

3차원 데이터획득 뇌 FDG-PET의 정확도 평가

원자력병원 싸이클로트론응용연구실,¹ 성균관대학교 의과대학 핵의학교실,²
삼성생명과학연구소 임상의학연구센터,² 원자력병원 핵의학과³

이정림¹ · 최 용² · 김상은² · 이경한² · 김병태² · 최창운^{1,3} · 임상무^{1,3} · 홍성운³

An Assessment of the Accuracy of 3 Dimensional Acquisition in F-18 fluorodeoxyglucose Brain PET Imaging

Jeong Rim Lee, Ph.D.,¹ Yong Choi, Ph.D.,² Sang Eun Kim, M.D.,² Kyung Han Lee, M.D.,²
Byung-Tae Kim, M.D.,² Chang Woon Choi, M.D.,^{1,3} Sang Moo Lim, M.D.^{1,3}
and Seong Wun Hong, M.D.³

Cyclotron Application Laboratory, Korea Cancer Center Hospital¹; Department of Nuclear Medicine,
Sungkyunkwan University College of Medicine, Samsung Medical Center,² Clinical Research Center,
Samsung Biomedical Research Institute²; and Department of Nuclear Medicine,
Korea Cancer Center Hospital,³ Seoul, Korea

Abstract

Purpose: To assess the quantitative accuracy and the clinical utility of 3D volumetric PET imaging with FDG in brain studies, 24 patients with various neurological disorders were studied. **Materials and Methods:** Each patient was injected with 370 MBq of 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-D-glucose. After a 30 min uptake period, the patients were imaged for 30 min in 2 dimensional acquisition (2D) and subsequently for 10 min in 3 dimensional acquisition imaging (3D) using a GE AdvanceTM PET system. The scatter corrected 3D (3D SC) and non scatter-corrected 3D images were compared with 2D images by applying ROIs on gray and white matter, lesion and contralateral normal areas. Measured and calculated attenuation correction methods for emission images were compared to get the maximum advantage of high sensitivity of 3D acquisition. **Results:** When normalized to the contrast of 2D images, the contrasts of gray to white matter were 0.75 ± 0.13 (3D) and 0.95 ± 0.12 (3D SC). The contrasts of normal area to lesion were 0.83 ± 0.05 (3D) and 0.96 ± 0.05 (3D SC). Three nuclear medicine physicians judged 3D SC images to be superior to the 2D with regards to resolution and noise. Regional counts of calculated attenuation correction was not significantly different to that of measured attenuation correction. **Conclusion:** 3D PET images with the scatter correction in FDG brain studies provide quantitatively and qualitatively similar images to 2D and can be utilized in a routine clinical setting to reduce scanning time and patient motion artifacts. (Korean J Nucl Med 1999;33:327-36)

Key Words: Positron emission tomography, F-18 fluorodeoxyglucose, 3 dimensional acquisition

Received Aug. 7, 1998; revision accepted Apr. 6, 1999

Corresponding Author: Jeong Rim Lee, Ph.D., Cyclotron Application Laboratory, Korea Cancer Center Hospital, 215-4, Gongreung-dong, Nowon-ku, Seoul, 139-242, Korea

Tel: (02) 970-1348, Fax: (02) 970-1341, E-mail: pet@kcchsun.kcch.re.kr

서 론

양전자방출단층촬영술(positron emission tomography, PET)에서 일반적으로 사용하는 2차원 데이터 획득(2D)은 검출기고리 사이에 납 또는 텅스텐 격막을 장치하여, 한 개 또는 인접한 몇 개의 검출기고리에서 측정되는 동시측정선만을 이용하게 한다. 그 결과 다른 영상면에서 발생하는 신호 간섭을 제거한 단층 영상을 획득할 수 있다. 그러나 이러한 2D 영상에서는 낮은 효율과 그로 인한 불충분한 통계적 계수 때문에 최적의 영상분해능을 얻는데 제한이 있었다.

이러한 제한성을 개선하기 위해 검출기고리들 사이에 있는 격막을 제거함으로써 시스템의 민감도를 증가시키고 가능한 모든 동시측정선들을 받아들이는 영상획득 방법이 대두하였다. 최근의 연구 보고에 의하면 격막을 제거한 체적(volumetric) 영상획득 즉, 3차원 데이터 획득(3D)을 실시하면 다중-검출기고리형 PET 시스템에서 민감도를 수 배 이상 증가시킬 수 있으며¹⁻³⁾ 이 3D 방법을 임상연구의 영상획득 프로토콜에 부분적으로 도입하고 있다.^{4,6)} 이 방법의 주요한 장점은 최종적인 재구성 영상에 관여하는 방출 광자수가 증가하여 2D에 비해 민감도가 6, 7배 이상 증가하므로⁷⁾ 환자에게 주입하는 방사능량을 줄일 수 있고 스캔시간도 단축시켜서 환자의 움직임으로 생길 수 있는 인공산물을 감소시키는 것이다.

이러한 장점에도 불구하고 3D 영상획득 방법은 영상 재구성 등의 계산에서 많은 시간이 소요되는 부담이 있고 영상면의 시야 안은 물론이고 시야 밖의 방사능에서 발생하는 산란 방사선을 더 이상 차폐하지 못하게 되어 산란 분획이 증가하고 영상대비가 저하되어 영상의 정확한 정량화에 심각한 영향을 줄 수 있었다.⁸⁾ PET 영상의 정량적인 정확한 해석을 위해서는 최종 영상에서 산란 방사선을 반드시 제거해야 하므로 3D PET에서 산란 방사선의 영향을 특성화하고 보정하는 것은 필수적이다.

이 연구에서는 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG)를 이용한 환자의 뇌 당대사 영상에서 3D

PET의 정량적 정확도와 임상적 유용성을 연구하여⁹⁾ 일반적으로 사용하고 있는 2D PET과 비교하였다. 그리고 3D PET의 효율을 최대화하기 위하여, 뇌영상의 광자 감쇠현상을 보정할 때 투과 스캔을 실행하는 측정감쇠보정 방법보다 스캔 시간을 단축할 수 있는 계산감쇠보정 방법¹⁰⁾을 적용하고 그 정확도를 연구하였다.

