

논문 2016-53-10-18

듀얼 에너지 감산기법을 이용한 디지털 X-ray 영상 최적화에 관한 연구

(Optimization Study of Digital X-ray Imaging with
Dual Energy Subtraction Method)

김 대 호*, 이 용 구**, 이 영 진*

(Dae Ho Kim, Yong-Gu Lee, and Youngjin Lee[©])

요 약

듀얼 에너지 디지털 촬영법 (dual-energy digital radiography, DEDR)은 에너지 감산법을 이용하여 신체 내 병변을 감지하는 데 사용 되어 왔다. 본 연구에서는 DEDR을 이용하여 관전압과 부가필터와 같은 물리적 인자를 변화시킴으로써 최적의 뼈와 조직 영상을 획득하고, SRS-78 프로그램으로 예측한 값과 비교하고자 한다. 에너지 감산법을 이용하여 뼈와 조직의 분리된 영상을 획득하기 위하여 다양한 물질의 물리적 인자의 변화에 따른 영상을 구하였다. 연구에 사용된 팬텀은 알루미늄과 polymethyl methacrylate (PMMA)로 구성되었으며, 영상의 최적화는 대조도 대 잡음비 (contrast-to-noise ratio, CNR)로 측정하였다. 실험 결과 50 kVp와 120 kVp 두 영상의 감산 영상이 최적의 뼈와 조직의 분리 영상임을 확인 할 수 있었다. 또한 고 에너지에 10 mm 알루미늄 부가필터를 추가하였을 때, 최적의 뼈와 조직의 분리 효과를 기대 할 수 있었다. 이러한 결과는 실험 전에 SRS-78 프로그램으로 예측한 최적화 조건과 일치함을 알 수 있었다. 본 연구를 통해 관전압이나 부가필터 두께와 같은 물리적 인자를 적절하게 조절한다면 최적의 영상을 얻을 수 있음을 확인하였고, DEDR을 이용하여 원하는 부분만을 표현함으로써 의료영상분야에 기여하고 응용분야를 확장 할 수 있을 것으로 기대한다.

Abstract

Dual-energy digital radiography (DEDR) has been used for detecting lesions within the body using energy subtraction methods. The purpose of this study was to acquire optimal bone and tissue image by changing physical factors such as Tube voltage (kVp) and add filters, and then we compared with the predicted values using SRS-78 program and experimental results. For that purpose, we acquired images according to changes in physical parameters of various materials since we had to acquire the optimal bone and tissue image using energy subtraction. Used phantom consists of aluminum and polymethyl methacrylate (PMMA) and a comparison of image optimization was measured by contrast-to-noise ratio (CNR). In results, first of all, we confirmed that a subtraction image from 50 kVp image and 120 kVp image is optimal bone and tissue image. Also when we added a 10 mm Aluminum add filter, we expected it is a result of the optimal bone and tissue image. Besides, we confirmed these results are consistent with the predicted optimized condition by SRS-78 program. In conclusion, we indicated that we can acquire optimal bone and tissue image by controlling physical factors such as kVp, add filters through this study. Also we expected that DEDR will contribute to the field of medical imaging technology.

Keywords: Dual-energy digital radiography (DEDR), Contrast-to-noise ratio (CNR), Aluminum and polymethyl methacrylate (PMMA), Energy subtraction

* 학생회원, 을지대학교 방사선학과 (Dept. of Radiological Science, Eulji University)

** 정회원, 한림성심대학교 방사선과 (Dept. of Radiological Science, Hallym Polytechnic University)

[©] Corresponding Author (E-mail: radiyoungj@gmail.com)

I. 서 론

1895년 뢰트겐에 의해 X선 영상이 발견된 이후 아날로그 영상이 널리 이용되다가 세월이 흐르며 발전의 발전을 거듭하여 디지털 영상으로 발전하였다. 이러한 변화는 컴퓨터 기술이 발달함에 따라 일반적으로 보편화되면서 의료영상의 큰 변화를 가져왔다.^[1] 그러나 인체 영상 획득 시 중첩에 의해 뼈와 연부조직이 겹쳐진 부분의 구분이 어렵다는 문제점이 발생했다. 따라서 여러 병변의 미세변화를 관측하는데 어려움이 있고 불필요한 잡음으로 인해 영상의 질을 떨어뜨린다는 문제점을 안고 있었다. 이와 같은 문제점은 듀얼 에너지 기법을 사용함으로써 극복할 수 있다.^[2-4]

듀얼에너지 기법을 이용한 감산법에는 시간 감산법과 에너지 감산법이 있다. 시간 감산법이란 조영제를 투입하기 전 후의 마스크 상과 대조도 상을 이용한 방법이며 에너지 감산법은 서로 다른 두 에너지 영역에서 촬영한 영상을 이용하여 영상을 분리하는 방법이다.

