

신장 방사선 섭취량 결정을 위한 Conjugate View 방법에 대한 평가

연세대학교 핵의학과¹, 진단방사선과 방사선의과학 연구소², 외과학교실³
 봉정균² · 윤미진^{1,2} · 이종두^{1,2} · 김희중^{1,2} · 손혜경² · 권윤영² · 박해정^{1,2} · 김유선³

Evaluation of a Conjugate View Method for Determination of Kidney Uptake

Jung-Kyun Bong, Ph.D.², Mijin Yun, M.D.^{1,2}, Jong Doo Lee, M.D. & Ph.D.^{1,2},
 Hee-Joung Kim, Ph.D.^{1,2}, Hye-Kyung Son, M.S.², Yun-Young Kwon, B.S.²,
 Hae-Jeong Park, Ph.D.^{1,2}, Yu Seun Kim, M.D.³

Division of Nuclear Medicine¹, Research Institute of Radiological Science², Department of Radiology, Department of Surgery³, Yonsei University College of Medicine, Yonsei University

Purpose: In order to obtain better quantitation of kidney uptake, this study is to evaluate a conjugate view method (CVM) using a geometric mean attenuation correction for kidney uptake and to compare it to Gate's method. **Materials & Methods:** We used a Monte Carlo code, SIMIND and a Zubal phantom, to simulate kidney uptake. SIMIND was both simulated with or without scatter for the Zubal phantom. Also, a real phantom test was carried out using a dual-head gamma camera. The activity of 0.5 mCi was infused into two small cylinder phantoms of 5 cm diameter, and then, they were inserted into a cylinder phantom of 20 cm diameter. The results by the CVM method were compared with ideal data without both of attenuation and scatter and with Gate's method. The CVM was performed with or without scatter correction. The Gate's method was performed without scatter correction and it was evaluated with regards to 0.12 cm⁻¹ and 0.15 cm⁻¹ attenuation coefficients. Data were analyzed with comparisons of mean counts in the regions of interest (ROI), profiles drawn over kidney images and linear regression. Correlation coefficients were calculated with ideal data, as well. **Results:** In the case of the computer simulation, mean counts measured from ideal data, the CVM and the Gate's method were (right: 998±209, left: 896±249), (right: 911±207, left: 815±265), and (right: 1065±267, left: 1546±267), respectively. The ideal data showed good correlation with the CVM and the correlation coefficients of the CVM, Gate's method were (right: 0.91, left: 0.93) and (right: 0.85, left: 0.90), respectively. **Conclusion:** The conjugate view method using geometric mean attenuation correction resulted in better accuracy than the Gate's method. In conclusion, the conjugate view method independent of renal depths may provide more accurate kidney uptake. (Korean J Nucl Med 39(3):191-199, 2005)

Key words: Conjugate view method, geometric mean attenuation correction, scatter correction, kidney uptake, Monte Carlo simulation

서 론

사구체 여과율(Renal glomerular filtration rate, GFR)은

평면영상방식의 카메라 방법을 사용하는 in vivo 또는 혈액 채취를 사용하는 in vitro에서 결정될 수 있다.¹⁻³⁾ 혈액 채취에 의해 측정되는 사구체 여과율은 다른 방법들에 비해 정확도가 높으나 침습적 방법이면서, 방법적으로 오랜 시간이 걸리고 환자가 여러 번 측정에 참여해야 하므로 불편함이 있다. 그러나, 카메라 방법을 이용하여 측정하는 사구체 여과율은 비침습적이면서 방법적으로 실행하기 용이하지만, 혈액 채취에 비교하여 정확한 물리적 보정을 할 수 없기 때문에 정확도가 떨어진다. 카메라 방법을 이용한 사구체 여과율의 정확도를 높이기 위해서 신장 섭취량을 정확하게 측정하

• Received: 2005. 5. 1. • Accepted: 2005. 6. 5.

• Address for reprints: Hee-Joung Kim, Ph.D., Dept. of Radiology, Yonsei University College of Medicine, #134 Shinchon-dong, Seodaemoon-gu, Seoul 120-752, Korea.
 Tel: 82-2-2228-2370, Fax: 82-2-313-1039
 E-mail: hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

* 본 연구는 한국학술진흥재단 2002년도 협동연구지원과제 (2002-042-E00045) 지원으로 수행되었습니다.

는 것이 중요하다. 그리고 신장 섭취량에 대한 정량분석을 정확하게 하기 위해서 감쇠보정과 산란보정을 실행하는 것이 중요하다. 그러나, 기존 방법은 감쇠보정을 실행하기 위해서 왼쪽과 오른쪽 신장의 한 점에 대한 깊이만을 적용하여 신장의 방사능 섭취량을 측정하였다. 또한, 신장 깊이를 직접 측정하기 보다는 초음파 또는 전산화단층촬영을 이용하여 신장 깊이를 유도한 식을 사용하였기 때문에 직접 측정하여 얻어진 신장 깊이를 이용하는 것보다 정확도가 떨어진다고 할 수 있다. 임상적으로 이용되는 신장 깊이 식은 Tonnässen⁴⁾과 Taylor⁵⁾에 의한 유도식이 가장 대표적이며, 전자는 초음파 영상을 이용하여 신장 깊이 식을 유도하였고, 후자는 전산화단층촬영을 이용하여 신장 깊이 식을 유도하였다. Taylor에 의한 신장 깊이 식은 Tonnässen의 신장 깊이 식보다 더 정확한 신장 깊이를 제공한다고 보고되었지만, 신장 섭취량이 신장 깊이에 의존한다는 단점에서 벗어나지는 못하였다.⁶⁻¹¹⁾ 더욱이 신장 깊이 식을 이용하는 것은 신장 이식을 받아서 신장의 위치를 예측할 수 없는 환자들의 신장 섭취량을 측정하는데 적용할 수 없다는 단점을 가지고 있다. 신장 깊이에 의존하지 않고 감쇠보정을 하여 신장 섭취량을 측정하는 것은 정확한 감쇠보정과 그리고 이식 환자의 사구체 여과율을 측정할 수 있다는 점에서 중요하다. 신장 깊이에 의존하지 않는 방법으로, 투과 선원을 이용하여 감쇠보정을 하는 단일광자전산화단층영상(SPECT)을 이용할 수 있으나, 이는 [Tc-99m]DTPA 방사성의약품의 동역학이 10분 내에 이루어지기 때문에 감마카메라의 빠른 회전을 요구하고, 그 결과로 인하여 민감도가 떨어지게 된다. 그러므로, 본 연구에서는 정확한 신장 섭취량을 측정할 수 있고, 신장 깊이에 의존하지 않는 방법으로 conjugate view 방법(conjugate view method, CVM)을 제안한다.^{12,13)} CVM 방법은 이중헤드 감마카메라를 이용하는 방법으로써 일반적으로 잘 알려진 방법이나, 본 연구에서는 감쇠법을 이용 기하학적 평균 감쇠 보정(geometric mean attenuation correction, GM)을 실행하여 더 정확하게 신장 섭취량을 측정하는데 이용하였다.

