

A Study on the Possibility of Pancreas Detection through Extraction of Effective Atomic Number using a Simulation such as Dual-energy CT

Ki-Hong Son¹, Soo-Yeul Lee¹, Myung-Ae Chung², Dae-Hong Kim^{3,*}

¹Electronics and Telecommunications Research Institute

²Department of Bigdata Medical Convergence Science, Eulji University

³Department of Radiological Science, Eulji University

Received: August 31, 2022. Revised: October 14, 2022. Accepted: October 31, 2022.

ABSTRACT

The purpose of this simulation study was to evaluate the possibility of pancreas detection through effective atomic number information using dual-energy computed tomography(CT). The effective atomic number of 10 tissue-equivalent materials were estimated through stoichiometric calibration. For stoichiometric calibration, HU values at low-energy (80 kV) and high-energy (140 kV) for 10 tissue-equivalent materials were used. Based on this method, the effective atomic number image of the tissue-equivalent material was extracted through an iterative algorithm. According to the results, the attenuation ratio in accordance with the effective atomic number was estimated to have an R^2 value of 0.9999, and the effective atomic number of Pancreas, Water, Liver, Blood, Spongiosa, and Cortical bone was overall within 1% accuracy compared to the theoretical value. Conventional pancreatic cancer examination uses a contrast medium, so there is a possibility of potential side effects of the contrast medium. In order to solve this problem, it is thought that it will be possible to contribute to an accurate and safe examination by extracting the effective atomic number using dual-energy CT without contrast enhancement. Based on this study, future research will be conducted on the detection of pancreatic cancer using the HU value of pancreatic cancer based on clinical images.

Keywords: Dual-energy CT, Effective atomic number, Pancreatic cancer, Stoichiometric calibration

I. INTRODUCTION

전산화단층촬영장치(Computed tomography, CT)는 인체를 3차원으로 촬영할 수 있고, 스캔 시간이 빨라서 임상 영상 진단을 위해 널리 사용되고 있다. 이중에너지 CT는 저에너지와 고에너지의 두 번 촬영을 통해 물질 특성 분석, 물질 분리, 물질 농도 증강에 사용된다. 특히, 물질 분리를 통해 비슷한 농도를 가지는 물질의 특성화를 할 수 있으므로 인체의 특정 부위 묘사에 기여할 수 있다^[1-3].

췌장은 복부 깊숙이 다른 장기들에 둘러싸여 있고 초기 증상이 거의 없다. 만약, 증상이 있더라도

다른 소화기계에 장애 증상들과 뚜렷한 구분이 없어 조기에 발견하는 것이 매우 어렵다. 췌장암의 임상적 증상이 위나 간에 질환이 있는 경우와 비슷하기 때문에 이들 질병과 구별하는 것도 중요하다. 현재 췌장 진단을 위해 임상에서 사용되는 검사는 초음파, CT, 자기공명(Magnetic resonance, MR), 투시 조영검사, 양전자방출단층촬영(Positron emission tomography, PET) 등이 있다. CT는 초음파보다 췌장암을 진단하는데 검사자에 의한 오류가 적으며 영상이 세밀하여 작은 암도 발견할 수 있는 장점이 있다. 또한, 투시보다는 비침습적 검사가 가능하고 MR 검사보다는 검사 속도가 빠른 장점이 있다^[4].

* Corresponding Author: Dae-Hong Kim E-mail: goldcollar011@gmail.com Tel: +82-31-740-7494 Address: Eulji University, 553, Sanseong-daero, Sujeong-gu, Seongnam-si, Gyeonggi-do, Republic of Korea

현재 체장 CT 검사는 체장의 비대, 체장 실질의 불균질 등을 확인하기 위해 조영제를 사용한다^[5]. 하지만, 신기능 저하나 조영제 과민 반응이 있는 환자에게는 조영 증강 CT 검사가 어렵다.

