Rh	45	34	31,0	1,831	4,5	3175,6	2752,1	81,9	103,4

Çizelge 6. W/Al filtre 60 mm PMMA CNR değeri

PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma(mGy)	CNR	Ortalama piksel değeri-1	Ortalama piksel değeri-2	Standart Sapma-1	Standart Sapma-2
60	W/Al	75	26	74,4	4,245	2,9	3561,9	3424,3	39,5	53,1
60	W/Al	75	28	53,0	3,793	2,7	3476,7	3336,6	43,9	58,1
60	W/Al	75	30	40,3	3,701	2,5	3438,7	3310,4	43,7	58,4
60	W/Al	75	32	31,3	3,289	2,3	1947,8	1724,9	86,6	107,7
60	W/Al	75	34	25,0	3,141	2,0	3000,3	2861,5	66,1	75,2

Çizelge 7. W/Al filtre 50 mm PMMA CNR değeri

PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma(mGy)	CNR	Ortalama piksel değeri-1	Ortalama piksel değeri-2	Standart Sapma-1	Standart Sapma-2
50	W/Al	60	26	54,3	3,373	4,0	3716,4	3565,5	32,3	42,3
50	W/Al	60	28	40,0	3,034	3,8	3759,6	3633,9	25,7	38,9
50	W/Al	60	30	29,0	2,587	3,6	3625,6	3469,2	37,3	49,3
50	W/Al	60	32	23,0	2,379	3,4	3774,1	3685,2	22,7	29,1
50	W/Al	60	34	18,1	2,249	3,2	3768,8	3669,4	26,8	35,4

Çizelge 8. W/Al filtre 40 mm PMMA CNR değeri

PMMA (mm)	Filtre	Eşdeğer Meme Kalınlığı	kVp	mAs	Air Kerma(mGy)	CNR	Ortalama piksel değeri-1	Ortalama piksel değeri-2	Standart Sapma-1	Standart Sapma-2
40	W/Al	45	26	35,0	2,179	4,8	3808,1	3661,4	25,8	34,8
40	W/Al	45	28	25,4	1,886	4,5	3764,6	3611,9	29,3	38,2
40	W/Al	45	30	19,4	1,828	4,3	3788,9	3672,8	23,5	30,1
40	W/Al	45	32	15,3	1,719	4,1	3768,5	3639,2	27,7	34,4
40	W/Al	45	34	12,3	1,561	3,9	3922,1	3847,9	18,1	19,7

Cihaza uygulanan kVp değeri arttıkça HVL (yarı değer kalınlığı) artmıştır. W/Rh filtre ile elde edilen HVL değeri W/Al filtreye göre yüksektir (Çizelge 9 ve 10). Bunun sebebi W/Rh anot filtre kombinasyonu kullanıldığında Xışın demetinin ortalama enerjisinin daha yüksek olması ve buna bağlı olarak da hava kerma doz değerinin artmasıdır. Her iki filtrede de HVL değerleri EUREF kabul sınırları içerisinde dir².

Çizelge 9. HVL değerleri

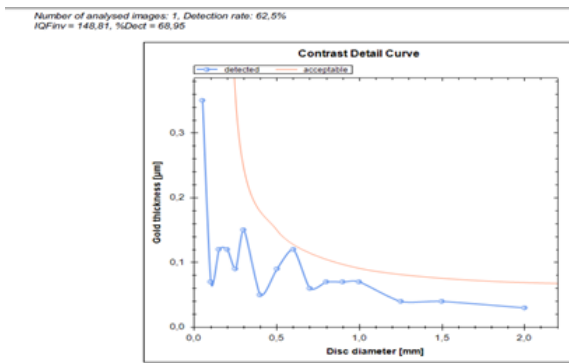
Filtre	Al(mm)	26kvp	28kvp	32kvp	35kvp
W/Rh	0	0,597	0,926	1,231	1,538
W/Rh	0,1	0,505	0,792	1,064	1,333
W/Rh	0,2	0,428	0,681	0,926	1,167
W/Rh	0,3	0,367	0,594	0,809	1,026
W/Rh	0,4	0,316	0,519	0,711	0,908
W/Rh	0,5	0,274	0,455	0,628	0,807

