
	SAKARYA ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ DERGİSİ <i>SAKARYA UNIVERSITY JOURNAL OF SCIENCE</i>		
	e-ISSN: 2147-835X Dergi sayfası: http://dergipark.gov.tr/saufenbilder		
	Geliş/Received 29-03-2017 Kabul/Accepted 17-08-2017	Doi 10.16984/saufenbilder.302423	

Dijital radyografi sistemlerinde gürültünün konum ve frekans uzayında irdelenmesi

Turan OLGAR^{*1}

ÖZ

Dijital radyografi görüntüsündeki gürültü miktarı, düşük kontrasttaki lezyonların saptanmasına önemli ölçüde sınırlama getirir. Bu çalışmanın amacı bir dijital radyografi görüntüsünde, gürültü bileşenlerinin hem konum hem de frekans uzayında saptanmasıdır. Konum uzayında gürültü analizi bağıl gürültü varyansı analiz yöntemi ile, frekans uzayında gürültü analizi ise normalize gürültü güç spektrumunun ölçülmesi aracılığıyla gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Gürültü, Varyans, Gürültü Güç Spektrumu

Investigation of the noise in spatial and frequency domain for digital radiography systems

ABSTRACT

Noise amount in digital radiographic image puts a limitation on detection of low contrast lesions. The aim of this study is to investigate of the noise component in digital radiographic image in both spatial and frequency domain. Noise analysis in spatial and frequency domain was performed by using relative noise variance and noise power spectra measurement methods, respectively.

Keywords: Noise, Variance, Noise Power Spectra

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Dijital radyografi sistemleri, radyolojik görüntüleme uzun yıllardır kullanılan film ekran sistemlerinin yerini almıştır [1]. Dijital

sistemlerin kullanılmasıyla hasta dozu-görüntü kalitesi optimizasyonu son yıllardaki çalışmaların büyük bir kısmını oluşturmaktadır. Görüntü kalitesi kontrast, uzaysal ayırma gücü ve gürültü açısından incelenebilir [2]. Bu görüntü kalitesi parametreleri arasında gürültü ayrı bir öneme

¹ Ankara Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, 06100, Tandoğan/ANKARA

sahiptir. Çünkü görüntülenen herhangi bir bölgedeki düşük kontrastaki bir lezyon, dedektördeki gürültü miktarının yüksek olması durumunda doğru bir şekilde görüntülenemeyebilir. Ayrıca lezyonun boyutlarının da saptanması zorlaşır. Gürültü, bir görüntüde incelenen anatomik bölge ile ilgisi olmayan rasgele sinyaller olarak ifade edilir [3]. Eğer görüntüleme de kullanılan dijital radyografi dedektörü kuantum istatistiksel gürültü (Poisson) ile sınırlı ise yani ilave gürültü kaynakları içermiyorsa, mutlak gürültü, bir dijital görüntüde seçilen ilgili bir bölgedeki piksel değerinin standart sapması olarak alınabilir.

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (1)$$

Burada σ standart sapma ve N de her bir pikseldeki kaydedilen ortalama x-ışını foton sayısıdır. Görüntü oluşumunda kullanılan x-ışın miktarı arttırılırsa, x-ışın şiddetinin karekökü olan standart sapma da artacaktır. Bu nedenle görüntü kalitesi değerlendirmelerinde bağıl gürültüye bakılır. Bağıl gürültü (BG), bir dijital görüntüde seçilen ilgili bölgedeki standart sapmanın ortalama piksel değerine bölümüdür [4].