이를 해결하기 위한 선행연구로 본 연구에서는 이중에너지 CT를 이용하여 체장의 검출능을 증가시키는 방법을 시뮬레이션을 통해 제안하였다. 시뮬레이션은 인체의 다양한 물질의 유효원자번호와 이중에너지로 획득한 감쇠계수의 비를 stoichiometric calibration을 수행 후 유효원자번호 영상으로 나타내는 것이다. 이 방법은 조영제를 사용하지 않고 체장의 영상 정보를 유효원자번호로 추출하여 체장의 질병 여부를 보여줄 수 있으므로 조영제 부작용이 예상되는 환자의 안전성도 확보할 수 있다.

따라서, 본 연구의 목적은 시뮬레이션을 통해 이중에너지 CT 방식으로 체장의 정보를 유효원자번호 정보로 검출 가능성에 대한 연구이다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. Stoichiometric Calibration

저에너지와 고에너지에서 물질의 감쇠 비율에 대한 유효원자번호의 함수는 다양한 방법으로 Calibration 될 수 있다. Stoichiometric calibration은 Schneider et al.에 의해 제안되었고, 물질의 선형 감쇠계수를 광전효과, 고전 산란, 콤프턴 산란의 정보로 나타내는 것으로 다양한 calibration 방법 중에서 정확도가 높다^[6]. 이중에너지 CT를 촬영하면 저에너지와 고에너지에 대한 인체의 Hounsfield unit(HU) 영상이 나타나며, 이때 저에너지를 고에너지로 나눈 비율의 변화를 물질의 원자번호에 대한 함수로 나타내어 이를 피팅하여 스펙트럴 파라미터를 얻는다. Stoichiometric calibration 식은 아래와 같다.

$$\frac{HU_L + 1000}{HU_H + 1000} = \frac{1 + Z_{eff}^{1.86} \cdot k_{1,L} + Z_{eff}^{3.62} \cdot k_{2,L}}{1 + Z_w^{1.86} \cdot k_{1,L} + Z_w^{3.62} \cdot k_{2,L}} \times \frac{1 + Z_w^{1.86} \cdot k_{1,H} + Z_w^{3.62} \cdot k_{2,H}}{1 + Z_{eff}^{1.86} \cdot k_{1,H} + Z_{eff}^{3.62} \cdot k_{2,H}} \quad (1)$$

여기서 HU_L 과 HU_H 는 각각 어떤 물질의 저에너지

와 고에너지 영상의 HU값이다. Z_{eff} 는 어떤 물질의 유효원자번호이고, Z_w 는 물의 유효원자번호이다. $k_{1,L}$, $k_{2,L}$, $k_{1,H}$, $k_{2,H}$ 는 피팅 파라미터이다. 피팅 파라미터는 매트랩(R2013b, MathWorks Inc., MA, USA)의 curve fitting tool에 의해 결정되었다.

2. Human-equivalent Materials

Eq. (1)에 Stoichiometric calibration에 사용될 인체 등가 물질은 Table 1과 같다. Table 1은 인체의 다양한 물질에 대한 유효원자번호 정보가 존재하며, 가장 낮은 유효원자번호인 6.67부터 가장 높은 원자번호인 13.98까지 범위였다. 이 물질들을 80 kV, 120 kV, 140 kV로 촬영했을 때를 가정하여 계산된 CT number 값은 Yohannes et al. 이 저술한 연구결과를 참조하였다^[7]. 여기서 80 kV와 140 kV HU 값은 이중에너지 CT 촬영을 가정한 것으로 이를 근거로 Eq. (1)의 좌변 값이 계산되었다. 120 kV HU 값은 일반적인 CT 촬영에 사용되며, 이중에너지 영상과 비교를 위해 사용되었다. Eq. (1)의 우변에 Z_{eff} 에 Table 1에 있는 Adipose, Skin, Pancreas, Water, Muscle, Liver, Spleen, Blood, Spongiosa, Cortical bone에 해당하는 유효원자번호 값을 대입하고, Z_w 에 Water의 유효원자번호 7.73을 대입하였다.

Table 1. Effective atomic number, 80, 120, 140 kV HU information for human-equivalent materials[7].