본 연구에서는 에너지 감산법을 이용하였으며 X-ray 영상에 적용하면서 영상 중첩에 의한 문제점을 어느정도 보완할 수 있는지 알아보고자 한다. 연구 목적을 위하여 인체의 뼈와 조직의 역할을 하는 알루미늄-PMMA 팬텀을 이용하여 kVp와 알루미늄 부가필터의 유무와 두께 변화에 따른 영상의 변화를 나타내었다.

II. 본 론

1. 에너지 감산법

물체를 투과한 X-ray 강도는 다음과 같이 표현된다.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

I_0 는 입사 X-ray 강도를 나타내고 I 는 물체를 투과한 후의 X-ray 강도를 나타낸다. 여기서 μ 는 재료 두께가 x 일 때의 선형 감쇠 상수의 값이다. 만약 물체가 연부 조직의 두께 (t_s)와 뼈 두께 (t_b)를 포함하는 경우 low energy (E_1) 및 high energy (E_2)에 자연로그를 취해서 아래의 식으로 나타낼 수 있다.^[4]

$$\ln(I_{01}/I_1) = Y_1 = \mu_s(E_1)t_s + \mu_b(E_1)t_b \quad (2)$$

$$\ln(I_{02}/I_2) = Y_2 = \mu_s(E_2)t_s + \mu_b(E_2)t_b \quad (3)$$

식 (2) 와 (3)을 결합함으로써, 에너지 감산법을 하기 위한 가중치는 low energy와 high energy의 선형 감쇠 계수의 비율로 나타낼 수 있다.

$$w_s = \mu_s(E_1)/\mu_s(E_2) \quad (4)$$

$$w_b = \mu_b(E_2)/\mu_b(E_1) \quad (5)$$

최종적으로 에너지 감산법의 방정식은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$Bone = \ln(I_{01}/I_1) - w_s \ln(I_{02}/I_2) \quad (6)$$

2. CNR

CNR은 노이즈를 평가하는 하나의 방법이다. 획득한 영상에서 ROI를 정하여 신호 (S_a , S_b)와 표준편차 (σ_a , σ_b)를 통해 아래와 같이 계산할 수 있다.

$$CNR = \frac{|S_a - S_b|}{\sqrt{\sigma_a^2 + \sigma_b^2}} \quad (7)$$

S_a 와 S_b 는 각각 알루미늄과 PMMA의 신호를 나타낸다. 그리고 σ_a 와 σ_b 는 각 부분의 표준편차를 나타낸다.

3. 듀얼에너지를 이용한 X-ray 영상 최적화기법

제한된 영상 최적화기법은 세 가지 단계로 진행되었다. 첫 번째 단계는 실험에 앞서 SRS-78 프로그램을 이용하여 관전압과 알루미늄 부가 필터 두께에 따른 에너지 스펙트럼을 구하였다. 그리고 이 결과를 토대로 에너지 감산법을 실시하였을 때 최적화 된 영상을 얻을 수 있는 조건을 미리 예측 하였다. 관전압 변화는 low energy를 50, 60, 그리고 70 kVp로 설정하였고 high energy로 100, 110, 120 kVp를 설정하였으며, high energy에 알루미늄 부가필터 2, 5, 7, 10 mm로 설정하였다. 두 번째 단계는 실제 X-ray 발생장치를 이용해서 영상을 획득하는 것이다. 검출기에 고정시킨 알루미늄-PMMA 팬텀을 실험계획에 맞게 관전압에 변화를 주고 두께가 다른 알루미늄 부가 필터를 놓고 촬영하였다. 세 번째 단계는 획득한 영상을 MATLAB을 이용하여 각 영상에서 팬텀만 확대하였다. low energy 영상과 high energy 영상을 에너지 감산법을 이용해서 PMMA는 감산되고, 알루미늄이 강조 된 영상을 획득하였고 대조도 대 잡음비 (contrast-to-noise ratio, CNR)을 평가하였다.

4. X-ray 영상 최적화를 위한 시스템구현

가. X-ray 발생장치 및 검출기

영상촬영을 위해 사용된 X-ray 발생장치는 40 - 125 kVp값 사이에서 영상을 얻을 수 있다. 전체길이는 479 mm, 최대직경은 152 mm이며 텅스텐이 표면가공 된 몰리브덴으로 이루어져 있다. X-ray 검출기의 크기는 356 mm × 427 mm 이다. 검출기는 비정질셀레늄을 이용한 TFT방식이며 2,560 × 3,072 화면해상도의 장비를 사용하였다.