$$BG = \frac{\sigma}{N} \quad (2)$$

Dolayısıyla görüntüyü oluşturmak için kullanılan x-ışın şiddetinin arttırılması bağıl gürültüyü azaltacaktır. Fakat görüntüdeki gürültünün bu yolla azaltılması, artan hasta dozuna karşılık geleceği unutulmamalıdır. Bir dijital dedektörün kuantum istatistiksel (Poisson) gürültüsü ile sınırlı sayılabilmesi için, kuantum gürültüsü bileşeninin tüm gürültü miktarının en az %50 sini oluşturması gerekir. Klinik radyoloji incelemelerinde de dijital dedektörlerin kuantum gürültüsü ile sınırlı olduğu dedektör doz aralığında çalıştırılması gerekir [5]. Bir dijital dedektörde kuantum gürültüsüne ek olarak ilave gürültü kaynakları olabilir. Avrupa birliğinin dijital mamografi sistemlerindeki gürültü analizi ile ilgili ölçüm yönteminde, sadece kuantum gürültüye ek gürültü kaynağının olup olmadığı saptanabilmektedir. Ancak ilave gürültünün

karakteristiği ve frekansı hakkında herhangi bir bilgi elde edilememektedir [6]. Bir dijital görüntüdeki kuantum gürültüsüne ek gürültü kaynaklarının varlığının saptanmasına yönelik literatürde çeşitli yöntemler önerilmiştir [5-10]. Bir dijital görüntüde gürültü kaynakları üç ana başlıkta incelenebilir. Bunlar kuantum, elektronik ve yapısal gürültüdür. Dolayısıyla denklem 1 de verilen ifade şu şekilde yeniden yazılabilir [5].

$$\sigma = \sqrt{\sigma_e^2 + \sigma_q^2 + \sigma_s^2} \quad (3)$$

Burada σ_e , σ_q ve σ_s standart sapmaları sırasıyla elektronik, kuantum (x-ışın foton sayısı) ve yapısal gürültüyü göstermektedir. Kuantum gürültüsü daha önce de ifade edildiği gibi ortalama piksel değerinin kareköküdür. Bir dijital dedektörde linerizasyon işleminden sonra piksel değeri dedektör dozu ile orantılı hale gelir. Dolayısıyla N yerine dedektör dozu K kullanılırsa kuantum gürültüsü,

$$\sigma_q = k_q \sqrt{K} \quad (4)$$

ile verilir. Burada k_q bir sabittir. Elektronik gürültü dijital dedektördeki elektronik devrelerin işleyişinden kaynaklı gürültüdür. Elektronik gürültünün miktarı offset kalibrasyonu ile bir miktar azaltılsa da tamamen yok etmek mümkün değildir. Elektronik gürültü görüntüyü oluşturmada kullanılan x-ışın fotonu sayısının düşük olduğu durumlarda baskındır ve dedektör dozundan bağımsızdır. Elektronik gürültü aşağıdaki gibi verilebilir.

$$\sigma_e = k_e \quad (5)$$

Burada k_e bir sabittir. Yapısal gürültü ise dedektör kristalinin bir kısmındaki çatlama, kırılma yada kristale bağlı herhangi bir devre elemanındaki bozukluktan kaynaklanmaktadır. Kazanç kalibrasyonu ile bu gürültü miktarı belirli bir dereceye kadar düşürülebilir fakat elektronik gürültüde olduğu gibi tamamen yok edilemez. Yapısal gürültü, yüksek dedektör dozlarında yani görüntüyü oluşturmak için kullanılan x-ışın foton sayısının yüksek olması durumunda baskındır. Yapısal gürültü aşağıdaki gibi verilebilir.

$$\sigma_s = k_s K \quad (6)$$

Burada k_s bir sabittir Bu gürültü kaynaklarının dedektör dozuna bağlı irdelenmesi, bağlı gürültü varyansı ile gerçekleştirilebilir. Bağlı gürültü varyansı [6],

$$(BG)^2 = \left(\frac{\sigma}{K}\right)^2 = \left(\frac{k_e}{K}\right)^2 + \frac{k_q^2}{K} + k_s^2 \quad (7)$$