No.	Materials	Z_{eff}	CT number (HU)		
			80 kV	120 kV	140 kV
1	Adipose	6.67	-95.2	-74.5	-70.3
2	Skin	7.63	71.3	74.2	74.8
3	Pancreas	7.70	30.5	32.1	32.3
4	Water	7.73	0.0	0.0	0.0
5	Muscle	7.85	44.7	42.7	42.2
6	Liver	7.87	55.5	53.1	52.5
7	Spleen	7.87	57.0	54.4	53.7
8	Blood	7.97	60.4	55.8	54.7
9	Spongiosa	10.74	392.1	282.8	258.2
10	Cortical bone	13.98	2082.9	1496.0	1365.6

Table 1에 근거한 관전압에 따른 HU값을 이용하여 환자 시뮬레이션 영상을 생성하였고 영상 노이

즈는 고려하지 않았다. Calibration은 10개의 물질을 이용했지만, 시뮬레이션 영상은 채장을 촬영했을 때 관련된 6개의 물질을 선별하여 나타내었다. Fig. 1 (a), (b), (c)는 각각 120 kV, 80 kV, 140 kV로 촬영되었을 때의 CT 영상을 보여주고 있으며, window level은 -94, window width는 820으로 동일하게 설정하였다. Fig. 1 (a)는 보통 CT 영상에서 많이 사용되는 120 kV의 영상을 보여주고 있으며, 6개 주요 물질의 위치를 화살표가 가리키고 있다. Fig. 1 (a), (b), (c) 영상에서 Pancreas, Liver, Blood가 비슷한 농도로 보이는 것을 확인할 수 있다.

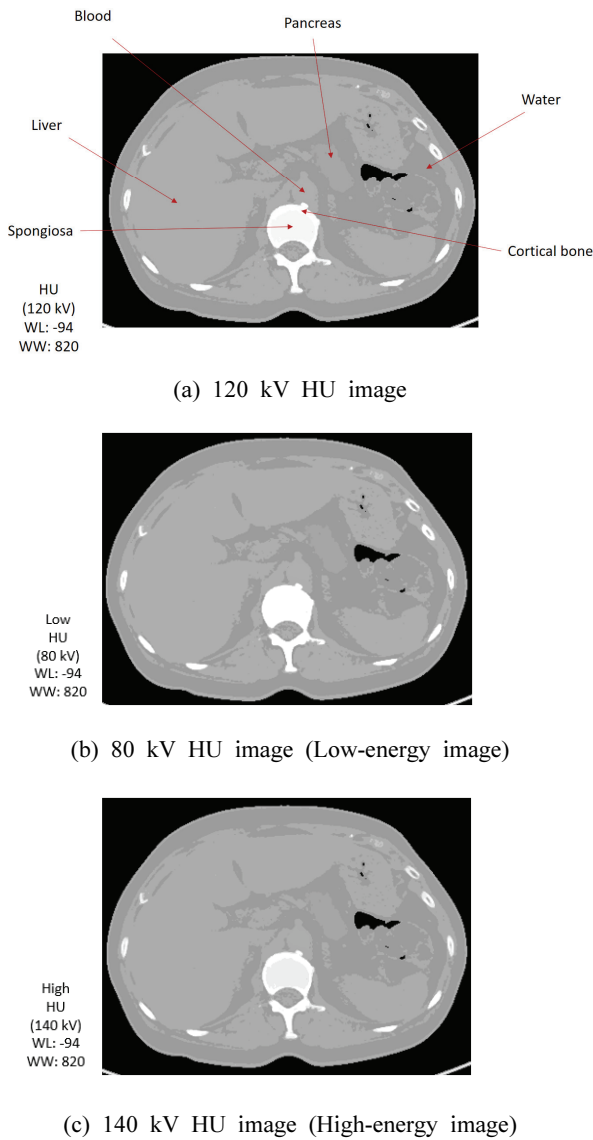


Fig. 1. CT images for (a) 120, (b) 80, and (c) 140 kV, respectively.

III. RESULT

Fig. 2는 Table 1의 10개의 인체 등가 물질들을 Eq. (1)을 이용한 피팅 결과이며 유효원자번호와 감쇠비율의 함수로써 피팅되었다. 결과에 따르면 피팅 R^2 는 0.9999였고, 가장 큰 잔차를 보이는 것은 Blood 였다. Blood의 잔차는 -1.343×10^{-3} 이었다.

