

원형단일결정을 이용한 SPECT의 정량화 연구

연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실

연세대학교 방사선의과학연구소

김희중, 김한명, 소수길, 봉정균, 이종두

핵의학 단층촬영기를 이용하여 몸 안에서 일어나는 신진대사, 혈류량 공급, 생화학적 변화, 또는 뇌에서의 도파민 운반체, 수용체 등의 영상을 획득한 후 정량화할 수 있다면 환자의 조기진단뿐만 아니라 치료계획을 세우고 치료경과 등을 객관적으로 측정하는데 매우 유용할 것이다. 그러나 물리적 요소들인 감쇠, 산란, 부분용적 효과, 노이즈, 그리고 재구성 알고리즘 등은 SPECT의 디자인에 관계없이 영상의 정성적 또는 정량적 결과에 영향을 미친다. 본 논문에서는 뇌 촬영용 단일 결정 SPECT와 뇌 모형 팬텀을 이용하여 물리적 요소들 중 특히 감쇠와 산란의 영향을 정량화하고 보정 방법에 따른 결과를 정량 분석하였다. 산란 보정은 주 에너지 창 $140\text{keV} \pm 10\%$ (126~154 keV)와 산란에너지 창 $119\text{keV} \pm 6\%$ (112~126keV)를 이용하여 데이터를 획득한 후 산란 에너지 창의 100%를 빼주는 방법을 적용하였다. 영상 재구성은 차단주파수 0.95cycles/cm 와 차수 10을 적용한 저역통과 Butterworth 여과기로 여과하여 여과후 역투사 방법으로 재구성하였다. 감쇠 상수는 산란 보정을 하지 않은 경우와 한 경우에 따라 각각 0.12cycles/cm와 0.15cycles/cm를 적용하여 뇌 내에서의 균일한 감쇠계수로 가정하고 Chang 방법에 의하여 감쇠에 대한 보정을 하였다. 정량분석을 위해 기저핵이 뚜렷이 보이는 3개의 단층면을 선택하여 기저핵과 그 외 뇌 영역에 관심영역을 구하였다. 산란보정을 하지 않았을 때 감쇠보정을 한 후의 ROI 값은 감쇠 보정 전 ROI 값에 비해 기저핵 2.20배 배후 방사능 2.10배였다. 반면에 감쇠보정 후와 감쇠보정 전의 기저핵과 배후방사능의 비율은 매우 비슷했다. 산란보정을 한 후 감쇠보정을 한 ROI 값은 감쇠보정 전 ROI 값과 비교할 때 기저핵 2.69배 배후 방사능 2.64배로 뇌 영상의 절대적 정량적 분석을 위해서는 반드시 감쇠 보정이 필요한 것을 보여준다. 기저핵과 배후 방사능의 참값 비율이 6.58, 4.68, 1.86일 때 산란 보정과 감쇠보정을 한 경우는 참값의 76%, 80%, 82%로 측정하였고 감쇠보정을 하지 않은 경우는 75%, 81%, 81%로 측정하였다. 참값의 비율이 낮을수록 참값에 가깝게 측정하였으나 산란과 감쇠보정을 한 경우에도 참값에 비해 약 20%의 과소평가를 볼 수 있었다. 이는 본 논문에서 자세히 다루지 않은 부분용적 효과와 재구성 알고리즘, 그리고 위에서 적용한 대략적인 감쇠와 산란보정 방법의 원인으로 사료되며 앞으로 더욱 연구되어야 할 분야이다.

중심단어: 원형단일결정, SPECT, 감쇠, 산란

이 논문은 1997년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자 : 김희중

서울시 서대문구 신촌동 134, 120-752, 연세대학교 의과대학 진단방사선과, 연세대학교 방사선의과학연구소

Tel : (02) 361-5753, Fax : (02) 313-1039, E-mail : hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

서 론

우리 몸 안에서 일어나는 신진대사, 혈류량 공급, 생화학적 변화, 또는 뇌에서의 도파민 운반체, 수용체 등을 영상화하여 정량화할 수 있다면 환자의 조기진단 뿐만 아니라 치료계획을 세우고 치료경과 등을 객관적으로 측정하는데 매우 유용할 것이다. 핵의학 단층촬영기기인 단일광자방출전산화단층촬영장치(single photon emission computed tomography: SPECT) 또는 양전자방출단층촬영장치(positron emission tomography: PET)는 방사성동위원소와 표지된 방사약품을 주사한 후 그 분포도에 대한 영상을 얻는 기기이다. 일반적으로 SPECT는 하나, 둘, 또는 세 개의 검출기를 360° 회전하며 데이터를 얻으나 회전형 SPECT 대신 뇌 촬영용 원형 단일결정을 이용한 CeraSPECT™ (Digital Scintigraphic, Inc., Waltham, MA, USA)가 Genna와 Smith에 의해 1988년 개발되었고¹⁻⁴⁾ 1996년 국내 최초로 연세의료원에 설치되었다. 그후 뇌의 혈류측정 및 종양 등의 영상에 활발히 사용되고 있다. 이론적으로는 SPECT로 얻은 데이터를 정량화 하여 좀더 객관적인 데이터를 얻을 수 있다. 그러나 물리적 또는 기기적 제한 요소들은 정량적 측정을 매우 어렵게 한다. 이들 물리적 또는 기기적 제한 요소들중 정량적 측정을 가장 어렵게 하는 것은 감쇠와 산란현상으로 알려져 있다⁵⁻¹⁰⁾.

환자 몸 안에서 발생하는 감마선은 몸을 통과하여 SPECT 또는 PET 검출기에 도달하는 동안 감쇠 또는 산란 과정을 겪게 되고 이는 영상의 질을 저하시킬 뿐만 아니라 정량분석을 매우 어렵게 한다. 산란의 경우 주어진 검사에서 경우에 따라 10%에서 60%까지가 산란될 수 있어 정량분석을 위해 보정이 이루어져야 한다. 감쇠는 몸 한가운데의 경우 SPECT는 약 10배 PET는 약 20배까지도 감쇠될 수 있고 뇌 촬영의 경우는 4-5배까지 감쇠될 수 있어 이들의 보정 없이는 SPECT 또는 PET으로 획득한 방사약품의 분포도 영상이 참값을 나타내지 않는다는 것을 알 수 있다. 감쇠와 산란은 밀접한 관계를 갖고 있으나 본 연구에서는 감쇠와 산란을 분리하여 보정하였으며 각각의 보정방법에 따라 감쇠와 산란이 정량화에 미치는 영향을 측정하였다. 뇌 촬영에서는 감쇠보정 방법중 가장 널리 쓰이는 방법