대상 및 방법

1. 대상 환자

뇌종양, 간질, 알츠하이머병, 치매 등 여러 가지 뇌신경 질환 증상들을 보여 내원한 24명의 환자를 대상으로 하였으며 이들의 평균 연령은 39 ± 16 이고 그 범위는 15세에서 68세이었다. 이 환자들은 뇌포도당 대사율의 넓은 범위를 반영하도록 선별하였다. 모든 환자들은 영상을 촬영하기 전에 4시간 동안 금식하였다.

2. PET 영상 방법

GE Advance™ (Milwaukee, WI, USA) PET 스캐너를 이용하여 2차원(2D) 및 3차원 데이터 획득(3D)을 실시하였다. 사용한 PET 스캐너는 40초 이내에 자동적으로 격막을 제거할 수 있으며 18개의 직접 영상면과 17개의 교차 영상면을 갖고 있어서 35개의 영상면을 동시에 만들어 낸다. 영상면 사이의 간격은 4.25 mm이고 종축시야는 153 mm이다. 광자 감쇠현상을 보정하기 위해서 ⁶⁸Ge/⁶⁸Ga의 회전된 선원을 사용하여 20분 간의 투과 스캔을 실시하였다. 환자에게는 의료용 사이크로트론에서 무균성 FDG를 생산하여 주사하였다. 환자의 손등 정맥에 8 ml 식염수에 희석된 FDG 370 MBq를 30초에 걸쳐 정맥주사한 후 10 ml의 식염수를 30초 동안 추가 주사하였다.

첫 번째 스캔 프로토콜은 일반적인 2D 방법으로 투과 스캔을 실시한 후 FDG를 주입함과 동시에 환자 스캔을 시작하여 전체 56분 동안에 25 프레임 연속적으로 측정하는 동적 스캔이었고 뇌종양과 치매가 있는 13명의 환자에게 적용하였다. 10초 스캔을 12프레임, 30초 스캔을 4프레임, 60초 스캔을

2프레임, 30초 스캔을 4프레임, 60초 스캔을 3프레임 실시하였다. 영상 분석에는 60초 스캔 3프레임을 합산하여 사용하였다. 그리고 영상면 사이의 격막을 제거한 후 3D 방법으로 환자 스캔을 10분간 실시하였다. 두 번째 스캔 프로토콜은 FDG가 주사되어 뇌세포안으로 섭취되도록 30분을 기다린 후 2D 방법으로 정적 스캔을 30분 동안 실시하였고 11명의 환자에게 적용하였다. 그리고 3D 방법으로 환자 스캔을 10분간 실시하였다. 영상 재구성은 2D의 경우 여과후역투사 방법(filtered backprojection), 3D의 경우 3D 여과 후 역투사 방법¹¹⁾을 사용하였다. 2D 영상은 Hanning 여과기와 0.11 cycles/mm 진동수를 적용하여 재구성하였고 3D 영상은 중축 Ramp 여과기와 0.06 cycles/mm 진동수를 추가하여 재구성하였다. 산란 방사선에 대한 보정은 2D의 경우 산란분포함수를 참계수 투사 데이터에 중첩하여 산란 계수 투사 데이터의 기여도를 기술하고 감산하는 Bergström 방법,¹²⁾ 3D의 경우 투사 평면데이터를 2차원 가우스 함수에 합치하는 2D 가우스 함수 합치(fitted gaussian function) 방법¹³⁾을 적용하였다. 광자감쇠를 보정하기 위해서 20분간의 투과 스캔을 이용하는 측정감쇠보정(measured attenuation correction, MAC) 방법과 균일한 매질로 가정하고

일정한 감쇠계수($\mu=0.096 \text{ cm}^{-1}$)를 적용하는 계산감쇠보정(calculated attenuation correction, CAC) 방법을 사용하였다.

3. 영상 분석 방법

산란 분획 증가가 영상에 미치는 효과를 관찰하기 위하여 2D 영상, 산란방사선을 보정한 3D 영상(3D SC), 산란 방사선을 보정하지 않은 3D 영상(3D)을 정량적으로 분석하고 비교하였다. 관심영역을 24명의 FDG-PET 영상의 백질(white)과 회백질(gray), 병변(lesion)과 반대측성의 정상조직(contralateral normal)에 설정하고 이들 부위의 FDG 섭취 농도를 측정하였다. 우측 전두엽에 종양이 있는 환자의 경우, 관심영역을 설정한 예를 Fig. 1에 나타내었다.

영상대비는 다음과 같이 구하였다.

$$\text{영상대비(회백질 대 백질)} = \frac{\text{회백질} - \text{백질}}{\text{회백질} + \text{백질}}$$

$$\text{영상대비(정상 대 병변)} = \frac{\text{정상} - \text{병변}}{\text{정상} + \text{병변}} \quad (1)$$