본 연구는 CVM방법을 신장의 방사능 섭취량을 측정하는데 적용하기 위해서 몬테칼로 시뮬레이션 및 팬텀 실험을 이용하여 CVM방법을 평가하였다.

대상 및 방법

1. Conjugate View Method (CVM)

저에너지 일반형 평행구멍 조준기(low energy general

purpose, LEGP)가 장착된 이중헤드 감마카메라를 이용하여, 정방향(A₁)과 후방향(A₂)에서 평면 영상을 획득하였다(Fig 1(A)). A₁과 A₂에 대해 다음과 같이 각각 감쇠보정을 하여 원래 신장에 분포된 A₀로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} A_1 &= A_0 \times \exp(-\sum \mu \cdot x_1) \\ A_2 &= A_0 \times \exp(-\sum \mu \cdot x_2) \end{aligned} \quad (1)$$

위의 두 식을 곱하여 다음과 같이 기하학적 평균(GM) 감쇠보정으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} A_0 &= \sqrt{A_1 \times A_2 \times \exp(\sum \mu \cdot D)} \\ D &= x_1 + x_2 \end{aligned} \quad (2)$$

A₀는 GM 감쇠보정이 된 데이터이고, μ 는 감쇠계수이다. D는 몸통 두께이다. μ 와 D는 감쇠맵으로부터 얻어진다. 그림 1(A)는 GM 감쇠보정을 이용한 CVM 방법을 보여준다.

결과적으로, 신장의 방사능 섭취량은 오른쪽과 왼쪽 신장에 관심영역(region of interest, ROI)를 그려 측정된 계수로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{섭취량} = \frac{(C_R - BKG_R) + (C_L - BKG_L)}{ID} \quad (3)$$

여기서, C_R과 C_L은 CVM 방법을 이용하여 감쇠보정이 된 오른쪽과 왼쪽 신장에서 측정된 계수이고, BKG_R과 BKG_L은 오른쪽과 왼쪽 신장 근처에서 얻은 배경방사능이다. ID는 환자에게 주입된 방사능 선량이다.

2. Gate 방법

Gate 방법에 의한 신장 섭취량 계산은 후방향 영상에 의해서 이루어진다.¹⁾ 신장의 방사선 섭취량은 다음 식과 같다.

$$\text{섭취량} = \frac{\frac{C_R - BKG_R}{e^{-\mu X_R}} + \frac{C_L - BKG_L}{e^{-\mu X_L}}}{ID} \quad (4)$$

C_R은 오른쪽 신장에서 측정된 계수이고, C_L은 왼쪽 신장에서 측정된 계수이다. μ 는 감쇠계수를 의미하고, 0.15cm⁻¹을 Gate는 사용하였다. X_R은 오른쪽 신장의 깊이이고, X_L은 왼쪽 신장의 깊이이다. 일반적으로, 신장 깊이는 Tonnässen에 의한 아래 공식에서 유도된다.

