

Change of MTF for Sampling Interval in Digital Detector

Hyungwook, Cho, Kwonsu Chon

Department of Radiological Science, The Graduate School, Catholic University of Daegu

디지털 검출기에서 샘플링 간격에 따른 MTF의 변화

조형욱, 천권수

대구가톨릭대학교 방사선학과

Abstract

Assessments of medical image was improved in accordance with development of medical imaging systems. One of them is edge method to determining MTF(Modulation Transfer Function) based on the Fujita method. Fujita was reduced sampling interval used slightly angulated slit to the direction of pixel array and composited finely sampled LSF to determine presampling MTF. In this study, we investigate the effect of sampling interval on the MTF under a digital imaging system by changing wire angle. The wire method was equivalent to the slit method except signal appearance. A Siemens's MAMMOMAT Inspiration with $0.085 \times 0.085 \text{ mm}^2$ pixel size made by amorphous selenium was used and 96% accuracy on MTF in twice sampling interval compared with Fujita was obtained. However, three times of sampling interval showed 93% accuracy on 50% of MTF and 85% accuracy on 10% of MTF.

Keyword : X-ray imaging system, Image assessment, Modulation Transfer Function, Presampling, Sampling interval

요 약

엑스선 의료영상이 디지털 시스템으로 발전함에 따라 의료영상의 평가 방법 또한 디지털 시스템에 맞춰 새롭게 개선되었으며 그 중 MTF(Modulation Transfer Function) 측정법은 Fujita이론에 기초한 예지법으로 ISO에 규정되었다. 예지법의 기초인 Fujita이론은 MTF 측정을 위해 슬릿의 각도를 디지털 검출기의 픽셀 열에 대하여 $1^\circ \sim 2^\circ$ 기울여 영상을 획득한 후 LSF를 합성하는 것으로 샘플링 간격은 각도에 따라 크기는 1/54배, 작게는 1/28배 감소하게 된다. 본 연구에서 사용된 장비는 Siemens사의 MAMMOMAT Inspiration으로 비정질 셀레늄(amorphous selenium) 기반의 $0.085 \times 0.085 \text{ mm}^2$ 의 픽셀 사이즈를 갖는 검출기를 이용하여 presampling MTF를 측정하였다. 측정 방법은 Fujita의 슬릿법과 동일한 방법인 와이어법을 이용하였으며 측정된 영상에서 얻은 픽셀값을 이용하여 엑셀에서 이산 푸리에 변환을 시행하였다. 실험 결과 Fujita이론 대비 약 3배 이상의 샘플링 간격(sampling interval)의 경우 해상도 평가 지수인 10% MTF에서 약 85% 이하의 정확도를 보였으며 선에도 평가 지수인 50% MTF에서 약 93% 이하의 정확도를 나타내었다. 하지만 샘플링 간격이 Fujita 이론 대비 2배 정도 늘어난 경우는 50%와 10% MTF 모두 96% 이상의 정확도를 가진다는 것을 알 수 있었다.

중심단어: X선 영상 시스템, 영상 평가, MTF, 프리샘플링, 샘플링 간격

I. INTRODUCTION

X선 의료영상은 1980~90년대에 CR(Computed Radiography)의 발전과 평판형 디지털 검출기(Flat Panel Detector, FPD)의 개발, PACS(Picture Archiving Communication System)의 보급으로 필름에서 디지털 영상으로 발전하였다. 이와 함께 영상의 평가법 또한 디지털 영상 및 디지털 시스템에 맞춰 함께 발전하였다. 해상도와 선예도를 평가할 수 있는 대표적인 방법이 MTF(Modulation Transfer Function)이다. MTF는 LSF(Line Spread Function)의 푸리에 변환(Fourier Transform, FT)을 통해 계산이 가능하다. 하지만 디지털 검출기에서 LSF의 획득은 검출기의 유한한 픽셀(pixel) 크기로 인해 LSF를 구성하는 데이터의 개수가 부족하여 MTF를 통해 영상을 평가하는데 한계가 발생하였다.