으로 타원형의 모양안에 균일한 감쇠계수를 갖는 매질로 구성된 경우로 Chang⁵⁾ 방법을 이용하였다. 산란의 경우는 일반 SPECT 시스템에서 응용 가능한 두 개의 에너지 창을 이용하는 방법을 사용하였다⁶⁾. 이는 산란된 감마선은 산란되지 않은 감마선에 비해 에너지가 감소되기 때문에 낮은 에너지 부위에 에너지 창을 이용하여 획득한 데이터는 산란된 감마선의 일부를 포함한다는 가설을 바탕으로 실험적으로 사용하는 방법이다⁶⁾. 뇌 팬텀을 이용하여 데이터를 획득한 후 감쇠와 산란보정 없이 또는 각각에 대해 보정하거나 둘다 보정한 후 정량적인 분석을 하였다. 본 논문은 산란 보정을 한 경우와 하지 않은 경우에 따라 감쇠 보정 방법을 달리하여 감쇠현상과 산란 현상의 영향을 정량화한 후 경우에 따라 임상 환경에서 정량 분석하고자 할 때 그 가능성과 제한성을 알아보려고 하였다.

실험 방법

1. CeraSPECT™ 뇌 촬영용 카메라

CeraSPECT™는 Genna와 Smith에 의해 1988년 개발되었고¹⁻⁴⁾ 63개의 광전자증배관 배열을 갖는 원형 단일 NaI(Tl) 결정으로 구성된 뇌 촬영용 SPECT 기기이다(그림 1). 세 개의 실린더형 평형구멍 조준기가 결정안에 설치되고 일반적으로 SPECT 카메라

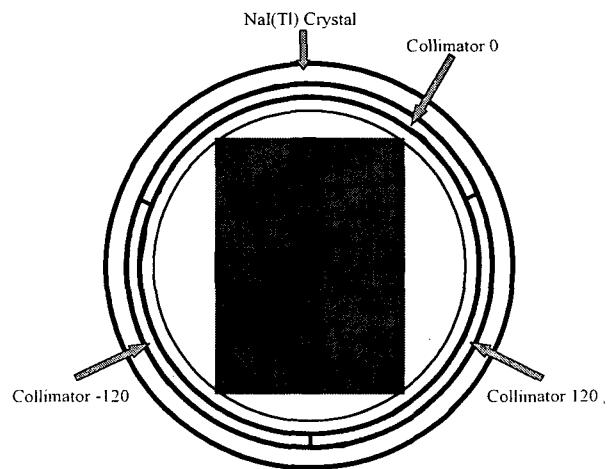


Figure 1. A schematic diagram of brain phantom shown in relation to the CeraSPECT™ detector. The NaI(Tl) is stationary while the collimator 0, -120, 120 rotate 360°.

의 대부분이 조준기와 검출기가 함께 원운동을 하며 투사영상을 획득하는 것에 비해 CeraSPECT™는 검출기는 고정되어 있고 조준기만 원운동을 하며 투사영상을 획득한다. 획득한 투사영상의 포맷은 일반 카메라의 경우 정사각형 매트릭스 128 x 128 또는 64 x 64인데 반해 CeraSPECT™는 512 x 64 매트릭스로 512안에 세 개의 평행구멍 조준기로 획득한 영상이 포함된다. 각 광전자증배관마다 아날로그를 디지털로 변환시키는 A/D 변환기가 설치되어 있으며 감마선이 결정 안에서 상호작용 할 때마다 디지털 알고리즘을 이용하여 위치신호와 에너지 신호를 검출한다. 특히 CeraSPECT™는 디지털로 에너지를 선택할 수 있고 에너지 창이 갯수에 제한이 없어 산란 보정 연구에 매우 유용하다.

2. 뇌 팬텀

Alderson™(Radiology Support Devices Inc., Long Beach, CA, USA) 3차원 뇌 팬텀은 SPECT, PET, MRI 등을 이용한 뇌 영상의 정량적 평가를 위하여 만들었다. 팬텀은 방사성동위원소, MRI, 또는 CT 조영제를 각각 채울 수 있도록 좌 우 꼬리핵(caudate nucleus), 좌 우 조가비핵(putamen)과 그

외의 뇌 부분으로 이루어져 있다. 이는 꼬리핵과 조가비핵의 비율과 이들과 배후방사능의 비율을 조합하여 볼 수 있도록 제작한 것이다. 꼬리핵, 조가비핵, 그리고 뇌 부분의 체적은 각각 5.4, 6.0 그리고 1250 mL이다 (그림 2).

3. 데이터 획득

3차원 뇌 팬텀을 기저핵(basal ganglia: 꼬리핵과 조가비핵)에 4.92 MBq (0.13 mCi)의 Tc-99m을 채우고 나머지 뇌 부분에 38.48 MBq (1.04 mCi)의 Tc-99m을 채운후 단일 결정 뇌촬영용 CeraSPECT 카메라로 3도 간격의 3쌍의 120개 투사영상을 멈춤당 2.5초 영상을 획득하는 방식으로 촬영하였다. CeraSPECT 카메라는 3쌍의 120개 영상을 획득함으로써 이들 중 문제가 없는 쌍만 선택하여 사용할 수 있으나 팬텀 영상에서는 팬텀이 움직이지 않음으로 3쌍의 120개 투사영상을 모두 사용하였다. 산란이 영상의 정량분석에 미치는 영향과 그 보정 방법의 정확성을 보기 위해 주 에너지 창 $140\text{keV} \pm 10\%$ (126~154 keV) 와 산란 에너지 창 $119\text{keV} \pm 6\%$ (112~126 keV) 두 개의 창을 이용 투사영상을 획득하였다. 산란보정은 산란 에너지창의 데이터가 주