나. 알루미늄-PMMA 팬텀

그림 1은 4 mm의 알루미늄과 25 mm의 PMMA로 구성된 팬텀이다. 이 두 물질은 서로 다른 가중치를 가지고 있어서 그 가중치를 적절히 이용함으로써 보다 한 물질에 더 비중을 둔 영상을 획득할 수 있다.

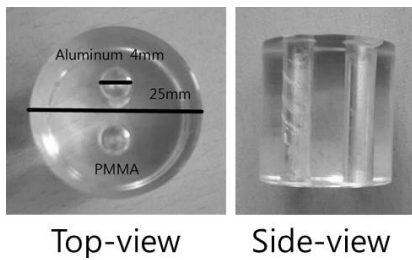


그림 1. 4 mm의 알루미늄과 25 mm의 PMMA로 구성된 알루미늄-PMMA 팬텀

Fig. 1. Aluminum-PMMA phantom consisted of 4 mm aluminum and 25 mm PMMA.

다. SRS-78 프로그램

듀얼 에너지를 이용하여 에너지를 분리하기 위해서는 각 영상의 에너지 분포 정보가 필수적으로 필요하며, 이는 SRS-78 프로그램을 이용하여 획득할 수 있다.^[5] 이 프로그램은 750 mm만큼 떨어진 곳에 위치한 물체에 적용되는 에너지 분포를 나타내며, 관전압, 고유 필터, 부가필터, 표적물질 등 물리적 인자를 원하는 조건에 맞게 설정할 수 있는 장점이 있다. 본 연구에서는 SRS-78 프로그램을 이용하여 실험에 맞는 스펙트럼을 얻고 그 스펙트럼을 통해 에너지 감산법을 하였을 때 어떤 조건에서 가장 최적화 된 영상을 얻을 수 있을지 미리 예측하였다.

III. 결 과

실제 제안된 시스템의 구현에 앞서서 그림 2 와 같이 SRS-78 프로그램으로 에너지 감산법으로 영상을 획득

할 때 필요한 최적의 조건을 구하였다. 그림 2에서, 두 그래프가 적당히 분리되었기 때문에 50 kVp의 low energy와 120 kVp에 10 mm 알루미늄 부가 필터를 사용한 high energy를 감산 할 때 최적의 영상을 획득함을 예측하였다.

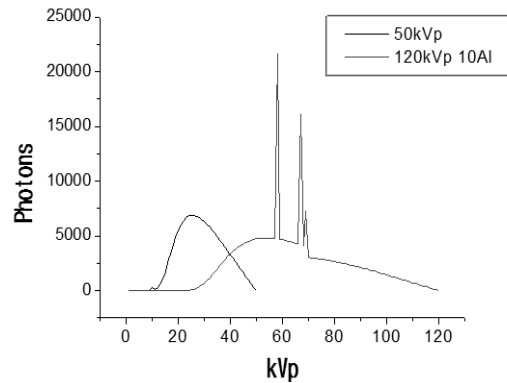


그림 2. SRS-78 프로그램을 이용하여 획득한 50 kVp 스펙트럼과 알루미늄필터 10 mm를 사용한 120 kVp 스펙트럼

Fig. 2. The spectrum of 50 kVp and 120 kVp with 10 mm aluminum filter by using SRS-78 program.

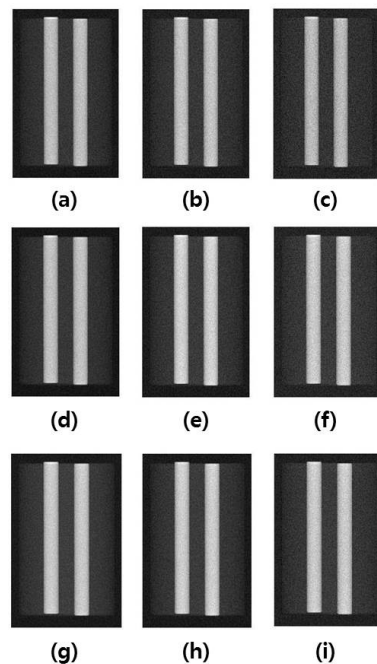


그림 3. 알루미늄 필터를 10 mm로 고정한 high energy (100, 110, 120 kVp)와 low energy (50, 60, 70 kVp) subtraction 영상: (a) 50-100, (b) 50-110, (c) 50-120, (d) 60-100p, (e) 60-110, (f) 60-120, (g) 70-100, (h) 70-110, (i) 70-120 kVp

Fig. 3. Subtraction image of high energy (100, 110, 120 kVp) and low energy (50, 60, 70 kVp) with fixed 10 mm aluminum filter: : (a) 50-100, (b) 50-110, (c) 50-120, (d) 60-100p, (e) 60-110, (f) 60-120, (g) 70-100, (h) 70-110, (i) 70-120 kVp.

