

흉부 및 복부에서 AEC 적용에 따른 MDCT의 선량 감소 효과

Radiation Dose Reducing Effect during the AEC System in the Chest and Abdomen of the MDCT Scanning

이중석*, 권대철**, 유병규*
원광보건대학 방사선과*, 신홍대학 방사선과**

Jong-Seok Lee(jslee@wkhc.ac.kr)*, Dae-Cheol Kweon(dckweon@shc.ac.kr)**,
Beong-Gyu You(bkyou@wkhc.ac.kr)*

요약

CT검사에 따른 방사선 선량의 유해성에 대한 관심이 고조되고 있어, 고정관전류기법과 AEC(automatic exposure control)를 적용하여 선량의 감소 효과를 비교하였다. 64MDCT를 이용하여 인체조직등가물질 팬텀으로 흉부 및 복부 부위를 고정관전류기법과 AEC를 적용하여 CTDIvol과 DLP를 비교하였고, 영상의 평가는 관심영역으로 CT감약계수와 노이즈를 측정하여 비교하였다. 흉부에서 고정관전류기법과 AEC 적용에 따른 선량감소 효과는 CTDIvol 35.2%, DLP 49.3%, 복부에서는 CTDIvol 5.9%, DLP 3.2% 감소 효과가 있었다. CT검사에서 자동노출장치인 AEC를 이용하여 선량의 감소효과가 있다. CT 검사에 따른 환자의 피폭선량을 줄이기 위해서는 AEC를 이용하여야 한다.

■ 중심어 : | 자동노출기법 | 선량 | 고정관전류기법 | 전산화단층촬영 |

Abstract

The purpose of the current study was to compare radiation dose of 64MDCT performed with automatic exposure control (AEC) with manual selection fixed tube current. We evaluated the CT scans of phantom of the chest and abdomen using the fixed tube current and AEC technique. Objective image noise shown as the standard deviation of CT value in Hounsfield units was measured on the obtained images. Compared with fixed tube current, AEC resulted in reduction of the chest and abdomen in the CTDIvol (35.2%, 5.9%) and DLP (49.3%, 3.2%). Compared with manually selected fixed tube current, AEC resulted in reduced radiation dose at MDCT study of chest and abdomen.

■ keyword : | AEC | Radiation dose | CTDI | Computed Tomography |

I. 서론

MDCT(Multi-Detector Computed Tomography)의

경우 검사시간을 전에 비해 대폭 단축시킬 수 있고, 환자의 움직임에 의한 아티팩트를 감소하여 좋은 영상을 획득하는 장점이 있다. 이러한 CT 검사는 방사선 피폭

* 본 연구는 2008년도 원광보건대학 교내 연구비에 의해 수행되었습니다.

접수번호 : #081209-001

접수일자 : 2008년 12월 09일

심사완료일 : 2009년 03월 16일

교신저자 : 권대철, e-mail : dckweon@shc.ac.kr

이 있더라도 신뢰할 수 있어 진단 및 치료 계획 영역에서 정확도가 높아 임상 의료현장에서 CT검사의 많은 증가를 가져왔다[1]. 그러나 CT 검사는 많은 장점에도 불구하고 방사선 피폭을 많이 받는다는 단점을 가지고 있어 환자들이 피폭에 대한 우려를 하고 있는 사항이다.

MDCT에서 촬영시간의 단축과 해상력의 증가라는 장점이 있지만 해상력을 증가시킨다는 것은 더욱 얇은 슬라이스 두께를 이용한다. 이는 피폭선량의 증가로 이어지게 된다. 최근에는 각종 3차원 입체영상의 구성을 위해 촬영단면의 수도 증가하게 되었으며 이는 환자가 받는 피폭선량의 증가로 이어지게 되었다. 그러나 진단 가치 있는 영상을 얻기 위해서는 필수적으로 피폭선량의 증가로 이어지기 때문에 촬영 시 최소한의 선량을 이용하여 유효한 진단가치가 있는 영상을 얻어야 할 필요성이 있다[2]. 본 연구에서는 MDCT 촬영에서 피폭선량을 감소시키기 위한 AEC의 효과를 알아보기 위해 동일 촬영 조건에서 고정관전류기법과 AEC의 적용에 따른 CT 선량의 지표인 CTDIvol(CT dose index volume), DLP(dose length product)를 비교하였다.

