

물리적 요소가 SPECT 영상에 미치는 영향

손혜경**, 김희중*, 나상균**, 이희경*
울산대학교 의과대학 서울중앙병원 핵의학과*
이과대학 물리학과**

초 록

본 연구는 2-D와 3-D 호프만 뇌 모형, 3-D 제책 모형, 그리고 단일광자방출전산화단층촬영을 이용하여 인공산물을 일으키는 요인중 자료 획득 요소, 감쇠, 잡음, 산란 그리고 재구성 방식이 영상에 미치는 영향을 분석, 평가하였다. 자료 획득 요소 중 섬광 카메라의 회전 각도와 반경을 각각 변화시키면서 영상을 획득하였다. 이때 회전 반경의 변화가 작을수록 더 우수한 질의 영상을 얻을 수 있었고 회전중심으로부터 반경이 짧을수록 영상이 더 우수하였으며 이는 모형에서 거리가 멀어질수록 조준기의 분해능이 떨어지기 때문이다. 제책 모형에서 균일한 부위를 각 조준기에 대해 알맞는 감쇠계수를 찾는데 이용하였다. ^{99m}Tc 을 사용했을 때 각 조준기에 대해 가장 알맞는 감쇠계수는 모두 0.12cm^{-1} 로 나타났으며, 이 값으로 각각의 영상에 대해 감쇠 보정을 해주었다. 감쇠 보정 전의 제책 모형의 균일한 부위는 감쇠로 인해 움푹 패인 선 프로파일 모양을 나타내었고, 감쇠 보정을 해줌으로서 평행한 선 프로파일을 얻을 수 있었다. 또한 감쇠 보정을 해줌으로서 영상의 질을 개선할 수 있었다. 각 시간에 따른 잡음의 영향을 관찰하기 위해 1분, 2분, 5분, 10분, 20분에 대하여 각각 자료를 얻었다. 결과에서 1분 영상이 잡음의 영향을 가장 많이 받아 영상의 질이 나빴으며 반면에 20분 영상은 잡음의 영향을 적게 받아 영상의 질이 상대적으로 가장 좋았다. 이는 자료 획득 시간을 길게하여 계수되는 양을 늘려줌으로서 Poisson 분포를 따르는 방사능 분포의 통계적 오차를 줄일 수 있기 때문인 것으로 생각한다. 이중-에너지 창, 즉 산란 부분과 ^{99m}Tc 의 붕우리 에너지인 140KeV 중심 20% 에너지 구별 영역을 각각 설정한 후, 자료를 얻어 산란 보정 전과 후의 영상을 비교하였다. 제책 모형의 경우 냉구 부위와 바패턴 부위가 산란 보정 이전에 비해 산란 보정 이후가 더 잘 식별되었고, 3-D 호프만 뇌 모형의 경우 산란 보정후 영상의 질이 더 우수하게 나타났다.

결론적으로 SPECT 영상이 자료 획득을 위한 매개변수, 감쇠, 잡음, 산란 그리고 재구성 방식에 많은 영향을 받는 것으로 나타났으며 임상 적용시 유용한 SPECT 자료를 얻기 위해서 이러한 인자들을 최적화 또는 보정해 주어야 할 것으로 생각된다.

서 론

임상에서 섬광 카메라를 이용하여 영상을 얻을 때 여러 가지 요인에 의해 영상의 질을 떨어뜨리는 인공산물이 발생할 수 있다. 이러한 인공산물을 일으키는 요인에는 자료 획득 요소, 감쇠, 잡음, 산란, 재구성 방식, 환자의 움직임, 신체기관의 움직임, 불완전한 교정, 기계적 오류등¹⁻⁴⁾ 여러 가지가 있다.

임상에서 자료 획득을 위한 매개변수는 영상에 직접적으로 영향을 미친다. 심광 카메라의 회전 반경 및 각도, 매트릭스 크기, 에너지 구별영역등이 이에 해당하며 최적의 변수를 찾는 것이 영상의 질에 있어서 매우 중요하다. 방사성 선원의 전산화단층촬영을 위한 방식의 개발에서 가장 어렵고 기초적인 문제가 인체내에서의 감마선 감쇠 효과를 제거하는 것이다. Kay와 Keys⁹⁾가 감쇠 보정을 위한 투사 사료에 대해 단순보정공식을 적용하였다. 두 개의 대응되는 투사의 산술평균은 방사성 선원의 감쇠되지 않은 방사능의 선적분을 측정하는데 이용된다. Budinger¹⁰⁾와 Keys¹¹⁾는 산술평균대신 기하평균을 사용하였다. 일반적으로 이러한 단순보정방법은 감쇠에 대한 충분한 보정을 제공해 주지 못한다. 왜냐하면 이러한 방법은 방사성 선원 분포의 특별한 경우에 기초를 두기 때문이다. 다른 보정 방법에는 각 반복계산시 감쇠를 고려해준 반복적 최소자승 기법(iterative least square technique: ILST)¹⁰⁾, 반복적 convolution 연산(iterative convolution algorithm)¹¹⁾, Fourier 공간에서 감쇠와 점확산을 다른 특정 대수방정식 재구성 기법(a special algebraic reconstruction technique)¹²⁾, Chang의 감쇠보정방법¹³⁾ 등이 있다. 잡음은 방사능 붕괴와 검출과정의 통계적 특성에 의해 야기되는 화소값의 변화성 정도로 정의되며 일반적으로 Poisson 분포를 따르는 것으로 알려져 있다. 임상에서 영상의 질을 떨어뜨리는 또 다른 요인 중의 하나가 바로 산란이다. 일반적으로 환자로부터 검출되지 않는 산란광자는 환자에 의해 감쇠된다고 고려한다. 그러나 실제로 넓게 퍼지는 방사선의 구조와 유한한 에너지 분해능 때문에 많은 산란광자들이 검출기에 의해 검출된다. 이러한 산란성분을 보정해 주기 위해 여러 가지 방법들이 사용되고 있으며¹⁴⁾ 본 연구에서는 이들 중 이중-에너지 창 방법을 이용하였다. 그리고 영상 재구성시 여과기에 차단 주파수의 선택 또한 영상의 질에 많은 영향을 줄 수 있다.