bağıntısı ile verilir. k_q , k_e ve k_s sabitleri sırasıyla görüntüdeki kuantum, elektronik ve yapısal gürültü bileşenlerinin katkılarını göstermektedir. Konum uzayında yapılan gürültü analizi gürültünün frekansı hakkında bilgi vermemektedir. Gürültünün frekansı hakkında bilgi elde edebilmek için gürültü güç spektrumu (GGS) ölçümü gerçekleştirilmektedir. Ayrıca gürültünün frekans uzayında incelenmesi ile gürültünün korele olup olmadığı (görüntüde bir noktadaki gürültünün diğer bir noktadaki gürültü ile ilintili olması yada olmaması) hakkında bilgi elde edilebilir. Gürültü güç sepektrumunun ölçümünde kullanılan yöntemler literatürde geniş bir şekilde yer almaktadır [10-13]. Gürültü güç spektrumu,

$$GGS(f_x, f_y) = \frac{|HFT\{\delta(x_i, y_j)\}|^2}{MN_x N_y} \Delta_x \Delta_y \quad (8)$$

bağıntısı ile verilir. Burada HFT, hızlı Fourier dönüşümüdür. $\delta(x_i, y_j) = [P(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)]$ olarak verilir. $P(x_i, y_j)$, sayısal hale getirilen gerçek görüntünün (x_i, y_j) noktasındaki pikselinin sayısal olarak değeri ve $S(x_i, y_j)$, görüntüdeki düşük frekanslı ya da homojen olmayan gürültünün (heel etkisi gibi) gerçek görüntüden kaldırılması için görüntüye uygulanan iki boyutlu alçak frekans geçiren filtrenin (x_i, y_j) noktasındaki değeridir. N_x ve N_y görüntünün yatay ve dikey yöndeki piksel sayısıdır ve 128×128 , 256×256 ya da 512×512 olarak verilir. Δ_x ve Δ_y ise yatay ve dikey yönde piksel boyutunu ifade etmektedir. M , gürültü güç spektrumunun kaç tane ilgili alan üzerinden

hesaplanıp ortalandığını göstermektedir. Gürültü güç spektrumunun dedektör sinyalinin karesine bölünmüş haline (linerizasyondan sonra görüntünün elde edildiği dedektör doz değeri) normalize gürültü güç spektrumu denir ve aşağıdaki ifade ile verilir.

$$NGGS(f_x, f_y) = \frac{GGS(f_x, f_y)}{K^2} \quad (9)$$

Frekans uzayında gürültü bileşenlerini saptamak için gürültü güç spektrumu verilerinin aşağıdaki formüle fit edilmesiyle elde edilir [6].

$$NGGS(f_x, f_y, K) = NGGS_e\left(f_x, f_y, \frac{1}{K^2}\right) + NGGS_q\left(f_x, f_y, \frac{1}{K}\right) + NGGS_s(f_x, f_y) \quad (10)$$

Gürültünün frekans uzayında farklı frekanslarda değerlendirilmesi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır ve genellikle mamografik incelemelerde kullanılan dijital sistemlerde çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma ise radyografik incelemelerde kullanılabilen dijital bir sistemde gerçekleştirilmiştir.

2. MATERYAL VE METOT (MATERIAL AND METHODS)

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Görüntüleme Laboratuvarında kurulu GE Silhouette VR x-ışın sistemi ile Carestream DRX-1C dijital dedektörü (CsI(Tl)) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dedektör Tl (Talyum) katkılandırılmış Sezyum İyodür (CsI) kristalinden oluşmuştur. Dedektör boyutu 35×43 cm x cm (3072×2560 piksel x piksel) ve piksel boyutu $139 \mu\text{m}$ dir. Görüntüyü oluşturmada kullanılan dedektör dozlarının (K) ölçümünde Radcal Accu-Pro 9096 (RADCAL, Monrovia USA) marka elektrometre ile Radcal Accu-Pro 6 cc'lik iyon odası kullanılmıştır. Gürültü analizi için elde edilen homojen görüntülere lineer sistem teorisini uygulamak için linerizasyon işlemi

gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle doz değerlerine karşılık görüntüde 20x20mm'lik ilgi alanlarından Image-J programıyla hesaplanan piksel değerleri çizdirilerek sinyal transfer fonksiyonu (STP) elde edilmiştir [14]. STP değerlerinin tersi görüntüye uygulanmasıyla, görüntüdeki piksel değerleri doz bilgisine dönüştürülmüştür. Linerizasyon işlemi ile görüntüdeki olası offset piksel değerleri ortadan kaldırılmış ve kazanç değerinin 1 olması temin edilmiş olmaktadır. Ayrıca bu işlem sonucunda piksel değerleri dedektör girişinde ölçülen K değerine eşit hale getirilmiş olmaktadır. Dedektör dozu ile lineer hale getirilen görüntüler üzerinden Image-J yazılımı ile 20x20 mm'lik ilgili alan seçilerek buradan ortalama piksel değeri ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Elektronik, kuantum ve yapısal gürültü bileşenleri, denklem 7 de doza karşılık sadece ilgili gürültü bileşeni grafiğinin çizdirilmesinden elde edilmiştir.

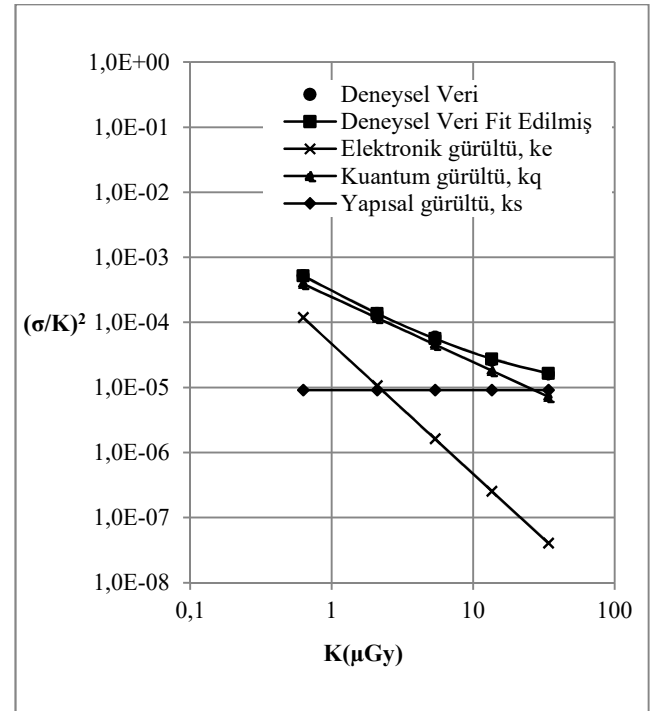
Gürültü analizinde kullanılan radyografik görüntüler, medikal görüntüleme en yaygın kullanılan RQA7 demet kalitesi kullanılmıştır [15]. Dedektör farklı dozlarda ışınlanarak artan dedektör dozuna karşılık bağıl gürültü grafiği çizdirilmiştir. Elde edilen grafik verileri denklem 7 de verilen bağıntıya Graphpad 5.03 yazılımı kullanılarak fit edilmiştir. RQA7 demet kalitesi belirli bir pikkilovoltaj değerine karşılık geldiğinden farklı dedektör dozları, tüp akımı (mA) ve ışınlama süresinin (s) çarpımı olan mAs arttırılarak elde edilmiştir.

Gürültünün frekans uzayında analizi, NHSBSP (National Health Service Breast Screening Programme) tarafından geliştirilen OBJ_IQ yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir [16]. RQA7 demet kalitesinde alınan homojen görüntüden 128 x 128 boyutlarında ilgili alanlar alınarak her bir ilgili alan için NGGS hesaplanmış ve bu ilgili alanlardan elde edilen normalize gürültü güç spektrumlarının ortalaması alınmıştır. Normalize gürültü güç spektrumu verileri denklem 10'e fit edilmiştir. Her bir gürültü bileşeni, doza karşılık sadece o gürültü bileşeni bağıntısına fit işlemi uygulanarak elde edilmiştir. Gürültü güç spektrumu belirli bir

dedektör dozunda, frekansa karşılık gürültü miktarını vermektedir. Gürültüyü farklı frekanslarda analiz etmek için, farklı dozlarda ama aynı frekanslarda elde edilen gürültü değerleri çizdirilmiştir. Böylece gürültü, Nyquist frekansına kadar kademeli olarak farklı frekanslarda analiz edilmiştir.