여기서, 백질과 병변은 회백질과 정상에 비하여

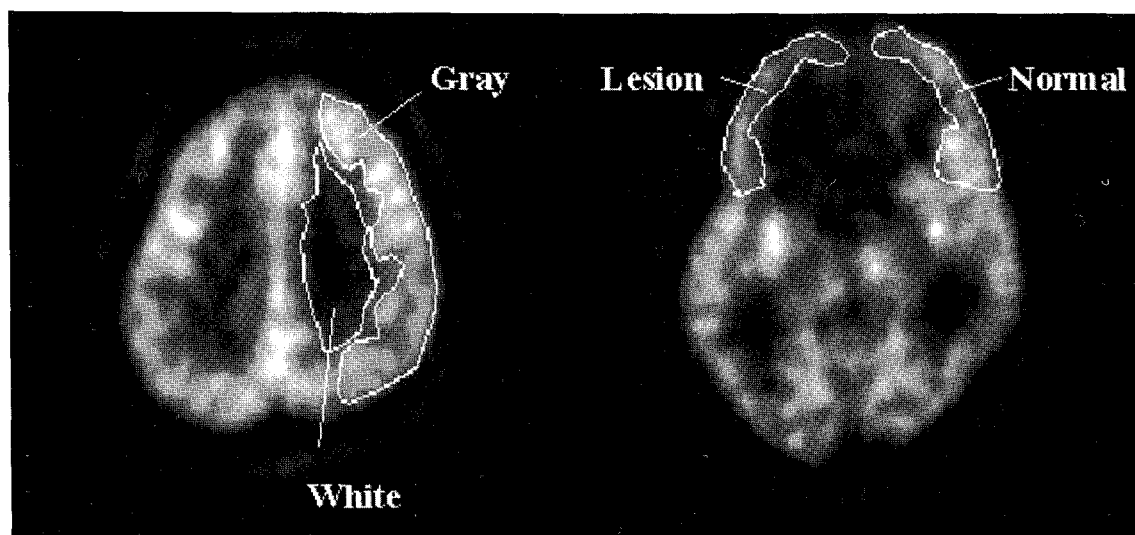


Fig. 1. Regions of interests in F-18 FDG brain PET imaging. Gray: gray matter, White: white matter, Lesion: lesion area, Normal: contralateral normal area.

상대적으로 FDG 섭취 농도가 적은 영역이고 산란 분획이 증가하면 백질과 병변의 농도가 증가하여 영상대비의 감소를 평가하게 한다.

병변 대 정상 조직의 FDG 섭취비는 다음과 같이 구하였다.

$$\text{FDG 섭취비(병변 대 정상)} = \frac{\text{병변}}{\text{정상}} \quad (2)$$

식 (1)과 식 (2)를 적용하여 얻은 3D 영상(3D, 3D SC)의 결과는 2D의 결과를 기준으로 규격화하고 그 값들을 비교하였다.

정성적인 측면의 3D PET 영상의 질을 고찰하기 위하여 핵의학자들이 2D 또는 3D 영상의 표제 및 정보가 삭제된 상태에서 영상들을 3가지 분석 요인에 의거하여 관찰하였다. 영상 분석 요인은 첫째, 회백질 대 백질의 명확한 구분을 관찰하는 영상대비 (contrast), 둘째, 회접침(gyrus folding)의 예리한 구별과 미상핵(caudate) 대 피각(putamen)의 구분을 관찰하는 영상분해능(resolution), 셋째, 영상 잡음(noise)과 평편화(smoothing) 정도 관찰이었다. 24명의 환자들의 영상 세트를 순위 척도를 이용하여 1 (매우 나쁨)부터 5 (매우 좋음)까지 평가하였다.¹⁴⁾ 영상들의 등급을 정량화하여 2D와 3D 영상에 대한 선호도를 조사하였다.

광자 감쇠 현상을 보정하는 데 있어서 투과 스캔을 사용한 경우(MAC)와 사용하지 않은 경우(CAC)의 효과를 비교하기 위하여 10명의 환자를 대상으로

2D, 3D, 3D SC 영상을 얻어서 두 가지 감쇠보정을 실행하고 백질, 회백질, 병변, 정상조직 등 4가지 관심영역의 FDG 섭취 농도를 측정하였다.

결 과

1. 영상대비와 FDG 섭취비 비교

3D 영상 재구성에 소요되는 시간은 전체 35개 영상면에 대하여 8분이 소요되었다. 2D 영상의 분해능은 6.8 mm FWHM이었고 3D 영상의 분해능은 7.0 mm FWHM이었다. 식 (1)을 이용하여 측정한 24명 환자의 FDG-PET 영상대비를 Table 1에 나타내었다. 산란보정을 하지 않은 3D 영상에서는 2D 영상이 1일 때 회백질 대 백질의 영상대비가 0.75 ± 0.13이었고 정상 대 병변의 영상대비는 0.83 ± 0.05이었다. 2D 영상에 대한 영상대비 값과 상관계수는 각각 0.83, 0.99이었다. 산란보정을 실행한 3D SC 영상의 회백질 대 백질 영상대비 값은 0.95 ± 0.12, 정상 대 병변 영상대비 값은 0.96 ± 0.05이었고 2D 영상에 대한 상관계수가 각각 0.86, 0.99로서 3D SC 영상이 3D 영상보다 2D 영상에 근접하였다. 정상조직 대 병변의 영상대비를 분석한 Fig. 2의 결과에서 24개의 측정값에 대한 회귀직선의 기울기가 3D 영상일 때 0.70, 3D SC 영상일 때 0.86이었고 상관계수는 각각 0.99, 0.99로서 3D SC 영상은 2D 영상과 상관관계가 우수하였다.

3D 영상을 정량적으로 분석하기 위한 다른 방법으로서 식 (2)를 이용하여 병변 대 정상 조직의

Table 1. Image Contrast and FDG Uptake Ratios of 3 Dimensional Acquisition (3D) with or without Scatter Correction (SC) in F-18 FDG Brain PET Imaging (n=24 patients)

Normalized Ratios*	3D [†]	3D SC [†]
Contrast (Gray: White) [‡]	0.75 ± 0.13	0.95 ± 0.12
Contrast (Normal: Lesion) [§]	0.83 ± 0.05	0.96 ± 0.05
FDG Uptake (Normal: Lesion)	1.05 ± 0.20	1.02 ± 0.08

* Normalized to 2 dimensional data.

[†] Mean ± standard deviation of all subjects was acquired and normalized to 2 dimensional imaging.

[‡] (Gray-White)/(Gray+White).

[§] (Normal-Lesion)/(Normal+Lesion). Region of interests were drawn on gray (Gray), white (White) matter, abnormal lesion (Lesion) and contralateral normal area (Normal).