본 연구에서는 2-D와 3-D 호프만 뇌 모형, 3-D 제책 모형, 그리고 단일광자방출전산화단층촬영을 이용하여 인공산물을 일으키는 요인 중 자료 획득 요소, 감쇠, 잡음, 산란 그리고 재구성 방식이 영상에 미치는 영향을 분석, 평가하였다.

실험방법

본 실험을 위하여 저에너지 일반목적 조준기(LEGP), 저에너지 평행구멍 조준기(LEU-HRP) 또는 중에너지 일반목적 조준기(MEGP)가 장착된 삼중헤드 SPECT 카메라(Triad 88, Trionix Research Lab., Twinsburg, OH)를 이용하였다.

2-D 호프만 뇌 모형 SPECT 자료

150mℓ의 물에 ^{99m}Tc 2.27mCi(83.99MBq)을 균일하게 혼합한 후 공기방울이 섞이지 않도록 2-D 호프만 모형을 채웠다. 각 조준기를 이용하여 2-D 호프만 모형 SPECT 자료를 얻었다. 자료 획득을 위한 매개 변수는 13.5cm과 20cm의 회전반경, 산란부분과 140keV 중심20% 에너지 구별영역, 120개의 투사각, 화소크기 3.56mm인 128×64매트릭스, 단계별 획득이었다. 영상 재구성은 차단주파수 0.8cycles/cm인 Hamming 여과기를 이용하였다. 재구성 영상들은 Chang의 감쇠보정방법을¹³⁾ 이용하여 ^{99m}Tc의 경우 각 조준기에 대해 감쇠보정상수 0.12cm⁻¹를 이용하였다. 각각의 감쇠보정상수는 제책 모형 SPECT 자료에서 얻어졌다.

3-D 호프만 뇌 모형 SPECT 자료

1150ml의 물에 ^{99m}Tc 17.89mCi(661.93MBq)을 균일하게 혼합한 후 공기방울이 섞이지 않도록 하여 3-D 호프만 뇌 모형을 채웠다. 각 조준기에 대해 3-D 호프만 뇌 모형 SPECT 자료를 얻었다. 자료 획득을 위한 매개변수는 13.5cm과 20cm의 회전반경, 산란부분과 140keV 중심20%에너지 구별영역, 120개의 투사각, 화소크기 3.56mm인 128×64 매트릭스, 단계별 획득이었다. 저에너지 평행구멍 조준기에 대해 회전반경 13.5cm일 때 나머지 자료 획득을 위한 매개변수는 동일하게 한 상태에서 회전각도의 간격과 자료 획득 시간을 변경하면서 각각의 자료를 얻었다. 회전각도는 3°, 6°, 12°, 30°로, 그리고 자료 획득 시간은 1분, 2분, 5분, 10분, 20분으로 각각 얻었다. 영상재구성은 선조체 준위에서 차단주파수 0.8cycles/cm인 Hamming 여과기를 이용하였다. 재구성 영상들은 Chang의 감쇠보정방법을 이용하여 ^{99m}Tc 의 경우 각 조준기에 대해 각각 감쇠 보정상수 0.12cm⁻¹를 이용하였다.

제작 모형 SPECT 자료

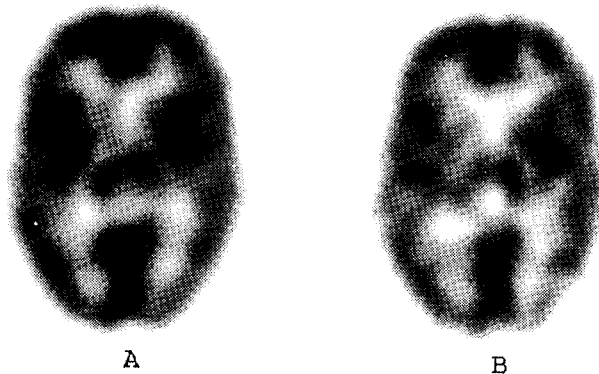
4150ml의 물에 ^{99m}Tc 26.8mCi(991.6MBq)을 공기방울이 섞이지 않도록 균일하게 혼합한 후 제작 모형을 가득 채웠다. 자료 획득을 위한 매개변수는 15cm과 20cm의 회전반경, 산란부분과 140keV의 중심20%에너지 구별영역, 120개의 투사각, 화소크기 3.56mm인 128×64 매트릭스, 단계별 획득이었다. 획득된 자료는 3개의 각각 다른 부위, 즉 바 패턴부위, 냉구 부위, 그리고 균일한 부위를 재구성하였다. 각 조준기를 비교하기 위하여 바 패턴의 대조도, 냉구의 대조도를 관찰한 후 균일한 부위는 각 조준기에 맞는 감쇠 계수를 찾는 데 이용하였다. 감쇠 계수를 찾는 기준은 Chang의 감쇠보정방법을 이용하여 균일한 부위의 선 프로파일이 평행이 되도록 하는 감쇠보정상수로 하였다.