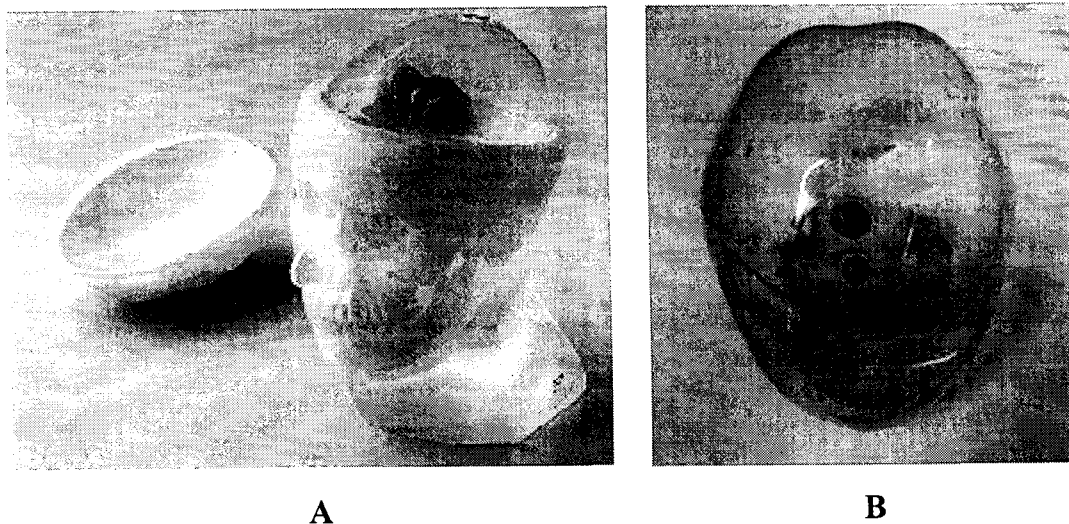


Figure 2. Three-dimensional Alderson™(Radiology Support Devices Inc., Long Beach, CA, USA) brain phantom with skull (A) and without skull (B). Alderson phantom was made for quantitative studying of SPECT, PET, and MRI. The phantom includes left and right caudate nucleus, putamen, and the remaining brain region. The volumes of caudate nucleus, putamen, and the remaining brain region are 5.4, 6.0, and 1250 mL, respectively.

에너지 안의 산란된 정보를 포함하고 있다는 가정하에 보정하는 방법이다. 주 에너지 창에서 산란 에너지 창 값의 100%를 빼주는 방법으로 보정하였다. 통계적으로 유의한 데이터를 얻기 위해 위의 방법으로 팬텀을 같은 위치에서 3번 투사영상을 획득하였다.

기저핵과 배후방사능의 비율을 다양하게 보기 위하여 기저핵의 방사능의 세기는 시간에 따른 물리적 붕괴외에는 위와 같게하고 나머지 뇌 부분에는 방사능의 세기를 높게하여 각각 4.11MBq (0.11 mCi)의 Tc-99m과 44.99MBq (1.22 mCi)의 Tc-99m을 채운 후 위와 같은 방법으로 총 3개의 투사 영상을 획득하였다. 마지막으로 기저핵의 방사능의 세기는 시간에 따른 물리적 붕괴외에는 위와 같게하고 나머지 뇌 부분에는 방사능의 세기를 더 높게하여 각각 3.48MBq (0.094 mCi)의 Tc-99m과 95.76MBq (2.59 mCi)의 Tc-99m을 채운 후 위와 같은 방법으로 총 3개의 투사 영상을 획득하였다.

4. 데이터 재구성과 영상분석

위와 같은 방법으로 획득한 투사영상은 산란보정을 하지 않은 경우와 산란보정을 한 경우로 나누어 차단주파수 0.95cycles/cm와 차수 10을 적용한 저역 통과 Butterworth 여과기로 여과하여 여과후 역투사 방법으로 영상을 재구성하였다. 산란 보정을 하지 않은 경우는 주 에너지 창을 이용하여 얻은 투사 영상을 이용하였고, 산란 보정을 한 경우는 두 개의 에너지 창을 이용한 산란 보정 방법으로⁶⁾ 위의 주 에너지 창으로 획득한 투사 영상에서 산란 에너지 창으로 얻은 투사 영상을 뺀 후 재구성하였다. 감쇠에 대한 보정을 하기 위하여 산란 보정을 하지 않은 재구성 영상의 경우 산란 효과를 고려하기 위하여 감쇠계수 1.2cycles/cm, 산란보정을 한 재구성 영상의 경우 감쇠 계수 1.5cycles/cm를 이용하여 Chang방법⁵⁾으로 타원형의 경계선을 이용하여 경계선 안은 균일한 감쇠계수로 가정하고 감쇠 보정 하였다. 위의 네 가지 경우 산란과 감쇠보정을 하지 않은 경우, 산란보정만 한 경우, 감쇠보정만 한 경우, 산란과 감쇠 보정을 한 경우의 영상 중 기저핵과 나머지 뇌 부분의 참값 비율이 6.58:1, 4.68:1, 1.86:1인 영상중 팬텀을 움직이지 않고 촬영한 각각 3개의 영상에 대해 기저핵이 뚜렷이 보이는 3개의 단층면을 선택하여

관심영역을 구하였다. 관심영역은 좌 우 기저핵 그리고 시상핵 아래 부분에 타원형 또는 다각형을 이용하여 구하였다 (그림 3). 관심영역을 구한 후 위의 네 가지 경우에 따라 얻은 기저핵과 나머지 뇌 부분의 비율과 참값 비율을 비교 분석하였다.

결 과

단일 원형결정 SPECT는 뇌만의 촬영을 위해 완전 디지털로 만든 감마카메라이다. SPECT의 궁극적인 목적은 관심부위의 기능을 검사할 수 있는 방사성의 약품을 주입한 후 방사성 동위원소의 분포도를 정량화 하여 정확한 진단을 하는 것이다. 그러나 감쇠현상, 산란현상, 부분용적 효과, 노이즈, 그리고 재구성 알고리즘 등에 의해 동위원소의 정확한 분포도의 정량화가 매우 어려워진다. 그림 4는 3차원 뇌 팬텀을 이용하여 재구성한 영상중 기저핵이 뚜렷이 보이는 영상중 3개의 단층촬영을 보여주며 주 에너지 창을 이용하여 얻은 영상과 (그림 4A) 산란 에너지 창을 이용하여 얻은 영상 (그림 4B)을 보여준다. 그림 5는 이들 영상을 보정하지 않았을 때 (그림 5A), 감쇠 보정하였을 때 (그림 5B), 산란보정만 하였을 때 (그림 5C), 산란보정 후 감쇠보정하였을 때 (그림 5D)의 재구성된 영상을 보여준다.