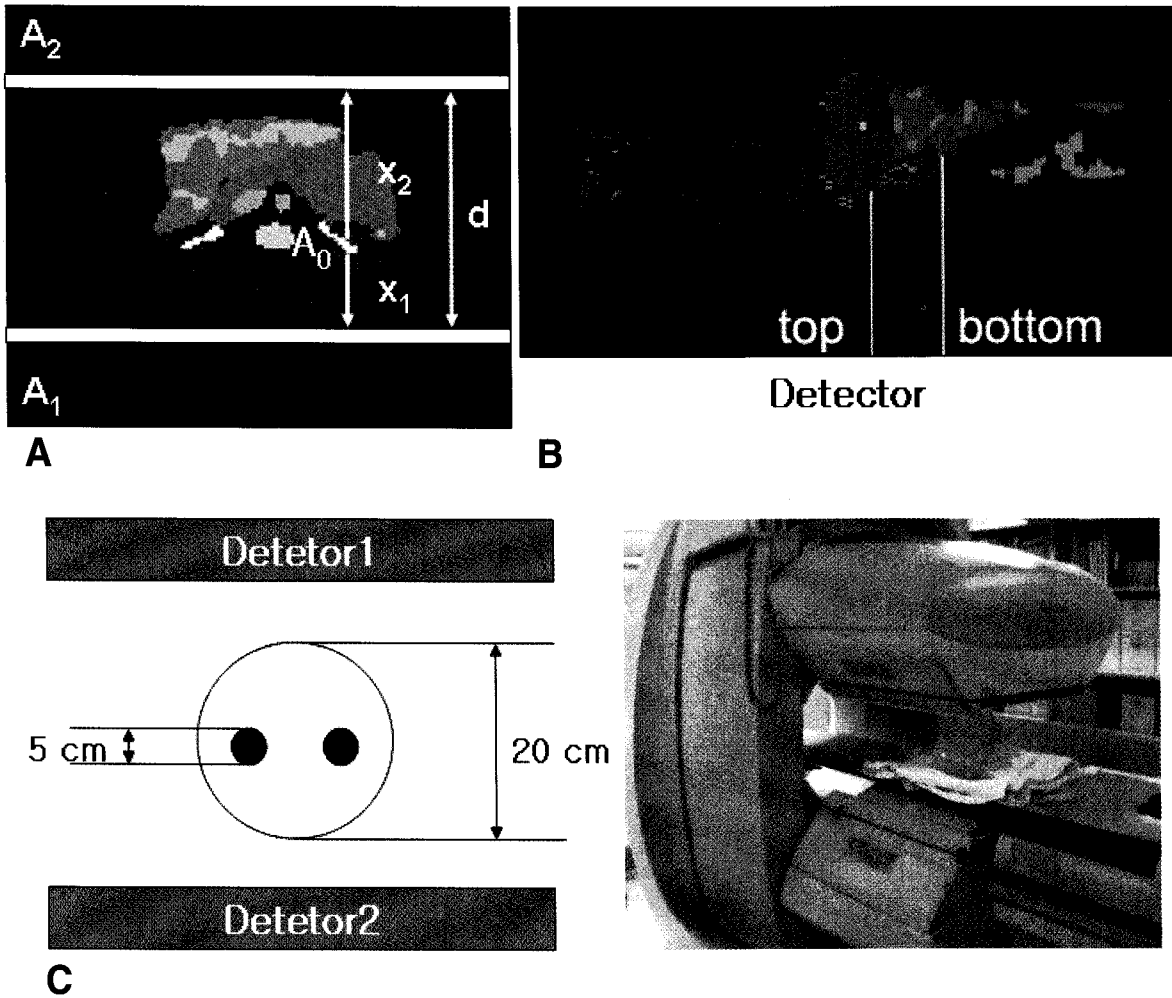


Fig. 1. The conjugate view method (A) used abdomen thickness for geometric mean attenuation correction and the Gate's method (B) used renal depths measured from posterior side. Both renal depths measured on top and on bottom were averaged. A_0 is the concentration of radioactivity in a kidney. A_1 and A_2 are data acquired from an anterior and posterior camera, respectively. x_1 and x_2 are distances from a point of the kidney to front and back of a body, respectively. d is thickness of the body. (C) A real phantom test was carried out using a dual-head gamma camera. Two small cylinder phantoms of a 5-cm diameter which activity of 0.5 mCi was infused respectively, were inserted in a cylinder phantom of a 20-cm diameter.

$$\begin{aligned} X_R &= 13.3 \times (W/H) + 0.7 \\ X_L &= 13.2 \times (W/H) + 0.7 \end{aligned} \quad (5)$$

여기서, W 는 무게(kg)이고, H 는 키(cm)이다. 그러나, 본 연구에서는 팬텀을 사용하므로 그림 1(B)과 같이 직접 오른쪽과 왼쪽 신장에 대해 각각 평균 신장 깊이를 측정하였다.

3. 몬테칼로 시뮬레이션

몬테칼로 코드와 Zubal 팬텀을 이용하여 CVM 방법을 시뮬레이션하였다.¹⁴⁻¹⁷⁾ 시뮬레이션프로그램은 1차 광붕우리 광자성분과 산란성분을 구별할 수 있다. 이것은 또한 산란과 감쇠보정에 대한 정확도를 평가할 수 있게 한다. 본 연구에서는 감마카메라를 시뮬레이션할 수 있는 SIMIND 코드를

이용하였다.

감마카메라를 시뮬레이션하기 위해서 다음과 같은 변수들을 이용하였다. 이중헤드 감마카메라에서 128 x 128 매트릭스를 사용하는 정방향과 후방향 평면 영상들이 몬테칼로 코드를 이용하여 생성하게 하였다. NaI(Tl) 결정은 40cm x 50cm x 0.95cm, 화소크기는 0.65cm로 하였다. 에너지 분해능과 고유 공간분해능은 140keV 에너지에서 10%와 0.48cm로 각각 설정하였다.

신장 섭취량을 시뮬레이션하기 위해서, 사람과 닭은 Zubal 팬텀을 이용하였다. 신장과 배경방사능의 방사능농도는 5:1로 하였고, 신장 평면 영상에서 산란의 영향을 평가하기 위해서 산란이 있을 때와 없을 때를 시뮬레이션하였다.

4. 팬텀 실험

CVM 방법을 적용하기 위해서, 이중헤드가 장착된 Elscint Varicam (Elscint Ltd, Haifa, Israel) 감마카메라를 이용하여 평면 영상을 획득하였다. 컴퓨터 시뮬레이션과 같이 각 카메라 헤드는 저에너지 일반형 평행구멍 조준기로 장착하였다. 평면 영상들로부터 산란을 보정하기 위해서, 삼중 에너지창(Triple Energy Window, TEW) 산란보정방법을 적용하였다.¹⁸⁾ 데이터 획득 변수로는 128 x 128 매트릭스를 사용하였고, 140keV를 중심으로 15% 너비(129.5keV ~ 150.5keV)의 주에너지창, 128keV를 중심으로 2.34% 너비(126.5keV ~ 129.5keV)의 저에너지창을 이용하였다. TEW 산란 공식은 이론적으로 주에너지창에 인접하게 저에너지창과 고에너지창을 사용하고 있으나, Tc-99m의 경우 고에너지창에 내에 산란 성분이 없다고 고려되므로 산란보정을 위해 고에너지창을 사용하지 않았다.

직경이 5cm인 두 개의 작은 원통형 팬텀(PHAN1)들을 직경이 20cm인 원통형 팬텀(PHAN2)안에 삽입하여 CVM 방법을 평가하는데 사용하였다 (Fig 1(C)). 이때 PHAN1의 깊이는 6cm이었다. PHAN1에는 Tc-99m과 물을 혼합하여 주입하였다. PHAN2안을 공기로 채워 산란에 대한 성분을 제거하였고(AIR), 다시 PHAN2에 물을 채워(WAT) 산란에 대해 고려하여 이를 비교하였다. AIR의 경우, 정방향 카메라에서 얻은 데이터만을 이용하여 감쇠보정이 된 데이터와 비교하였다.

WAT에 적용하기 위해서 팬텀의 감쇠맵은 PHAN2와 크기를 같게 하여 인공적으로 만들어졌고, 두 개의 작은 원통형 팬텀들의 영상 중심에 위치시켰다.

산란보정. 광붕괴 에너지를 중심으로 하는 주에너지창과 주에너지창 양쪽에 인접하게 설정하는 부에너지창들을 이용하여 다음과 같이 1차 광자들에 대한 계수를 추정할 수 있다. 즉, 1차 광자의 계수들은 다음과 같이 얻어질 수 있다.

$$C_P = C_t - C_s \quad (6)$$

C_t 는 주에너지창내에서 얻어진 총 계수이고, 이것은 1차 계수(C_p)와 산란 계수(C_s)로 구성된다. 여기서, C_s 는 주에너지창의 저에너지쪽에 위치시킨 부에너지창에서 획득된 계수(C_{left})들로부터 추정될 수 있다.

$$C_s \cong \frac{C_{left}}{W_{left}} \cdot \frac{W_m}{2} \quad (7)$$

W_m 은 주에너지창의 너비이고, W_{left} 는 부에너지창의 너비

이다.