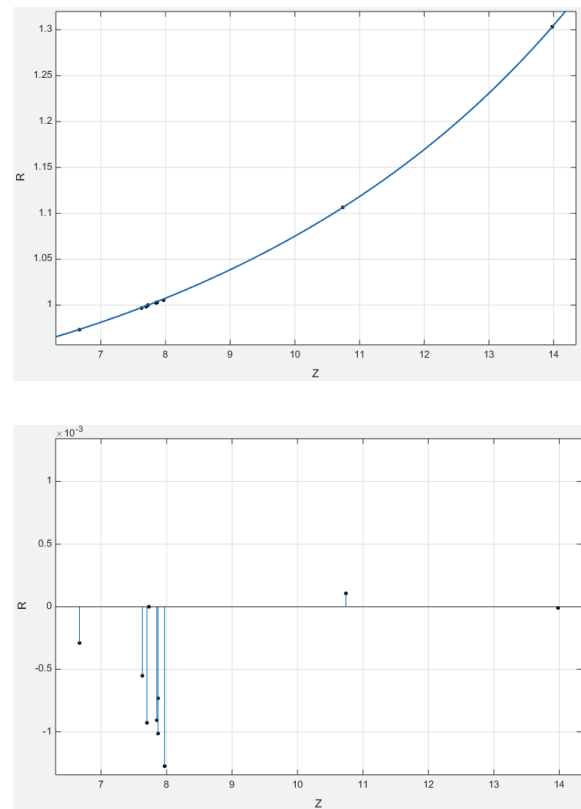


Fig. 2. Results of Stoichiometric calibration. Top: data and fitted curve. Bottom: residuals. ($R^2=0.9999$)

Table 2는 Fig. 2의 피팅에 의해 획득된 스펙트럴 파라미터이다. 스펙트럴 파라미터는 Eq. (1)의 $k_{1,L}$, $k_{2,L}$, $k_{1,H}$, $k_{2,H}$ 이며, $k_{1,L}$, $k_{2,L}$ 은 80 kV에서 k_1 , k_2 값이고, $k_{1,H}$, $k_{2,H}$ 는 140 kV에서 k_1 , k_2 값이다. Eq. (1)에 스펙트럴 파라미터를 대입하고 Fig. 1 (b)와 (c) 영상을 이용하여 반복 과정을 통해서 유효원자번호 영상을 획득하였다. 반복 알고리즘은 Eq. (1)에 스펙트럴 파라미터를 대입한 것으로 매트랩으로 작성되었다. 반복 알고리즘에서 유효원자번호 초기 추측 값은 5로 설정하였다. 이는 가장 낮은 유효원

자번호 값이 Adipose 6.67이기 때문이다. 반복 알고리즘을 구현하기 위해 사용된 CPU 성능은 Intel Core i7 2.50 GHz이고, 512×512 매트릭스의 유효원자번호 영상을 추출하는데 약 15분 이내의 시간이 소요되었다.

Table 2. Spectral parameters for 80 and 140 kV, respectively

Classification	Energy (kV)	
	80 (Low-energy)	140 (High-energy)
k_1	0.8958	0.8899
k_2	-0.0007152	-0.003176

Fig. 3은 반복 과정을 통해 획득된 10개의 인체 등가물질의 유효원자번호 영상으로 window level은 7.86, window width는 1.72에서 보이는 영상이다. 각 인체 등가물질의 위치는 표 1에 있는 번호와 그림 3에 있는 번호와 같다. 각 물질들의 이론값과 시뮬레이션 값의 오차 결과 모두 1% 이내의 오차를 보였다.

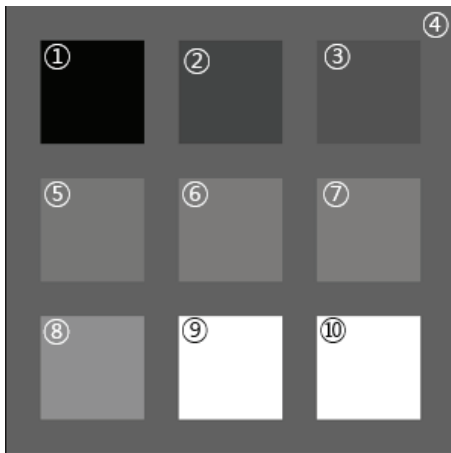


Fig. 3. Effective atomic number image for 10 tissue-equivalent materials.