환자의 경우는 몸 안에서의 동위원소 분포를 정확히 알 수 없다. 반면 3차원 팬텀 영상의 경우 팬텀 안에 있는 작은 부위인 기저핵과 그 외 뇌 부위에 채운 방사성 동위원소의 정확한 농도를 알기 때문에 보정방법에 따른 그들의 정확성을 평가할 수 있다. 정량분석을 위해 기저핵이 뚜렷이 보이는 3개의 단층면을 선택하여 기저핵과 그 외 뇌 영역에 관심영역을 구하였다 (그림 3). Table 1은 이들 관심영역 값이 산란 보정은 하지 않고 감쇠 보정을 한 경우와 하지 않은 경우 각 부위의 참값과 기저핵과 배후방사능의 비율을 보여준다. 감쇠 보정후 ROI 값은 감쇠 보정전 ROI 값과 비교할 때 기저핵 2.2배 배후방사능 2.1배로 뇌 영상의 절대적 정량적 분석을 위해서는 반드시 감쇠 보정이 필요한 것을 보여준다. 반면에 감쇠 보정후와 감쇠 보정전의 기저핵과 배후방사능의 비율은 각각 참값 비율이 가장 높을 때 4.22, 4.08, 참값이 중간 값일 때 3.26, 3.08, 그리고 참값이 가장 낮을 때 1.46, 1.43으로 상대적 정량분석

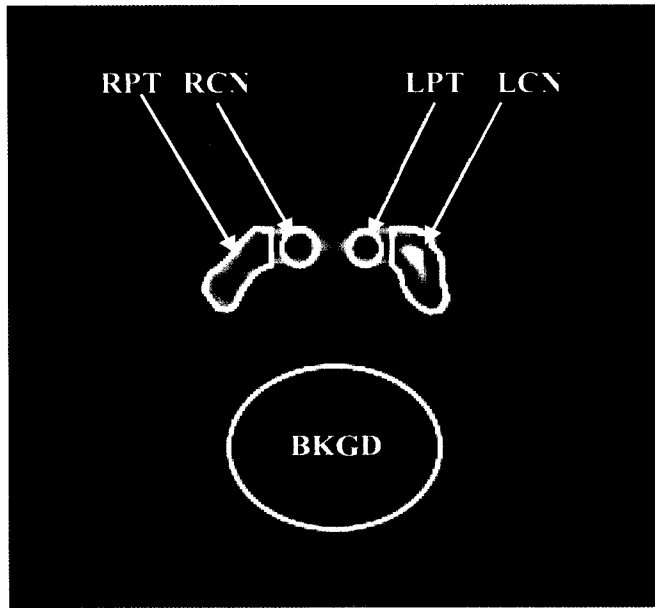


Figure 3. Regions of interest drawn on a selected basal ganglia image. RPT: right putamen, RCN: right caudate nucleus, LPT: left putamen, LCN: left caudate nucleus, BKGD: background, RPT+RCN = right basal ganglia, LPT+LCN = left basal ganglia.

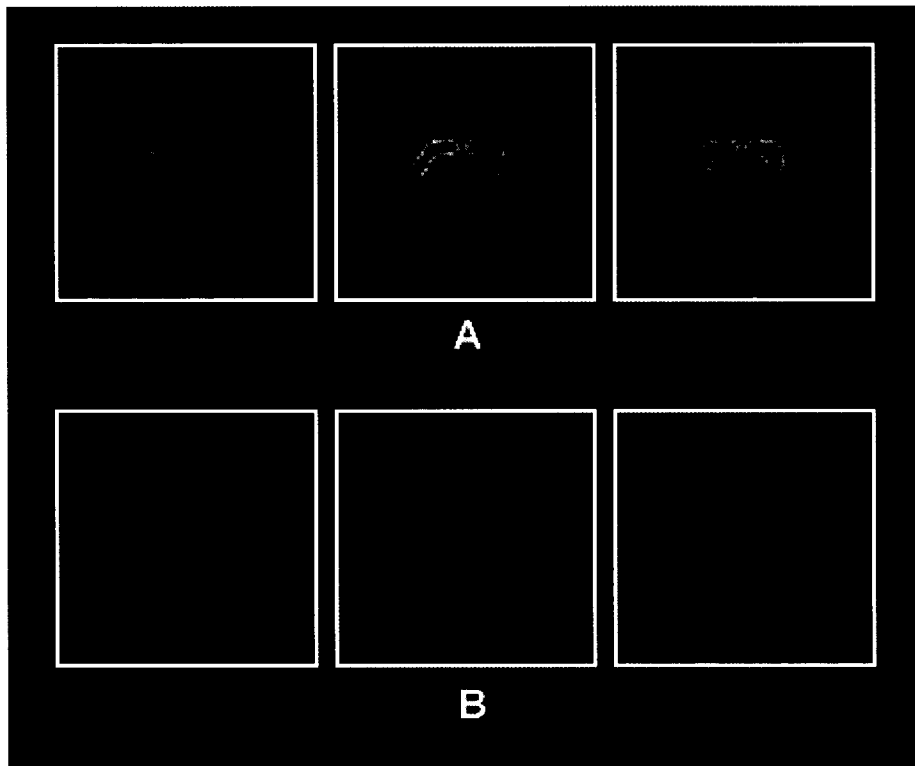


Figure 4. Reconstructed images of the projection data acquired with photopeak energy window (A) and with scatter energy window (B). The images were normalized to the (A) so that the relative radioactivity distribution were visualized.

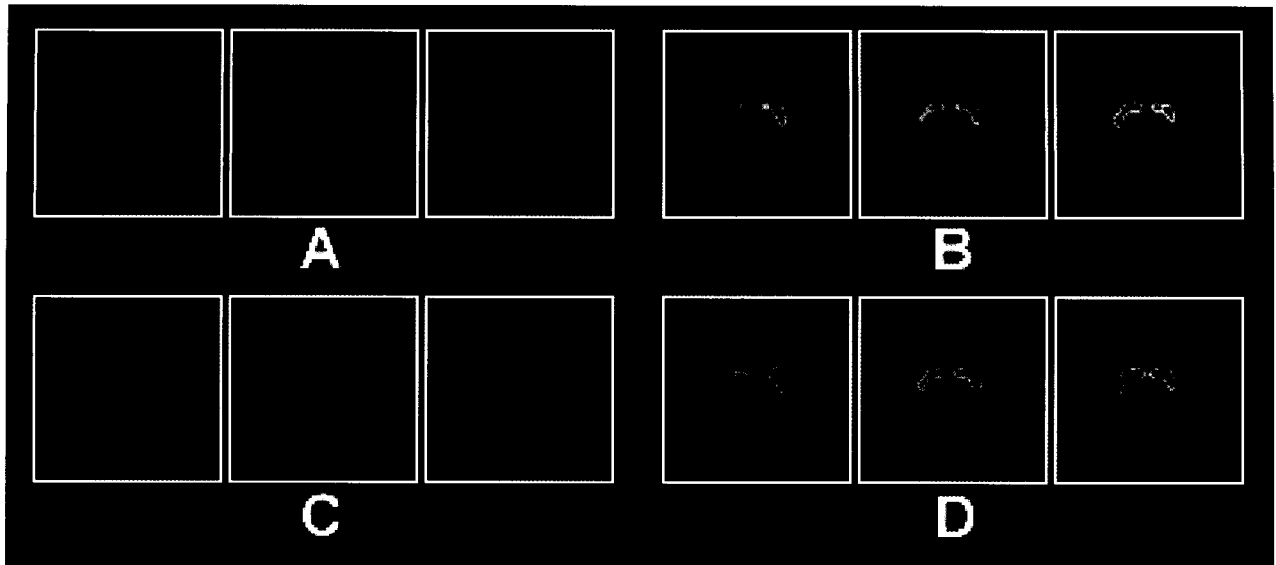


Figure 5. Reconstructed images show four different cases. (A) no scatter correction and no attenuation correction, (B) no scatter correction and with attenuation correction, (C) with scatter correction and no attenuation correction, (D) with scatter correction and with attenuation correction. The images of A, B, C, D were normalized to D for the purpose of quantitative display.