5. 데이터 분석

몬테칼로 시뮬레이션을 이용하여 정방향과 후방향에서 얻은 평면 영상들을 이용하여 GM 감쇠보정을 한 후 이상적 평면 영상에서 오른쪽과 왼쪽 신장에 대한 마스크를 얻었고, 분석할 영상들에 적용하였다.

산란보정 적용(CVM1)/비적용(CVM2)으로 나누었으며, CVM1은 narrow beam에 대한 감쇠계수가 적용되었고, CVM2는 broad beam에 대한 감쇠계수가 적용되었다. Gate 방법은 산란보정을 적용하지 않고 감쇠계수 0.12cm^{-1} (Gate1)와 0.15cm^{-1} (Gate2)를 각각 적용하여 비교하였다. CVM 방법과 Gate 방법이 적용된 영상들에 신장 마스크들을 적용하여 평균 계수들을 측정하여 비교하였고, 각각의 방법으로 얻어진 영상에서 신장의 화소당 방사능 섭취계수를 뽑아내어 그에 대한 분포를 비교하였다. 또한, 이상적 데이터와 각각의 방법에서 측정된 계수들의 상관계수를 구하였다.

또한, 팬텀 실험에서 얻어진 데이터 또한 컴퓨터 시뮬레이션에 의해 얻어진 데이터와 같이 CVM1, CVM2, Gate1, Gate2로 하여 처리되었고, 이에 대해 선 프로파일을 적용하여 비교하였다.

결 과

1. 몬테칼로 시뮬레이션

몬테칼로 시뮬레이션에 의해 얻어진 감쇠가 없는 이상적 데이터는 정방향과 후방향에서 얻은 영상이 같았다(Fig 2(A), (B)). 그러나, 감쇠가 적용된 영상은 실제 영상에서 그렇듯이 신장의 위치가 후방향 카메라에 더 가까이 위치되어 있기 때문에, 정방향 영상이 후방향 영상보다 더 감쇠되었다(Fig 2(C), (D)). 그림 2(E)는 그림 2(C)와 그림 2(D)를 산란보정을 한 후 CVM1으로 처리된 영상이고, 그림 2(F)는 산란보정을 적용되지 않은 그림 2(C)와 그림 2(D)를 이용하여 CVM2으로 처리된 영상이다. GM 감쇠보정이 된 데이터는 이상적인 데이터와 유사성을 보여주었다.

Gate 방법을 적용하기 위해 Zubal 팬텀의 신장 깊이를 측정하였고, 측정된 평균 신장 깊이는 오른쪽과 왼쪽에 대해 각각 8.00cm와 11.79cm이었다. 이상적인 데이터의 왼쪽과 오른쪽 신장 위에서 얻어진 마스크를 CVM 방법과 Gate 방법들에 의해 얻어진 영상에 적용하여 신장에 섭취된 계수를 얻었다. 각각의 방법들에서 얻어진 섭취 계수의 평균값을 그림 3에 나타냈다. 이상적 데이터의 평균 섭취 계수는 오른쪽

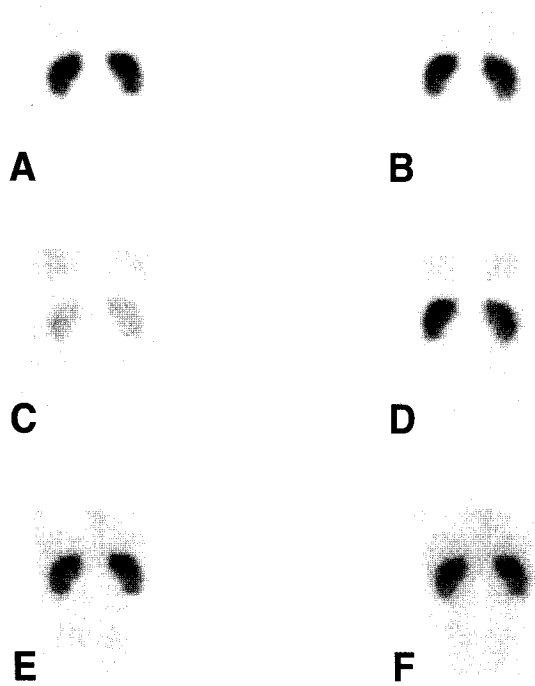


Fig. 2. Planar images were produced by the Monte Carlo simulation with or without physical interaction. The ideal anterior (A) and posterior planar images (B) were compared with attenuated anterior (C) and posterior planar images (D), and attenuation-corrected images by the CVM method with scatter (E) or without scatter correction (F), respectively.

과 왼쪽 신장에 대해 각각 998 ± 209 과 896 ± 249 이었고, CVM1은 각각 911 ± 207 와 815 ± 265 , CVM2는 각각 812 ± 156 와 730 ± 182 , Gate1는 각각 838 ± 210 와 1085 ± 328 그리고 Gate2는 각각 1065 ± 267 와 1546 ± 267 이었다. 그림 4는 각각

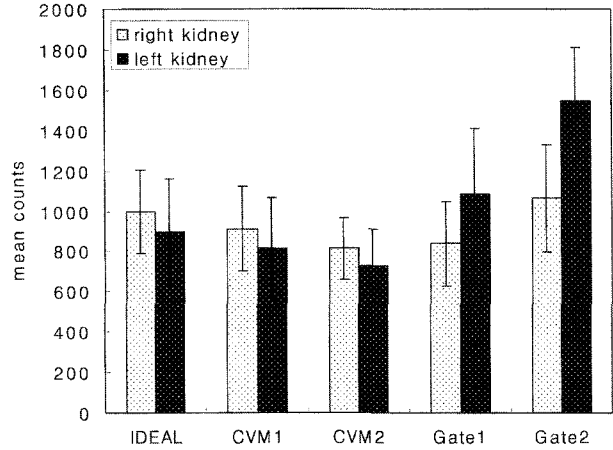


Fig. 3. A bar graph illustrates difference of mean counts measured from ideal data, attenuation-corrected data by the CVM with scatter correction (CVM1) or without scatter correction (CVM2), and attenuation-corrected data by the Gate's method using 0.12cm^{-1} (Gate1) and 0.15cm^{-1} (Gate2) attenuation coefficients.

의 방법으로 얻어진 영상에서 얻어진 신장의 화소당 방사능 섭취계수 대한 분포를 이상적 데이터의 화소당 방사능 섭취계수 분포와 비교한 것을 보여준다. 그림 4(A)에서 보여주는 것처럼 Gate 방법은 화소당 방사능 섭취계수를 이상적인 데이터에서 보다 더 과대평가하였고, 또한 그림 4(B)에서 보여주는 것처럼 화소당 방사능 섭취계수들을 이상적인 데이터에서 보다 과소 또는 과대평가하였다. 그러나, CVM 방법에 의한 계수 분포는 이상적 데이터와 유사한 분포도를 보여주었다.