II. CT 선량의 이론적 배경

1. CTDI

일반적으로 CT 촬영의 선량을 측정하는 기준이 되는 지표는 CTDI(CT dose index), CTDIw(weighted CT dose index), CTDIvol, DLP 등이 있다. CTDI는 식 (1)에서 single 슬라이스 스캔에서 Z-축 방향의 적분값을 슬라이스 두께 T로 나눈 값을 뜻한다.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (1)$$

CTDIw는 single 슬라이스 스캔의 평균선량을 측정하기 위한 지표로써 스캔축에서의 선량지표로 피사체 중앙부에서 CTDI의 1/3값과 주변부의 CTDI 2/3값의 합으로 나타낸다(식 2).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{center} + \frac{2}{3} CTDI_{surface} \quad (2)$$

CTDIvol은 여러 개의 슬라이스 스캔에서의 선량을 나타내기 위해서는 각 스캔마다의 차이와 중복을 고려해 주어야하며 이를 CTDIvol으로 나타낸다. 이는 CTDIw를 pitch로 나누어 준 값이다(식 3).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (3)$$

DLP란 CTDIvol에서 슬라이스 두께를 곱한 값으로 즉 피사체에 조사된 총 선량의 값을 의미한다. 이 실험에서는 CTDIvol과 DLP를 이용하여 결과를 산출하였다(식 4).

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan \ length \quad (4)$$

본 연구에서 선량 측정은 임상에서 선량의 중요한 척도로 국소 선량을 표시하는 CTDIvol과 전체 스캔 선량을 표시하는 DLP를 이용하여 측정하여 비교하였다. CT의 선량은 운영자 콘솔의 모니터에 표시되는 선량을 기록하였다.

2. AEC(automatic exposure control)

CT에서 방사선을 이용해 영상을 형성하는 경우엔 촬영 조건의 설정이 영상에 영향을 미친다. 촬영 조건의 설정은 촬영 부위의 두께에 따라 적절한 조건을 설정해 주어야 하는데 동일한 촬영 부위에 같은 두께라 하더라도 X선의 흡수 정도의 차이에 따라 항상 같은 농도의 영상을 형성하지는 못한다. AEC는 진단에 유용한 영상을 형성할 수 있는 최적의 관전류를 피사체의 두께에 따라 임의로 조절하여 방사선의 피폭을 최대한 낮추어 영상을 형성하는 방법이다[그림 1].

환자의 조직에 적절하게 관전류를 조절하여 시행하는 선량 변동(modulation) 기법인 AEC 방법은 서로 다른 영상들 사이에서 질적인 변화를 감소시켜 영상의 질을 일정하게 유지노출의 적정화를 통해 선량을 감소한

다. 이러한 기법은 선량을 감소하기 위한 소프트웨어를 이용한 방법으로 두께 차이에 선량을 줄이기 위한 변동 기법인 AEC 방법을 이용하고 있다[3].

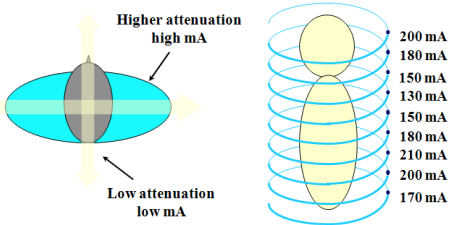


그림 1. AEC 시스템

III. 재료 및 방법

1. CT 스캔 및 선량 측정

64MDCT(Philips Medical Systems, Cleveland, Ohio) 장비를 사용하였고, 조직등가 전신 팬텀(Kyoto Kagaku, Japan)은 인체 조직과 같은 물질로 이루어진 실물크기의 인조 골격, 폐, 간, 격막, 신장 등이 내장된 인체와 같은 종합 전신 팬텀의 인체조직 등가물질 팬텀을 이용하여 흉부와 복부를 스캔하여 선량을 측정하였다.



그림 2. 복부 팬텀에 의한 CT 스캔

흉부의 스캔 조건은 관전압 120kVp, 관전류 150mA로 고정관전류 기법과 AEC 기법을 적용하였고, 절편 두께 5mm, rotation of time 0.5sec, matrix 512, FOV 350mm, collimation 64×0.625, pitch 0.515, 스캔 길이는 30cm로 설정하여 스캔하였다. 복부 스캔은 복부 팬텀을 사용하여 스캔하였고[그림 2], 고정관전류 기법에

서는 관전압 120kVp, 관전류 227mA를 적용하였고, AEC 기법을 이용하였다. 이하 다른 조건은 동일하게 적용하였다. 절편 두께 5mm, rotation of time 0.75sec, matrix 512, FOV 350mm, collimation 64×0.625, pitch 0.891, 스캔 길이는 30cm로 스캔하였다[표 1].