을 요할 때는 감쇠 보정을 한 경우가 약간 우수하지만 감쇠보정의 영향이 매우 크지 않은 것을 보여준다. 그러나 감쇠 보정을 한 경우와 하지 않은 경우 모두 기저핵과 배후방사능의 비율이 참 값 비율에 비해 매우 과소 평가되는 것을 볼 수 있다. 그 이유 중에 하나는 대조도를 떨어뜨리고 관심부위와 배후방사능의 상대적 비율을 떨어뜨리는 산란현상의 영향이 클 것으로 생각된다.

표 2는 산란보정을 한후 감쇠보정을 한 경우와 하지 않은 경우 각 부위의 참값과 기저핵과 배후방사능의 비율을 보여준다. 감쇠 보정후 ROI 값은 감쇠 보정전 ROI 값과 비교할 때 기저핵 2.69배 배후방사능 2.64배로 뇌 영상의 절대적 정량적 분석을 위해서는 반드시 감쇠 보정이 필요한 것을 보여준다. 산란 보정을 하지 않은 경우(표 1)와 비교해 보면 산란보정을 한 경우가 기저핵과 배후방사능의 대조도가 좋아지는 것을 보여준다. 감쇠보정 후와 감쇠보정 전의 기저핵과 배후 방사능의 비율은 각각 참값 비율이 가장 높을 때 5.03, 4.94, 참값이 중간 값일 때 3.77, 3.79, 그리고 참값이 가장 낮을 때 1.53, 1.51로 상대적 정량분석을 요할 때는 감쇠보정을 한 경우가 약간 우수하지만 감쇠보정의 영향이 매우 크지 않은 것을 보여준다. 감쇠보정을 한 경우와 하지 않은 경우 모두 기저핵과 배후방사능의 비

율이 참 값 비율에 비해 아직도 과소 평가되는 것을 볼 수 있다. 그러나 산란보정을 하지 않은 경우(표 1)에 비해 참값에 근접하는 것을 볼 수 있다. 기저핵과 배후방사능의 참값 비율이 6.58, 4.68, 1.86일 때 산란보정 한 후 감쇠보정 한 경우는 참값의 76%, 80%, 82%로 측정하고 감쇠보정 하지 않은 경우는 75%, 81%, 81%로 측정하였다. 참값의 비율이 낮을수록 참값에 가깝게 측정하였으나 산란과 감쇠 보정을 한 경우도 참값에 비해 약 20%의 과소평가 하는 것을 볼 수 있으며, 이는 본 논문에서 다루지 않은 부분용적 효과와 완벽하지 않지만 임상에서 쉽게 사용 가능한 감쇠와 산란 보정방법을 적용한 결과로 사료된다.

고 찰

우리 몸 안에서 일어나는 신진대사, 혈류량 공급, 생화학적 변화, 또는 뇌에서의 도파민 운반체, 수용체 등을 영상화하여 정량화 할 수 있다면 환자의 조기 진단뿐만 아니라 치료계획을 세우고 치료경과 등을 객관적으로 측정하는데 매우 유용할 것이다. 대표적인 핵의학 단층 촬영기로 SPECT 또는 PET을 이용하여 일반적으로 SPECT는 하나, 둘, 또는 세 개의 검출기를 360° 회전하며 데이터를 얻는다. 일반적인

Table 1. ROI values of basal ganglia and background with and without attenuation correction, but without scatter correction.

	With Attenuation Correction				Without Attenuation Correction			
	BG	BK	Measured BG/BK	True BG/BK	BG	BK	Measured BG/BK	True BG/BK
Measure 1	61.97	14.44	4.29	6.58	28.21	6.81	4.14	6.58
Measure 2	58.65	13.96	4.20	6.58	26.73	6.57	4.07	6.58
Measure 3	57.39	13.78	4.16	6.58	26.09	6.49	4.01	6.58
Avg ± SD	59.34±2.37	14.06±0.34	4.22±0.07	6.58±0.00	27.01±1.09	6.62±0.07	4.08±0.06	6.58±0.00
Measure 4	54.07	16.48	3.28	4.68	24.55	7.89	3.11	4.68
Measure 5	52.45	16.21	3.24	4.68	23.70	7.79	3.04	4.68
Measure 6	52.77	16.12	3.27	4.68	23.98	7.74	3.10	4.68
Avg ± SD	53.10±0.86	16.27±0.18	3.26±0.02	4.68±0.00	24.08±0.44	7.81±0.07	3.08±0.04	4.68±0.00
Measure 7	49.52	33.61	1.47	1.86	22.26	15.47	1.44	1.86
Measure 8	48.78	33.36	1.46	1.86	22.13	15.36	1.44	1.86
Measure 9	47.26	32.93	1.44	1.86	21.42	15.21	1.41	1.86
Avg ± SD	48.52±1.15	33.30±0.34	1.46±0.02	1.86±0.00	21.94±0.45	15.35±0.13	1.43±0.02	1.86±0.00

BG: basal ganglia, BK: background, Avg: average, SD: standard deviation

Table 2. ROI values of basal ganglia and background with and without attenuation correction, but with scatter correction.