Çizelge 10. Farklı filtre ve kVp değerlerinde HVL değerleri

HVL	26kvp	28kvp	32kvp	35kvp
W/Al	0,387	0,429	0,492	0,53
W/Rh	0,442	0,481	0,508	0,53

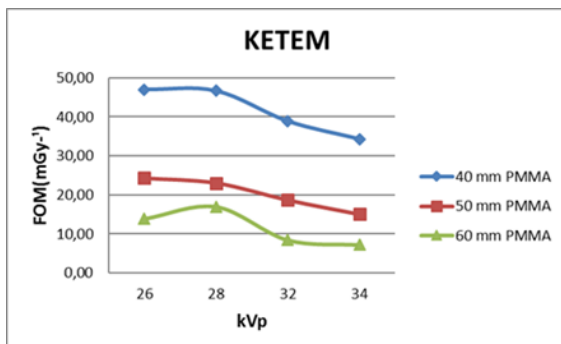
Pro Mam fantom kullanılarak 28 kVp değerinde AEC modunda ışınlanan görüntü, yazılımda kalibre edildiği zaman kontrast detay eğri grafiğini vermiştir (Çizim 9). Pro Mam fantom görüntülerinin ilgili yazılımla analizi sonucu, elde edilen altın disk çapına karşılık altın kalınlığının grafiği (Çizim 9) EUREF protokolüne göre kabul sınırları içerisinde olduğunu ve testin geçtiğine dair raporu yazılım otomatik olarak vermiştir.

Çizim 9. Pro Mam kontrast detay grafiği



Her 3 kalınlıkta da optimum FOM Değeri 28-30 kVp değerinde olduğu görülmüştür. PMMA kalınlığı arttıkça 28-30 kVp aralığında FOM değeri azalmıştır (Çizim 10).

Çizim 10. Farklı PMMA kalınlığında ve kVp değerine bağlı FOM grafiği



IQF değeri 148,81 olarak ölçülmüştür. Özellikle, otomatik zaman modundaki W/Rh en yüksek IQF'yi üretmiş ve optimum tüp potansiyeli tüm spektrum ve parametrelere göre 28 kVp olduğu gözlemlenmiştir. Bu sonuç, FOM ile daha düşük bir kVp'nin daha yüksek bir kVp'ye kıyasla daha yüksek bir skor elde ettiğini göstermesi ile tutarlıdır, çünkü daha yüksek bir kVp saçılma radyasyonunu arttırarak, görüntü kontrastını azaltmıştır. Kontrast ve nesne tespit edilebilirliği açısından 28 kVp'deki FOM değerinin 32 ve 34 kVp'ye göre daha iyi olduğu gözlemlenmiştir.

Mamografik sistemin kuantum-sınırlı olduğu varsayıldığında, FOM, doz seviyesinden bağımsızdır. FOM'un daha yüksek değerleri, sistemin görüntü açısından daha iyi performans sunma yeteneğini göstermiştir (Çizelge 11).

Çizelge 11. Farklı PMMA kalınlığında ve kVp değerine bağlı FOM değerleri

Filtre	PMMA	kVp	CNR ²	AGD (mGy)	FOM
W/Rh	40mm	26	28,09	0,598	46,973
W/Rh	40mm	28	26,01	0,5579	46,621
W/Rh	40mm	32	22,09	0,568	38,89
W/Rh	40mm	34	20,25	0,59	34,322
W/Rh	50mm	26	18,49	0,7619	24,268
W/Rh	50mm	28	16,81	0,73	23,027
W/Rh	50mm	32	13,69	0,733	18,676
W/Rh	50mm	34	11,56	0,769	15,0325
W/Rh	60mm	26	10,89	0,787	13,837
W/Rh	60mm	28	9,61	1,007	9,543
W/Rh	60mm	32	7,29	0,868	8,398
W/Rh	60mm	34	6,25	0,873	7,159

W/Rh filtre X ışını radyasyonunu daha fazla penetre ettiği için aynı kVp değerinde daha yüksek HVL, CNR, FOM değerine sahipken daha düşük MGD değerine sahip olduğu görüldü (Çizelge 12). Böylece W/Rh kombinasyonunda daha düşük dozda daha iyi görüntü kalitesi elde etmenin mümkün olduğu belirlenmiştir.