Fig. 4는 반복 과정을 통해 획득된 유효원자번호 영상으로 window level은 7.70, window width는 0.76에서 보이는 영상이다. 6개의 주요 장기인 Pancreas, Water, Liver, Blood, Spongiosa, Cortical bone이 유효원자번호 농도에 따라 나타났다. Fig. 1의 HU 영상과 달리 유효원자번호 영상은 Pancreas, Liver, Blood가 구별되는 것을 확인할 수 있다.

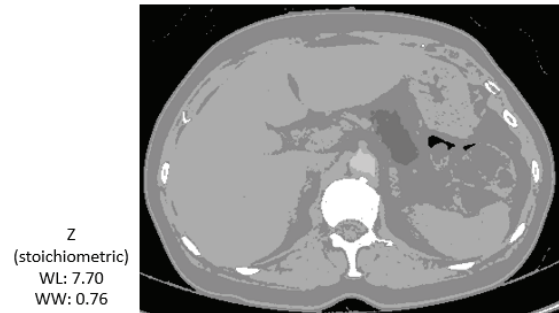


Fig. 4. Effective atomic number image for Pancreas, Water, Liver, Blood, Spongiosa, and Cortical bone.

Fig. 4의 각 6개 물질에 대한 유효원자번호 실험값과 이론값 오차를 Table 3에 정리하였다. 전체적으로 오차는 1% 미만으로 이론값에 매우 근접한 실험 결과를 보였다.

Table 3. Effective atomic number and relative differences between estimated values and theoretical values.

No.	Materials	Theoretical Z_{eff}	Estimated Z_{eff}	Error(%)
3	Pancreas	7.70	7.67	-0.44
4	Water	7.73	7.73	0.00
6	Liver	7.87	7.83	-0.46
8	Blood	7.97	7.93	-0.56
9	Spongiosa	10.74	10.74	0.03
10	Cortical bone	13.98	13.98	0.00

IV. DISCUSSION

췌장암은 특성상 발견 당시에는 이미 진행된 경우가 많아 조기 발견이 어렵기 때문에 종양의 조기 발견뿐만 아니라 주변 장기의 침범 여부를 정확히 평가하는 것이 중요하다^[8]. 특히, 췌장암의 진단과 병기 결정에는 CT가 가장 널리 사용되고 있다.

기존 연구에 따르면^[9], 췌장은 동맥혈관의 공급을 받아 혈관이 풍부한 반면, 췌장암은 경화적인 조직 특성상 조영제를 주입할 때 저음영으로 보이고 시간이 경과함에 따라 서서히 조영증강 된다. 따라서, 조영 초기에는 종양의 조영증강 되지 않고 췌실질만 조영증강 되어 대조도를 최대화 하는 이중시기 조영증강 CT 검사를 이용한다. 하지만, 조

영제를 사용했을 때의 부작용도 배제할 수 없는 상황이다. 이를 해결하기 위해 MR을 이용한 채장암 검사가 시행되고 있다^[10]. MR은 저대조도 구별에 도움이 되지만 움직임 인공물, 제한된 다중 평면 재구성 기능과 같은 단점도 있다. 따라서, 본 연구는 채장암 평가에 이중에너지 CT를 이용한 다양한 장기를 유효원자번호 정보로 나타내고 그 정확성을 평가하여 잠재적으로 채장암 평가에 적용될 수 있는지에 대해 확인하였다.

본 연구의 결과에 따르면, 인체의 여러 장기의 유효원자번호 정보는 기존 HU 정보보다 더욱 명확하게 인체 등가 조직들을 구별할 수 있었다. Stoichiometric calibration에서 획득된 스펙트럴 파라미터는 비선형 최소 자승 회귀를 통해 파생되었고 R²가 0.9999로 최상의 추정을 달성하였다. 이 방법을 통해 추출된 유효원자번호의 정확성은 6개의 인체 등가물질에 대해 모두 1% 미만의 오차를 보였다. 비선형 최소 자승 회귀를 통한 각 물질 중 Blood의 잔차가 -1.343×10^{-3} 로 가장 큰 값을 보였지만, 회귀 곡선과 거의 일치한다고 보인다.