그림 5는 이상적 신장 섭취 계수에 대해 각각의 방법의 결과로 얻어진 신장 섭취 계수를 선형회귀 분석한 그래프와

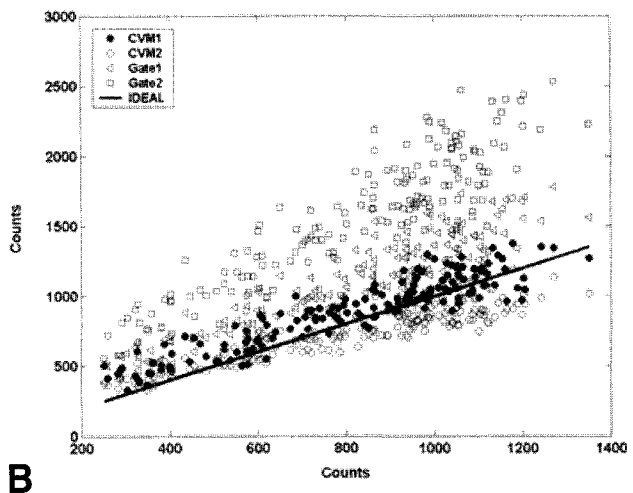
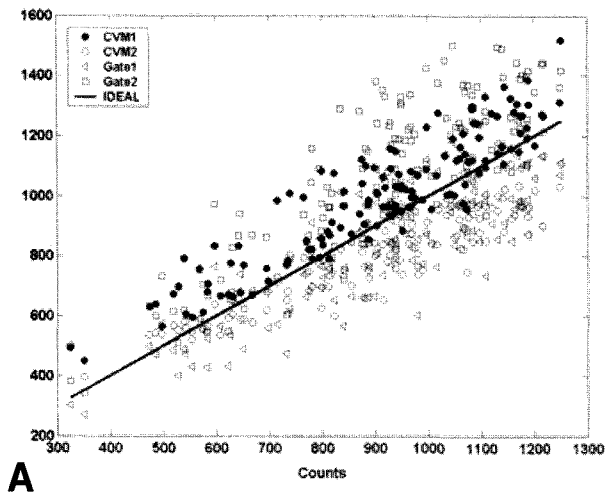


Fig. 4. Pixel counts measured from a right (A) and left kidney image (B) were compared to ones of the ideal data. The CVM was performed with scatter correction (CVM1) or without scatter correction (CVM2) and the Gate's method was carried out using 0.12cm^{-1} (Gate1) and 0.15cm^{-1} (Gate2) attenuation coefficients.

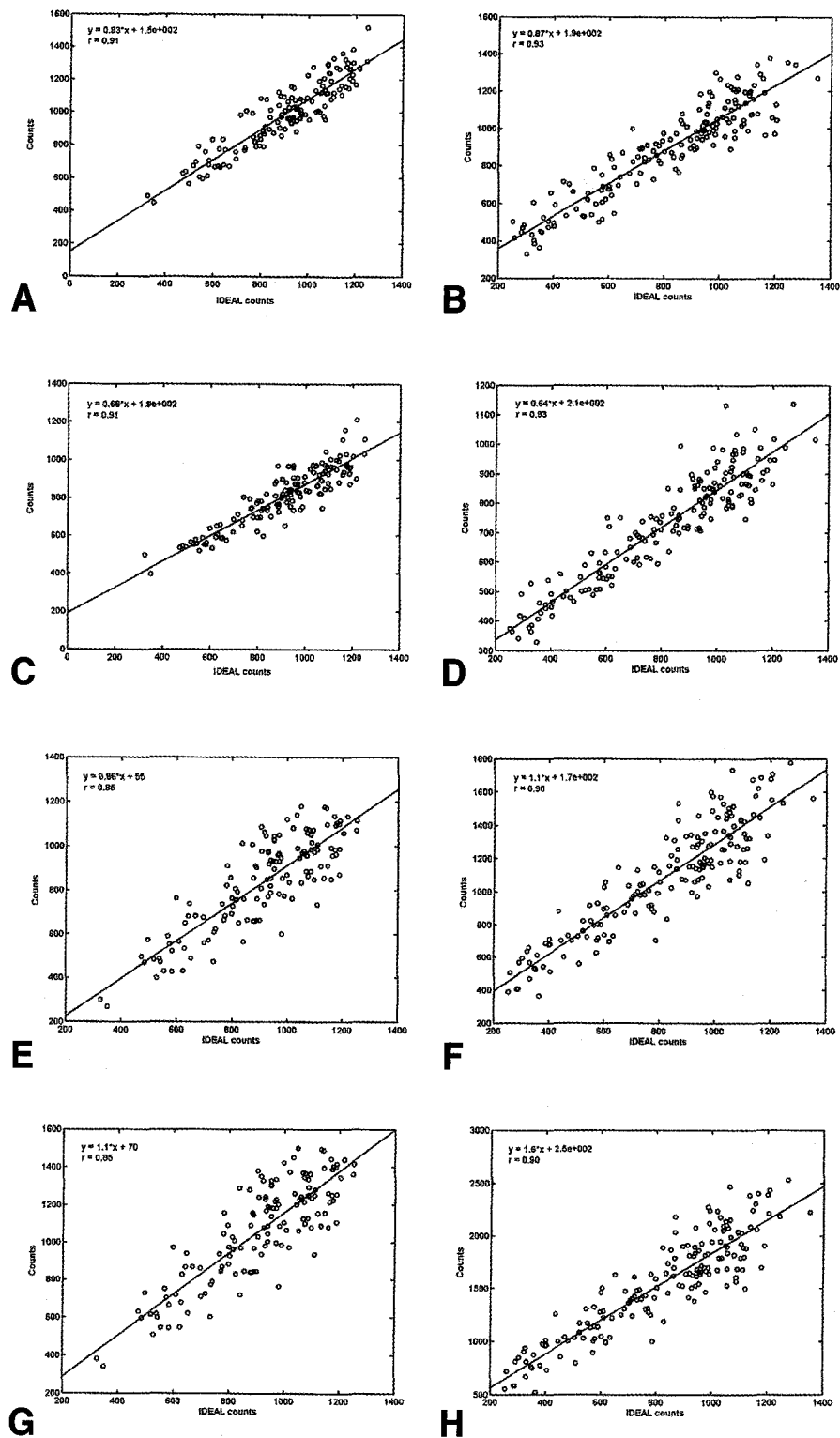


Fig. 5. Correlation coefficients and linear regression analyses illustrate the relationship between the ideal data and the data obtained by different methods. From top to bottom: CVM1 (right kidney (A), left kidney (B)), CVM2 (right kidney (C), left kidney (D)), Gate1 (right kidney (E), left kidney (F)), Gate2 (right kidney (G), left kidney (H)). CVM was performed with scatter correction (CVM1) or without scatter correction (CVM2) and Gate's method was carried out using 0.12cm^{-1} (Gate1) and 0.15cm^{-1} (Gate2) attenuation coefficients.