1992년 Fujita^[1]가 발표한 presampling MTF 측정법은 검출기의 픽셀 열에 대하여 슬릿의 각도를 1° ~ 2°로 두고 영상을 획득하여 LSF를 재구성하는 방법이다. 재구성된 LSF는 하나의 픽셀을 28개에서 57개 정도로 나누어 유효 샘플링 간격을 좁힘으로써 이 문제점을 해결하였다. 또한 검출기가 가지는 최대공간주파수 이상의 MTF를 측정 가능하게 하였다^[2]. 일반적인 방법으로 하나의 LSF를 구성하는데 5개의 픽셀값을 얻는다면 presampling MTF는 약 140개에서 285개의 픽셀값을 얻을 수 있게 되어 보다 정확한 LSF를 구성할 수 있다. 이 이론은 Samei^[3]에 의해 발표되어 현재 디지털 검출기의 MTF측정법으로 널리 사용되고 있는 에지법(edge method)의 기초가 되었으며 다양한 영상 시스템의 평가에서 MTF 측정방법으로 이용되고 있다^[4-5]. 하지만 Fujita의 이론에서 샘플링 간격을 결정하기 위해 슬릿의 각도를 최대 2°로 설정한 명확한 이유를 설명하고 있지 않으며 이에 따른 MTF의 변화 또한 언급하지 않았다. 본 연구에서는 Fujita의 슬릿법(slit method)과 동일한 와이어법(wire method)을 이용하여 샘플링 간격에 따른 MTF의 변화를 알아보고자 한다.

II. MATERIAL AND METHOD

1. 영상의 획득

MTF 측정을 위해 Fig. 1과 같이 직경 0.05 mm의 텅스텐 와이어를 사용하였으며 직선도를 유지하기 위해 1250 × 1170 mm²의 아크릴 판 위에 850 × 30 mm²의 구멍을 내고 와이어를 직선으로 고정시켰다. 와이어의 크기에 따른 MTF의 영향을 배제하도록 와이어의 직경은 픽셀 사이즈보다 작은 것으로 선택하였다. 영상을 획득하기 위해 사용된 장비는 Siemens사의 유방촬영 장치인 MAMMOMAT Inspiration으로 픽셀 사이즈는 0.085 × 0.085 mm²이다. 촬영조건은 AEC(Auto Exposure Control)를 이용하지 않고 Table 1과 같이 IEC62220-1-2 Digital Mammography^[6]의 성능평가를 위한 RQA-M2의 선질을 이용하였다.

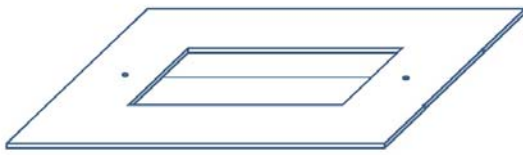
Table 1. RQA-M2 radiation quality and exposure condition.

List	RQA-M2	Condition
Target / Filter	Mo/Mo	Mo/Mo
Filter thickness	0.032 mm	0.030 mm
Voltage	28 kV	28 kV
Added filter	2 mmAl	2 mmAl

영상의 획득 시 와이어의 배율효과를 최소화하기 위해 검출기 위에 제작된 틀을 밀착 시킨 후 촬영하였다. 샘플링 간격의 차이를 위해 제작된 틀을 각도기를 이용하여 각도를 달리하며 영상을 촬영하였다. 획득된 영상은 전처리를 거치지 않은 원시데이터로 추출하였다^[7]. 영상의 픽셀값을 통해 실제 와이어의 각도와 샘플링 간격을 계산하였다.



(a)



(b)

Fig. 1. 0.05 mm tungsten wire tool for measuring MTF (a) and its design (b).

2. LSF 합성

획득된 영상으로부터 LSF를 합성하기 위해 image J를 이용하여 픽셀값들을 추출하였다^[8]. 영상에서 와이어의 직선도가 우수한 부분의 픽셀값을 추출하여 오차를 최소화 하였다. 추출된 값들에서 하나의 픽셀 열에 와이어가 지나가는 픽셀의 개수를 M으로 할 때 와이어의 각도 θ 는

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{1}{M}\right) \quad (1)$$

이 된다. 그리고 검출기 픽셀 사이즈를 x 라 했을 때 유효 샘플링 사이즈, 즉 샘플링 간격 Δx 는

$$\Delta x = \frac{x}{M} \quad (2)$$

으로 계산할 수 있다. 이때 검출기마다 픽셀의 사이즈가 다르기 때문에 각도에 따른 변화량은 하나의 픽셀을 몇 개의 데이터로 나타내는지를 뜻하는 M값을 기준으로 설명이 가능하다. 식(1)에 의해

각도를 1° 로 했을 경우 하나의 픽셀을 약 57개로 나누게 되고, 2° 로 했을 경우 28개로 나누게 되는 것을 확인할 수 있다. Fujita 이론에서는 최소 28개 이상을 기준으로 하고 있다. 실제 획득된 8장의 영상에서 M값과 식(1)과 식(2)로 계산한 θ 와 샘플링 간격은 Table 2와 같다.