FDG 섭취비를 계산하여 Table 1에 나타내었다. 2D 영상의 FDG 섭취비가 1 일 때 3D 영상의 FDG 섭취비는 산란보정을 하지 않은 경우 1.05 ± 0.20 , 산란보정을 실행한 경우 1.02 ± 0.08 이었다. 3D 영상의 FDG 섭취비를 2D 영상에 대하여 분석했을 때 회귀직선의 기울기는 (A) 0.77, (B) 0.89이었고 상

관계수는 (A) 0.96, (B) 0.97이었다(Fig. 3)

2. 영상의 순위척도 평가

2D와 3D 영상의 시각적인 비교를 위하여 뇌종양 환자의 영상을 각각의 최대값으로 규격화하여 Fig. 4에 나타내었다. (A)는 2D 영상, (B)는 산란보정을

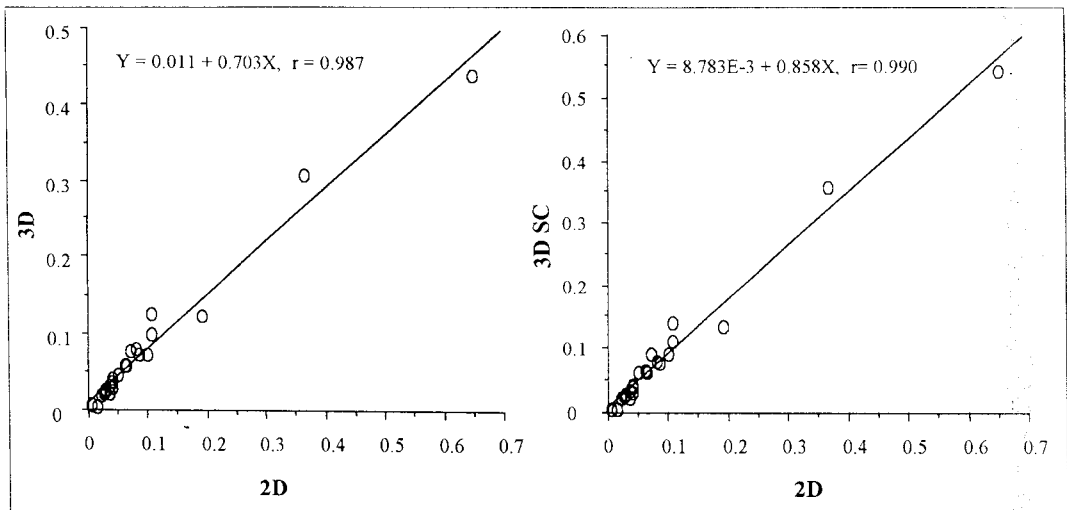


Fig. 2. Image contrast of lesion to contralateral normal area in 3 dimensional acquisition (3D) (Fig. 2A) and 3D with scatter correction (SC) (Fig. 2B) was compared to 2 dimensional acquisition images (2D) in 24 human brain studies.

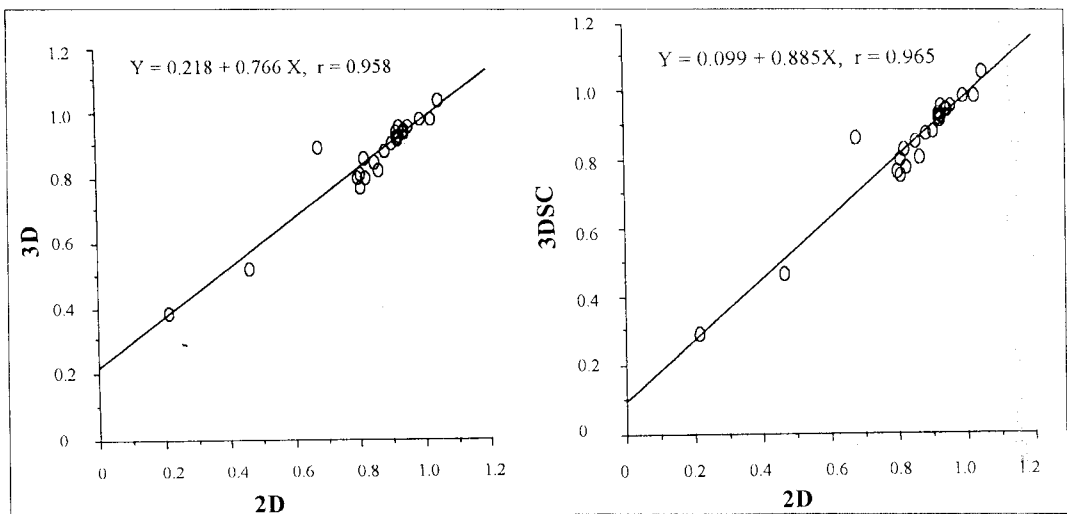


Fig. 3. FDG uptake ratios of lesion to contralateral normal area in 3 dimensional acquisition (3D) (Fig. 3A) and 3D with scatter correction (SC) (Fig. 3B) was compared to 2 dimensional acquisition images (2D) in 24 human brain studies.