3. TARTIŞMA VE SONUÇ (DISCUSSION AND RESULTS)

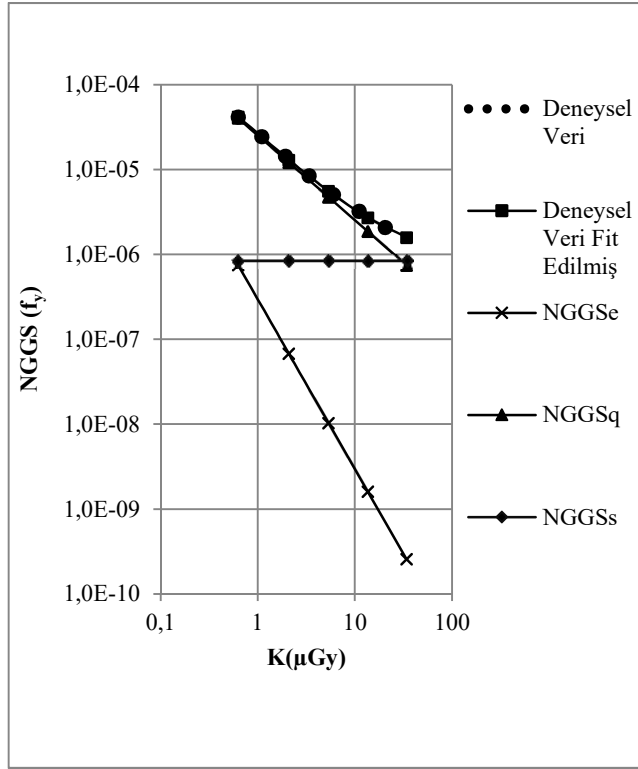
Farklı gürültü kaynakları katsayılarının dedektör dozu ile değişimi Şekil 1 de verilmiştir.



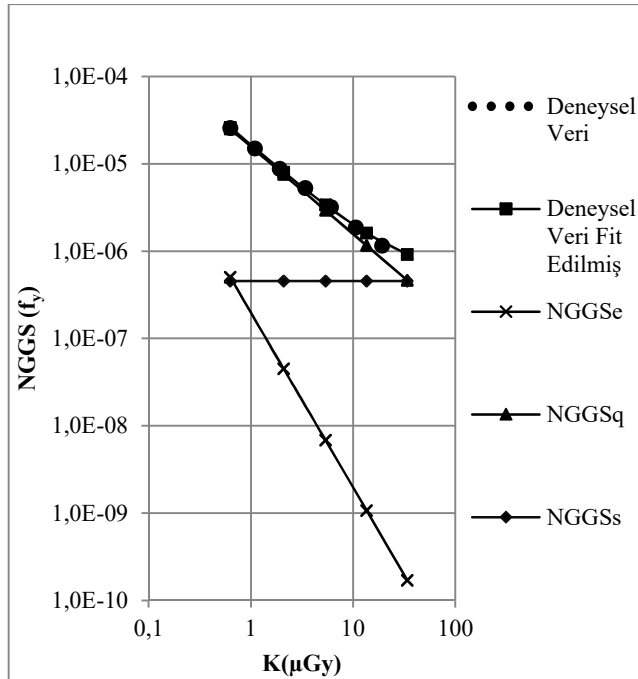
Şekil 1. Bağıl gürültü varyansı analiz yöntemi ile gürültü bileşenlerinin konum uzayında irdelenmesi

Fit edilmiş deneysel veriler ile dedektörde sadece kuantum gürültüsü varmış gibi çizdirilen eğri incelendiğinde, eğriler birbirinden hafif bir şekilde ayrılmıştır. Yüksek dozlara gidildikçe bu ayrılma daha da belirginleşmiştir. Bu da yüksek dozlara baskın olmaya başlayan yapısal gürültünün varlığına işaret etmektedir. Şekil 1'den de görülebileceği gibi artan dedektör dozu ile yapısal gürültüde hafif bir artış gözlenmektedir. Aynı şekilden artan dedektör dozu ile elektronik gürültüde önemli ölçüde