	With Attenuation Correction				Without Attenuation Correction			
	BG	BK	Measured BG/BK	True BG/BK	BG	BK	Measured BG/BK	True BG/BK
Measure 1	69.80	13.99	4.99	6.58	25.84	5.31	4.86	6.58
Measure 2	68.16	13.12	5.20	6.58	25.31	4.93	5.13	6.58
Measure 3	65.19	13.30	4.90	6.58	24.24	5.04	4.81	6.58
Avg ± SD	67.71±2.34	13.47±0.46	5.03±0.15	6.58±0.00	25.12±0.81	5.09±0.20	4.94±0.17	6.58±0.00
Measure 4	65.19	15.99	4.08	4.68	24.24	5.91	4.11	4.68
Measure 5	55.27	15.39	3.59	4.68	20.55	5.71	3.60	4.68
Measure 6	56.37	15.54	3.63	4.68	20.93	5.76	3.63	4.68
Avg ± SD	58.94±5.44	15.64±0.31	3.77±0.27	4.68±0.00	21.91±2.03	5.79±0.10	3.78±0.28	4.68±0.00
Measure 7	50.46	32.42	1.56	1.86	18.71	12.12	1.54	1.86
Measure 8	49.10	31.91	1.54	1.86	18.25	11.97	1.53	1.86
Measure 9	53.91	36.25	1.49	1.86	17.43	11.85	1.47	1.86
Avg ± SD	51.16±2.48	33.53±2.37	1.53±0.04	1.86±0.00	18.13±0.65	11.98±0.14	1.51±0.04	1.86±0.00

BG: basal ganglia, BK: background, Avg: average, SD: standard deviation

SPECT는 범용으로 설계하여 심장, 뼈, 뇌, 전신촬영 등의 다목적 용도로 쓰인다. 이는 촬영시 환자의 어깨 밖으로 돌며 데이터를 얻도록 되어 있어 해상도가 떨어질 수 있다. 뇌 촬영 전용 원형 단일결정을 이용한 CeraSPECT™ 는 모든 사양을 뇌 촬영을 위해 만든 SPECT로 좋은 해상도를 기대할 수 있다.

그러나 물리적 요소들인 감쇠, 산란, 부분용적효과, 노이즈, 그리고 재구성 알고리즘 등은 SPECT의 기종에 관계없이 영상의 정성적 또는 정량적 결과에 영향을 미친다¹¹⁻¹⁴⁾. 본 논문에서는 이들 물리적 요소들중 특히 감쇠와 산란의 영향을 정량화하고 보정방법에 따른 결과를 정량분석하였다. PET의 경우 감쇠되는 정도의 측정이 용이하여 감쇠보정이 쉬운 반면 SPECT의 감쇠보정은 매우 어려운 것으로 알려져 있다¹¹⁻¹²⁾. 특히 폐, 뼈, 연조직 등이 포함된 심장 영상에서는 비균일한 감쇠계수를 먼저 측정하여 보정하는 방법이 필요하고 많은 연구가 진행되고 있어 일부는 임상적용을 하고 있으나 아직도 임상에서 널리 쓰이고 있지는 않다. 심장과 달리 뇌 영상에서는 균일한 감쇠계수로 가정하고 비교적 간단한 감쇠보정 방법을⁵⁾ 사용해오고 있으며 좋은 결과를 보여주고 있고 임상에서 널리 쓰이고 있다. 본 논문에서는 원형단일 결정 SPECT에서 얻은 뇌 영상을 감쇠보정한 후 정량화함으로써 임상응용의 신뢰성을 확인하고자 하였다. SPECT 뇌 영상에서 산란현상은 정량분석을 매우 어렵게 한다. 산란 현상은 뇌 안에서의 방사성 동위원소의 분포도, 분포도와 검출기의 기하학적인 관계, 동위원소의 에너지, 뇌 안의 감쇠계수 분포도 등의 영향을 받기 때문에 완벽한 산란보정은 매우 어려운 것으로 알려져 있다. 산란 보정방법의 연구는 매우 활발하여 다양한 방법이 보고되고 있다^{6-9, 11)}. 이들 중 임상환경에서 쉽게 적용할 수 있는 방법은 주 에너지 창과 산란에너지 창을 이용한 이중 에너지 창 보정방법이다. 현재 원형 단일결정 SPECT에서도 이중 에너지 창을 이용한 방법을 이용하여 임상 데이터에 대해 산란보정을 하고 있다. 산란보정과 감쇠보정은 밀접한 관계가 있으며 산란보정을 하지 않고 Chang방법으로 감쇠보정을 할 때는 산란의 영향을 고려하기 위해 140keV의 Tc-99m의 경우 0.15cycles/cm 대신 0.12cycles/cm의 감쇠 계수를 이용한다. 반면에 산란보정을 한 경우는 산란의 영향을 고려할 필요가 없으므로 0.15/cm의 감쇠계수를 이용하여 감쇠보정을 하게된다. 본 논문에서는 임상에서 사용 가능한 감쇠와 산란보정에 대한 정량분석을 하기 위해 각각 Chang 방법과 이중 에너지 창 방법을 적용하였다. 이들 방법의 정량적 정확성을 시험하기 위해 3차원 뇌 모형 팬텀을 이용하였다. AldersonTM(Radiology Support Devices

Inc., Long Beach, CA, USA) 3차원 뇌 팬텀은 SPECT, PET, MRI 등을 이용한 뇌 영상의 정량적 평가를 위하여 만들었으며 SPECT의 경우 방사성동위원소를 채울 수 있도록 좌 우 기저핵과 그 외의 뇌 부분으로 이루어져 있으며(그림 2) 기저핵과 배후방사능의 비율을 조합하여 볼 수 있도록 제작한 것이다.

SPECT의 궁극적인 목적은 정량적인 영상데이터를 획득하여 정확한 진단을 하는 것이다. CeraSPECT의 정량적 정확성을 측정하기 위해 Alderson 팬텀의 기저핵과 배후방사능의 비를 낮게, 중간, 높게 채운후, 임상 프로토콜을 이용하여 각 데이터마다 주 에너지 창과 산란 에너지 창을 이용 두개의 투사영상을 획득하였다. 주 에너지 창을 이용하여 얻은 영상은(그림 4A) 기저핵과 뇌의 윤곽이 뚜렷한데 반해 산란 에너지 창의 영상은 해상도가 많이 떨어져(그림 4B) 대조도를 떨어뜨리고 배후 방사능을 높이는 역할, 즉 영상 공간에서 낮은 주파수에 기여한다는 것을 볼 수 있다. 그림 5는 보정하지 않았을 때 (그림 5A), 감쇠 보정하였을 때(그림 5B), 산란보정하고 감쇠보정하지 않았을 때 (그림 5C), 그리고 감쇠와 산란 모두에 대해 보정하였을 때 (그림 5D)의 영상을 보여준다. 산란보정을 하지 않고 감쇠보정만 하였을 때는(그림 5B) 감쇠 보정하지 않은 경우에 비해 전체적으로 높은 값이 되는 것을 알 수 있고 배후 방사능이 약간 높은 것을 볼 수 있다. 감쇠 보정에 관계없이 산란 보정을 한 경우는(그림 5C, D) 산란보정을 하지 않은 경우(그림 5A, B)에 비해 배후 방사능의 값이 떨어졌고 영상의 대조도가 좋아진 것을 볼 수 있다.