Çizelge 12. Farklı filtre kombinasyonlarının karşılaştırılması

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

PMMA kalınlığı arttıkça AGD değeri ve hasta dozu artarken FOM değeri azalmıştır (Çizelge 13, 14).

Çizelge 13. Farklı kalınlıklarda 26 kVp Değerinde FOM-AGD Değişimi

Filtre	PMMA (mm)	kVp	CNR	AGD (mGy)	FOM
W/Rh	40	26	5,3	0,598	46,973
W/Rh	50	26	4,3	0,7619	24,268
W/Rh	60	26	3,3	0,787	13,837

Çizelge 14. Farklı kalınlıklarda 28 kVp Değerinde FOM-AGD Değişimi

Filtre	PMMA (mm)	kVp	CNR	AGD (mGy)	FOM
W/Rh	40	28	5,1	0,5579	46,621
W/Rh	50	28	4,1	0,7619	23,027
W/Rh	60	28	3,1	1,007	16,919

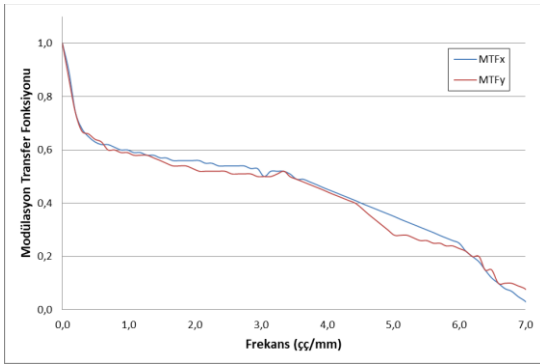
kVp ve PMMA kalınlığı arttıkça FOM değerinin azalmasının daha fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 15).

Çizelge 15. Farklı kalınlıklarda ve farklı kVp değerlerinde FOM-AGD değişimi

Filtre	PMMA (mm)	kVp	CNR	AGD (mGy)	FOM
W/Rh	40	28	5,1	0,5579	46,621
W/Rh	50	32	3,7	0,733	18,676
W/Rh	60	34	2,5	0,873	7,159

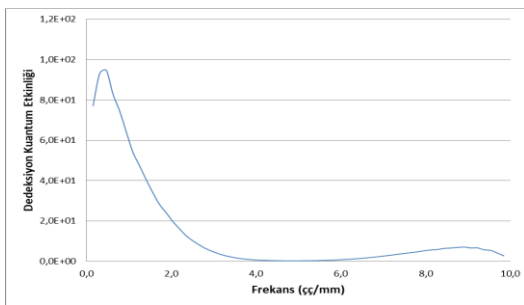
MTF için en yüksek değer 1 olup bu değerde nesne olduğu gibi görüntülenmiştir. Uzaysal frekans arttıkça nesneden elde edilen sinyalin düşmesi ve nesnenin aslına uygun olarak görüntüye yansımalarının azalması nedeniyle MTF değeri aşamalı olarak düşmüştür. Ancak 0 ve 1 (çç/mm) frekans aralığında ani bir azalmış göstermiştir. Bu aralıkta sistemin uzaysal frekans aralığının çok geniş olmadığı görülmüştür (Çizim 11).

Çizim 11. MTF grafiği



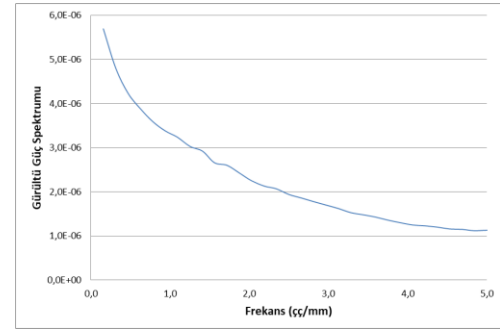
Görüntüleme sisteminin performansını ölçen kantitatif parametre olan DQE parametresi grafiği incelendiğinde daha dar bir aralıkta fotonu görüntü oluşumunda kullandığı görülmüştür (Çizim 12).