결과 및 고찰

자료 획득 요소

1. 회전각도

저에너지 평행구멍 조준기를 사용하여 3-D 호프만 뇌 모형에 대해 자료 획득 요소 중 회전 각도를 각각 3°, 6°, 12°, 30°로 변경하면서 얻은 영상을 그림 1에 나타내었다. 그림에서



물리적 요소가 SPECT 영상에 미치는 영향

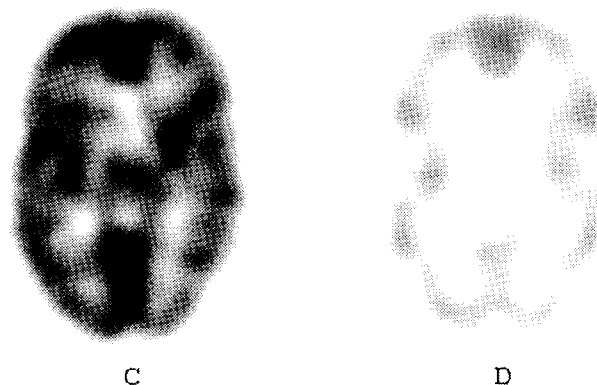


Fig. 1 Reconstructed images of 3-D Hoffman brain phantom for the increment angle of 3° (A), 6° (B), 12° (C), 30° (D), respectively.

볼 수 있듯이 자료를 얻을 때 각도의 변화가 큰 경우는 시야간의 각도가 커질수록 시야수의 감소로 인해 영상에 인공산물이 발생하여 모형의 형체를 제대로 알아볼 수가 없었으며 각도의 변화가 가장 작았던 3°의 경우 실제 모형에 가장 가까운 영상이 관찰되었다.

2. 회전 반경

각 조준기에 대해 2-D와 3-D 제척 모형의 자료를 얻을 때 회전 반경을 2-D와 3-D 호프만 뇌 모형의 경우 13.5cm과 20cm으로, 그리고 3-D 제척 모형의 경우 15cm과 20cm으로 각각 얻었으며 그 예로 각 조준기에서의 2-D 호프만 뇌 모형으로 얻은 영상을 그림 2, 3, 4에 나타내었다. 이때 회전 반경이 13.5cm일때의 영상이 20cm일때에 비해 영상의 질이 더 좋은 것으로 나타났으며 이는 모형과 검출기간의 거리가 멀어질수록 조준기의 분해능이 떨어지기 때문인 것으로 판단된다.

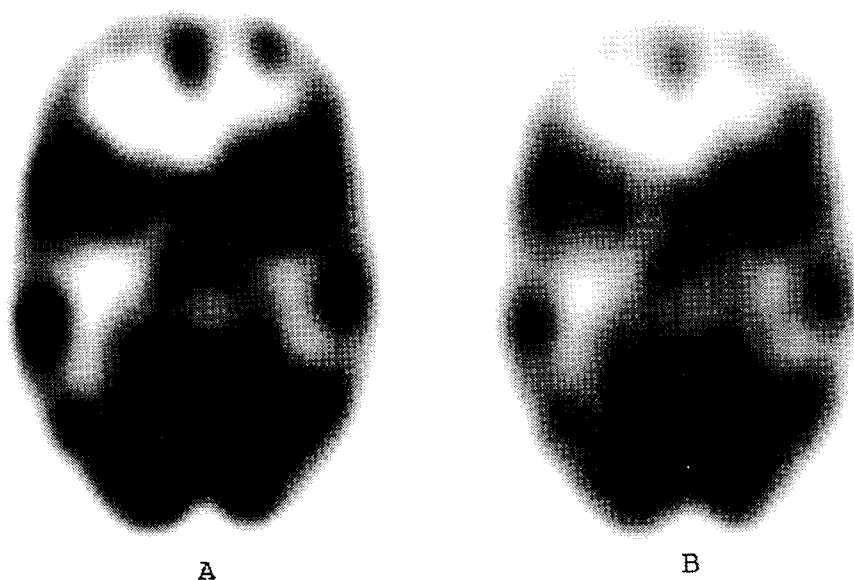


Fig. 2. Reconstructed images of 2-D Hoffman brain phantom at 13.5cm(A) and 20cm(B) of the radius of rotation in LEGP.

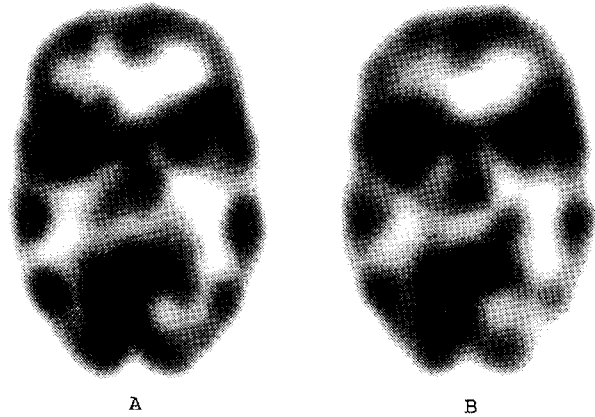


Fig. 3. Reconstructed images of 2-D Hoffman brain phantom at 13.5cm(A) and 20cm(B) of the radius of rotation in LEUHRP.