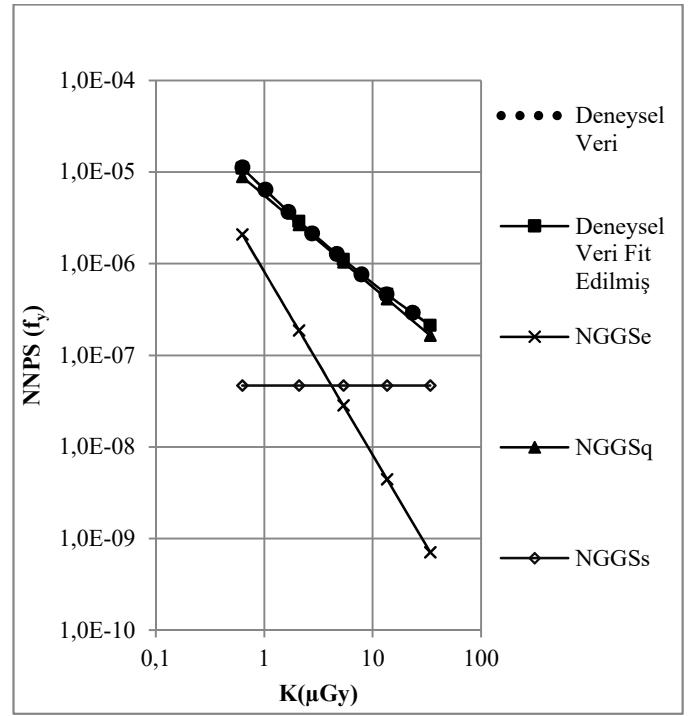
azalma olduğu saptanmıştır. Benzer sonuçlar Rivetti ve arkadaşları tarafından da rapor edilmiştir [8,9]. Şekil 2a-e’de frekans uzayında gürültü analizinin, normalize gürültü güç dağılımı metodu ile irdelenmesi verilmiştir.



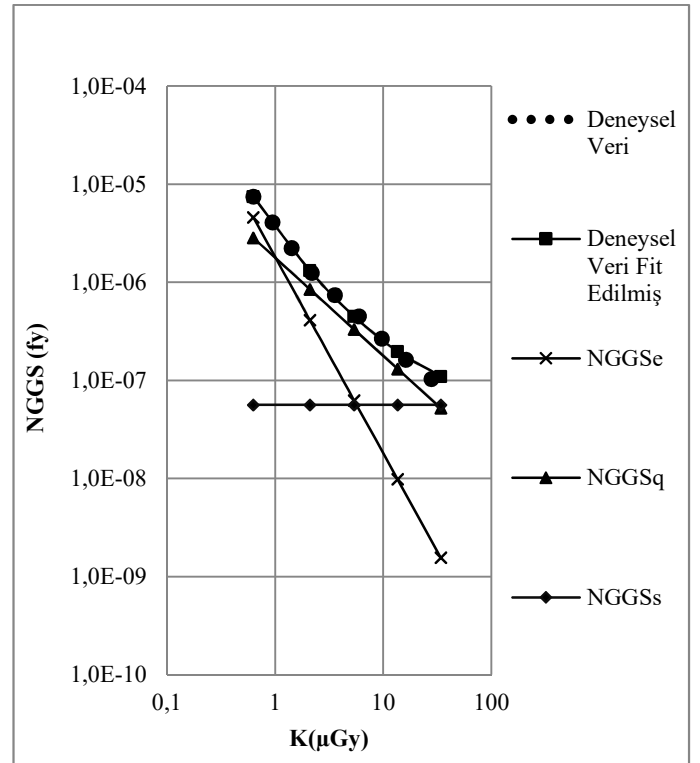
a)



