

Study on Methods to Improve Image Quality of Abdominal CT Images

Seok-Yoon Choi*

Department of Radiological Science, Catholic University of Pusan

Received: October 13, 2023. Revised: October 30, 2023. Accepted: October 31, 2023.

ABSTRACT

Liver disease is highly associated with death, and other abdominal diseases are also important causes affecting a person's lifespan, and a CT scan is essential when treating abdominal diseases. High radiation exposure is essential to create images that are good for reading, but managing the patient's radiation exposure is also essential. In this study, a post-processing wavelet algorithm was proposed to improve the image quality of abdominal CT images. Wavelets have the disadvantage of having to set a threshold value depending on the type of input image. Therefore, we experimentally proposed the threshold value of the wavelet and evaluated whether the image quality was effective. As a result of the experiment, the optimal threshold value for abdominal CT images was calculated to be 50. In the case of image 1, noise was improved by 49% and in the case of image 2, by 29%, and the contrast also increased. if the results of this study are applied for post-processing after abdominal CT, image quality can be improved and it will be helpful in disease diagnosis.

Keywords: Computed Tomography, Dose Reduction, Wavelet, Threshold

I. INTRODUCTION

컴퓨터단층영상(CT; Computed Tomography)은 인체 장기의 해부학 정보를 정확하게 묘사해 주는 의료장비이고, 영상의학 분야 및 방사선 종양학 분야에서 사용되고 있다^[1]. 2018년 기준 통계청 자료에 의하면, 암으로 사망하는 경우는 전체 사망 환자 중 26.5%로 알려져 있고 폐암에 이어서 간암이 두 번째로 높은 것으로 나타났다. 간암 이외에도 다양한 간질환들은 환자의 건강을 위협하고 있고 합병증을 동반하는 건강에 치명적인 문제를 일으킨다. 복부에서 발생하는 여러 질환은 음주, 흡연, 비만, 당뇨와 같은 대사질환이 원인으로 작용한다^[2].

복부 전산화단층영상은 간질환을 포함한 비정상 상태를 정확하게 진단 할 수 있는 방법 중 하나로 비중이 매우 큰 검사이다^[3]. 관독에 좋은 영상을 만들기 위해서는 높은 방사선 노출이 동반되는데, 환자의 피폭관리와 적정 화질의 유지를 위해에 대한

관리와 노력은 필수적이다^[2].

화질을 높이면, 선량이 상승하고 환자 피폭이 증가한다. 고화질을 유지하면서 선량을 감소를 목적으로 하는 다양한 연구들이 진행되었는데, 사례는 다음과 같다. 최적의 파라미터 조합을 통해서 화질을 관리하고 개선하는 연구가 진행되었다. 다음 AEC(Automatic Exposure Control) 도입에 따른 적용 전·후의 효과에 대해 분석하는 연구들이 있었고^[1] IR, IRIS, SAFIRE 등^[2] 개선된 영상재구성 법이 개발됨에 따라 적용 전·후에 따른 결과를 분석함으로써 저 선량 사용으로 화질 개선에 성공한 결과를 검증한 연구들도 진행되었다. 최근 고해상도 영상 재구성 방법을 적용한 장비가 도입하고 있다. 본 연구에서는 기존 장비에서 생성된 영상에 대해서 후처리를 방법을 적용해서, 화질을 개선 할 수 있는 방법을 제시하고자 하였다.

후처리 방식으로 화질 개선을 위해 적용될 웨이블릿(wavelet)은 정보통신분야에서 오래전부터 응

* Corresponding Author: Seok-Yoon Choi

E-mail: image@cup.ac.kr

Tel: +82-051-510-0585

Address: Bugok-3Dong, kumjung-Gu, Busan, Korea A310, Catholic University of Pusan

용연구가 진행되어왔으나 전산화단층영상에 대한 응용연구는 부족하다. 관련 응용연구로 편미분방정식 기반의 방법이 제시되었고, 최근 적대적 신경망(generative adversarial networks)^[7]에 대한 응용 연구에 몰입하고 있다. 그럼에도 웨이블릿은 여전히 강력한 효과가 있으며, 최신 알고리즘에 비해서 다루기가 간단하다. 상대적으로 고급 사양의 컴퓨터가 필요하지 않고 대량의 학습 영상이 필요 없는 장점이 있다. 경우에 따라 웨이블릿이 장점이 되는 환경이 있을 수 있기 때문에, 본 연구처럼 지속적인 응용연구가 필요하다.