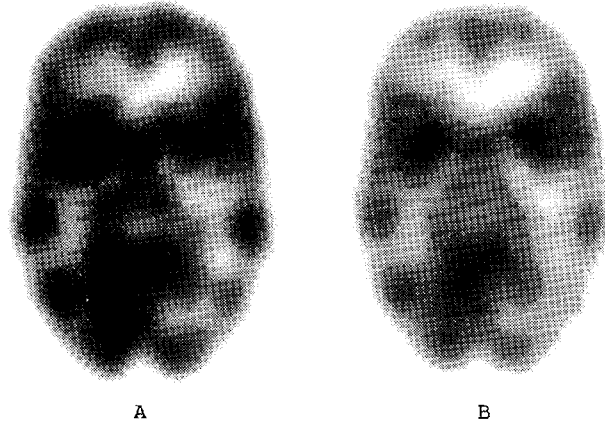


Fig. 4. Reconstructed images of 2-D Hoffman brain phantom at 13.5cm(A) and 20cm(B) of the radius of rotation in MEGP.

감쇠

인체내에서 일어나는 감마선의 감쇠 효과를 제거해주기 위해 다양한 방법⁹⁻¹²⁾들이 이용되고 있다. 본 논문에서는 감쇠 효과를 제거해주기 위해 많이 이용되고 있는 Chang의 감쇠보정방법을 이용하였다. 제척 모형의 균일한 부위를 이용하여 각 조준기에 대해 감쇠보정상수를 구했을 때 0.12cm의 값이 가장 적당한 것으로 나타났다. 각 조준기에서 제척 모형의 균일한 부위에 대한 감쇠보정 전과 후의 프로파일을 각각 그림 5, 6, 7에 나타내었다. 결과에 나타나 있듯이 감쇠보정 전의 선 프로파일은 감쇠로 인해 중간부분이 움푹 들어간 것을 볼 수 있으며 감쇠보정 후의 선 프로파일은 감쇠된 것을 보정해 줌으로서 평행한 선 프로파일을 나타냄을 볼 수 있다. 또한 감쇠보정 전과 후의 영상의 차이를 저에너지 평행구멍 조준기를 사용했을 때 3-D 호프만 뇌 모형의 경우를 예로써 그림 8에 나타내었다. 그림 8에서 감쇠보정 후의 영상이 감쇠보정 전의 영상에 비해 영상의 질이 더 좋은 것을 알 수 있다.

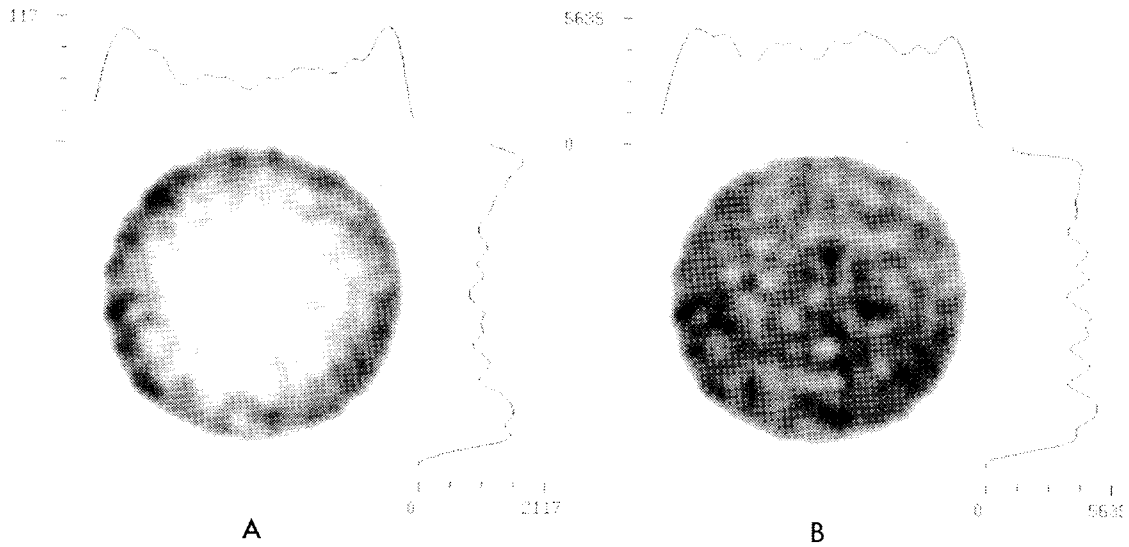


Fig. 5. Line profile without attenuation correction(A) and with attenuation correction(B) for 3-D Jaszczak phantom data obtained with LEGP.

