

AEC를 적용한 복부 CT 검사 시 환자 자세와 피폭선량에 대한 융합 연구

이춘규¹, 오정섭¹, 최선욱¹, 김갑중², 유세종³, 전민철^{3*}

¹충남대학교병원 영상의학과, ²송호대학교 방사선학과 교수, ³대전보건대학교 방사선학과 교수

The convergence study on patient position and exposure dose in abdominal CT examination using AEC

Chun-Kyu Lee¹, Jeong-Sub Oh¹, Seon-Wook Choi¹, Gab-Jung Kim²,
Se-Jong Yoo³, Min-Cheol Jeon^{3*}

¹Department of Radiology, Chungnam National University Hospital

²Professor, Department of Radiological Technology, Songho University

³Professor, Department of Radiological Technology, Daejeon Health Institute of Technology

요 약 본 연구는 복부 전산화단층촬영 검사에서 X-축 방향의 회전에 따른 선량, 영상의 화질을 평가하여 피폭선량의 감소 방안을 평가 하였다. 인체 모형 팬텀을 이용해 0도, 5도, 10도, 15도로 5도씩 X-축 방향으로 회전하여 scan을 하였다. 각각의 회전에서 CTDIvol 값, HU, 노이즈, 그리고 신호대잡음비를 측정하였다. SPSSWIN(ver 19.0) 프로그램을 사용하여 ANOVA 분석을 하였다. 회전에 따른 선량은 0도, 5도, 10도, 15도 회전에서 각각 5.44mGy, 5.70mGy, 5.98mGy, 6.38mGy 측정되었다. 회전에 따른 HU, 노이즈, 그리고 신호대잡음비는 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 전산화단층촬영 검사에서 환자가 gantry aperture의 isocenter에 위치함과 동시에 X-축 방향으로 회전이 없다면 피폭 선량이 감소되어진다.

주제어 : 전산화단층촬영, X-축 방향 회전, 피폭선량, 화질, 팬텀

Abstract The purpose of this study was to evaluate the dose and image quality according to the rotation of the X-axis direction in the abdominal CT scan, and to find ways to reduce the exposure dose. The phantom was scanned by rotating in the X-axis direction at 0, 5, 10, and 15 degrees, respectively. The CTDIvol value, HU, noise, and signal-to-noise ratio were measured at each rotation. ANOVA analysis was performed using the SPSSWIN (ver 19.0) program. The radiation exposure dose was 5.44mGy, 5.70mGy, 5.98mGy and 6.38mGy at 0, 5, 10 and 15 degrees, respectively. HU, noise, and signal-to-noise ratio were not statistically significant. In the CT scan, if the patient is located in the isocenter of the gantry aperture and there is no rotation in the X-axis direction, the exposure dose is reduced.

Key Words : Computed Tomography, Rotating in th x-axis direction, Exposure Dose, Image quality, Phantom

1. 서론

현대에 이르러 사람들의 생명 연장, 건강한 삶과 건강한 노후를 지속하려는 욕구 증대에 따라 건강에 관심을

가지고 의료 기관을 방문하는 환자가 증가하고 있다[1]. 방사선을 이용한 최신의 의료장비들이 경쟁적으로 개발됨에 따라 진료 과정에서 그 이용이 더욱 확대되고 있으며[2], 그 중 전산화단층촬영(Computed Tomography,

*Corresponding Author : Min-Cheol Jeon (99jmc@hanmail.net)

Received October 8, 2018

Accepted December 20, 2018

Revised December 4, 2018

Published December 28, 2018

CT) 장비의 비중과 사용도가 증가하고 있다 [3,4].