웨이블릿은 입력 영상의 종류에 따라 역치(threshold)를 지정해 주어야 한다. 고식적 CT의 저선량 사용에 따른 화질 개선을 위해서 본 연구에서는 웨이블릿을 제안하였고, 역치 값에 따른 제안하고 화질을 평가하였다. 실험 영상에서, 질환 영역에 대한 화질이 개선이 되었는가에 대해서 평가를 하였다. 웨이블릿 역치값을 변화시키면서 최적의 값을 제시하였고 대조도, 노이즈, PSNR 값을 측정해서 평가 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 실험영상 획득

복부 CT 영상의 화질이 개선되면 질환 주변의 대조도가 상승하고 노이즈 제거가 발생해서 관독에 도움이 될 수 있다. 실험을 위해서 복부 CT 영상 중 간 질환이 있는 2종의 오픈 데이터 영상^[8]을 선택하여 케이스 스터디를 하였다.

1.1. 복부영상 1

61세 남성 환자이고, 대장암이 있는 간질환을 동반한 환자이다. 복부 CT 영상의 여러 영역 걸쳐 농도가 불균일한 영역을 보여주고 있다. 해당 환자의 동맥기 영상에서는 과혈관이 아니었고, CT 영상소견에는 비정상적인 결장주위(pericolonic) 연조직 좌초(stranding) 및 결절성을 보인다. 간 영역에서 대장암으로 인해 동반된 비정상적으로 여러 영역에 대해서 농도의 감소 및 증강을 보여주고 있다.

1.2. 복부영상 2

58세 남성 환자이고, 췌장암과 간 영역에 비정상 소견이 보이는 환자이다. 문맥(portal vein)으로 확장된 상장간막정맥혈전(thrombosis)에 2차적인 장관막허혈(ischemia) 소견이 보인다. 전이성 췌장암(pancreatic cancer)과 간 내 문맥 혈전증을 포함한 광범위한 전이성 질환을 동반하고 있다. CT 영상에서 간은 전이성 질환과 유사한 저밀도 병변을 보여주고 문맥과 상장간막 정맥 내의 관내 농도의 불안정한 결함을 보이고 있다.

2. 화질개선 알고리즘(Wavelet)

웨이블릿은 신호와 잡음의 분리를 위해서 다중 해상도 알고리즘을 이용한다. 잡음의 영향을 받는 웨이블릿 계수들과 영향을 받지 않는 웨이블릿 계수들로 나누는 단계가 중요한 기술이며, 신호를 복원할 때 충분한 계수의 범위를 설정하는 한계의 역치 값을 정하는 단계가 필요하다. 영상을 몇 개의 계수들로 표현하는데 절대값이 역치 값 보다 작으면 잡음으로 간주하고 0을 할당해서 노이즈가 제거되는 효과를 얻게 된다^[5,6].

웨이블릿 알고리즘의 단계는 다음과 같다^[6].

- 단계 1 : 이산웨이블릿 수행함.

$$DWT(Y) = W_y \quad (1)$$

DWT : Discrete Wavelet Transform

$$Y : Y = X(\text{원신호}) + V(\text{노이즈})$$

- 단계 2 : 임계화 함수에 역치 값을 적용하고 변환영역에서 계수를 수축함^[6].

$$c'_i = \begin{cases} 0, & \text{if } |c_i| < \delta \\ \text{sign}(c_i)(|c_i| - \delta), & \text{if } |c_i| \geq \delta \end{cases} \quad (2)$$

c_i : 웨이블릿 계수

δ : 임계 값 또는 역치 값

- 단계 3 : 임계화된 계수들을 역 변환함^[6].

$$IDWT(x') = W^{-1}(X') \quad (3)$$

IDWT : Inverse Discrete Wavelet Transform.