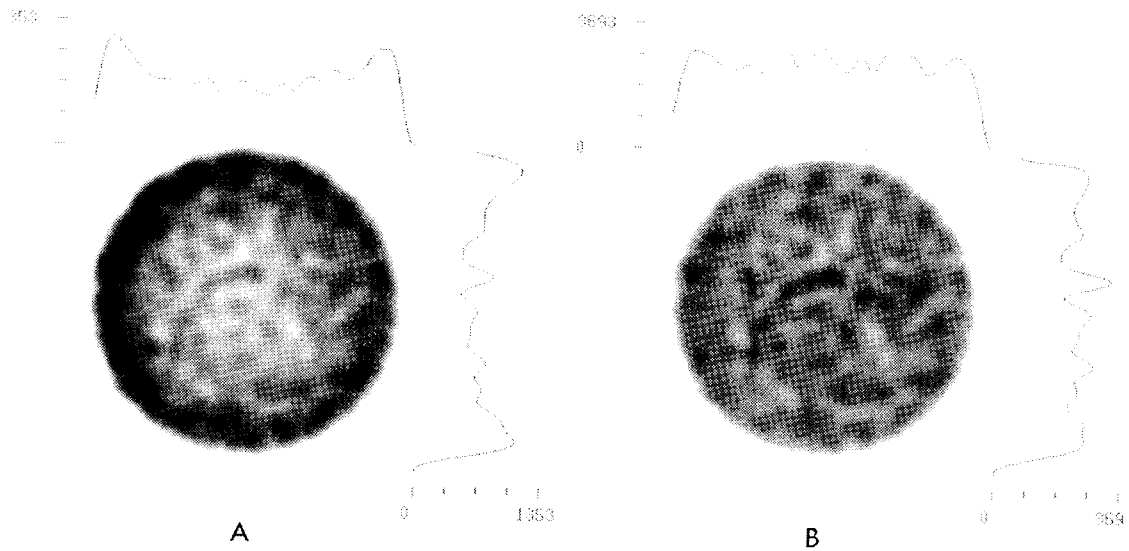


Fig. 6. Line profile without attenuation correction(A) and with attenuation correction(B) for 3-D Jaszczak phantom data obtained with LEUHRP.

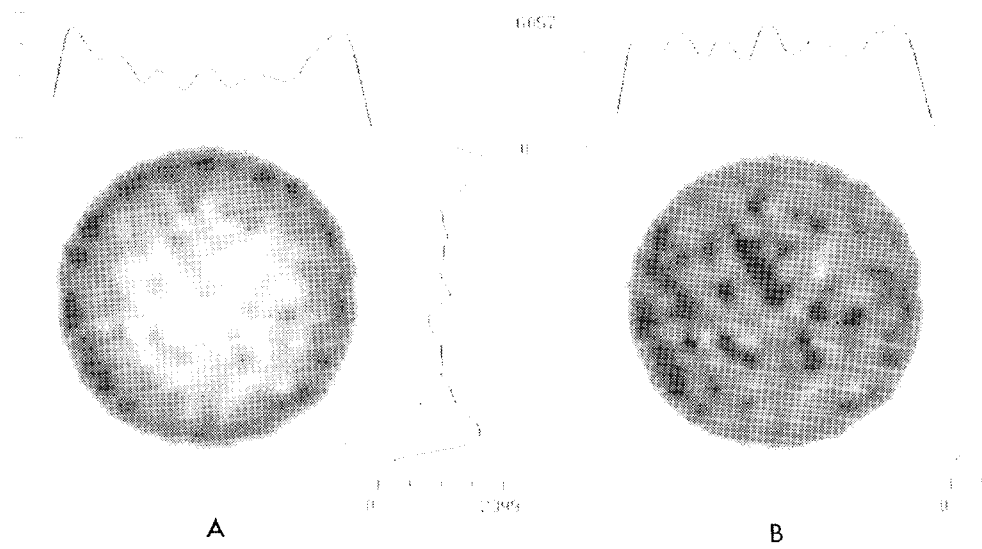


Fig. 7. Line profile without attenuation correction(A) and with attenuation correction(B) for 3-D Jaszczak phantom data obtained with MEGP.

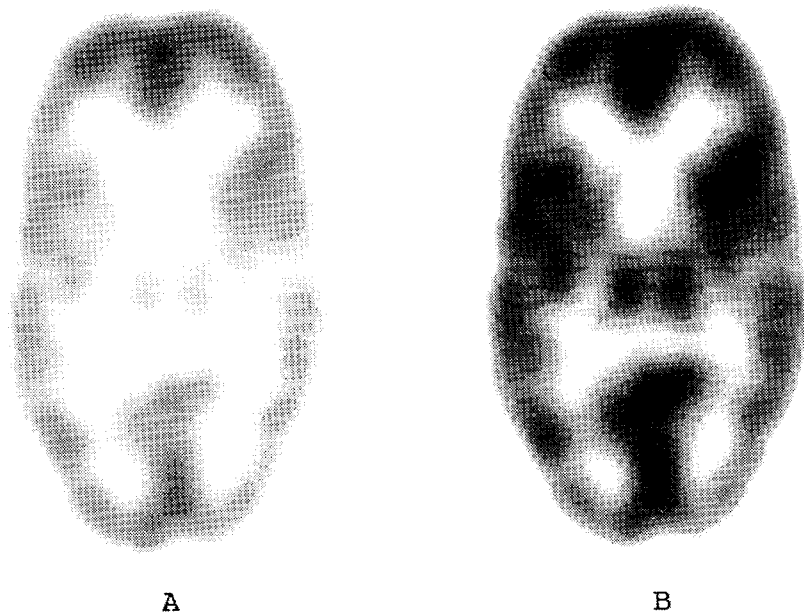


Fig. 8. Reconstructed images of 3-D Hoffman brain phantom without attenuation correction and with attenuation correction.

물리적 요소가 SPECT 영상에 미치는 영향



Fig. 9. The effects of noise in 3-D Hoffman brain phantom. The data were obtained for 1 min(A), 2min(B), 5min(C), 10min(D) and 20min(E). Each image used its own color scale for display purpose.