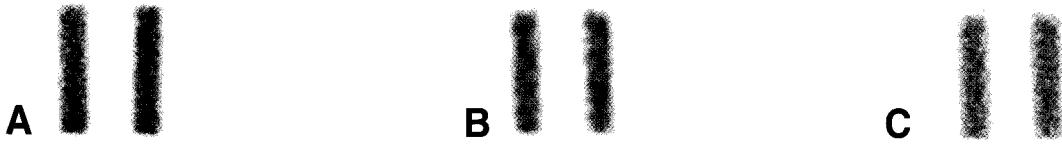


Fig. 6. Phantom planar images were acquired in air (A), and corrected attenuation by the CVM with (B) or without scatter correction (C).

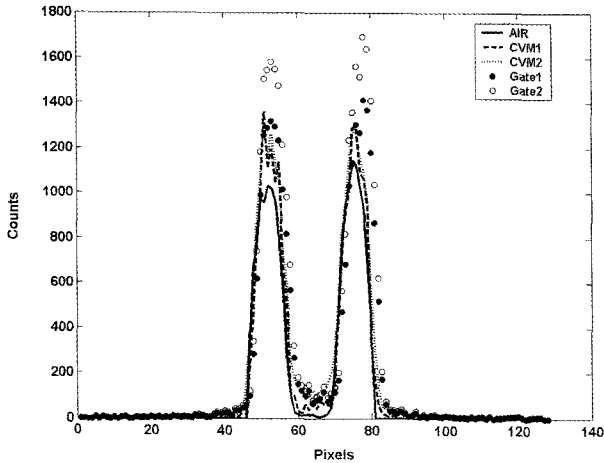


Fig. 7. Line profiles were measured from PHAN1 data in air, attenuation-corrected data by the CVM with scatter correction (CVM1) or without scatter correction (CVM2), and attenuation-corrected data by the Gate's method using 0.12cm^{-1} (Gate1) and 0.15cm^{-1} (Gate2).

상관계수(r)를 보여준다. 상관계수는 CVM 방법으로 얻어진 영상에서 가장 좋은 값을 보여주었는데, 산란보정의 적용과 비적용 모두 CVM 방법에서 왼쪽 신장과 오른쪽 신장에 대해 각각 0.91과 0.93으로 같았으며, Gate 방법에서 각각 0.85와 0.90이었다.

2. 팬텀 실험

CVM 방법을 평가하기 위해서 두 개의 작은 원통형 기둥 (PHAN1)이 삽입된 팬텀(PHAN2)을 이용하였고, 본 연구에서는 CVM 방법을 이용하여 감쇠보정이 된 영상과 공기 중에서 측정된 영상을 비교하였다. 그림 6은 공기 중에 있는 PHAN1에서 얻어진 영상(AIR)와 각각 GM 감쇠보정에 의해 얻어진 영상(WAT)들이다. 오른쪽부터 이상적 영상, 산란보정을 한 CVM 영상, 그리고 산란보정을 하지 않은 CVM 영상을 보여준다. 그림 6에서 보여주듯이, 산란 보정을 하지 않은 CVM 영상은 이상적 영상 또는 산란 보정을 한 CVM 영상보다 더 많은 배후방사능이 있었다. 그림 7은 AIR와 각각의 방법에 의한 영상들로부터 20개의 bin을 합하여 얻어진 프로파일들을 비교하였다. 전체적으로 감쇠보정

이 된 WAT의 방사능 계수가 AIR보다 과대평가되었으나, CVM 방법으로 얻어진 데이터가 AIR에 가까운 프로파일들을 보여주었고, 그리고 0.12cm^{-1} 의 감쇠계수를 사용하는 Gate1이 AIR에 가까운 프로파일을 보여주었다. 그러나, Gate 방법에서 일반적으로 사용하는 0.15cm^{-1} 감쇠계수를 사용한 Gate2는 다른 방법들에 비해 더 과대평가되었다.

토 론

감마카메라와 방사성약품을 사용하는 평면 영상은 역동적 신장 영상을 얻기 위해 광범위하게 사용된다. 신장 영상을 정량분석하기 위해서, 다양한 방법들이 보고되었으나, 그러한 방법들 중에서 Tonëssen 또는 Taylor의 신장 깊이 공식을 사용하는 Gate 방법이 사구체 여과율을 측정하는데 있어서 가장 많이 사용되어왔다.^{3,4)} 신장 깊이 유도공식들은 일반적으로 무게와 키에 바탕을 두어 신장 깊이를 유도하기 때문에, 신장 깊이에 대한 정확성이 떨어진다고 할 수 있고, 또한 몇몇 연구자들이 정확한 신장 깊이에 대한 유도공식을 만들었지만, 신장의 한 점에 대한 깊이를 전체 신장에 적용하기 때문에 정확한 방사선 섭취량을 제공하는데 있어서 제한이 따른다.^{10,11)} 이러한 신장 깊이의 부정확성은 감쇠보정에 영향을 주며 또한 신장 섭취뿐만 아니라 사구체 여과율에도 영향을 줄 수 있다. 그러나, GM 감쇠보정은 부정확한 신장 깊이를 사용하지 않고, 감쇠맵과 측정이 용이한 몸통 두께를 사용하기 때문에 더 정확한 정량분석을 할 수 있다.

본 연구에서는 CVM 방법을 평가하기 위해서 몬테칼로 컴퓨터 시뮬레이션과 팬텀 실험을 실행하였다. 몬테칼로 시뮬레이션의 경우 각각의 물리적인 영향을 분석할 수 있으므로 본 연구에 있어서는 적절한 도구라 할 수 있다.