2016년 기준 국내 의료기관이 보유한 전산화단층촬영 장치는 1923대로 평균(‘11년~’16년) 1.6%씩 증가했고, 2016년 전산화단층촬영은 총 900만 건이 실시되었다[5]. 전산화단층촬영의 임상적 유용성이 이전보다 확장되어 검사 건수의 증가로 이어지면서 이에 따른 환자의 피폭 선량 또한 증가하게 되었다. 각종 언론 매체를 통해 전산화단층촬영 검사의 피폭에 대한 보도 또한 자주 나오게 되는 상황으로 현재는 전산화단층촬영 검사의 중요성과 함께 이에 따른 부정적인 면도 같이 부각되고 있는 실정이며, 국가 및 의료기관에서도 이를 문제로 인식하고 해결하려 노력하고 있다. 질병관리본부는 인공방사선인 의료방사선을 이용한 질병 진단 시 환자들에게 불가피하게 피폭되는 방사선량을 낮추기 위해 ‘08년도 식약청에서 마련한 진단참고수준을 다시 설정하여 전산화단층촬영 장치를 이용하여 진단하는 13개 부위에 대한 진단참고수준(Diagnostic Reference Level, DRL)을 마련하였고, 의료현장에서 폭넓게 활용될 수 있도록 하기 위해 전산화단층촬영 검사의 일반원칙, 진단참고수준, 전산화단층촬영 검사를 위한 조건 등으로 구성된 가이드라인을 마련해 의료기관에 보급할 예정이다[6]. 의료기관에서도 이를 준수하기 위해 재촬영 감소, 검사 변수 변경, 검사 부위 이외의 부위에 대한 노출 방지를 위한 방어 등의 노력 또한 이루어져야 한다. 또한 진단에 영향을 주지 않는 범위 내에서 적절한 선량 조절[7]과 함께 화질에 영향을 주지 않는 방법도 연구되어야 한다.

이전까지 전산화단층촬영 촬영 시 검사 변수 변경, 불필요한 부위의 차폐, 피사체와 Isocenter의 불일치 시 피폭선량과 화질에 대한 연구 등을 통해 피폭선량을 줄이는 연구가 활발히 진행되어 왔고, 임상에서 실제로 적용시킬 수 있는 다양한 방법이 모색되고 있다. 이에 본 연구는 자동노출제어 장치(Automatic Exposure Control, AEC)를 적용한 복부 전산화단층촬영 검사에서 인체 모형 팬텀(Phantom)을 이용해 X-축 방향의 회전에 따른 선량을 측정하고, 획득한 영상의 화질을 평가하여 전산화단층촬영 촬영 시 환자가 받게 되는 피폭선량을 감소하기 위한 방안을 모색하려고 하였다.

구체적인 연구 목적은 다음과 같다.

첫째, 팬텀을 이용해 X-축 방향의 회전에 따른 선량을 측정한다.

둘째, 획득된 영상의 HU(Hounsfield unit), 노이즈(Noise), 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)를 측정한다.

셋째, X-축 방향의 회전에 따른 선량을 비교하고, 화질 변화를 측정한다.

2. 연구 방법

2.1 실험장비 및 기구

2.1.1 Equipment

: 128MDCT DEFINITION EDGE(SIEMENS, GERMANY)

2.1.2 Phantom

: Female Alderson Radiation Therapy phantom(CNMC Company. USA)



Fig. 1. (A) The guideline to phantom for laser alignment in CT setup, (B) The laser alignment for Phantom's isocenter setup

2.2 실험방법

2.2.1 인체 모형 팬텀을 이용한 선량측정

복부 전산화단층촬영 검사방법(Protocol)으로 인체 모형 팬텀을 이용해 <Figure 2> 과 같이 0도, 5도, 10도, 15도로 5도씩 Phantom의 중심을 기준으로 X-축 방향으로 회전하여 각각 5회 scan을 하였다. 선량보고서(Dose report)를 이용하여 각각의 회전 에서 CTDIvol 값의 평균값을 비교하였고, 각도별 선량 변화를 비교하기 위해 CTDIvol 값을 백분율로 나타냈다. CARE Dose 4D와 CARE kVp를 적용하였고, Table 1과 같은 검사 변수를 이용하였다.

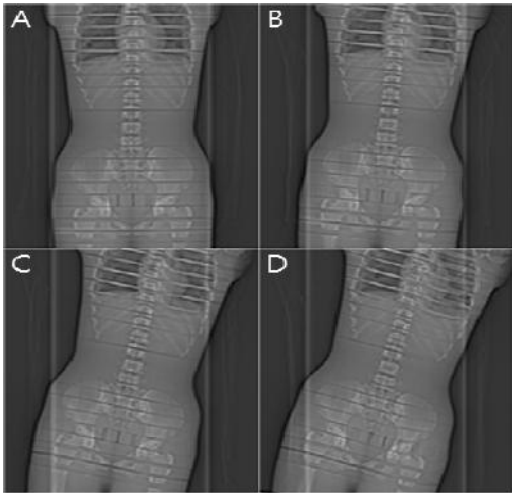


Fig. 2. This image show the topogram that were rotated in the X-axis direction at 0 degree (A), 5 degrees (B), 10 degrees (C), and 15 degrees (D) respectively.