Çizim 12. DQE grafiği



NPS görüntüsünde gürültü şeklinde dalgalanmalar olmasa da grafik ani bir iniş göstermiş ve grafik alanı dar bir aralığa yayılmıştır (Çizim 13).

Çizim 13. NPS grafiği



Tartışma

Elde ettiğimiz sonuçlar EUREF standardına göre uyumludur ve bu bulgular da PMMA kalınlığı arttıkça AGD değerinin arttığı, CNR değerinin ise azaldığı bilgisini desteklemektedir. Bu nedenle; kVp, filtre ve sıkıştırma gibi faktörler, görüntü kalitesinden ödün vermeden mümkün olan en düşük doz elde edilecek şekilde optimize edilmelidir. Görüntünün kalitesini değerlendirirken Pro-Mam Fantomun rolü değerlendirilmiştir. Bununla birlikte, doz sonuçları ve görüntü kalitesi ölçümleri birleştirilerek, her bir sistem için en düşük maruziyette Avrupa yönergelerindeki ulaşılabilir görüntü kalitesi standardına ulaşmasını sağlayacak optimum pozlama faktörleri hesaplaması yapılmıştır.

Özetle ve yayınlanan diğer verilerle tutarlı olarak, bu sonuçlar; 4 cm'den 6 cm'ye kadar farklı meme glandülerliğine sahip sıkıştırılmış meme kalınlıkları için, W/Rh kombinasyonunun, daha düşük dozda yüksek görüntü kalitesi sunması açısından daha iyi bir seçim olduğunu göstermektedir. Jennifer M., Kenneth C., Gundogdu O., makalesinde yapılan çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir¹³.

Kaynaklar

1. Tükel S. Dijital mamografi. *Diagn Interv Radio*. 2002; 8: 222-227.
2. Perry N., Puthaar E, et al. editors. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed. Luxembourg, Belgium; European Communities; 2006
3. Noel A, Thiabault F. Digital detectors for mamogra-phy: the technical challenges. *Euro Radiol*. 2004; 14(11):1990-1998. doi:10.1007/s00330-004-2446-6.
4. Jamal N, Ng KH, McLean D. A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it. *Br J Radiol*. 2003; 76(904):238-245. doi:10.1259/bjr/66428508.
5. Bacher K. Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital mammography. Gent, Universiteit Gent; 2006.
6. Buhr E, Günther-Kohfahl S, Neitzel U. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Medical Physics*. 2003; 30(9):2323-2331. doi:10.1118/1.1598673.
7. Baldelli P, Phelan N, Egan G. A novel method for contrast-to-noise ratio (CNR) evaluation of digital mammography detectors. *Eur Radiol*. 2009; 19(9):2275-2285. doi:10.1007/s00330-009-1409-3.
8. Izdihar K, Kanaga KC, Krishnapillai V, et al. Determination of tube output (kVp) and exposure mode for breast phantom of various thicknesses/glandularity for digital mammography. *Malays J Med Sci*. 2015; 22(1):40-49.
9. Dance DR, Skinner CL, Young KC, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol*. 2000; 45(11):3225-3240. doi:10.1088/0031 9155/45/11/308.
10. Dance DR, Young KC, van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol*. 2009; 54(14):4361-4372. doi:10.1088/0031-9155/54/14/002.
11. Shaw J, Albagli D, Wei C-Y, et al. Enhanced a-Si/CsI-Based Flat-panel X-Ray Detector for Mammography. 2004. doi:10.1117/12.539141.
12. Yorker JG, Jeromin LS, Lee DLY, et al. Characterization of a full-field digital mammography detector based on direct x-ray conversion in selenium. In: *Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging*. International Society for Optics and Photonics; 2002:21-30.
13. M. Oduko J, Young K, Gundogdu O, et al. Effect of using Tungsten-Anode X-Ray tubes on dose and image quality in full-field digital mammography. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. 2008; 522-529. doi:10.1007/978-3-540-70538-3_73