환자의 경우는 몸 안에서의 동위원소 분포를 정확히 알 수 없다. 반면 3차원 팬텀 영상의 경우 팬텀 안에 있는 작은 부위인 기저핵과 그 외 뇌 부위에 채운 방사성 동위원소의 정확한 농도를 알기 때문에 보정방법에 따른 그들의 정확성을 평가할 수 있다. 3차원 팬텀을 이용하여 정량적 정확성을 평가하기 위하여 관심영역을 그려 그들의 절대적인 평균 값과 상대적인 평가를 위한 기저핵과 배후방사능의 비율을 참값과 비교하였다. 산란보정을 하지 않고 감쇠보정을 한 경우와 하지 않은 경우를 보면, 감쇠보정 후 ROI 값은 감쇠보정 전 ROI 값과 비교할 때 기저핵 2.2배 배후 방사능 2.1배로(표 1) 뇌 영상의

절대적 정량적 분석을 위해서는 반드시 감쇠보정이 필요한 것을 보여준다. 즉 감쇠보정을 하지 않는다면 감쇠보정을 하는 경우에 비해 기저핵의 경우 45%, 배후방사능의 경우 48%로 과소 평가할 수 있다는 것을 보여준다. 반면에 감쇠보정 후와 감쇠보정 전의 기저핵과 배후방사능의 비율은 각각 참값 비율이 가장 높을 때 4.22, 4.08, 참값이 중간 값일 때 3.26, 3.08, 그리고 참값이 가장 낮을 때 1.46, 1.43으로(표 1) 상대적 정량분석을 요할 때는 감쇠 보정을 한 경우가 약간 우수하지만 감쇠 보정의 영향이 매우 크지 않은 것을 보여준다. 이는 임상에서 영상을 판독할 때 좌, 우의 차이를 본다거나 뇌의 관심영역과 배후 방사능과의 비율을 이용할 때는 감쇠현상이 큰 영향을 주지 않을 수도 있다는 내용이다. 그러나 감쇠 보정을 한 경우와 하지 않은 경우 모두 기저핵과 배후방사능의 비율이 참 값 비율에 비해 매우 과소 평가되는 것을 볼 수 있다. 예를 들면 위에서의 비율 4.22와 4.08에 대한 참 값은 6.58이었다. 그 이유 중에 하나는 대조도를 떨어뜨리고 관심부위와 배후방사능의 상대적 비율을 떨어뜨리는 산란현상의 영향이 클 것으로 생각된다.

위의 결과가 산란보정한 후에는 어떻게 될 것인가가 매우 궁금하다. 산란보정을 한 후 감쇠보정을 한 경우와 하지 않은 경우 각 부위의 참값과 기저핵과 배후방사능의 비율을 보면 감쇠 보정후 ROI 값은 감쇠 보정전 ROI 값과 비교할 때 기저핵 2.69배 배후방사능 2.64배로(표 2) 뇌 영상의 절대적 정량적 분석을 위해서는 반드시 감쇠보정이 필요한 것을 보여준다(그림 5D). 산란 보정을 하지 않은 경우(표 1, 그림 5A, B)와 비교해 보면 산란보정을 한 경우가(표 2, 그림 5C, D) 기저핵과 배후방사능의 대조도가 좋아지는 것을 보여준다. 반면에 감쇠보정 후와 감쇠보정 전의 기저핵과 배후 방사능의 비율은 각각 참값 비율이 가장 높을 때 5.03, 4.94, 참값이 중간 값일 때 3.77, 3.79, 그리고 참값이 가장 낮을 때 1.53, 1.51로(표 2) 상대적 정량분석을 요할 때는 감쇠보정을 한 경우가 약간 우수하지만 감쇠보정의 영향이 매우 크지 않은 것을 보여준다.

그러나 산란보정을 하고 감쇠보정을 한 경우도(표 2, 그림 5D) 산란보정을 하지 않고 감쇠보정을 한 경우(표 1, 그림 5B)와 마찬가지로 기저핵과 배후방사능의 비율이 참값 비율에 비해 과소평가되는 것

을 볼 수 있다(표 2, 그림 5D). 예를 들면 기저핵과 배후방사능의 참값 비율이 6.58, 4.68, 1.86일 때 산란보정 후 감쇠보정한 경우는 참값의 76%, 80%, 82%로(표 2) 측정되었고 감쇠보정 하지 않은 경우는 75%, 81%, 81%로(표 2) 측정되었다. 위의 결과를 보면 참 값의 비율이 낮을수록 참값에 가깝게 측정되었으나 산란과 감쇠에 대한 보정을 한 경우도 참값에 비해 약 20%의 과소 평가를 하는 것을 볼 수 있다. 이는 본 논문에서 다루지 않은 부분용적 효과와 위의 감쇠와 산란 보정방법이 완벽하지 않은 결과로 사료된다. 또한 3차원 펜텀 데이터를 재구성할 때 저역투과 필터인 Butterworth를 사용하였고 노이즈 증폭을 줄이기 위해 다소 낮은 차단 주파수(0.95cycles/cm)를 사용한 재구성 방법과 임상응용을 위해 적합한 대략적인 감쇠와 산란보정 방법 때문으로 생각되며, 위의 모든 요소들에 대한 정량 분석은 앞으로 계속 연구되어야 할 것으로 사료된다.

결 론

SPECT 또는 PET을 이용하여 얻은 뇌 영상의 정확한 해석을 위해서는 장기간의 훈련을 받은 전문가가 필요하다. 그러나 전문가들 사이에서도 서로 다르게 해석할 수 있고 병소 부위의 방사약품 섭취 변화가 작을 때는 반복해서 같은 해석을 하기 어려울 것이다. 이럴 때 핵의학 영상을 정량화 할 수 있다면 환자의 정확한 진단뿐만 아니라 치료계획을 세우고 치료경과 등을 객관적으로 측정하는데 매우 유용할 것이다. 그러나 환자 몸 안에서 발생하는 감마선은 몸을 통과하여 검출기에 도달하는 동안 감쇠 또는 산란과정을 겪게 되고 이는 영상의 질을 저하시킬 뿐만 아니라 정량분석을 매우 어렵게 한다. 산란의 경우 주어진 검사에서 경우에 따라 10%에서 60%까지가 산란일 수 있고 감쇠는 몸 한가운데의 경우 SPECT는 약 10배 PET는 약 20배까지도 감쇠 될 수 있고 뇌 촬영의 경우는 2-5배까지 감쇠 될 수 있어 이들의 보정없이 SPECT 또는 PET으로 획득한 방사약품의 분포도를 나타내는 영상이 참 값을 나타내지 않는다는 것을 알 수 있다. 감쇠와 산란은 밀접한 관계를 갖고 있으나 본 연구에서는 감쇠와 산란을 분리하여 보정하였으며, 각각의 보정 방법에 따라 감쇠와 산란이 정량화에 미치는 영향을 측정하