Table 1. The scan parameter for abdomen CT

Parameter	Angle of phantom			
	0°	5°	10°	15°
kVp	100	100	100	100
Ref.mAs	200	200	200	200
SFOV(cm)	45	45	45	45
thickness	1mm	1mm	1mm	1mm
Pitch	0.7	0.7	0.7	0.7
Rotation time	0.5	0.5	0.5	0.5
Algorithm	I30f medium smooth	I30f medium smooth	I30f medium smooth	I30f medium smooth

2.2.2 측정된 영상의 화질 평가

회전에 따라 scan한 영상에서 동일한 위치의 10개의 단면(slice)을 지정한 후 각 단면 영상을 Somaris/5 syngo CT 2014A syngo CT Workplace VB42B 에서 동일 지점의 3구역(Bone, Organ, Soft Tissue)에 관심 영역(ROI)을 지정해 HU(Mean), 노이즈의 평균값을 측정하였고[8], 신호대잡음비 값은 아래의 식을 이용하여 산출하였다(식 1). 각 회전별로 동일한 위치의 단면에서 획득된 값을 Fig. 3과 같이 비교하여 화질 평가를 하였다. 화질 측정은 전산화단층촬영 정도관리에서 측정하는 방법과 동일하게 3개 지점을 정하는 것으로 하였다.

$$SNR = \frac{HU}{NOISE} \quad (\text{식 1})$$



Fig. 3. The measurement of HU and NOISE according to angle of X-axis.

2.2.3 자료처리

회전에 따라 측정된 영상의 화질 평가는 평균비교를 위해 HU, 노이즈 그리고 신호대잡음비를 각각 ANOVA 분석을 하였다. 통계량의 유의수준은 p<0.05로 하였다. 통계는 SPSSWIN(ver 19.0) 프로그램을 사용 하였다.

3. 연구 결과

3.1 회전에 따른 선량 비교 분석

팬텀의 X-축 방향으로 회전에 따른 CTDIvol 값은 Table 2와 같이 측정되었다. 0도에서 CTDIvol 값의 평균은 5.44mGy, 5도에서 CTDIvol 값의 평균은 5.70mGy, 10도에서 CTDIvol 값의 평균은 5.98mGy, 15도에서 CTDIvol 값의 평균은 6.38mGy 이었다. 0도에서의 CTDIvol 값 대비 5도에서의 CTDIvol 값은 약 4.77%, 10도에서의 CTDIvol 값은 약 9.92%, 15도에서의 CTDIvol 값은 약 17.2%의 증가율을 보였다. 이는 X-축 방향으로 회전됨에 따라 CTDIvol 값이 증가되었다.

Table 2. The CTDIvol value according to angle of phantom (Unit : mGy)

Scan No	Angle of phantom			
	0°	5°	10°	15°
scan 1	5.4	5.7	5.9	6.4
scan 2	5.4	5.7	6.0	6.3
scan 3	5.4	5.7	6.0	6.4
scan 4	5.5	5.7	6.0	6.4
scan 5	5.5	5.7	6.0	6.4
average	5.44	5.70	5.98	6.38
rate(%)	100	104.77	109.92	117.2

3.2 회전애 따른 영상 평가

3.2.1 HU

각 회전별 동일한 위치에서 단면의 3구역에 ROI를 설정한 후 그 값을 평균 하여 통계 분석을 하였다. Table 3 0도에서는 171.51±92.43 HU, 5도에서는 182.61±94.42 HU, 10도에서는 170.41±76.77 HU 그리고 15도에서는 175.60±95.82 HU 로 나타났다. 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

Table 3. The HU according to angle of phantom

Angle of phantom	HU±SD	P-value
0°	171.51±92.43	
5°	182.61±94.42	.990
10°	170.41±76.77	
15°	175.60±95.82	

3.2.2 노이즈

노이즈 값도 HU 값과 동일한 방법으로 측정된 다음 그 값을 평균하여 통계 분석을 하였다. Table 4 0도에서는 122.46±67.40, 5도에서는 134.11±61.23, 10도에서는 123.00±66.31 그리고 15도에서는 122.34±63.61로 나타났다. 이는 HU값과 동일하게 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