표 1. CT 스캔 조건

| | Chest | Pelvis |
|---------------------|------------|------------|
| 관전압(kVp) | 120 | 120 |
| 관전류(mA) | 150/AEC | 227/AEC |
| Slice thickness(mm) | 5 | 5 |
| Increment(mm) | 5 | 5 |
| Rotation time(sec) | 0.5 | 0.75 |
| Matrix | 512 | 512 |
| FOV(mm) | 350 | 350 |
| Collimation | 64 × 0.625 | 64 × 0.625 |
| Pitch | 0.515 | 0.891 |
| Scan length(cm) | 30 | 30 |

스캔과 함께 CT의 모니터에 표시되는 CTDIvol, DLP를 기록하였고, PACS의 모니터에서 선량리포트와 비교하였다.

2. 영상의 평가

흉부 및 복부를 팬텀으로 스캔하여 ROI를 설정하여 동일한 부위를 측정하여 평균치인 CT 감약계수(HU)와 표준편차인 노이즈를 측정하여 비교하였다. 영상의 비교를 위해 SPSS(Windows; SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하여 고정관전류기법과 AEC와의 통계적 t-test를 실시하여 유의성 검정을 하였다.

IV. 결과

흉부에서 고정관전류기법은 120kVp, 150mA 스캔에서 CTDIvol은 8.5 mGy, DLP는 312.5 mGy 이었고, AEC적용에 따른 CTDIvol은 5.7 mGy, DLP 158.3 mGy로 CTDIvol은 3.1 mGy, DLP는 154.2 mGy 감소 효과가 있었다. AEC 적용에 따른 선량감소 효과는 CTDIvol은 35.2%, DLP는 49.3% 감소효과가 있었다[표 2].

표 2. 흉부의 선량 비교

| | Fixed tube current | AEC |
|--------------|--------------------|-------|
| 관전압(kVp) | 120 | 120 |
| 관전류(mA) | 150 | N/A |
| CTDIvol(mGy) | 8.8 | 5.7 |
| DLP(mGy) | 312.5 | 158.3 |

복부에서 고정관전류기법은 120kVp 스캔에서 227 mA는 CTDIvol은 10.1 mGy, DLP는401.48 mGy, AEC 적용에 따른 CTDIvol은 9.5 mGy, DLP 388.34 mGy로 CTDIvol은 0.6 mGy, DLP는 13.14 mGy 감소 효과가 있었다. AEC 적용에 따른 선량감소 효과는 CTDIvol 5.9%, DLP 3.2% 감소효과가 있었다[표 3].

표 3. 복부의 선량 비교

| | Fixed tube current | Automatic exposure control |
|--------------|--------------------|----------------------------|
| 관전압(kVp) | 120 | 120 |
| 관전류(mA) | 227 | N/A |
| CTDIvol(mGy) | 10.1 | 9.5 |
| DLP(mGy) | 401.48 | 388.34 |

[그림 3]에서 흉부에서 CTDIvol 및 DLP 차이가 많아 감소효과 크고, 복부에서는 선량 감소가 흉부에 비해 적었다.

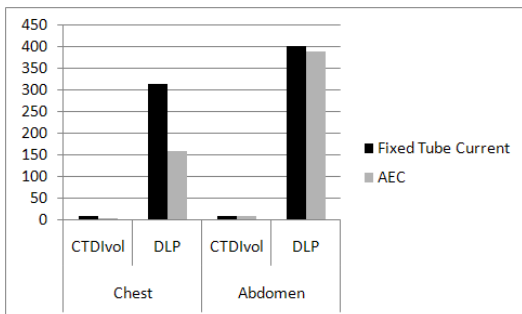


그림 3. 흉부와 복부에서 AEC 적용에 따른 선량 비교

[그림 4] 및 [그림 5]의 흉부 및 복부의 팬텀영상으로 고정관전류기법과 AEC 적용에 따른 영상의 정성적인

비교에서 영상의 차이가 없었고, 정량적인 비교를 위해 흉부와 복부의 부위에 ROI를 설정하여 CT 감약계수와 노이즈를 비교하였다[표 4].