채장암의 HU값은 조영 증강이 없을 때 10에서 30 HU 범위로 알려져 있다^[11]. 참고 논문에 따르면, 정상적인 채장의 HU 값은 120 kV 관전압에서 32.1 HU이다. 조영 증강이 없을 때 채장보다 종양의 HU 값이 더 낮고 이는 종양의 선형감쇠계수가 더 작은 것을 의미한다. 80 kV와 140 kV에서 채장암의 HU 값을 알 수 있다면 채장암의 유효원자번호 추출이 가능하다.

본 연구의 제한점은 채장암에 대한 HU 및 유효원자번호 정보를 기존 문헌에서 찾기 어려웠고, 이에 따라 정상 채장과 채장암의 음영 차이를 영상에서 보여주지 못한 점이다. 다만, 기존 다양한 인체 등가물질들을 바탕으로 유효원자번호 정보를 통해 유사한 HU를 갖는 물질들을 분리할 수 있었고, 이를 통해 채장암 검출로 나아갈 수 있는 가능성을 제시하였다는 점에서 의의가 있다.

V. CONCLUSION

이중에너지 CT를 이용한 유효원자번호 추출은 기존 HU값에서 보이지 않는 영상 정보들을 보여줄

수 있다. 이 유효원자번호 영상을 통해 채장을 검출할 수 있는 가능성에 대해서 분석하였다.

채장 검사에서 CT는 고해상도, 비침습적, 빠른 검사 시간이 가능하여 널리 사용되고 있지만, 기존 채장 검사는 조영제를 사용하기 때문에 잠재적인 조영제 부작용의 위험 가능성이 있다. 이를 해결하기 위해 조영 증강 없는 이중에너지를 이용한 유효원자번호 추출을 통해 더욱 정확하고 안전한 검사에 기여할 수 있다. 또한, 인체 물질의 특성을 더욱 정확하게 표현하여 진단능 향상에 도움을 줄 수 있다.

본 연구를 바탕으로 향후 연구에서는 임상 영상을 바탕으로 채장암의 HU값을 이용하여 채장암 검출에 대한 연구를 수행할 것이다.

Acknowledgement

본 연구는 한국전자통신연구원의 지원을 받아 수행되었음. (22YR1900, 노인성 질환 고정밀 진단을 위한 디지털 바이옴시 핵심기술 개발)

Reference

- [1] F. V. Ommen, F. Kauw, E. Bennink, J. J. Heit, D. N. Wolman, J. W. Dankbaar, H. W. A. M. de Jong, M. Wintermark, "Image Quality of Virtual Monochromatic Reconstructions of Noncontrast CT on a Dual-Source CT Scanner in Adult Patients", *Academic Radiology*, Vol. 28, No. 10, pp. e323-e330, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2020.05.038>
- [2] C. A. Coursey, R. C. Nelson, D. T. Boll, E. K. Paulson, L. M. Ho, A. M. Neville, D. Marin, R. T. Gupta, S. T. Schindera, "Dual-Energy Multidetector CT: How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging?", *RadioGraphics*, Vol. 30, No. 4, pp. 1037-1055, 2010. <https://doi.org/10.1148/rg.304095175>
- [3] C. H. McCollough, S. Leng, L. Yu, J. G. Fletcher, "Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications", *Radiology*, Vol. 276, No. 3, pp. 637-653, 2015. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142631>
- [4] E. S. Lee, J. M. Lee, "Imaging diagnosis of pancreatic cancer: A state-of-the-art review", *World*

Journal of Gastroenterology, Vol. 20, No. 24 pp.
7864-7877, 2014.
<http://dx.doi.org/10.3748/wjg.v20.i24.7864>