Table 4. The NOISE according to angle of phantom

Angle of phantom	NOISE±SD	P-value
0°	122.46±67.40	
5°	134.11±61.23	.971
10°	123.00±66.31	
15°	122.34±63.61	

3.2.3 신호대잡음비

신호대잡음비는 식 1을 이용하여 계산하고, 통계 분석을 하였다. 0도에서는 -0.899±.835, 5도에서는 -1.047±.890, 10도에서는 -1.032±.864 그리고 15도에서는 -1.025±.822로 결과가 나타났다. 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

Table 5. The SNR according to angle of phantom

Angle of phantom	Mean±SD	P-value
0°	-0.899±.835	
5°	-1.047±.890	.978
10°	-1.032±.864	
15°	-1.025±.822	

4. 고찰

최근 들어 전산화단층촬영 검사로 인한 암 발생 위험이 알려지면서 환자들의 피폭에 대한 생각이 많이 바뀌고 있다. 1990년부터 9년간 시행된 미국의 한 연구 조사에 의하면 전산화단층촬영 검사에 의한 의료방사선 피폭이 전체 영상의학검사에 의한 의료방사선 피폭의 67%를 차지하는 것으로 나타났다[6]. 이처럼 의료방사선 피폭이 급증하고 있는 가운데, 2000년 이후 도입되기 시작한 다중검출기 CT (MDCT)는 의료방사선 피폭을 증가시키는데 큰 역할을 하였다.[10]

최근 전산화단층촬영 피폭선량이 높아 관전류를 줄이면서 화질을 높이는 방법이 많이 개발되고 있다. 기계적인 방법으로는 자동노출제어 장치, 감산선, 유방 등에 직접 X-선이 조사 되지 않고 후방에서 X-선이 조사되게 하는 X-care System 등이 있으며, Software 방식으로는 저선량으로 검사한 데이터를 IR(Iterative Reconstruction) 기법을 이용하여 반복적으로 재구성하여 화질을 좋게 하는 것이다[11]. 자동노출제어 장치는 크게 환자의 크기에 따른 자동노출제어 장치, Z축에 따른 자동노출제어 장치, 회전에 의한 x-y 축에 따른 자동노출제어 장치로 나눌 수 있다. 환자크기, Z축에 따른 조절은 scout view에서 환자의 크기와 감쇠 정도를 평가하여 시행한다. 자동노출제어 장치의 주된 목적은 환자의 감쇠정도에 따라 방사선량을 조절함으로써 영상화질의 진단적 가치를 유지하면서 환자 선량을 감소하는 것이다. 장비회사별로 다양한 방식의 자동노출제어 장치가 적용 되고 있다[12].

이민영 등[13]의 Gantry Aperture의 Isocenter와 피사체 중심의 불일치 시 선량과 화질에 대한 논문에서 피사체 중심이 gantry aperture의 isocenter로 부터 Y-축 방향으로 아래에 위치할 때 선량은 감소되고 화질은 저하된다고 보고하였다. 이동희 등[14]의 X-축 방향의 Miscentering이 선량과 화질에 미치는 영향에 관한 논문에서 피사체 중심이 isocenter로부터 X-축 방향으로 이동시 선량과 화질에 영향을 준다고 하였다. 또한 강선영 등[15]의 논문에서도 피사체가 isocenter로 부터 X-축, Y-축 방향으로 이동시 선량은 감소되고 화질은 저하된다고 하였다. 이에 본 연구자는 피사체가 Gantry Aperture의 Isocenter에 일치한 상태에서 피사체의 중심을 기준으로 X-축 방향으로 회전되어짐에 따라 선량과 화질이 어떻게 변화 하는지 알아보고자 하였다.