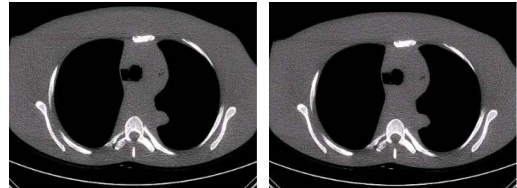


그림 4. 흉부의 고정관전류기법(a)과 AEC 적용(b)

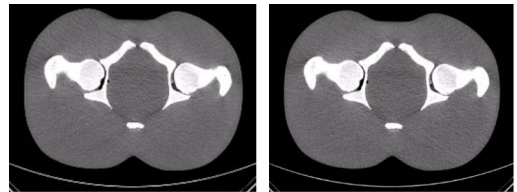


그림 5. 복부의 고정관전류기법(a)과 AEC 적용(b)

흉부에서 고정관전류기법과 AEC의 영상의 비교에서 흉부의 근육의 평균은 52.3HU, 표준편차인 노이즈는 15.3HU이고, AEC에서는 평균 54.2HU과 노이즈는 12.2HU이었고, 폐에서 고정관전류기법의 폐는 -997.8HU, 노이즈는 8.9HU, AEC에서 평균은 -999.2HU, 노이즈는 9.7HU가 측정되었다. 근육 및 폐의 고정관전류기법과 AEC 기법과의 영상 비교에서 유의한 차이가 없었다[표 4].

표 4. 흉부의 CT 영상 비교

| Region | Image quality(Mean ± SD) HU | | p value |
|--------|-----------------------------|----------------------------|---------|
| | Fixed tube current | Automatic exposure control | |
| Muscle | 52.3±15.3 | 54.2±12.2 | >.05 |
| Lung | -997.8±8.9 | -999.2±9.7 | >.05 |

복부에서 고정관전류기법과 AEC의 영상의 비교에서 복부의 근육의 평균은 55.4HU, 표준편차인 노이즈는 11.9HU이고, AEC에서는 평균 53.5HU과 노이즈는

11.7HU가 측정되어 고정관전류기법과 AEC 기법과의 영상의 차이가 없었다[표 5]. AEC 사용시의 스캔의 경우는 충분히 진단에 사용할 수 있을 영상을 얻을 수 있었으며 분명한 피폭선량의 감소효과가 있었다.

표 5. 복부의 CT 영상 비교

| Region | Image quality(Mean ± SD) HU | | p value |
|--------|-----------------------------|----------------------------|---------|
| | Fixed tube current | Automatic exposure control | |
| Muscle | 55.4±11.9 | 53.5±11.7 | >.05 |

V. 고찰

국민들의 건강에 대한 관심이 많이 증가되고 있는 추세에서 방사선의 유해성에 대한 관심 또한 많이 확대되고 있다. 간단한 X선 촬영으로 진단을 하던 상황에서 정밀하고 정확한 진단을 위해 CT 검사가 이용되고 있어, 피폭 받게 되어있으며 각종 3차원 영상의 형성하기 위해서 더욱 많은 방사선량을 사용하고 조영제를 주입하는 검사의 경우 조영제의 흐름을 관찰하기 위해 스캔 횟수를 증가시켜야 하기 때문에 환자가 피폭 방사선량 또한 자연스럽게 증가하게 된다. 이처럼 진단가치 높은 영상의 형성을 위해서는 그에 상응하는 선량이 설정되어야 하며 이는 방사선에 의한 장해를 초래하게 되는 원인이 된다.

방사선 피폭에 관한 유해성에도 불구하고 CT는 진단 영역에서 많은 비중을 차지하고 있다. 또한 일반적인 X선 보다 월등히 좋은 진단영상의 형성이 가능하다는 점과 MRI에 비해서 더욱 빠른 스캔 시간과 저렴한 가격 등의 이점이 있다.

CT 촬영으로 인해 환자들이 받게 되는 방사선 피폭의 정도를 줄일 필요성이 많이 제기되고 있는데 이러한 방사선 피폭을 감소시키는 방법 중의 하나로 AEC의 사용을 들 수 있다[1]. 이러한 자동 관전류 변동기법의 사용은 영상의 질의 저하가 없어 임상적으로 유용하게 평가되고 있다[4]. Karla 등[5]은 선량감소를 위한 방법으로 영상의 질을 유지하면서 선량감소를 위한 여러 방

법을 전략적으로 접근하여야 한다고 보고하였고, 임상에서 흉부[6] 및 목[7] 부위에 따라 자동관전류기법인 AEC 기법을 적절하게 이용하여 선량감소효과를 여러 연구에서 보고하였다.