영상에서 픽셀값을 이용하여 실제 M값과 와이어의 각도를 찾아낸 후 Fujita 이론에 의해 LSF를 합성하고 정규화를 실행하였다. 실제 와이어 영상에서 획득한 픽셀값을 그래프로 나타내면 일반적인 LSF가 아닌 위아래가 바뀐 형태의 그래프를 얻게 된다. 따라서 픽셀값들 중 최대값을 찾고 그 값에서 픽셀 하나하나의 값들을 빼주면 일반적인 형태의 LSF를 얻을 수 있다.

MTF는 가까이 있는 두 신호간의 대조도 차이를 통해 X선 영상 시스템의 해상도 및 선예도를 확인하는 지표이다. 따라서 획득된 영상에 노이즈가 존재하면 두 신호가 가까이 인접한 고주파수 부분의 대조도 차이를 작게 만든다. 따라서 노이즈가 존재하는 LSF의 꼬리부분에 외삽이나 근사, 또는 평활화 작업을 시행하지 않으면 고주파수 부분의 정확도가 상당히 저하된다. 본 연구에서는 고주파 부의 MTF 정확도를 높이기 위해 LSF를 정규화한 후 신호가 감소하는 구간의 지수 근사함수를 구하여 Fig. 2와 같이 외삽을 실행하여 노이즈를 제거하였다^{[9]-[10]}.

Table 2. Angle of wire obtained from image, M value, and sampling interval.

Angle	M [data/pixel]	Sampling interval [μm]
1.06°	54	1.54
1.33°	43	1.97
2.04°	28	3.03
3.81°	15	5.66
4.39°	13	6.53
6.34°	9	9.44
8.13°	7	12.14
11.3°	5	17.00

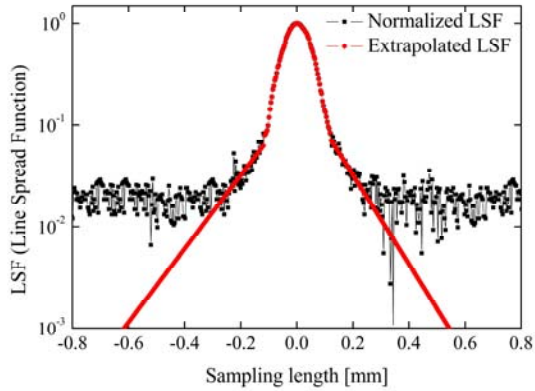


Fig. 2. Normalized LSF and Extrapolated LSF from the image of wire angle 2°.

3. MTF 계산

MTF는 해상도와 대조도의 관계를 나타내는 객관적 지표로써 인접한 두 물체를 구분해 낼 수 있는 능력을 나타낸다. 인접한 같은 크기의 두 신호를 거리별로 구분해 낼 수 있는 대조도 차이를 공간주파수의 그래프에 나타낸 것이 MTF 그래프이다. 따라서 MTF 그래프의 고 주파수 부분에서 MTF값이 높다면 해상력이 좋다고 할 수 있다. MTF는 LSF의 푸리에 변환을 통하여 산출가능하며 영상으로부터 합성된 후 외삽이 시행된 LSF는 픽셀값으로 이루어진 이산 LSF이기 때문에 이산 푸리에 변환(DFT)을 통해 얻을 수 있다. LSF의 연속 푸리에 변환과 역변환은

$$OTF(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x)e^{-i2\pi\omega x} dx \quad (3)$$

$$LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} OTF(\omega)e^{i2\pi\omega x} d\omega \quad (4)$$

이다. 여기서 OTF(Optical Transfer Function)는 신호의 위상과 진폭의 정보를 모두 담고 있다. 이를 DFT로 변환하면

$$OFT(\omega_0 k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(n) e^{-i2\pi\omega_0 \frac{kn}{N}} \quad (5)$$

이고 여기서 N은 데이터의 총 개수이고 k와 n은 정수가 된다. 오일러 공식에 의해 식(5)는

$$OTF(\omega_0 k) = DCOS(\omega_0 k) - iDSIN(\omega_0 k) \quad (6)$$

와 같이 표현할 수 있다. 여기서 ω_0 는 기본주파수로써

$$\omega_0 = \frac{1}{N\Delta x} \quad (7)$$

이며 k는 LSF에 0부터 N-1까지 주어질 인덱스(index)로

$$\omega = \omega_0 k \quad (8)$$

이다. 식(6)의 DCOS($\omega_0 k$)와 DSIN($\omega_0 k$)는

$$DCOS(\omega_0 k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(n) \cos(2\pi\omega_0 \frac{kn}{N}), \quad (9)$$

$$DSIN(\omega_0 k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(n) \sin(2\pi\omega_0 \frac{kn}{N}) \quad (10)$$