x' : 임계화된 계수

복부 CT 영상의 화질 평가를 위해서 노이즈(Noise), 대조도(Contrast), PSNR로 측정하고, PSNR은 dB로 표시하였다. 수식은 다음과 같다.

$$Noise = \frac{std(ROI)}{\sqrt{2}} \quad (4)$$

$$Contrast = \frac{[avg(ROI_2) - avg(ROI_1)]}{avg(ROI_1)} \quad (5)$$

$$PSNR = 20 \log_{10} (255^2 / MSE) \quad (6)$$

MSE : Mean Square Error

III. RESULT

웨이블릿 역치 값을 0 ~ 0.6 대역으로 실험한 결과는 다음과 같다. 영상 1, 2 모두 역치 값이 증가할수록 대조도가 선형적으로 증가하면서 좋아졌고, PSNR은 영상 1, 2 모두 5번째 단계(역치, 0.25)까지 선형적으로 감소한 후 완만하게 감소하였다. Noise 값 결과에 있어서 영상 1, 2 모두 노이즈가 선형적으로 감소하였다.

영상 1에서는 3.52에서 3.43 사이의 값과 7.07에서 7.00의 범위에서, 영상 2에서는 2.98에서 2.89 사이의 값과 -3.65에서 -3.86의 범위에서 감소를 보였다. 결과를 Fig. 3에 제시하였다.

웨이블릿 역치 값을 0 ~ 90 대역으로 실험한 결과는 다음과 같다. 영상 1의 경우, 대조도 지표에서

7번째 단계(역치, 30)에서 증가가 멈추었고 12번째 단계(역치, 55) 이후 일정해지는 비선형적인 결과를 보였다. 영상 2의 경우, 대조도 지표에서 7번째 단계(역치, 30)까지 급격하게 증가 후 낮은 폭으로 감소하였다. 영상 1의 경우, PSNR은 10번째 단계(역치, 45)까지 선형적으로 감소하였고, 이후 수렴하지 않았다. 영상 2의 경우, 13번째 단계(역치, 60)까지 선형적으로 감소하였고 이후 수렴하지 않았다. 결과를 Fig. 3에 제시하였다.

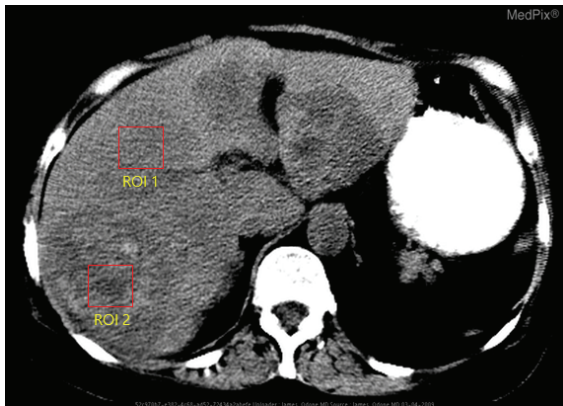
노이즈(Noise) 값의 변화에 대한 분석은 다음과 같다. Fig. 1-3에 결과를 제시하였다.

영상 1, 2 모두 지수 함수적으로 감소하고 있다. 영상 1에서는 7번째 단계(역치, 30)까지 감소폭이 크게 나타났고 이후 완만하게 감소하였다. 영상 2에서는 5번째 단계(역치, 20)까지 감소폭이 크고 이후 완만하게 감소하였다. 영상 1-(a)의 경우, 역치 값 35 적용 시 노이즈 값은 처리전과 비교하여 3.5에서 1.8 (48%)로 개선되었다. 역치 값 50 적용 시 노이즈는 3.5에서 1.78 (49%)로 개선되었다. 영상 2-(a)의 경우, 역치 값 35 적용 시 노이즈 값은 처리전과 비교하여 2.98에서 2.10 (29%)로 개선되었다. 역치 값 50 적용 시 노이즈는 2.98에서 2.10 (29%)로 개선되었다.