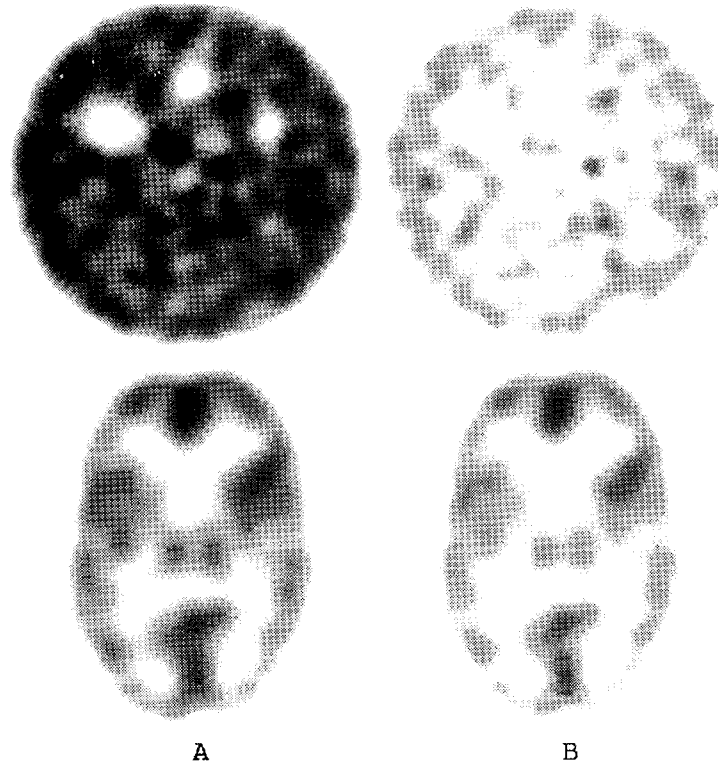


Fig. 10. Reconstructed images of 3-D Jaszczak phantom and 3-D Hoffman brain phantom without(A) and with(B) scatter correction.

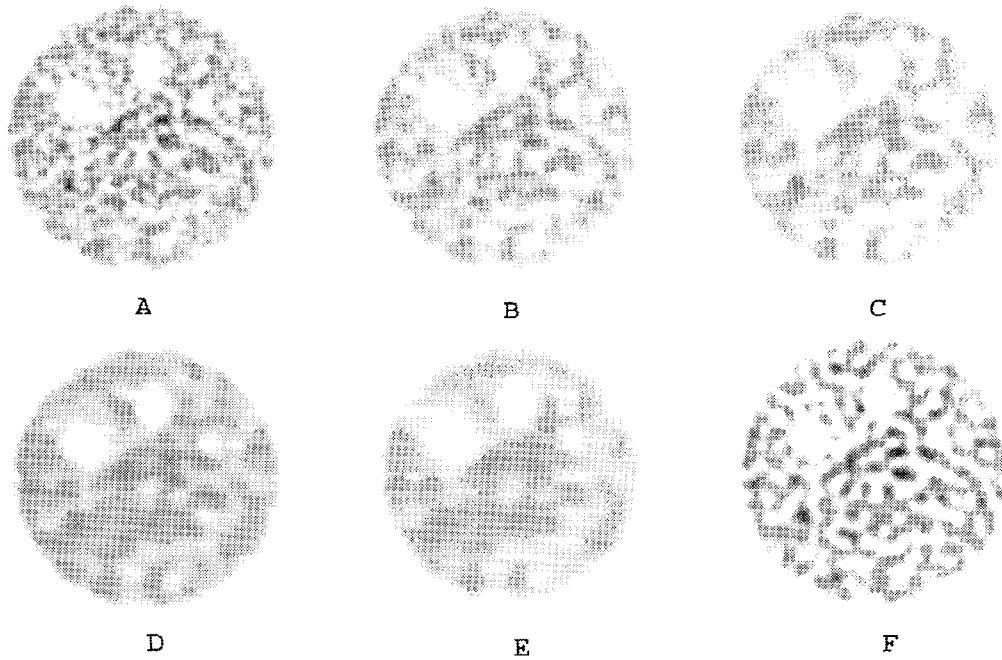


Fig. 11. Reconstructed images for different filters in 3-D jaszczak phantom.

잡음

저에너지 평행구멍 조준기를 사용하여 3-D 호프만 뇌 모형에 대해 자료 획득 시간을 각각 1분, 2분, 5분, 10분, 20분으로 변경하면서 관찰한 잡음의 영향을 그림 9에 나타내었다. 결과에서 나타나듯이 자료 획득 시간이 20분일 때의 영상이 잡음의 영향을 적게 받아 상대적으로 부드럽게 보임을 알 수 있으며 이는 계속되는 양을 늘려줌으로서 Poisson 분포를 따르는 방사능 분포의 통계적 오차를 줄일 수 있기 때문인 것으로 생각된다.