으로 주어진다. MTF는 OTF의 절댓값

$$MTF(\omega_0 k) = |OTF(\omega_0 k)| \quad (11)$$

$$= \sqrt{DCOS^2(\omega_0 k) + DSIN^2(\omega_0 k)} \quad (12)$$

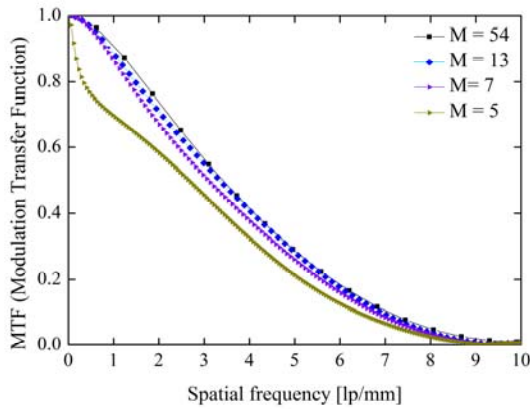
으로 구할 수 있다.

본 연구에서는 영상에서 획득한 픽셀값들을 엑셀로 불러와 노이즈 제거 및 이산 푸리에 변환을 함수를 이용하여 MTF를 산출하였다. MTF 산출에 사용된 데이터의 개수는 각각 1024개이다.

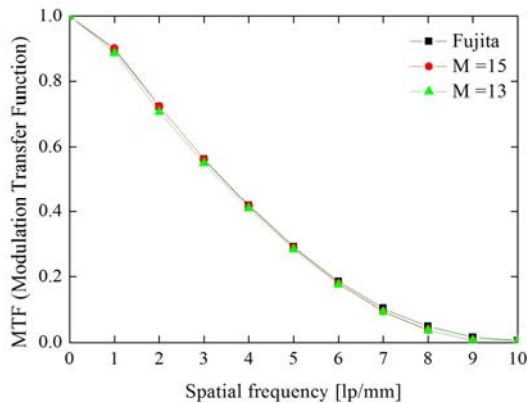
III. RESULT

1. 샘플링 간격 감소에 따른 전체적인 MTF 곡선의 변화

계산된 8개의 MTF 중 와이어의 각도가 1.06°, 1.33°, 2.04°(M=54, 43, 28)인 세 개의 MTF는 Fujita 이론의 각도에 포함되어 비교를 위한 기준으로 삼았다. Fig. 3(a)는 와이어의 각도가 증가하여 샘플링 간격이 증가할수록 정확한 MTF 값을 표현하지 못하는 것을 보여준다. Fig. 3(b)는 각도가 3.81°(M=15)와 4.39°(M=13)인 영상에서 산출된 MTF로 Fujita의 것과 거의 일치하는 곡선을 보여주고 있다.



(a)



(b)

Fig. 3. Change of MTF for sampling interval (a), and for sampling interval reduced by half (b).

2. MTF의 평가 기준에 따른 변화 비교

Table 3은 MTF를 평가하는 기준이 되는 50%값과 10% 값을 샘플링 간격에 따라 비교하였다. 영상의 선예도를 나타내는 50% MTF를 기준으로 하였을 때 Fujita 이론에 비해 샘플링 간격이 약 2배 증가하였을 경우 98% 이상의 정확도를 나타내었으며 3배 증가할 경우 91% 이상의 정확도를 보였다. 또한 Rayleigh 기준^{[11]-[12]}에 의해 두 신호를 분별할 수 있는 최소의 거리, 즉 최대공간주파수를 나타내는 10% MTF에서 Fujita 기준 약 2배 증가하였을 경우 97%, 3배 증가하였을 경우 94%의 정확도를 나타냈다. 그리고 영상이 획득된 검출기의 픽셀 사이즈에 따라 계산된 최대공간주파수인 5.88 [lp/mm]에서의 MTF는 샘플링 간격의 2배, 3배 증가 시 각각 96%, 85% 이상의 정확도를 나타냈다. 각각의 MTF 표준편차는 0.02 미만으로 나타났다.