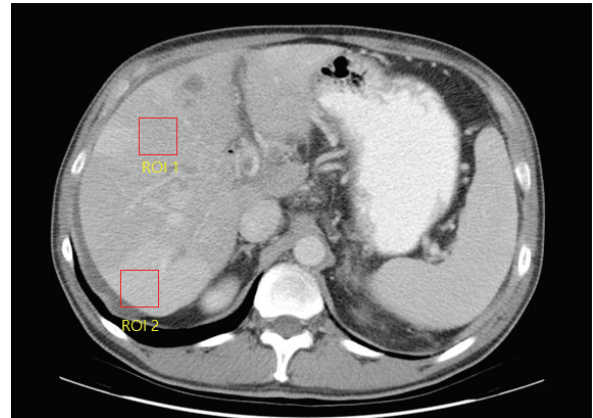
입력 화질이 좋지 못한 영상 1에서 노이즈 개선이 더 많이 되는 것으로 나타났다. 역치 값 35 이상에서 화질의 개선 정도가 유사한 것으로 나타났다.

Table 1 Changes in noise in images according to changes in wavelet threshold value

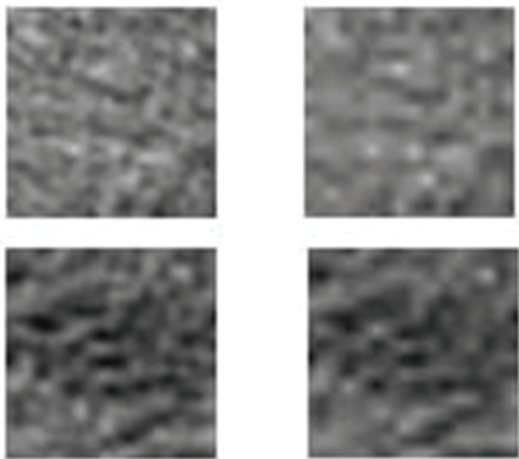
(a: ROI 1, b: ROI 2)				
Thresh old	Image 1-a	Image 1-b	Image 2-a	Image 2-b
0	3.5280	7.0717	2.9816	-3.6575
2	3.2395	6.8726	2.7241	-4.2748
3.5	3.0702	6.7569	2.5838	-4.6445
7	2.8420	6.5980	2.4157	-5.1298
35	1.8620	5.8025	2.1007	-6.3877
50	1.7868	5.7051	2.1029	-6.4029
70	1.7666	5.6511	2.1043	-6.4033
90	1.7663	5.6396	2.1051	-6.4033



(a) Liver CT (case 1)

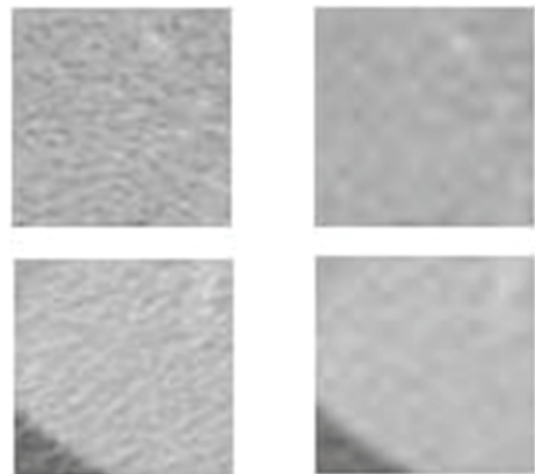


(a) Liver CT (case 2)