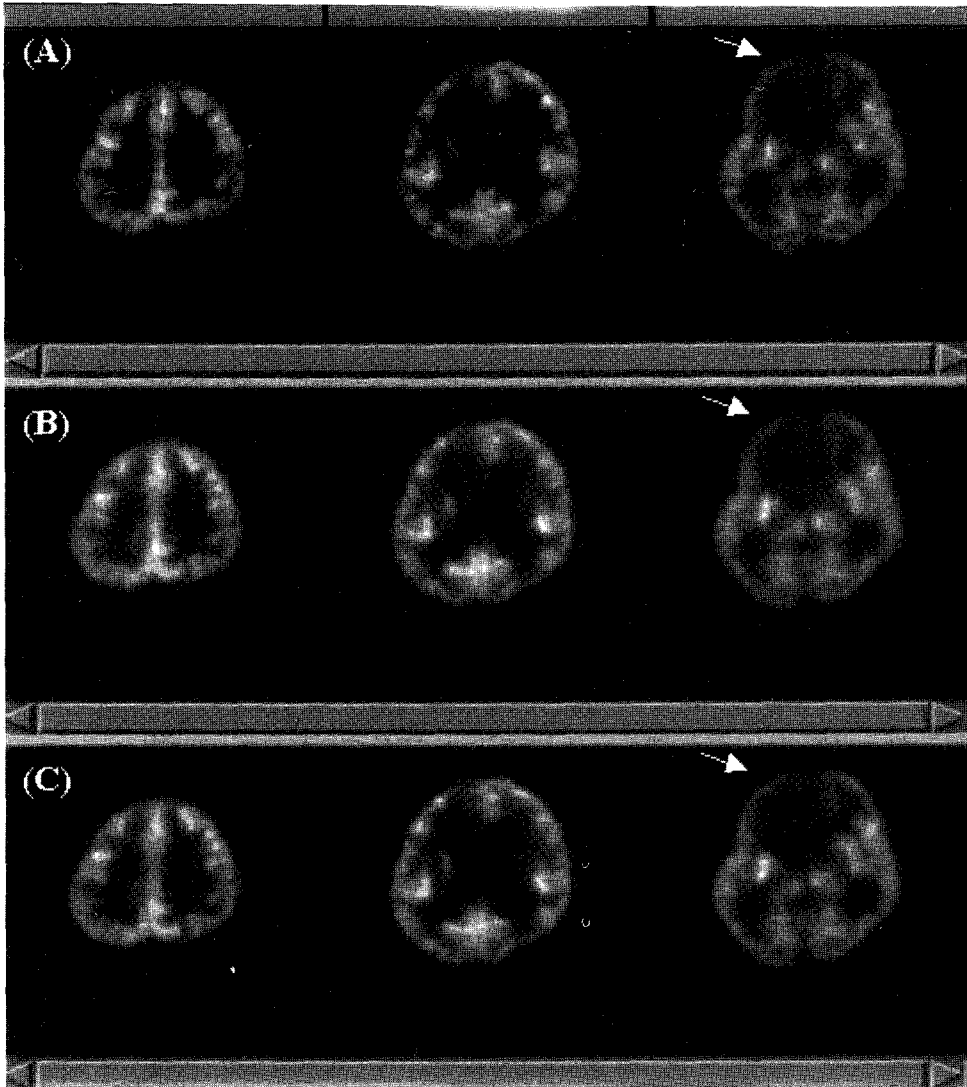


Fig. 4. Two dimensional acquisition image (2D) (Fig. 4A), 3 dimensional acquisition image (3D) (Fig. 4B) and 3D with scatter correction (SC) (Fig. 4C) image sets from a patient with brain tumor (arrow). All images were reconstructed using an identical filter resulting similar image resolution. Note superior image quality of 3D to 2D images despite of the reduced emission scan time (2D: 30 min, 3D: 10 min).

하지 않은 3D 영상, (C)는 산란보정을 실행한 3D SC 영상이었다. 영상의 순위 척도 결과는 Table 2에 나타내었다. 영상대비(contrast) 항목에서는 2D, 3D, 3D SC의 척도가 각각 5를 만점으로 했을 때 3명의 평균치가 4.4, 2.9, 4.3으로 관찰하였고 5를 만점으로 하고 백분율로 환산하면 2D에 대한 신호도는 87.5%, 3D SC에 대한 신호도는 85.0%로써 영상대

비에는 차이가 거의 없었다. 영상분해능(resolution) 항목에서는 3D SC에 대한 신호도가 83.3%, 2D에 대한 신호도가 77.5%로써 3D SC가 분해능이 우수하다고 평가하였다. 영상 잡음(noise) 평가에서는 3D SC에 대한 신호도가 80.8%, 2D에 대한 신호도가 61.7%로써 3D SC가 2D에 비하여 영상 잡음이 적다고 관찰하였다.

Table 2. Qualitative Comparison of Contrast, Resolution, and Noise between 2 Dimensional (2D), 3 Dimensional (3D) and 3D Images with Scatter Correction (3D SC) in F-18 FDG Brain PET imaging in 24 Patients

	2D	3D	3D SC
Contrast*	4.4±0.5	2.9±0.3	4.3±0.2
Resolution*	3.9±0.6	3.3±0.3	4.2±0.5
Noise*	3.1±0.9	3.9±0.6	4.0±0.5

* Three physicians reviewed the unlabelled 2D, 3D, and 3D SC image sets and evaluated the image quality with regard to contrast, resolution, and noise. These values were obtained using an ordinal scale 1 (very poor) to 5 (very good). Mean ± standard deviation of all subjects was presented.

Table 3. Comparison of Calculated vs Measured Attenuation Correction Results between 2 Dimensional (2D), 3 Dimensional (3D) and 3D Images with Scatter Correction (3D SC) in F-18 FDG Brain PET imaging (n=10 Patients)

Regions	2D*	3D*	3D SC*
White [†]	0.98±0.16	0.99±0.04	1.01±0.03
Gray [†]	1.00±0.12	0.94±0.04	0.94±0.04
Lesion [‡]	0.95±0.16	0.96±0.06	0.97±0.06
Normal [‡]	0.91±0.14	0.94±0.08	0.94±0.08

* (ROI values in calculated attenuation corrected image)/(ROI values in measured attenuation corrected image). Mean ± standard deviation of all subjects was presented.