그림 2에서 보여주듯이, CVM 방법을 이용하여 얻어진 영상들은 이상적 영상과 유사하였다. 본 연구에서는 비균질 감쇠맵을 사용하였고, 폐부분에 있어서 공기와 같은 감쇠계수를 사용하였기 때문에 폐부분이 다른 배후방사능 부분에 비해 떨어지게 보였다. 그러나, 이는 신장의 정량분석에 영향을 미치지 않는다고 고려하여 무시하였다. 핵의학 카메라

를 이용하여 신장의 방사능 섭취량 또는 사구체 여과율을 측정하는데 있어서 가장 중요한 값이 평균 계수라 할 수 있다. 즉, 평균 계수는 방사능 섭취량과 사구체 여과율을 계산하는데 있어서 중요한 인자로서 이용된다. 그림 3에서 보여주듯이, 산란보정을 한 CVM1 (오른쪽: 911 ± 207 , 왼쪽: 815 ± 265)이 이상적 데이터(오른쪽: 998 ± 209 , 왼쪽: 896 ± 249)에 가장 가깝게 나타났다. 본 연구에서 적용한 신장 깊이는 Zubal 팬텀을 이용하여 직접 평균 깊이를 측정하여 적용하였으나, 이상적 데이터보다 Gate 방법이 평균계수를 더 높게 평가하였다. 그러므로, Gate 방법에 의한 신장의 방사능 섭취량은 정확하지 않는 신장 깊이 유도식에 의해 더 큰 오차를 발생시킬 수 있다. 또한 전산화단층촬영 영상에 의해 신장 깊이를 직접 측정할지라도 신장 깊이를 측정하는 사람에 따라 오차가 있고 또한 어떤 한 점만을 이용하여 감쇠보정을 하는 것 자체가 큰 오차를 낼 수가 있다. 본 연구에서는 Gate 방법에 물에 대한 감쇠계수 0.12cm^{-1} 와 0.15cm^{-1} 을 각각 적용하여 방사능 섭취계수를 비교하였다. 감쇠계수 0.15cm^{-1} 는 narrow beam 기하학적 구조, 즉, 산란이 최소화된 구조에서 측정된 감쇠계수이다. 그러므로, 산란이 포함된 broad beam의 감쇠계수는 이보다 더 작은 0.12cm^{-1} 을 사용하고 있다.¹⁹⁾ 즉, 결과에서 보여주는 것처럼 감쇠계수의 선택은 정확한 정량분석을 하는데 중요한 역할을 한다는 것을 알 수 있다. 감쇠계수 0.15cm^{-1} 을 적용한 Gate2는 산란보정을 함께 적용하면 이상적인 값에 더 가까울 것으로 예상되지만 여전히 정확하지 못한 신장 깊이로 인하여 오차가 발생할 수 있다.

몬테칼로 시뮬레이션과 더불어 간단하게 CVM 방법에 대해 실제 카메라를 이용하여 팬텀 실험을 하였다. 그림 6에서 이용한 팬텀 실험에서 보여주듯이, 산란에서 오는 배후방사능을 줄이기 위해서 산란보정이 매우 중요하다는 것을 알 수 있었다. 본 연구에서는 에너지 스펙트럼에 바탕을 둔 TEW를 사용하였으나, 일반적으로 에너지 스펙트럼에 바탕을 둔 방법들은 사용하는데 용이하고 정확하지만, 광붕우리창 영상과 마찬가지로 동역학적으로 부가적인 산란창 영상을 함께 얻어야만 하므로 많은 공간을 낭비를 야기한다. 이러한 공간적 낭비를 줄이기 위해서 다른 산란보정방법, 즉, 공간적 분포에 바탕을 둔 방법들을 사용하는 것도 좋은 방법이라고 사료된다.^{20,21)}

신장 방사능 섭취량을 측정하는데 있어서 배후방사능에 대한 영향이 보고되어왔다.^{22,23)} 이는 방사능 섭취량을 측정하는데 있어서 투사영상을 이용하기 때문에 배후방사능의 제거는 정확한 정량분석을 하는데 중요하다. 기존의 방법에서는 배후방사능을 제거하기 위해서 신장 가까이에 관심영

역을 그려 배후방사능을 그리는 방법을 많이 사용하고 있다. 그러나, 그러한 방법은 관심영역을 그리는 방법이나 그리는 사람간의 오차에 따라 신장의 방사능 섭취량 측정에도 영향을 줄 수가 있다. 몇몇 연구자들에 의해서 관심영역을 사용하지 않는 배후방사능 제거 방법에 대한 연구가 보고되었고, 본 연구자들도 배후방사능에서 오는 오차를 줄이기 위해서 이에 대한 연구를 앞으로 진행될 예정이다.

CVM 방법을 적용함에 있어서 GM 감쇠보정에 이용하는 감쇠값을 얻는 것이 가장 중요하다. 이는 CT 영상을 핵의학 영상과 융합시켜 사용할 수 있으나, 방사선동위원소 또는 SPECT/CT에 의한 투과 데이터가 더 정확한 신장 섭취량을 측정할 수 있고 더 쉽게 실행할 수 있을 것이다. 또한 CVM 방법은 신장 깊이를 알아야만 적용할 수 있는 Gate 방법과 달리 신장 깊이를 이용하지 않기 때문에 기존 카메라방법으로 사구체 여과율을 측정할 수 없었던 신장 이식 환자들의 사구체 여과율을 측정하는데 적용할 수 있다는 장점을 가진다. 본 연구자들은 앞으로 CVM 방법을 이용하여 환자에게 적용하고 더 나아가 사구체 여과율을 평가할 예정이다.

결론적으로, GM 감쇠보정을 사용하는 CVM 방법에 의한 신장 방사능 섭취량에 대한 측정은 기존의 방법보다 더 정확할 뿐만 아니라, 이식 환자의 사구체 여과율 측정에도 적용할 수 있을 거라고 사료된다.