복부에서 환자를 대상으로 한 연구에서 AEC 기법이 고정관전류기법에 비해 87%에서 71.2mAs가 감소하였으나, 13%에서는 17mAs가 증가하여 AEC의 유용성을 보고하였다[2]. 또한 Kalra 등[8]은 환자 153명을 대상으로 noise index(12~15)에서 10~43% 감소효과를 보고하였으나 역시 복부 환자를 대상으로 하였고, 팬텀으로 흉부및 복부를 연구한 보고는 없었다. 본 연구에서 흉부는 선량감소효과가 CTDIvol은 35.2%, DLP는 49.3%로 복부에 비해 많은 감소효과가 있었다. 영상의 질 저하 없이 선량 감소 효과가 있다. Mastora 등[9]이 흉부 CT 검사에서 보고한 20~35% 선량감소 결과는 본 연구와 비슷하였다. 그러나 복부에서 CTDIvol 5.9%, DLP 3.2%로 흉부에 비해 감소효과가 적었다. 유 등은 하지 부위를 고정관전류 기법과 변동관전류 기법과의 비교에서 CTDIvol 6.5-35.6% 이었고, DLP는 0.2-20.2% 감소효과를 보고하여 본 연구의 복부에 비해 많은 감소효과가 있었다. 이는 연구가 환자를 대상으로 하여 하지의 두께가 다르지만, 본 연구는 팬텀을 대상으로 하여 차이가 있는 것으로 생각된다[1].

Mulkens 등[10]은 자동관전류 기법인 AEC로 25-31% 선량감소효과 있었으나 저선량기법(low dose)으로 추가적인 51.2-64.3% 선량 감소효과를 보고하였으나 저선량 기법은 비뇨기계 결석에 대한 진단을 위한 방법으로 한계가 있었다. 본 연구는 비록 전자의 연구에 비해 선량 감소가 적었으나 이는 저선량기법을 적용하지 않았기 때문으로 비교는 무리가 따른다.

이는 조직의 구성에서 흉부가 폐의 구성이 공기로서 이루어져 투과에 의한 감약이 적은 것으로 생각된다.

환자 개개인에 따라 크기가 다르고, 영상의 질을 높이기 위해서는 촬영 조건 설정을 조절하여 최적의 촬영 조건으로 최대한의 효과를 얻는 것이 물론 가장 이상적인 선량 감소 방식으로 자동으로 관전류를 변동하는 AEC를 적절하게 적용하여야 한다[11]. 소아환자는 선량감소를 위해 AEC 기법을 이용하여야 하며 적절한

차폐기구 사용을 권고하여[12], 흉부검사에서는 흉선에 대한 방사선 민감성이 높으므로 AEC를 적용하여야 한다. 본 연구에서도 흉부팬텀에 의한 선량감소가 있어 소아환자의 CT검사에서는 적용될 수 있다.

CT 스캔시 관전압과 관전류가 증가하게 되면 환자가 피폭을 받는 방사선량 또한 증가하므로 국민들의 건강에 대한 관심 증대에 의해 방사선의 피폭을 최대한으로 줄이기 위해 AEC를 적극적으로 적용하여야 한다.

VI. 결론

MDCT에서 고정관전류기법과 AEC 적용하여 선량 감소효과를 인체조직등가물질의 팬텀을 이용하여 비교하였다. 흉부에서 고정관전류기법과 AEC 적용에 따른 선량감소 효과는 CTDIvol 35.2%, DLP 49.3%, 복부에서는 CTDIvol 5.9%, DLP 3.2% 감소효과가 있었다. CT 검사에서 AEC를 적용하여 흉부 및 복부 검사에서 고정관전류기법에 비해 선량의 감소 효과가 있어, 소아 및 성인을 대상으로 한 CT 검사에서는 영상의 질 저하 없이 선량이 감소하는 AEC 기법을 적용하여 검사하도록 한다.