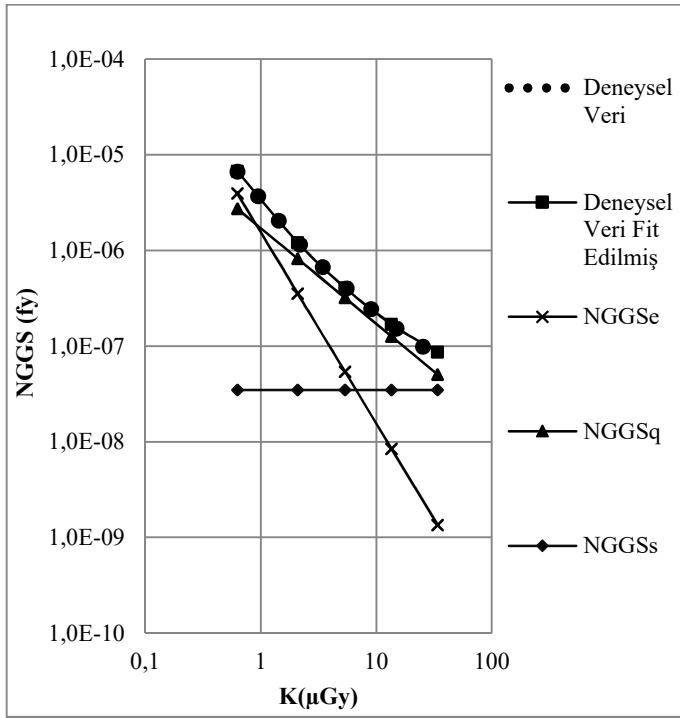
b)



c)



d)



e)

Şekil 2. Gürültü güç spektrumu analiz yöntemi ile frekans uzayında gürültü bileşenlerinin a) 0.5 mm^{-1} b) 1 mm^{-1} c) 2 mm^{-1} d) 3 mm^{-1} ve e) Nyquist frekansında irdelenmesi.

Şekil 2'den de görülebileceği gibi elektronik gürültü bileşeninin şiddeti artan frekans ile artmaktadır. Zaten elektronik gürültü yüksek frekans karakterlidir. Yapısal gürültü bileşeninin şiddeti de artan frekans ile düşmektedir. Yapısal gürültü de genellikle düşük frekans karakterlidir. Borasi ve arkadaşları dijital görüntüleme dedektörleri ile yaptığı çalışmada artan dedektör dozu ile yapısal gürültü bileşeninin de arttığını göstermiştir [10]. Ayrıca artan dedektör dozu ile yapısal gürültü bileşeninin artışını NGGS grafiklerinde 0.5 mm^{-1} uzaysal frekans değerinin altındaki frekans değerlerinde gözlemlenmiştir. Ravaglia ve arkadaşları, dijital mamografi sistemleri ile yaptığı çalışmada yapısal ve kuantum gürültüsü bileşenlerinin frekans ile değiştiğini ve bunun sebebinin, heel etkisi gibi düşük frekanslarda gözlenebilen etkiden kaynaklandığını göstermişlerdir [6]. Bu çalışmada, Şekil 1 ve 2 incelendiğinde, hemen hemen tüm dedektör dozlarında ve uzaysal frekanslarda dedektördeki baskın gürültü bileşeninin kuantum istatistiksel (Poisson) gürültü bileşeni olduğu görülmektedir. Şekil 1'den de görüleceği gibi, sadece ölçümlerde