팬텀을 Gantry Aperture의 Isocenter에 일치 시킨 다음(0도), 팬텀을 X-축 방향으로 회전하여 실험을 한 결과 회전이 커짐에 따라 CTDIvol 값은 점점 증가하였다. 이는 똑같은 환자가 전산화단층촬영 검사를 할 경우 자세에 따라 선량이 증가 할 수 있음을 보여 준다. 그리고 HU, 노이즈, 신호대잡음비 값은 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 이는 회전에 따른 화질의 변화가 없음을 보여 준다. 이와 같은 결과가 나온 이유는 환자의 선량을 줄이기 위해 사용 하는 자동노출제어 장치는 scout view에서 환자의 크기와 감쇠 정도를 알 수 있는데, 회전에 따라 Phantom의 감쇠 정도와 cross section의 크기를 크게 인식 하여 선량이 증가 한 것으로 사료 된다. 즉 팬텀 회전에 따라 일정한 화질을 유지하기 위해 선량을 증가 시킨 것으로 보여 진다. 실제로 팬텀의 회전에 따라 팬텀의 중심부 cross section의 길이가 0도에서는 24.1cm, 5도에서는 24.64cm, 10도에서는 25.12cm, 15도에서는 26.06cm으로 증가됨을 알 수 있었다. 따라서 자동노출제어 장치를 적용한 전산화단층촬영 검사에서 환자를 gantry aperture의 isocenter에 위치함과 동시에 환자의 자세를 정확하게 위치해야 불필요한 방사선 피폭을 줄이면서 정확한 검사를 할 수 있을 것이다.

이 연구의 제한점으로는 S사의 전산화단층촬영 장비에서만 실험을 했다는 것이다. 앞서 언급 했듯이 장비 회사마다 자동노출제어 장치를 적용 하는 방식이 다르기 때문에 S사 이외의 장비에서는 다른 결과가 나올 수 있다. 따라서 자동노출제어 장치를 다르게 적용 하는 전산화단층촬영 장비에서의 연구가 더 필요할 것으로 사료된다.

5. 결론

오늘날 병원에서 행해지는 의료영상검사에서 전산화단층촬영은 중추적인 역할을 수행하고 있다. 그러나 전산화단층촬영 검사는 방사선을 이용하는 검사이므로 의료방사선 피폭에 대한 문제점을 간과 할 수 없기 때문에 환자 피폭을 줄이기 위해서 많은 노력을 기울이고 있는 실정이다. 본 연구에 의하면 자동노출제어 장치를 적용한 전산화단층촬영 검사에서 부정확한 환자 자세 때문에 불필요한 선량이 증가함을 알 수 있었다. 따라서 전산화단층촬영 검사를 수행하는 담당자는 정확한 환자 자세로 검사를 시행함해 환자가 받게 될 불필요한 방사선 피폭을 감소시킬 수 있다.

REFERENCES

- [1] S. W. Choi & M. C. Jeon (2018). Awareness about Convergent Patient Safety Culture of Health Professional Working in Tertiary Hospital, *Journal of The Korea Convergence Society*, 9(1), 103-109.
DOI : 10.15207/JKCS.2018.9.1.103
- [2] C. G. Kim (2012). University Students' Awareness of Radiation, *Journal of The Korea Convergence Society*, 3(1), 27-34.
- [3] S. Y. Seo (2017). A study on the usefulness of a fusin model designed cloak shield to reduce the radiation exposure of the assistant during CT of severely injured patient. *Journal of The Korea Convergence Society*, 8(9), 211-216.
DOI : 10.15207/JKCS.2017.8.9.211
- [4] P. K. Cho (2015). Patient Radiation Exposure Dose in Computed Tomography. *Journal of Korean Society of Radiology*, 9(2), 109-115.
DOI : 10.7742/jksr.2014.9.2.109
- [5] MOHW (2018). http://www.mohw.go.kr/react/al/sal0301vw.jsp?PAR_MENU_ID=04&MENU_ID=0403&CONT_SEQ=344198&page=1
- [6] MOHW (2017). http://www.mohw.go.kr/react/al/sal0301vw.jsp?PAR_MENU_ID=04&MENU_ID=0403&CONT_SEQ=343047&page=1
- [7] H. J. Kim (2016). Analysis and Evaluation of Computed Tomography Dose Index (CTDI) of Pediatric Brain by Hospital Size. *Journal Society of Radiology*, 10(7), 503-510.
- [8] K. B. Kim (2016). Image Evaluation for A Kind of

Patient Fixing Pad in 64 Multi-Channel Detector Computed Tomograph. *Journal of The Korea Convergence Society*, 7(1), 89-95.