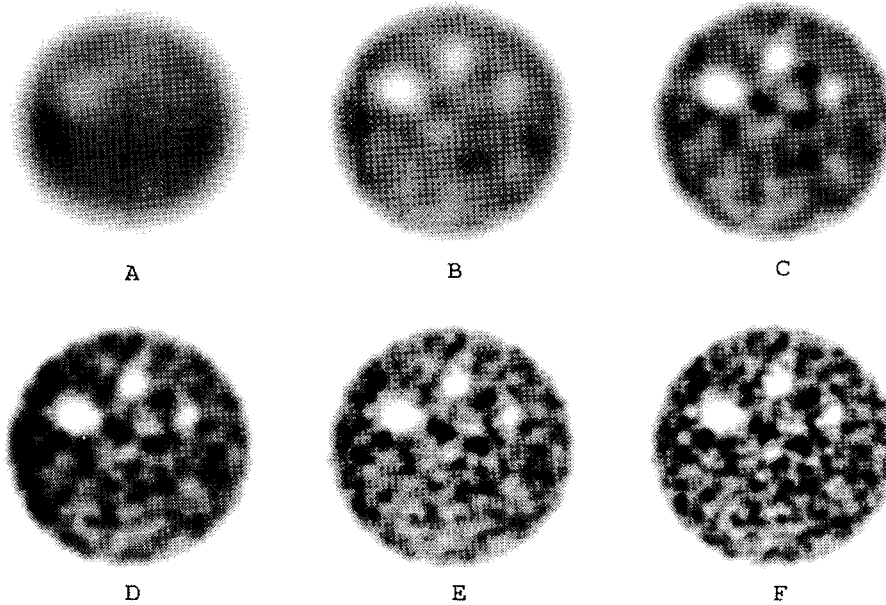


Fig. 12. Reconstructed images with 0.2(A), 0.4(B), 0.6(C), 0.8(D), 1.0(E) and 1.2(F) cycles/cm cutoff frequencies in 3-D Jaszczak phantom.

산란

산란성분은 좋은 성분의 자료에 영향을 주어 영상의 질을 떨어뜨린다. 본 논문에서는 여러 가지 산란보정방법¹³⁾ 중 이러한 산란성분을 이중-에너지 창 방법, 즉 산란부분의 에너지 구별영역에서 얻은 자료에서 140keV의 주 에너지 구별영역에서 얻은 자료에서 빼주어 제거해 주었다. 저에너지 평행구멍 조준기를 사용했을 때 3-D 제책 모형과 3-D 호프만 뇌 모형에 대해 산란보정 전과 후의 영상을 그림 10에 나타내었다. 제책 모형과 3-D 호프만 뇌 모형에서 산란보정을 해준 영상과 산란보정을 해주지 않은 영상을 각각 비교해 보았을 때 제책 모형의 경우 냉구부위와 바 패턴부위가 산란보정 이전에 비해 보정 후 더 잘 식별되었고 이는 균일한 부위/냉구 부위의 대조비가 산란보정 이전에 3.17이었던 것이 산란보정 이후 16.75로서 참값인 무한대값에 더 가까워짐으로서 대조비가 더 좋아지는 것으로도 확인할 수 있었다. 3-D 호프만 뇌 모형의 경우에도 산란보정 후 영상의 질이 더 우수하게 나타났으며 산란보정 전 회질/백질, 선조체/백질의 대조비가 각각 2.22, 2.04이었던 것이 산란보정 이후 2.45, 2.20으로 각각 나타나 회질/백질과 선조체/백질의 참값이 4:1인 것을 감안할 때 대조비 역시 더 좋은 것을 알 수 있다.

재구성 방식

1. 여과기

저에너지 평행구멍 조준기를 사용했을 때 3-D 제척 모형에 대해 차단 주파수를 0.8 cycles/cm으로 고정하고 여과기를 각각 Butterworth, Hamming, Hanning, Gen-Ham, Parzen, Ramp로 바꾸면서 자료를 재구성하여 각각의 여과기를 사용했을 때의 영상을 관찰하였다(그림 11). 이때 Butterworth와 Ramp 여과기는 잡음의 영향을 상대적으로 많이 받는 것으로 나타났으며 반면에 잡음의 영향을 적게 받는 그외의 여과기는 분해능이 떨어지는 것으로 나타났다. 이러한 점을 절충하여 많은 경우 Hamming 여과기를 사용한다. 본 논문에서는 모든 영상의 재구성시 Hamming 여과기를 사용하였다.

2. 차단주파수 변경

저에너지 평행구멍 조준기를 사용했을 때 여과기를 Hamming으로 고정하고 차단주파수를 0.1-1.4 cycles/cm까지 0.1씩 증가시키면서 자료를 얻었다. 그 중 몇가지를 예로 그림 12에 나타내었다. 이때 차단주파수가 높은 경우는 분해능은 좋으나 영상에 잡음 성분이 많아 영상의 질이 떨어져 보였고 차단주파수가 낮은 경우는 잡음 성분이 적어 영상은 부드럽게 보이나 분해능이 떨어져 영상의 형태를 구별할 수가 없었다. 이러한 점을 절충하여 본 논문에서는 영상의 재구성시 0.8 cycles/cm의 차단주파수를 사용하였다.