Table 9. 50% and 10% MTF for sampling interval.

MTF \ M	54-28	15	13	9	7	5
50% MTF	1	1.00	0.98	0.93	0.91	0.78
10% MTF	1	0.98	0.97	0.94	0.95	0.90

IV. CONCLUSION AND DISCUSSION

X선 디지털 검출기에서 샘플링 간격에 따른 presampling MTF의 변화를 알아보았다. Fujita이론에 따라 와이어의 각도를 1° ~ 2°로 유지한 MTF에 비해 각도를 약 2배 증가시켜 샘플링 간격을 2배 증가시킨 경우 선예도 평가지수가 되는 MTF의 50% 지점, 해상도의 평가지수인 MTF 10% 지점, 그리고 최대공간주파수 지점의 모든 MTF가 96% 이상의 정확도를 나타내었다. 또한 샘플링 간격이 약 3배 이상으로 증가한 경우

50%, 10% MTF에서 90% 이상의 정확도를 나타내었지만 최대공간주파수 지점의 MTF는 정확도가 약 86%로 감소하였다. 이 결과는 측정되는 슬릿의 각도에 따라 X선 영상 시스템의 해상도 및 선예도의 평가 값이 확연히 달라질 수 있음을 의미한다. 따라서 정확한 MTF 측정을 통한 해상도 및 선예도의 평가를 위해서는 Fujita이론에 따라 와이어나 슬릿, 엣지의 각도를 약 1° ~ 2° 사이로 유지해야 하며 약 2° ~ 4°의 각도로 측정되었을 경우에도 MTF 곡선 전체에 걸쳐 96% 이상의 정확도를 가진 MTF 측정이 가능하다.

본 연구는 픽셀 크기가 $0.085 \times 0.085 \text{ mm}^2$ 인 유방촬영 장치에서 실행되었다. 일반적으로 일반X선 촬영장치의 경우 이보다 큰 픽셀 크기를 가지므로 같은 각도로 촬영된 영상이라도 유효샘플링 간격이 더 클 수밖에 없다. 따라서 일반촬영 장치와 같이 큰 사이즈를 가지는 디지털 검출기에서의 MTF 측정은 와이어나 슬릿의 각도를 1°정도로 유지하는 것이 바람직할 것으로 사료된다.

Acknowledgements

이 논문은 2013년도 산업통산자원부 첨단연구장비경쟁력향상사업(No. 10038749, No. 10047485)의 지원으로 수행되었음.

Reference

- [1] Fujita H, Tsai D Y, Itoh T, Morishita J, Ueda K, Ohtsuka A, "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography," *Medical Imaging, IEEE Transactions*, Vol. 11, No. 1, pp.34-39, 1992.
- [2] Kömer M, Weber C H, Wirth S, Pfeifer K J, Reiser M F, Treitl M, "Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview," *Radiographics*, Vol. 27, No. 3, pp.675-686, 2007.
- [3] Samei E, Flynn M J, Reimann D A, "A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device," *Medical physics*, Vol. 25, No. 1, pp.102-113, 1998.
- [4] Greer P B, Van Doorn T, "Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method," *Medical Physics*, Vol. 27, No. 9, pp.2048-2059, 2000.
- [5] 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*, Vol. 30, No. 9, pp.2323-2331, 2003.
- [6] International Electrotechnical Commission, IEC 612220-1 Medical electrical equipment - characteristics of digital x-ray imaging device - determination of the detective quantum efficiency.
- [7] Kang BS, "Development of Image Quality Evaluation Program for Digital Diagnostic Radiography," *Journal of the Korea Society of Radiology*, Vol. 2, No. 2, pp.5~10, 2008.
- [8] <http://imagej.nih.gov/ij/docs/guide/146.html>
- [9] Cunningham I A, Reid B K, "Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques," *Medical physics*, Vol. 19, No. 4, pp.1037-1044, 1992.
- [10] Rossmann K, "Measurement of the modulation transfer function of radiographic systems containing fluorescent screens," *Physics in medicine and biology*, Vol. 9, No. 4, pp.551, 1964.
- [11] Loebich C, Wueller D, Klingen B, Jaeger A, "Digital camera resolution measurement using sinusoidal Siemens stars," *Electronic Imaging 2007, International Society for Optics and Photonics*, pp.65020N-65020N, 2007.
- [12] Presenza-Pitman G, Thywissen J, "Determination of the contrast and modulation transfer functions for high resolution imaging of individual atoms," NSERC summer report, University of Toronto, 83, 2009.