- [5] I. S. Francis, "Role of CT in the detection and staging of pancreatic adenocarcinoma", *Cancer Imaging*, Vol. 4, No. 1, pp. 10-14, 2004.
<https://doi.org/10.1102/1470-7330.2003.0026>
- [6] J. Zhu, S. N. Penfold, "Dosimetric comparison of stopping power calibration with dual-energy CT and single-energy CT in proton therapy treatment planning", *Medical Physics*, Vol. 43, No. 6, pp. 2845-2854, 2016. <https://doi.org/10.1118/1.4948683>
- [7] I. Yohannes, D. Kolditz, O. Langner, W. A. Kalender, "A formulation of tissue- and water-equivalent materials using the stoichiometric analysis method for CT-number calibration in radiotherapy treatment planning", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 57, No. 5, pp. 1173-1190, 2012.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/5/1173>
- [8] M. K. Jung, D. H. Koh, Y. K. Cheon, "Revised Clinical practice guideline of Korean pancreatobiliary association for acute pancreatitis: Diagnosis", *The Korean Journal of Pancreas and Biliary Tract*, Vol. 27, No. 1, pp. 6-11, 2022.
<http://doi.org/10.3348/jkrs.2000.42.6.959>
- [9] Y. H. Kim, J. H. Lim, W. J. Lee, "Pancreatic cancer: comparison of two series of dual-phase helical CT in detection of tumor and in assessing vascular invasion", *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 42, No. 6, pp. 959-963, 2000. <http://doi.org/10.3348/jkrs.2000.42.6.959>
- [10] H. Rhee, M. S. Park, "The Role of Imaging in Current Treatment Strategies for Pancreatic Adenocarcinoma", *Korean Journal of Radiology*, Vol. 22, No. 1, pp. 23-40, 2021.
<https://doi.org/10.3348/kjr.2019.0862>
- [11] E. Boninsegna, G. A. Zamboni, D. Facchinelli, C. Triantopoulou, S. Gourtsoyianni, M. C. Ambrosetti, D. Veneri, A. Ambrosetti, R. P. Mucelli, "CT imaging of primary pancreatic lymphoma: experience from three referral centres for pancreatic diseases", *Insights Imaging*, Vol. 9, pp. 17-24, 2018.
<https://doi.org/10.1007/s13244-017-0585-y>

이중에너지 CT와 같은 시물레이션을 이용한 유효원자번호 추출을 통한 췌장 검출 가능성 연구

손기홍¹, 이수열¹, 정명애², 김대홍^{3,*}

¹한국전자통신연구원

²울지대학교 빅데이터융합학과

³울지대학교 방사선학과

요 약

본 연구의 목적은 이중에너지 CT를 이용한 유효원자번호 정보를 통한 췌장 검출 가능성 연구이다. 10개의 다양한 인체 등가 물질의 유효원자번호를 Stoichiometric calibration을 통해 추정하였다. Stoichiometric calibration을 위해 저에너지와 고에너지에 해당하는 10개 인체 등가 물질에 대한 HU값을 이용하였다. 이를 바탕으로 반복 알고리즘을 통해 인체 등가 물질에 대한 유효원자번호 영상을 추출하였다. 연구결과에 따르면, 유효원자번호에 따른 감약의 비는 R^2 값이 0.9999로 추정되었고, Pancreas, water, Liver, Blood, Spongiosa, Cortical bone의 유효원자번호는 이론값과 비교하여 전체적으로 1% 이내의 정확도를 보였다. 췌장암 검사는 조영제를 사용하므로 잠재적인 조영제 부작용 가능성이 있다. 이를 해결하기 위해 조영 증강 없는 이중 에너지를 이용한 유효원자번호 추출을 통해 정확하고 안전한 검사에 기여할 수 있을 것으로 사료된다. 본 연구를 바탕으로 향후 연구에서는 임상 영상을 바탕으로 췌장암의 HU값을 이용하여 췌장암 검출에 대한 연구를 수행할 것이다.

중심단어: 이중에너지 CT, 유효원자번호, 췌장암, Stoichiometric calibration

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	손기홍	한국전자통신연구원	선임연구원
(공동저자)	이수열	한국전자통신연구원	책임연구원
	정명애	울지대학교 빅데이터융합학과	교수
(교신저자)	김대홍	울지대학교 방사선학과	교수