(b) before filtering

(c) filtering results applying a threshold 50

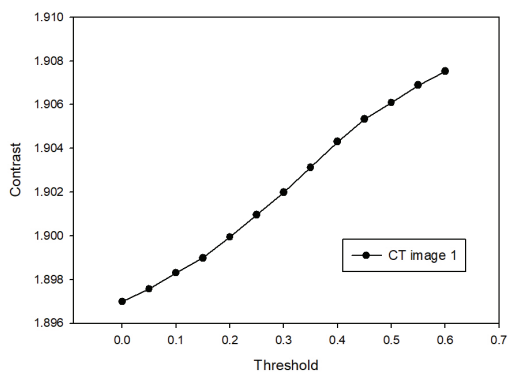


(b) before filtering

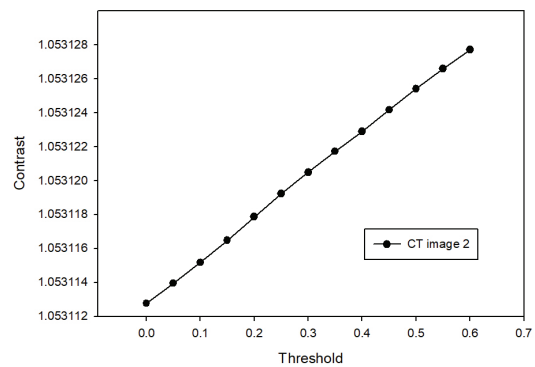
(c) filtering results applying a threshold 50

Fig. 1. Shows experiment CT image and result after filter processing (ROI1, ROI2).

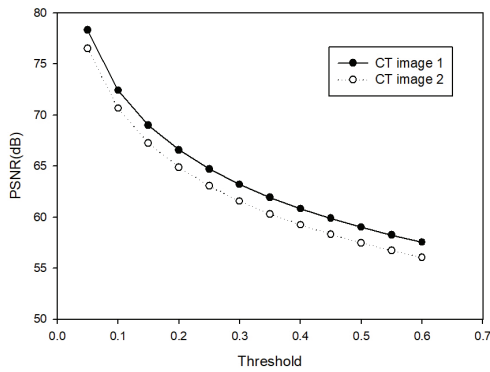
Fig. 2. Shows experiment CT image and result after filter processing (ROI1, ROI2).



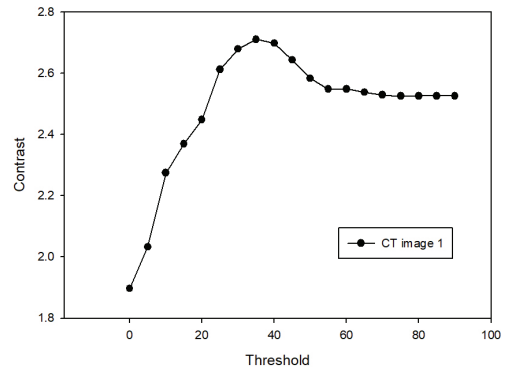
(a) Contrast result with threshold (0~0.6)



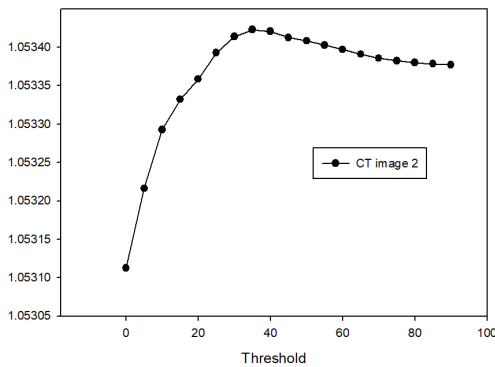
(b) Contrast result with threshold (0~0.6)



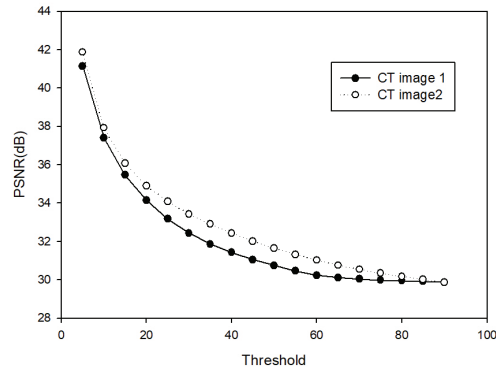
(c) PSNR result with threshold (0~0.6)



(d) Contrast result with threshold (0~90)



(e) Contrast result with threshold (0~90)



(f) PSNR result with threshold (0~90)