DOI : 10.15207/JKCS.2016.7.1.089

- [9] KFDA (2012). http://www.nifds.go.kr / brd /m_15 /view.do?seq=5331
- [10] J. H. Lee (2013). Volume Change of Spiral Computed Tomography due to the Changed in the Parameters. *Journal of the Korean Society of Radiology*, 7(4), 307-311.
DOI : 10.7742/jksr.2013.7.4.307
- [11] Computed Tomography (2015). Seoul : DaiHaks Publishing, P34
- [12] E. J. Kim & K. B. Lee (2017). Comparative study on optimal noise and radiation dose according to body weight versus body mass index (BMI) in abdomen pelvis CT. *Korean Society of Computed Tomographic Technology*, 19(2), 27-35
- [13] M. Y. Lee & M. C. Kim & Y. C. Nam & D. K. Han (2010) Eva luation of Dose and Image Quality in Case of Discordance Between Isocenter of Gantry and Center in CT Ex amination. *Korean Society of Computed Tomographic Technology*, 12(1), 79-86.
- [14] D. H. Lee & J. H. Kim & C. M. Dae & K. H. Min & S. R. Kim & P. K. Cho (2011). The Influence of Radiation Dose and Image Quality in Accordance with Bowtie Filter Size and Miscentering of X-Axis Direction. *Korean Society of Computed Tomographic Technology*, 13(2), 93-104.
- [15] S. Y. Kang & J. H. Lee & H. C. Kim & Y. S. Lee (2017). The Usefulness of CAD in low-dose chest CT When Isocenter is inconsistent. *Korean Society of Computed Tomographic Technology*, 19(2), 7-16.

이 춘 규(Lee, Chun Kyu) [정회원]



- 1999년 2월 : 대전보건의대학교 방사선과(전문학사)
- 2006년 1월 ~ 현재 : 충남대학교 병원 영상의학과 근무
- 관심분야 : 전산화단층촬영, 방사선 영상학, 의료영상정보

· E-Mail : hwa7865@cnuh.co.kr

오 정 섭(Oh, Jeong Sub) [정회원]



- 2012년 2월 : 한서대학교 방사선학과(학사)
- 2017년 11월 ~ 현재 : 충남대학교 병원 영상의학과 근무
- 관심분야 : 방사선 영상학, 전산화 단층촬영

· E-Mail : je5ngsub@naver.com

최 선 옥(Choi, Seon Wook) [정회원]



- 2017년 2월 : 충남대학교 보건학과 (보건학석사)
- 2006년 1월 ~ 현재 : 충남대학교 병원 영상의학과 근무
- 관심분야 : 전산화단층촬영, 의료 영상정보, 교육방법, 환자안전관리

· E-Mail : radiation06@cnuh.co.kr

김 갑 중(Kim, Gab Jung) [정회원]



- 2011년 2월 : 건양대학교 보건학과 (보건학석사)
- 2015년 2월 : 충북대학교 의용생체 공학과(박사수료)
- 1994년 4월 ~ 2011년 4월 : 영훈 재단 대전 선병원 핵의학과 근무

- 2017년 3월 ~ 현재 : 송호대 방사선과 조교수
- 관심분야 : 핵의학, 방사선치료학, 의료영상정보
- E-Mail : kim69gj@hanmail.net

유 세 중(Yoo, Se Jong) [정회원]



- 2010년 2월 : 건양대학교 보건학과 (보건학석사)
- 2013년 8월 : 건양대학교 보건학과 (보건학박사)
- 2002년 3월 ~ 2018년 2월 : 건양대학교병원 영상의학과 근무

- 2018년 3월 ~ 현재 : 대전보건의대 방사선과 조교수
- 관심분야 : 방사선학, 보건의료, 보건의료정책, 통계학, PACS, 의료사진학, 방사선생리학, 의료영상학, 디지털 영상학

· E-Mail : yysj016@hanmail.net

전 민 철(Jeon, Min Cheol)

[정회원]



- 2012년 8월 : 충남대학교 의공학과 (공학석사)
- 2017년 2월 : 충남대학교 의공학과 (공학박사)
- 2006년 1월 ~ 2017년 2월 : 충남대학교병원 영상의학과 근무
- 2017년 3월 ~ 현재 : 대전보건대 방사선과 조교수
- 관심분야 : 의료영상정보, 방사선 영상학, 전산화단층촬영, 영상해부학
- E-Mail : 99jmc@hanmail.net