[†] Gray, White=ROI values in gray or white matter

[‡] Lesion, Normal=ROI values of lesion and contralateral normal area

3. 감쇠보정 방법 비교

투과 스캔을 이용한 MAC 방법과 감쇠계수를 사용한 CAC 방법을 비교하였다. CAC 방법으로 구성한 영상의 관심영역 측정값들을 MAC 관심영역 측

정값으로 나누어 Table 3에 나타내었다. MAC의 측정값들에 비하여 CAC의 측정값들은 3D SC 영상의 백질 영역이외의 모든 영역에서 약간 감소되었다. 그러나, CAC의 측정값들과 MAC 측정값들의 상관계수는 3D와 3D SC 영상에서 모두 0.99로서 CAC 방법이 MAC 방법과 대등하였다. 감쇠보정 방법을 비교한 10명의 환자 중에서 뇌종양 환자의 경우에 두 가지 감쇠보정을 실시한 3D SC 영상과 2D 영상 세트를 구성하여 각각의 최대값으로 규격화하여 Fig. 5에 나타내었다. 영상을 시각적으로 분석하고 임상적으로 진단하는데 있어서 감쇠보정 방법의 차이로 인한 영상 화질의 차이는 없었다.

4. 스캔시간 비교

환자를 대상으로 2D와 3D 스캔을 실시하고 두 가지 감쇠보정 방법을 적용한 경우 각각 소요되는 스캔 시간을 비교하였을 때 기존의 2D 뇌스캔에서 MAC 방법을 사용하는 경우 투과스캔 20분, 추적자 섭취 시간 30분, 방출 30분 스캔을 실시할 때 총 80분이 소요되었다. 그러나 3D 스캔으로 MAC 방법을 사용하면 투과스캔 20분, 추적자 섭취 시간 30분, 방출스캔 시간이 2D 스캔에 비하여 1/3로 감소된 10분으로서 총 60분이 소요되었다. CAC 방법을 적용한 경우 2D 스캔에서는 방출스캔만 30분간 실시하였고 3D 스캔에서는 스캔 시간이 1/3로 감소되어 10분간의 방출스캔을 실시하였다. 그러므로 FDG-PET을 이용한 당대사 영상 획득시 종래의 2D 스캔의 MAC 방법 대신에 3D 스캔의 CAC 방법을 사용하면 총 스캔 시간을 80분에서 10분으로 8배 단축시켰다.

고 찰

3D PET 영상을 획득할 경우 민감도는 향상되나 산란 분획이 증가되는 문제가 있다. National Electric Manufacturers Association에서 제시한 표준 성능 평가 방법에 따라 F-18을 주입한 선상선원을 방사능이 없는 물을 채운 원통에 장치하고 GE AdvanceTM PET으로 측정한 3D 산란 분획 값은 최고 35%로 측정되었다.^{3,7)} 3D 영상의 산란분획을 감소

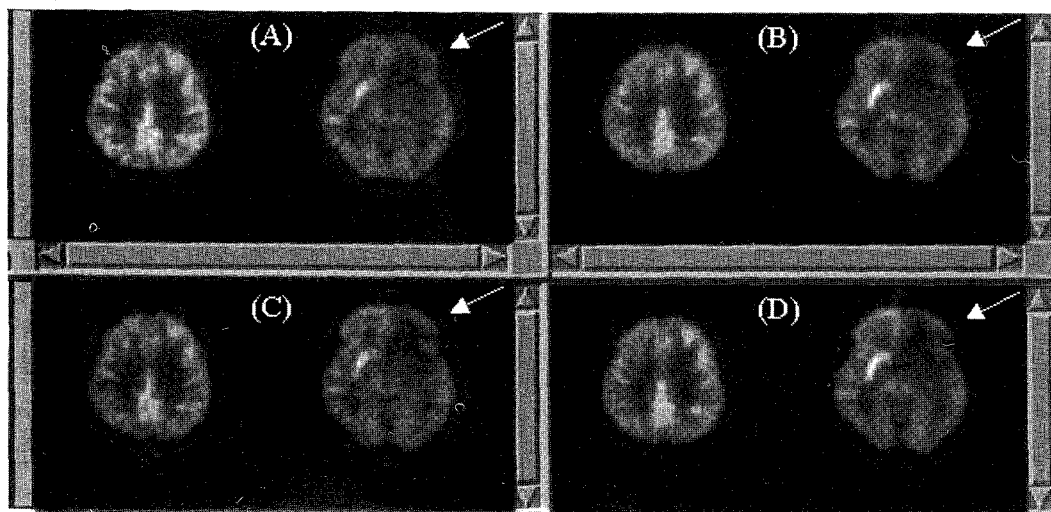


Fig. 5. Two dimensional image with measured attenuation correction (Fig. 5A), 3 dimensional image (3D) with measured attenuation and scatter correction (Fig. 5B), 2D with calculated attenuation correction, (Fig. 5C) and 3D with calculated attenuation and scatter correction (Fig. 5D) from a patient with brain tumor (arrow). No difference of image quality was seen.

시킴을 위하여 본 연구에서는 2D 가우스 함수 합치 방법¹³⁾을 적용하였다. 이 방법은 측정된 투사 데이터의 프로필의 꼬리 부분에 적절한 함수를 합치시켜서 그 데이터에 존재하는 산란 계수 성분을 계산하는 배후 합치(background fitting) 기술의 일종이다. Cherry 등⁸⁾은 3D PET의 산란 성분을 평가하는데 투사 데이터의 동시 측정선 각각에 대하여 1차원 가우스 함수를 합치하였다. 그런데, Stearns 등¹³⁾은 이 방법을 더 확장하여 투사 데이터의 평면을 규정하고 2차원 가우스 함수를 합치하였다. 투사 평면에 2차원 함수를 합치하는 것은 투사 데이터 프로필의 꼬리 부분에 계수치가 적을 경우 동시 측정선 각각에 대하여 함수를 합치하는 것보다 더욱 정확한 계산을 할 수 있다. 측방향 시야안에 있는 선원의 산란 성분을 평가할 때 유용한 역중첩 방법, 모델 근사 방법이 시야 밖의 선원에 의한 산란 성분을 설명하지 못하는 반면 2차원 가우스 함수 합치 방법은 시야 밖의 영역에 대하여 감쇠 보정인자를 조사하고 방출 데이터에 적용해서 산란 성분을 평가하는 장점이 있다. 이 연구에서는 3D 영상에서의 산란보정의 정확도를 평가하기 위하여 관심영역의 잔류 산란분해를 계산하였다. 방사능이 없는 영역이 배후 방사능에 둘러

싸여 있을 때 산란보정을 실시한 후 잔류 산란 분해는 4.1%로 측정하였다.⁷⁾ 따라서 3D로 얻은 영상에서 산란 방사선의 영향을 배제하는 보정의 오차는 4.1%에 불과하며 2D의 경우 1.2%와 비교하여 차이가 거의 없었다.