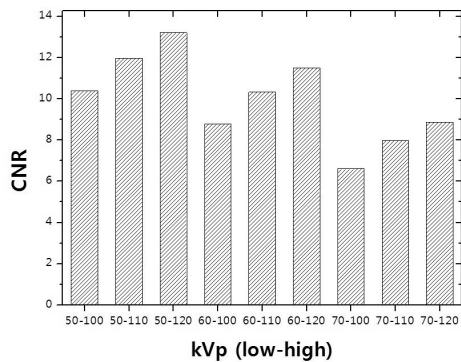


그림 4. 알루미늄 필터를 10 mm로 고정한 high energy (100, 110, 120 kVp)와 low energy (50, 60, 70 kVp) subtraction 영상의 CNR 결과

Fig. 4. The results for the CNR in subtraction image of high energy (100, 110, 120 kVp) and low energy (50, 60, 70 kVp) with fixed 10 mm aluminum filte

그리고 X-ray 촬영을 통해 영상을 획득하였다. 에너지 감산법을 이용한 알루미늄-PMMA 팬텀에서 알루미늄을 가장 잘 강조하는 최적의 선형 감쇠 상수 (linear attenuation coefficient)는 1.23 이었다. 이 선형 감쇠 감수 값을 식 (6)에 대입하여 알루미늄강조 영상을 획득하였다. 관전압이 다른 두 영상을 MATLAB을 이용하여 알루미늄 영역을 추출하는 방법으로 획득한 결과는 다음 그림 3과 같다.

그림 3에서 알루미늄이 강조됨을 볼 수 있다. 이를 정량적인 CNR로 분석한 결과는 그림 4와 같다.

그림 4에서 알루미늄 부가 필터 10 mm를 사용한 120 kVp 와 50 kVp를 subtraction한 영상이 CNR이 가장 좋음을 알 수 있다. 이 조건에서 에너지 감산법을 할 때 최적의 영상을 보여주었다.

그림 5와 6은 각각 부가 필터 두께에 따른 팬텀영상과 CNR의 결과 그래프이다.

결과적으로 알루미늄 부가 필터의 두께가 두꺼워질수록 CNR이 향상되는 것을 확인할 수 있었다.

IV. 고찰 및 결론

연구 결과를 살펴보면 알루미늄 두께가 10 mm 일 때 120 kVp와 50 kVp를 subtraction한 영상이 CNR이 가장 우수함을 알 수 있었다. 또한, 120 kVp와 50 kVp 관전압 조건에서 high energy의 부가 필터 알루미늄 두께가 10 mm일 때 CNR이 가장 높음을 알 수 있었다.

특히, 부가필터 사용유무에 따른 영상 및 CNR의 차이를 분석한 결과 high energy에 부가필터를 사용하지

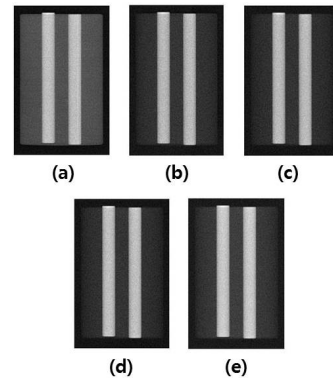


그림 5. High energy를 120 kVp low energy를 50 kVp로 고정한 후 Aluminum 부가필터의 두께변화에 따른 subtraction 영상: (a) 0, (b) 2, (c) 5, (d) 7, (e) 10 mm

Fig. 5. The subtraction images by changing the thickness of aluminum added filter with fixed high energy 120 kVp and low energy 50 kVp: (a) 0, (b) 2, (c) 5, (d) 7, (e) 10 mm.