kullanılan en yüksek dedektör dozunda (yaklaşık $34 \mu\text{Gy}$) yapısal gürültü bileşeni en baskın gürültü bileşeni olmaya başlamıştır. Fakat bu dedektör dozu klinik incelemeler için gerçekçi değildir. Çünkü günlük klinik dijital radyografi incelemelerinde kullanılan dedektör dozları 2 ile $5 \mu\text{Gy}$ aralığındadır. Ölçümlerde $34 \mu\text{Gy}$ gibi yüksek dedektör doz değerinin kullanılmasının nedeni, dedektörün kuantum istatistiksel gürültü sınırlı çalıştığı doz aralığını belirlemek içindir. Şekil 2 incelendiğinde ise hemen hemen tüm frekanslarda sadece $0.6 \mu\text{Gy}$ dedektör doz değerinde elektronik gürültü bileşeni, baskın gürültü bileşeni olarak gözükmektedir. Daha önce de bahsedildiği üzere, klinik incelemelerde de bu kadar düşük dedektör dozu kullanılmamaktadır. Sonuç olarak, bu çalışmada incelenen dijital radyografi dedektörünün $1\text{-}33 \mu\text{Gy}$ dedektör doz aralığında kuantum istatistiksel gürültü sınırlı davrandığı sonucuna varılabilir.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] M. J. Yaffe and J A Rowlands, "X-ray detectors for digital radiography," *Phys. Med. Biol.*, Vol.42, pp. 1–39, 1997.
- [2] E. Samei, "Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods", In: Samei E, Flynn MJ, editors. "Syllabus: advances in digital radiography-categorical course in diagnostic radiology physics," *Oak Brook, IL: Radiological Society of North America*. pp. 37-47, 2003.
- [3] M.B. Williams, P.A. Mangiafico, P.U. Simoni, "Noise power spectra of images from digital mammography detectors," *Med Phys*, vol. 26, no. 7, pp. 1279-1293, 1999.
- [4] J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, J.M. Boone, "The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd ed.," *Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins*, 2001. ISBN: 0-683-30118-7.
- [5] N.W. Marshall, P. Monnin, H. Bosmans, F.O. Bochud, F.R. Verdun, "Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems," *Phys Med Biol*, vol. 56, no. 14, pp. 4201-4220, 2011.

- [6] V. Ravaglia, R. Bouwman, K. Young, R. Van Engen and B. Lazzari, "Noise analysis of full field digital mammography systems," *Proc. of SPIE*, vol. 7258 : 72581B, pp 1-11, 2009.
- [7] A. Burgess, "On the noise variance of a digital mammography system," *Med Phys*, vol. 31, no. 7, pp. 1987-1995, 2004.
- [8] S. Rivetti, N. Lanconelli, R. Campanini, M. Bertolini, G. Borasi, A. Nitrosi, C. Danielli, L. Angelini, S. Maggi, "Comparison of different commercial FFDM units by means of physical characterization and contrast-detail analysis," *Med Phys*, vol. 33, no. 11, pp. 4198-4209, 2006.
- [9] S. Rivetti, N. Lanconelli, M. Bertolini, D. Acchiappati, "A new clinical unit for digital radiography based on a thick amorphous selenium plate: physical and psychophysical characterization," *Med Phys*, vol. 38, no. 8, pp. 4480-4488, 2011.
- [10] G. Borasi, A. Nitrosi, P. Ferrari, D. Tassoni, "On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography," *Med Phys.*, vol. 30, no. 7, pp. 1719-1731, 2003.
- [11] IEC 62220-1, "Medical electrical equipment - Characteristics of digital x-ray imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency," *IEC International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva: Switzerland*, 2003.
- [12] J.T. III. Dobbins, E. Samei, N.T. Ranger, Y. Chen, "Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum," *Med Phys.*, vol. 33, no. 5, pp. 1466-1475, 2006.
- [13] N.W. Marshall, "A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system," *Phys Med Biol.*, vol. 51, no. 10, pp. 2441-2463, 2006.
- [14] <https://imagej.nih.gov/ij/>
- [15] U. Neitzel, S. Günther-Kohfahl, G. Borasi, E. Samei, "Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: comparison of three evaluations using a common image data set," *Med Phys*, vol. 31, no. 8, pp. 2205-2211, 2004.
- [16] NHSBSP (National Health Service Breast Screening Programme), "Calculation of quantitative image quality parameters," *NHSBSP Equipment Report 0902 (Sheffield: NHSBSP Publications)*, 2009.