이 연구에서 방사능 농도가 높은 회백질과 방사능 농도가 낮은 백질에 대하여 2D 영상과 3D 영상의 영상대비를 비교하였고 그 결과 3D 영상 획득시 증가된 산란 분해가 백질의 계수에 기여하여 방사능 농도를 증가시킴으로써 2D 영상보다 3D 영상의 영상대비가 저하되었다. 산란보정을 하지 않은 3D 영상은 산란보정을 실행한 3D 영상보다 영상대비가 더욱 저하되어 있었다. 그러나 3D 영상에 산란보정 방법을 적용하면 2D 영상에 필적하는 영상대비를 얻을 수 있었고 회귀분석 결과로부터 이들의 높은 상관관계를 확인하였으며 산란보정한 3D 영상은 기존의 2D 영상을 대체할 수 있음을 정량적으로 제시하였다. 정상조직과 병변의 영상대비에서 2D 영상에 비하여 저하된 3D의 영상대비는 병변의 FDG 섭취량에 산란 분해가 기여하여 병변의 방사능 농도가 과대평가된 것으로 설명할 수 있다. 여기에서도 3D 영상에 산란보정을 실행하여 2차원 영상과 정량적

으로 대등한 영상대비를 얻었고 회귀분석 결과가 이들의 우수한 상관관계를 뒷받침하였다. 3D 영상의 병변 대 정상조직의 FDG 섭취비는 2D 영상에 비하여 증가되어 나타났으며 이 결과는 3D 영상에서의 FDG 섭취 계수의 증가로 인한 영상대비 저하효과와 일치하였다. 그러나 3D 스캔시 증가된 산란 분획은 적절한 산란보정 방법을 실행함으로써 3D 영상의 영상대비를 2D의 영상대비와 대등한 수준으로 개선하였고 이들의 우수한 상관관계를 회귀분석을 통하여 관찰할 수 있었다.

Cherry 등⁸⁾의 연구에서는 직경 20 cm의 원통형 팬텀에 균일하지 않은 FDG 양과 영상에서 유추한 FDG 양을 비교하였다. 방사능 양이 많은 영역에서 실제 주입량과 영상에서 측정된 양의 차이는 산란 효과를 보정하지 않은 경우 30%였고 보정을 한 경우 5%로 나타났다. 방사능이 없는 영역에서는 산란 보정을 한 3D 영상에서 실제 주입량과 더욱 근접한 측정값을 얻었다. 그리고 환자에게 FDG를 주사하고 40분간의 2D, 20분간의 3D 뇌영상을 얻은 연구에서는 회백질과 백질의 관심 영역값을 비교하였다. 회백질대 백질간의 관심 영역값 비율은 2D 영상에서 3.2, 3D 영상에서 산란 보정을 하지 않은 경우 2.1, 보정을 한 경우 4.3으로 나타났다. Sossi 등¹⁵⁾은 환자에게 FDG, ¹¹C-dihydrotrabenazine, ¹¹C-Schering 23390을 주사한 3D PET 연구에서 중첩감산 산란보정을 실시하고 분배 체적, 분배 체적비, 국소 당대사량 등을 평가한 결과 3D 영상과 2D 영상의 차이가 5% 이내에 있다고 발표하였다. 그러므로, 이 연구와 마찬가지로, Cherry, Sossi 등의 연구에서도, 3D 영상에 적절한 산란 보정을 실시하면 영상대비가 증가하고 2D 영상과 유사한 정량적 수치를 얻을 수 있으므로, 3D PET의 유용성을 확인할 수 있었다.

영상의 광자 감쇠를 보정하기 위하여 주로 사용되고 있는 외부 방사선원을 이용한 투과 스캔은 환자를 스캔하는 시간이 길어지는 단점이 있다. 균일한 조직들로 이루어진 뇌영상과 같은 경우에는 광자 감쇠 효과도 균일하게 작용할 것이라는 가정 하에 투과 스캔을 생략하고 방출 스캔만을 실시해서 감쇠 계수 값을 일정하게 적용하는 계산감쇠보정 방법을

실행하였다. 계산감쇠보정 방법은 투과 스캔을 실시하는 측정감쇠보정 방법에 비하여 영상대비가 약간 저하되나 통계분석에 의하면 차이가 없었고 무엇보다도 스캔 시간을 단축하고 투과 스캔 선원의 방사능 피폭을 감소시킬 수 있는 장점이 있었다. 2D와 3D 영상에서 계산감쇠보정으로 인한 영상의 질적 저하는 없었으며, 개선된 민감도의 영향으로 스캔 시간 및 주입 방사능량을 단축시킬 수 있는 3D의 경우 그 장점을 극대화할 수 있었다. 그러므로 이 연구에서 제시한 3D와 계산감쇠보정 방법을 이용한 스캔 프로토콜은 환자의 뇌 영상획득에 사용하는 일반적인 2D 스캔의 측정감쇠보정 방법에 비교하여 환자 스캔 시간을 최대한 낮까지 단축시킬 수 있었다.