였다. 이를 위해 MRI, CT, SPECT, PET 등의 정량화를 연구할 수 있도록 만든 3차원 뇌 모형인 Alderson™ 팬텀(그림 2)을 이용하였다. 원형 단일 결정 SPECT로 얻은 뇌 영상의 정량화에 미치는 감쇠와 산란의 영향을 정량 분석하였다. 산란영향을 보기 위해 이중 에너지 창으로 투사영상을 얻었고 감쇠 영향을 보기 위해 산란보정을 한 경우와 하지 않은 경우로 나누어 각각 감쇠 계수를 달리하여 감쇠 보정하였다. 산란보정을 하지 않았을 때, 절대적인 값을 구하는 경우는 감쇠 보정을 한 경우와 하지 않은 경우 매우 큰 차이가 나기 때문에 반드시 감쇠 보정이 필요하고 관심부위와 배후방사능의 비율을 구하는 경우에는 감쇠보정을 한 경우와 하지 않은 경우 큰 차이가 없으므로 경우에 따라 감쇠보정이 반드시 필요하지 않을 수도 있을 것으로 생각된다. 반면에 산란보정을 한 경우는 감쇠보정에 관계 없이 영상의 대조도가 좋아지고 관심영역과 배후방사능과의 비율이 참값에 가까워졌다. 그러나 감쇠 보정과 산란보정을 한 후에도 관심영역과 배후 방사능과의 비가 약 20% 정도 과소평가 되었다. 이는 일부 논문에서 자세히 연구하지 않은 부분용적 효과와 재구성 방법 등의 영향과 일부 감쇠와 산란 보정 방법이 임상환경에서 쉽게 사용할 수는 있으나 그 정확성이 다소 떨어지는 방법을 적용했기 때문으로 생각되며 앞으로 더 연구되어야 할 것으로 사료된다.

참고 문헌

- Genna S.G., Smith A.P.: The development of ASPECT, an annular single-crystal brain camera for high efficiency SPECT. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-35:654-658(1988)
- Smith A.P., Genna S.G.: Acquisition and calibration principles for ASPECT: a SPECT camera using digital digital position analysis. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-35:740-743(1988)
- Genna S.G., Smith A.P.: Imaging characteristics of ASPECT, a single-crystal ring camera for dedicated brain SPECT. J. Nuc. Med. 30:796 (1989)
- Genna S.G., Smith A.P.: Annular single-crystal SPECT. Wagner, Szabo, Buchanan. Principles of Nuclear medicine, 2nd Edition,
- Chang L.T.: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. 25:638-643(1978)
- Jaszczak R.J., Greer K.L., Flyod C.E., Haris C.C., Coleman R.E.: Improved SPECT quantification with compensation for scattered photons. J. Nuc. Med. 25:893-900(1984)
- Ljungberg M., King M.A., Hademenos G.J., Strand S-E.: Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. J. Nuc. Med. 35:143-151(1994)
- Msaki P., Axelsson B., Dahl C.M.: Generalized scatter correction in SPECT using point scatter distribution functions. J. Nuc. Med. 28:1861 1869(1987)
- King M.A., Hademenos G.J., Glick S.J.: A dual photopeak window method for scatter correction. J. Nuc. Med. 33:605-613(1992)
- Zimmerman R.E., Williams B.B., Chan K.H., Moore S.C., Kijewski M.F.: Limitations of dual-photopeak window scatter correction for brain imaging. J. Nuc. Med. 38:1902-1906(1997)
- Frey E.C., Tsui B.M.W.: Parameterization of the scatter response function in SPECT imaging using Monte Carlo simulators. IEEE Trans. Nucl. Sci. 37:1308-1315(1990)
- Iida H., Narita Y., Kado H., Kashikura A., Sugawara S., Shoji Y., Kinoshita T., Ogawa T., Eberl S.: Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. J. Nuc. Med. 39:181-189(1998)
- Glick S.J., King M.A., Pan T.S., Soares E.J.: Compensation for nonuniform attenuation in SPECT brain imaging. IEEE Trans. Nucl. Sci. 43:737-750(1996)
- Stodilka R.Z., Kemp B.J., Prato F.S., Nicholson R.L.: Importance of bone attenuation in brain SPECT quantitation. J. Nuc. Med. 39:190-197 (1998)

Quantitative Study of Annular Single-Crystal Brain SPECT

Hee-Joung Kim, Ph.D., Han-Myoung Kim, B.S., Soo-Gil So, B.S.,
Jung-Kyun Bong, M.S., Jong-Doo Lee, M.D.

*Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University College of Medicine
Research Institute of Radiological Science, Yonsei University*

Nuclear medicine emission computed tomography(ECT) can be very useful to diagnose early stage of neuronal diseases and to measure therapeutic results objectively, if we can quantitate energy metabolism, blood flow, biochemical processes, or dopamine receptor and transporter using ECT. However, physical factors including attenuation, scatter, partial volume effect, noise, and reconstruction algorithm make it very difficult to quantitate independent of type of SPECT. In this study, we quantitated the effects of attenuation and scatter using brain SPECT and three-dimensional brain phantom with and without applying their correction methods. Dual energy window method was applied for scatter correction. The photopeak energy window and scatter energy window were set to $140\text{keV} \pm 10\%$ and $119\text{keV} \pm 6\%$ and 100% of scatter window data were subtracted from the photopeak window prior to reconstruction. The projection data were reconstructed using Butterworth filter with cutoff frequency of 0.95cycles/cm and order of 10. Attenuation correction was done by Chang's method with attenuation coefficients of 0.12/cm and 0.15/cm for the reconstruction data without scatter correction and with scatter correction, respectively. For quantitation, regions of interest (ROIs) were drawn on the three slices selected at the level of the basal ganglia. Without scatter correction, the ratios of ROI average values between basal ganglia and background with attenuation correction and without attenuation correction were 2.2 and 2.1, respectively. However, the ratios between basal ganglia and background were very similar for with and without attenuation correction. With scatter correction, the ratios of ROI average values between basal ganglia and background with attenuation correction and without attenuation correction were 2.69 and 2.64, respectively. These results indicate that the attenuation correction is necessary for the quantitation. When true ratios between basal ganglia and background were 6.58, 4.68, 1.86, the measured ratios with scatter and attenuation correction were 76%, 80%, 82% of their true ratios, respectively. The approximate 20% underestimation could be partially due to the effect of partial volume and reconstruction algorithm which we have not investigated in this study, and partially due to imperfect scatter and attenuation correction methods that we have applied in consideration of clinical applications.

Key Words : Annular single crystal, SPECT, Attenuation, Scatter