결 론

이상에서와 같이 SPECT 영상이 자료 획득을 위한 매개변수, 감쇠, 잡음, 산란 그리고 재구성 방식에 많은 영향을 받는 것으로 나타났으며 임상 적용시 유용한 SPECT 자료를 얻기 위해 이러한 인자들을 최적화 또는 보정해 주어야 할 것이다. 본 논문에서와 같이 진단에 직접적으로 영향을 주는 영상에 있어 인공산물을 일으킬 수 있는 여러 가지 요인들을 분석, 평가하여 보정해줌으로서 임상에서 진단시 영상의 질을 떨어뜨리는 요인들에 의해 발생할 수 있는 오류들을 줄일 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. J. Nuyts, P. Dupont, V. Van den Maegdenbergh, S. Vleugels, P. Suetens, and L. Mortelmans: A Study of the Liver-Heart Artifact in Emission Tomography: J Nucl Med, 36, 133-139(1995).
2. P. J. Maniawski, H. T. Morgan, and F. J. Th. Wackers: Orbit-Related Variation in Spatial Resolution as a Source of Artifactual Defects in Thallium-201 SPECT: J Nucl Med, 32, 871-875(1991)
3. K. Knesaurek, M. A. King, S. J. Glick, and B. C. Penney: Investigation of Causes of Geometric Distortion in 180° and 360° Angular Sampling in SPECT: J Nucl Med, 30, 1666-1675(1989).
4. M. D. Cerqueira, D. Matsuoka, J. L. Ritchie, and G. D. Harp: The Influence of Collimators on SPECT Center of Rotation Measurements: Artifact Generation and Acceptance Testing: J Nucl Med, 29, 1393-1397(1988).
5. R. Eisner, A. Churchwell, T. Noever, D. Nowak, K. Cloninger, D. Dunn, W. Carlson, J. Oates, J. Jones, D. Morris, H. Liberman, and R. Patterson: Quantitative Analysis of the Tomographic

- Thallium-201 Myocardial Bullseye Display; Critical Role of Correcting for Patient Motion: *J Nucl Med*, 29, 91–97(1988).
6. E. H. Botvinick, Y. Zhu, W. J. O'Connell, and M. W. Dae: A Quantitative Assessment of Patient Motion and Its Effect on Myocardial Perfusion SPECT Images: *J Nucl Med*, 34, 303–310(1993).
 7. J. J. Zhang, C. H. Park, and S. M. Kim: Brain SPECT Artifact in Multidetector SPECT System: *Clinical Nuclear Medicine*, 19(9), 789–791(1994).
 8. G. J. Gillen, B. Gilmore, and A. T. Elliott: An Investigation of the Magnitude and Causes of Count Loss Artifacts in SPECT Imaging: *J Nucl Med*, 32, 1771–1776(1991).
 9. D. B. Kay, and J. W. Keyes, Jr.: First Order Correction for Absorption and Resolution Compensation in Radionuclide Fourier Tomography: *J Nucl Med Proceedings of 22nd Annual Meeting*, 16(6), 540(1978).
 10. T. F. Budinger, and G. T. Gullberg: Three-Dimensional Reconstruction in Nuclear Medicine Emission Imaging: *IEEE Trans on Nuclear Science*, NS-21(3), 2(1974).
 11. W. I. Keyes: A Practical Approach to Transverse-Section Gamma-Ray Imaging: *British Journal of Rad.*, 49, 62(1976).
 12. T. E. Walters, W. Simon, D. A. Chesler, J. A. Correia, and S. J. Riederer: Radionuclide Axial Tomography with Correction for Internal Absorption, *Information Processing in Scintigraphy: Proceedings of the IVth International Conference*, 333(1975).
 13. L. T. Chang: A Method for Attenuation Correction in Radionuclide Computed Tomography: *IEEE Trans. on Nucl Sci.*, NS-25(1), 638–643(1978).
 14. I. Buvat, M. R. Villafuerte, A. T. Pokropek, H. Benali, and R. D. Paola: Comparative Assessment of Nine Scatter Correction Methods Based on Spectral Analysis Using Monte Carlo Simulations: *J Nucl Med*, 36, 1476–1488(1995).

The effects of physical factors in SPECT

Hye Kyung Son, M.S.** , Hee Joung Kim, Ph.D.* , Sang Kyun Nha,
Ph.D.** , Hee Kyung Lee, M.D.*

Department of Physics, University of Ulsan*

Department of Nuclear Medicine, Asan Medical Center**

Abstract

Using the 2-D and 3-D Hoffman brain phantom, 3-D Jaszczak phantom and Single Photon Emission Computed Tomography, the effects of data acquisition parameter, attenuation, noise, scatter and reconstruction algorithm on image quantitation as well as image quality were studied. For the data acquisition parameters, the images were acquired by changing the increment angle of rotation and the radius. The less increment angle of rotation resulted in superior image quality. Smaller radius from the center of rotation gave better image quality, since the resolution degraded as increasing the distance from detector to object increased. Using the flood data in Jaszczak phantom, the optimal attenuation coefficients were derived as 0.12cm^{-1} for all collimators. Consequently, the all images were corrected for attenuation using the derived attenuation coefficients. It showed concave line profile without attenuation correction and flat line profile with attenuation correction in flood data obtained with jaszczak phantom. And the attenuation correction improved both image quality and image quantitation. To study the effects of noise, the images were acquired for 1min, 2min, 5min, 10min, and 20min. The 20min image showed much better noise characteristics than 1min image indicating that increasing the counting time reduces the noise characteristics which follow the Poisson distribution. The images were also acquired using dual-energy windows, one for main photopeak and another one for scatter peak. The images were then compared with and without scatter correction. Scatter correction improved image quality so that the cold sphere and bar pattern in Jaszczak phantom were clearly visualized. Scatter correction was also applied to 3-D Hoffman brain phantom and resulted in better image quality.

In conclusion, the SPECT images were significantly affected by the factors of data acquisition parameter, attenuation, noise, scatter, and reconstruction algorithm and these factors must be optimized or corrected to obtain the useful SPECT data in clinical applications.