Fig. 3. Shows Changes in image quality value according to changes in wavelet threshold.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 복부 CT 영상에 대한 노이즈를 제거와 대조도 향상을 위한 후처리 방법을 제안하였으며,역치 값 변화에 따른 노이즈, 대조도, PSNR의 변화를 살펴보았다. 웨이블릿은 영상을 고주파 성분 과 저주파 성분으로 분해 가능하고, 여러 계수(coeffcient) 들에 의해서 표현된다. 잡음이 포함된 고주파 성분을 4개 방향 성분으로 분해한다. 고주파 성분에서 에지정보를 유지하고 잡음을 제거할 수 있는 임계값을 설정하는 것이 중요한데, 계수 값에서 임의의 값을 기준으로 노이즈 성분과 원영상 성분으로 구분하게 된다. 계수를 구분하기 위한 HaT(soft thresholding) 과 SoT(soft thresholding) 기법이 있으며, 이것은 영상에서 중요한 성분을 유지하면서 잡음을 제거하는 역할을 한다. HaT는 임

계값의 절대값 보다 작은 부분을 0으로 처리하고, 절대 값 보다 큰 부분은 원래 값을 반환한다. SoT는 임계값의 절대값 보다 작은 부분을 0으로 처리하고, 큰 부분을 임계값과 차이를 이용해서 수축된(Shrinkage) 결과를 반환한다^[4-6].

본 연구에서는 SoT를 적용하였다. 임계값을 크게 할수록 잡음을 제거 할 수 있는 능력이 커지지만, 원영상 정보를 훼손 할 수 있고 임계값을 너무 작게 설정하면 노이즈 제거 능력이 떨어져서 도움이 되지 않는다^[4-6]. 복부 CT 영상에서는 대조도가 중요하기 때문에 정보훼손에 크게 영향을 받지 않는다. 실험영상에 대한 Donoho^[6]의 자동 역치에 대한 결과는 4.55 과 3.07로 계산되었다. 실험결과와 비교 시 화질 향상이 부족하고, 실험적으로 제시한 우리의 역치 값이 화질 개선에 효과가 있었다. Table 1에 결과가 제시 되었다. PSNR은 필터 전·후

사용에 대한 결과를 제시하였는데, 변화가 없으면 값이 크고, 영상이 개선 될수록 값이 작게 표현하고 있다. 역치 값 50 이후 까지도 영상개선 되었다. 대조도 지표에서, 역치 값 35까지 좋아지는 결과가 있어서 두 가지 지표를 모두 고려한다면, 역치 값 50 이상의 값을 적용하는 것이 좋다고 판단한다. 대조도만 고려한다면 화질이 다른 두 영상을 고려했을 때, 7번째(역치, 30~35)를 사용하면 좋을 것으로 판단한다. PSNR 변화만을 고려할 때, 영상 1의 경우 역치 값 45까지는 계속 수렴하고 있고 영상 2의 경우 50까지도 수렴하고 있어, 화질 개선이 계속 진행되는 것으로 판단한다. 최소 역치 값만 사용하고자 할 때는 효과는 떨어지지만 역치 값 2 를 사용해도 될 것으로 생각한다.

CT 영상은 잡음의 분산정도가 일정하다. 영상의 변화가 덜하기 때문에 웨이블릿 적용 시 가변적 자동 역치를 적용하는 것 보다는 실험적 결과를 토대로 수동으로 입력하는 것이 오히려 중요하다고 본다. 최근 SRGAN(super resolution GAN)^[7] 기법과 유사한 방식의 영상재구성 방법이 최신 장비에 적용되었는데, 고식적 CT 장비에서 저선량 사용 화질 개선을 도모할 때, 본 연구에서 제안하는 후처리 방법을 적용한다면 관독에 도움이 된다고 생각한다.

본 연구의 장점은 다음과 같다. 웨이블릿 방식의 후처리 방법으로 자동관전압 기능을 사용할 필요 없이, 저관전압 영상을 획득 후 후처리 방식으로 화질을 보상 할 수 있다. 첫째, SRGAN 방식의 화질 개선과 비교하여 대량의 영상 학습이 필요 없다. 둘째, wavelet 의 장점에 대한 응용연구를 통해서 SRGAN에 대한 보완 및 융합도 가능 할 것으로 보인다. 본 연구의 제약점은 질환중심의 샘플영상을 사용한 것이다. 향후 다양한 조건에서 얻어진 복부 CT 영상들에 대해서 최적의 역치 값을 찾는 방법을 제안하고자 한다.