요 약

목적: 본 연구의 목적은 신장의 정확한 방사능 섭취량을 얻기 위해서 기하학적 평균 감쇠보정을 이용한 conjugate view 방법(CVM)을 평가하고 Gate 방법과 비교하는 것이다. **대상 및 방법:** 본 연구는 신장의 방사능 섭취량을 시뮬레이션하기 위해서 몬테칼로 코드, SIMIND와 Zubal 팬텀을 사용하였다. 또한 이중 감마카메라를 이용하여 직경 5cm인 팬텀들을 직경 20cm인 실제 팬텀에 삽입하여 실험을 하였다. CVM 방법을 평가하기 위해서 산란과 감쇠가 없는 이상적 데이터와 비교되었다. 또한, CVM 방법을 Gate 방법과 비교하였고, 산란보정의 적용 또는 비적용으로 나누어 CVM 방법을 실행하였다. Gate 방법은 임상에서 사용하는 것처럼 산란보정을 적용하지 않았으며, 0.12cm^{-1} 와 0.15cm^{-1} 감쇠계수들을 적용하였다. 관심영역 내에 있는 평균계수, 신장 영상 위에서 얻어진 프로파일, 선형회귀분석을 이용하여 데이터를 분석하였고, 이상적 데이터와의 상관계수를 계산하였다. **결과:** 컴퓨터 시뮬레이션의 경우, 이상적 데이터, CVM 방법, Gate 방법으로부터 얻어진 평균계수들은 각각 (오른쪽: 998 ± 209 , 왼쪽: 896 ± 249), (오른쪽: 911 ± 207 , 왼

쪽: 815 ± 265), (오른쪽: 1065 ± 267 , 왼쪽: 1546 ± 267)이었다. CVM 방법은 이상적 데이터와 좋은 상관관계를 보여주었고, 이상적 데이터와 대한 CVM 방법, Gate방법의 상관계수는 각각 (오른쪽: 0.91, 왼쪽: 0.93)와 (오른쪽: 0.85, 왼쪽: 0.90)이었다. 결론: 기하학적 평균 감쇠보정을 이용한 CVM 방법은 Gate 방법보다 정량적으로 더 정확한 값을 제공하였다. 결론적으로, 신장 깊이에 영향을 받지 않는 CVM 방법으로 더욱 정확하게 신장의 방사능 섭취량을 측정할 수 있을 것으로 생각된다.

References

- Gates GF. Glomerular filtration rate: estimation from fractional renal accumulation of Tc-99m DTPA (stannous). *Am J Roentgenol* 1982;138:565-70.
- Nimmo MJ, Merrick MV, Allan PL. Measurement of relative renal function. A comparison of methods and assessment of reproducibility. *Br J Radiol* 1987;60:861-4.
- Tsukamoto E, Itoh K, Katoh C, Mochizuki T, Shiga T, Morita K, et al. Validity of 99mTc-DMSA renal uptake by planar posterior-view method in children. *Annals of Nucl Med* 1999;13(6):383-7.
- Tnnessen KH, Munck O, Hald T, Mgensen P, Wolf H. Influence on the radiorenogram of variation in skin to kidney distance and the clinical importance hereof. In: Winkel K, Balaufox MD, Funck-Bretano J-L, eds. Proceedings of the international symposium on radionuclides in nephrology. Stuttgart: Thieme, 1974;79-86.
- Taylor A, Lewis C, Giacometti A, Hall EC, Barefield KP. Improved formulas for the estimation of renal depth in adults. *J Nucl Med* 1993;34:1766-9.
- Lythgoe MF, Gradwell MJ, Evans K, Gordon I. Estimation and relevance of depth correction in paediatric renal studies. *Eur J Nucl Med* 1998;25(2):115-9.
- Steinmetz MP, Zwas ST, Macadzioh S, Rotemberg G, Shrem Y. Renal depth estimates to improve the accuracy of glomerular filtration rate. *J Nucl Med* 1998;39(10):1822-5.
- Lin E, Connolly LP, Zurakowski D, DiCanzio J, Drubach L, Mitchell K, et al. Reproducibility of renal length measurements with ^{99m}Tc-DMSA SPECT. *J Nucl Med* 2000;41(10):1635-5.
- 유이령, 김성훈, 정용안, 정현석, 이해규, 박영하 등. 사구체 여과율 측정을 위한 한국인의 신장깊이에 관한 방정식 도출과 이용. *대한핵의학지* 2000;34(5):418-25.
- Gruenewald SM, Collins LT, Fawdry RM. Kidney depth measurement and its influence on quantitation of function from gamma camera renography. *Clin Nucl Med* 1985;10:398-401.
- Hambye AS, Merlo P, Hermans J, Bodart F, Beauvain M, Gilbeau JP. Kidney depth measured by using Tc-99m-DTPA. Comparison with CAT scan: review of 50 measurements. *Nuc Med Commun* 1992;13:488-93.
- Wujanto R, Lawson RS, Prescott MC, Testa HJ. The importance of using anterior and posterior views in the calculation of differential renal function using Tc-99m-DMSA. *Br J Radiol* 1987;60:869-72.
- Kojima A, Ohyama Y, Tomiguchi S, Kira M, Matsumoto M, Takahashi M, et al. Quantitative planar imaging method for measurement of renal activity by using a conjugate-emission image and transmission data. *Med Phys* 2000;27(3):608-15.
- Ljungberg M, Strand S-E. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Comput Meth Prog Biomed* 1989;29:257-72.
- De Vries DJ, Moore SC, Zimmerman RE, Mueller SP, Friedland B, Lanza RC. Development and validation of a Monte Carlo simulation of photon transport in an Anger camera. *IEEE Trans Med Imag* 1990;9:430-8.
- Ljungberg M, Msaki P, Strand S-E. Comparison of dual-window and convolution scatter correction techniques using the Monte Carlo method. *Phys Med Biol* 1990;8:1099-110.
- Zubal IG, Harrell CR, Smith EO, Rattner Z, Gindi GR, Hoffer PB. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Med Phys* 1994;21:299-302.
- Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, hashimotoS. A practical method for position-dependent Compton scatter compensation in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imaging* 1991;10:408-2.
- Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. 3rd ed. Philadelphia: *Saunders*; 2003, p.305-19.
- Floyd CE, Jaszack RJ, Greer KL, Coleman RE. Deconvolution of Compton scatter in SPECT. *J Nucl Med* 1985;26:403-8.
- Msaki B, Axelsson B, Larsson SA. Some physical factors influencing the accuracy of convolution scatter correction in SPECT. *Phys Med Biol* 1988;34:283-98.
- 정현석, 정용안, 김성훈, 김정호, 이성용, 손형선 등. 다양한 배후 방사능 설정에 따른 Gates 법 사구체 여과율의 차이: I-125-Iothalamate 측정법과 비교. *대한핵의학지* 2004;38:306-10.
- Inoue y, Machida K, Norinari H, Takahashi T. Background correction in estimating initial renal uptake: comparison between Tc-99m MAG3 and Tc-99m DTPA. *Clin Nucl Med* 1994;19:1049-54.