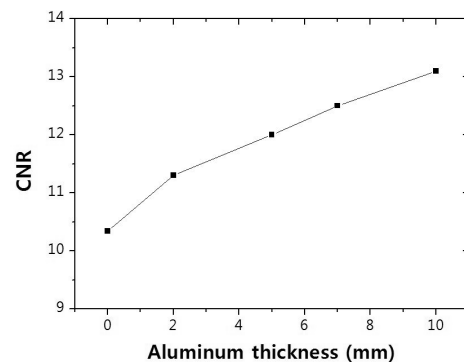


그림 6. High energy를 120 kVp, low energy를 50 kVp로 고정한 후 Aluminum 부가필터의 두께변화에 따른 subtraction 영상의 CNR 평가

Fig. 6. The results for the CNR in subtraction image by changing the thickness of Aluminum added filter with fixed high energy 120 kVp and low energy 50 kVp

않은 영상의 subtraction 은 부가필터를 사용한 영상의 subtraction 영상들과 차이가 나는 것을 육안으로 확인할 수 있었다. 이러한 현상의 이유는 그림 7처럼 high energy 영상의 저 영역 스펙트럼이 low energy 영상의 저 영역 스펙트럼과 겹치므로 강조 되지 않아야 할 영역이 subtraction 되지 않기 때문이다. 따라서 듀얼 에너지 기법을 이용한 subtraction 영상을 획득하기 위해서는 부가 필터를 사용하여 저 영역 스펙트럼을 제거한 high energy 영상을 획득하여야 한다.

결론적으로, 듀얼 에너지 기법을 이용한 X-ray 최적

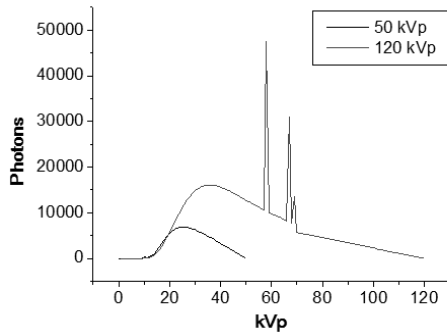


그림 7. SRS-78 프로그램을 이용한 50 kVp 스펙트럼과 알루미늄 부가 필터를 사용하지 않은 120 kVp 스펙트럼

Fig. 7. The spectrum of 50 kVp and 120 kVp without aluminum filter by using SRS-78 program.

화된 영상 조건은 low energy로 50 kVp, high energy로 10 mm 알루미늄 부가필터를 부착한 120 kVp 임을 구하였다. 이 결과는 우리가 실험 전에 SRS-78 프로그램으로 예측한 최적화 조건과 일치하였다.

본 연구에서 사용한 듀얼 에너지 기법은 최근에 큰 이슈가 되어 여러 방면에서 활발하게 연구가 수행 중이며, 그 중에서도 CT 분야는 듀얼 에너지 기법을 집중적으로 연구하고 실용화하는 단계가 진행 중에 있다. 또한 듀얼 에너지 기법을 기반으로 하여 한 번의 촬영으로 뼈 또는 연부조직을 강조한 영상을 획득하는 방법에 관한 연구결과는 최근 여러 관련 학회에서 발표되고 있다. 이러한 듀얼 에너지 기법은 앞으로 영상 처리 분야에 기여하고 응용분야를 확장할 수 있을 것으로 기대되며, 본 연구결과는 그 기반 연구로 사용될 수 있을 것이라 사료된다.

Acknowledgment

This paper was supported by Eulji University in 2016.

REFERENCES

[1] Y. Lee, J. Shin, K. Seo, Y. Choi, S. Lee, Y. Lee and H. Kim, "The study on optimal acquisition condition and image processing," Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers, vol. 51, pp. 897-902, 2014.
 [2] H. Toda, K. Shimizu, K. Uesugi, Y. Suzuki and M. Kobayashi, "Application of dual-energy K-edge

subtraction imaging to assessment of heat treatments in Al-Cu alloys," Materials Transactions, vol. 51 pp. 2045-2048, 2010.

[3] H. Ding, J. L. Ducote and S. Molloy, "Measurement of breast tissue composition with dual energy cone-beam computed tomography: a postmortem study," Medical Physics, vol. 40 pp. 061902-1-12, 2013.
 [4] D. Kim, Y. Kim, S. Choi, H. Lee, S. Choi and H. Kim, "A feasibility study for anatomical noise reduction in dual-energy chest digital tomosynthesis", Journal of Instrumentation, doi:10.1088/1748-0221/11/01/P01016, 2016.
 [5] Y. Lee, A. C. Lee and H. Kim, "A Monte Carlo simulation study of an improved K-edge log-subtraction X-ray imaging using a photon counting CdTe detector," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 830, pp. 381-390, 2016.

저자 소개



김 대 호(학생회원)
 2016년 을지대학교 방사선학과 석사 재학 중.
 <주관심분야: 의학영상, 영상처리>



이 영 진(학생회원)
 2007년 연세대학교 방사선학과 학사 졸업.
 2015년 연세대학교 방사선학과 박사 졸업.

<주관심분야: 의학영상, 의료공학, 영상처리, 신호처리>

이 용 구(정회원)
 대한전자공학회 논문지
 51권 4호 (2014년) 참조.