V. CONCLUSION

복부 CT 영상에 대한 역치 값을 제안하였고, 화질이 개선 되었는지 평가하였다. 병소가 더욱 잘 보이도록 개선이 되었는지 판단을 하기 위해 웨이블릿의 역치 값을 변화시키면서 화질을 평가하였

다. 제안된 역치 값을 적용 시 노이즈가 감소하였고 대조도가 증가하였다. 본 연구의 결과를 복부 CT 영상 획득 후 후처리 프로세스 단계에서 적용한다면, 화질 향상과 질병 관독에 도움을 줄 것으로 판단한다.

Acknowledgement

이 논문은 2022년도 부산가톨릭대학교 교내연구비에 의하여 연구되었음.

Reference

- [1] Y. J. Cho, P. K. Cho, "Improved Image Quality and Radiation Dose Reduction in Liver Dynamic CT Scan with the Protocol Chang", Journal of Radiological Science and Technology, Vol. 38, No. 2, pp. 107-111, 2015.
<http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2015.38.2.04>
- [2] J. O. Lee, H. S. Kim, H. J. Lee, K. B. Im, S. H. Kang, "A study on the Usefulness of be Control Software in Abdominal CT", Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 14, No. 1, pp. 136-145, 2012.
- [3] B. H. Lim, S. J. Lee, S. H. Jeong, M. S. Lee, Y. S. Ban, "Liver Fat Measurement with Quantitative CT and Correlation with MR", Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 23, No. 1, pp. 1-10, 2021.
- [4] S. Choi, "Noise Reduction on Low Tube Voltage CT Images", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 11, No 1, pp. 63-67, 2017.
<https://doi.org/10.7742/jksr.2017.11.1.63>
- [5] H. S. Cho, H. Lee, "Choice of Wavelet-Thresholds for Denoising image", The KIPS Transactions:PartB , Vol. 8B, No. 6, pp. 693-698, 2001.
- [6] D. L. Donoho, J. M. Johnstone, "Ideal Spatial Adaptation by Wavelet Shrinkage", Biometrica, Vol. 81, No. 3, pp. 425-455, 1994.
<https://doi.org/10.2307/2337118>
- [7] Tero Karras, Timo Aila, Samuli Laine, Jaakko Lehtinen, "Progressive Growing of GANs for Improved Quality, Stability, and Variation", Neural and Evolutionary Computing, Vol. 1, 2018.
<https://doi.org/10.48550/arXiv.1710.10196>
- [8] The National Library of Medicine presents MedPix®, From URL; <https://medpix.nlm.nih.gov/>

복부 CT 영상의 화질 개선 방법에 대한 연구

최석윤*

부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

요 약

간 질환을 포함한 여러 복부 질환은 사망에 영향을 줄 수 있다. 복부 질환 진료 시 전산화단층검사는(CT; Computed Tomography) 필수적으로 사용되고 있다. 판독에 유리한 영상을 만들기 위해서 높은 방사선 노출이 따르는데, 이에 대한 화질관리와 환자의 피폭 관리를 위한 다양한 노력이 필요하다. 복부 CT 영상의 화질개선을 위해서 후처리 방식의 웨이블릿(Wavelet) 알고리즘을 제안하였다. 웨이블릿은 입력 영상의 종류에 따라 역치(Threshold) 값을 설정해 주어야 하는 단점이 있기 때문에 본 연구에서는 역치 값을 실험적으로 제안하였고 화질 평가도 하였다. 실험결과, 복부 CT 영상의 최적 역치 값은 50으로 계산되었다. 실험영상 1의 경우 49%, 실험 영상 2의 경우 29% 노이즈가 개선되었고, 대조도도 크게 상승 하였다. 본 연구 결과를 저선량 복부 CT 영상을 획득 후 후처리 방법으로 적용한다면, 화질을 개선시킬 수 있어 질병 판독에 도움을 줄 것으로 판단한다.

중심단어: 컴퓨터단층영상, 선량감소, 웨이블릿, 역치 값

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	최석윤	부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과	교수