이 연구에서는 방사성의약품 FDG를 환자에게 주사하여 3D 방법을 실행하고 산란보정을 거친 3D 영상은 2D 방법으로 얻은 영상과 정성적, 정량적으로 유사함을 보였고 임상 환경에 충분히 적용할 수 있는 장점이 있음을 증명하였다. 그런데 이 연구에서는 환자의 FDG 뇌영상에 국한된 결과를 나타내었으므로 환자의 전체 영상에 대해서도 3D PET 영상의 유용성을 검증하는 과정이 추가되어야 하고 이 연구에서 사용한 영상 재구성 방법과 산란 보정 방법이외에 ML-EM 영상 재구성 방법,¹⁶⁾ 몬테 카를로 방법 등¹⁷⁾을 고려해서 3D 영상의 정량적 정확도를 더욱 개선하는 연구가 필요하다.

요 약

목적: 이 연구의 목적은 3D FDG-PET 뇌영상의 정량적 정확도와 임상적 유용성을 연구하는 것이다.
대상 및 방법: 24명의 환자에게 약 370 MBq의 FDG를 주사하고 섭취되기까지 30분을 대기한 후 GE Advance™ PET을 사용하여 30분간의 2D 영상과 10분간의 3D 영상을 얻었다. 백질, 회백질, 병변, 정상조직의 관심영역 분석을 통하여 영상대비와 FDG 섭취비를 구하여 비교하였다. 3D PET의 효율을 최대화하기 위하여 투과스캔을 사용한 경우와 사용하지 않은 경우의 감쇠보정 효과를 비교하였다.
결과: 3D 영상의 영상대비는 2D 영상이 1 일 때 산란보정을 실행한 경우 회백질 대 백질에서 0.95 ±

0.12, 정상 대 병변에서 0.96 ± 0.05 이었다. 2D 영상의 FDG 섭취비가 1일 때 3D 영상의 FDG 섭취비는 산란보정을 실행한 경우 1.02 ± 0.08 이었다. 3D 영상은 영상대비, 분해능, 영상 잡음에 대한 순위 척도 평가에서 각각 85%, 83%, 81%에 해당되는 등급을 받아 신호도가 우수하였다. 3D 영상에서 계산감쇠 보정 방법은 측정감쇠보정 방법에 필적하는 결과를 얻었다. 결론: 산란보정과 계산감쇠보정을 실시한 3D 영상은 일반적인 2D 영상과 비교하여 정량적으로 정확한 결과를 나타냈으며 정성적으로 유용하였다. 3D 영상은 일상 임상환경에 충분히 적용할 수 있으며 환자 스캔 시간을 단축하고 방사능 피폭량을 감소시키는 장점이 있었다.

참 고 문 헌

- 1) Townsend DW, Geissbuhler A, Defrise M, Hoffman EJ, Spinks TJ, Bailey DL, et al. Fully three-dimensional reconstruction for a PET camera with retractable septa. *IEEE Trans Med Imag* 1991;10:505-12.
- 2) Cherry SR, Dahlbom M, Hoffman EJ. 3D PET using a conventional multislice tomograph without septa. *J Comput Assist Tomogr* 1991;15:655-68.
- 3) DeGrado TR, Turkington TG, Williams JJ, Stearns CW, Hoffman JM, Coleman RE. Performance characteristics of a whole-body PET scanner. *J Nucl Med* 1994;35:1398-406.
- 4) Cherry SR, Woods RP, Hoffman EJ, Mazziotta JC. Improved detection of focal cerebral blood flow changes using three-dimensional positron emission tomography. *J Cereb Blood Flow Metab* 1993;13:630-8.
- 5) Sossi V, Stazyk MW, Kinahan PE, Ruth TJ. Basal ganglia studies with 3D acquisition and 2D reconstruction on a retractable septa PET scanner. *J Comput Assist Tomogr* 1994;18:1004-9.
- 6) Cherry SR, Huang SC. Effects of scatter on model parameter estimates in 3D PET studies of the human brain. *IEEE Trans Nucl Sci* 1995;42:1174-9.
- 7) Lee JR, Choi Y, Choe YS, Lee KH, Kim SE, Shin SA, et al. Performance measurements of positron emission tomography, an investigation using General Electric Advance™. *Korean J Nucl Med* 1996;30:548-59.
- 8) Cherry SR, Meikle SR, Hoffman EJ. Correction and characterization of scattered events in three-dimensional PET using scanners with retractable septa. *J Nucl Med* 1993;34:671-8.
- 9) Lee JR, Choi Y, Kim SE, Lee KH, Choe YS, Shin SA, et al. A comparison of 2D and 3D brain FDG-PET. *J Nucl Med* 1996;37:226P.
- 10) Siegel S, Dahlbom M. Implementation and evaluation of a calculated attenuation correction for PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1992;39:1117-21.
- 11) Kinahan PE, Rogers JG. Analytic 3D imaging reconstruction using all detected events. *IEEE Trans Nucl Sci* 1989;36:964-8.
- 12) Bergström M, Eriksson L, Bohm C, Blomqvist G, Litton J. Correction for scattered radiation in a ring detector positron camera by integral transformation of the projections. *J Comput Assist Tomogr* 1983;7:42-50.
- 13) Stearns CW. Scatter correction method for 3D PET 2D fitted Gaussian function. *J Nucl Med* 1995;36:105P.
- 14) Bonnin F, Buvat I, Benali H, Di Paola R. A comparative study of scatter correction methods for scintigraphic images. *Eur J Nucl Med* 1994; 21:388-93.
- 15) Sossi V, Oakes TR, Chan GLY, Schulzer M, Ruth TJ. Quantitative comparison of three and two-dimensional PET with human brain studies. *J Nucl Med* 1998;39:1714-9.
- 16) Frey EC, Kadrmas DJ, Tsui BMW. Implementation and evaluation of fast iterative reconstruction based compensation for attenuation, detector response blurring and scatter in myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1998;39: 120P.
- 17) Adam LE, Bellemann ME, Brix G, Lorenz WJ. Monte carlo-based analysis of PET scatter components. *J Nucl Med* 1996;37:2024-9.