참 고 문 헌

- [1] B. G. Yoo, D. C. Kweon, J. S. Lee, K. J. Jang, S. H. Jeon, and Y. S. Kim, "Comparison radiation dose of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current multi-detector row CT scanning of lower extremity venography," *J Radiat Prot*, Vol.32, No.3, pp.123-133, 2007.
- [2] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, R. S. Kamath, E. F. Halpern, and S. Saini, "Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis," *Radiology*, Vol.232, No.2, pp.347-353, 2004.
- [3] V. Tsapaki, J. E. Aldrich, R. Sharma, M. A. Staniszewska, A. Krisanachinda, M. Rehani, A. Hufton, C. Triantopoulou, P. N. Maniatis, J. Papailiou, and M. Prokop, "Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project," *Radiology*, Vol.240, No.3, pp.828-834, 2006.
- [4] T. H. Mulken, P. Bellinck, M. Baeyaert, D. Ghysen, X. Van Dijck, E. Mussen, C. Venstermans, and J. L. Termote, "Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation," *Radiology*, Vol.237, No.1, pp.213-233, 2005.
- [5] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, "Strategies for CT radiation dose optimization," *Radiology*, Vol.230, pp.619-628, 2004.
- [6] M. K. Kalra, S. Rizzo, M. M. Maher, E. F. Halpen, T. L. Toth, J. A. Shepard, and S. L. Aquino, "Chest CT performed with Z-axis modulation: scanning protocol and radiation dose," *Radiology*, Vol.237, pp.303-308, 2005.
- [7] S. Namasivayam, M. K. Kalra, K. M. Pottala, S. M. Waldrop, and P. A. Hudgins, "Optimization of Z-axis automatic exposure control for multidetector row CT evaluation of neck and comparison with fixed tube current technique for image quality and radiation dose," *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol.27, pp.2221-2225, 2006.
- [8] M. K. Kalra, M. M. Maher, R. S. Kamath, T. Horiuchi, T. L. Toth, E. F. Halpern, and S. Saini, "Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis: study for optimization of Z-axis modulation technique performed in 153 patients," *Radiology*, Vol.233, No.1, pp.214-219,

2004.

[9] I. Mastora, M. Remy-Jardin, V. Delannoy, A. Duhamel, C. Scherf, C. Suess, and J. Remy, "Multi-detector row spiral CT angiography of the thoracic outlet: dose reduction with anatomically adapted online tube current modulation and preset dose savings," *Radiology*, Vol.230, No.1. pp.116-124, 2004.

[10] T. H. Mulkens, S. Daineffe, R. De Wijngaert, P. Bellinck, A. Leonard, G. Smet, and J. L. Termote, "Urinary stone disease: comparison of standard-dose and low-dose with 4D MDCT tube current modulation," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.188, No.2. pp.553-562, 2007.

[11] C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, and J. M. Kofler Jr, "CT dose reduction and dose management tools: overview of available options," *RadioGraphics*, Vol.26, No.2, pp.503-512, 2006.

[12] C. Coursey, D. P. Frush, T. Yoshizumi, G. Toncheva, G. Nguyen, and S. B. Greenberg, "Pediatric chest MDCT using tube current modulation: effect on radiation dose with breast shielding," *Am. J. Roentgenol*, Vol.190, No.1, pp.W54-W61, 2008.

권 대 철(Dae-Cheol Kweon)

정회원



- 1991년 8월 : 경기대학교 산업공학과(공학사)
- 2000년 2월 : 동국대학교 산업시스템공학과(공학석사)
- 2005년 8월 : 아주대학교 의용공학과(공학박사)
- 1987년 12월 ~ 2008년 2월: 서울대학교병원 영상의학과
- 2008년 3월 ~ 현재 : 신홍대학 방사선과 전임강사 <관심분야> : 영상정보학, 의용공학

유 병 규(Beong-Gyu Yoo)

정회원



- 1995년 2월 : 한양대학교 환경보건학과(공학석사)
- 2001년 8월 : 동국대학교 생명과학과(이학박사)
- 1985년 3월 ~1998년 2월: 연세대학교 강남세브란스병원 영상의학과
- 1998년 3월 ~ 현재 : 원광보건대학 방사선과 부교수 <관심분야> : 방사선생물학, 영상정보학

저 자 소 개

이 중 석(Jong-Seok Lee)

정회원



- 1984년 2월 : 원광대학교 전기공학(공학사)
- 1987년 2월 : 원광대학교 전기공학(공학석사)
- 2002년 2월 : 원광대학교 전기공학(공학박사)
- 1984년 10월 ~ 현재 : 원광보건대학 방사선과 교수 <관심분야> : 전기공학, 방사선학