Korean Journal of Nuclear Medicine Technology, Volume 30, Number 2, Article 20, November 2026.
Korean J Nucl Med Technol 2026;30(2):20. https://doi.org/10.12972/kjnmt.2026.30.2.20
pISSN 1229-9901
eISSN 2982-8406

Original article

Brain PET/CT에서 중첩 범위 적용 가능성 연구

차현승 방사선사[1], 곽인석 방사선사[1], 유연욱 방사선사[2], 홍건철 수석 방사선사[1]
[1]삼성서울병원 핵의학과, [2]국립암센터 핵의학과

Feasibility Study on the Application of Bed Overlap in Brain PET/CT Imaging

Hyun-Seung Cha, Radiological Technologist[1], In-Suk Kwak, Radiological Technologist[1], Yeon-Wook You, Radiological Technologist[2], Gun-Chul Hong, Lead Radiological Technologist[1]
[1]Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, Seoul, Korea
[2]Department of Nuclear Medicine, National Cancer Center, Ilsan, Korea

Corresponding Author: Hyun-Seung Cha, Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, 81, Irwon-ro, Gangnam-gu, Seoul, 06351, Republic of Korea. Tel: +82-02-3410-6286, E-mail: chs96817@naver.com

Abstract

Purpose: Brain PET/CT examinations are generally performed using a 1 Bed acquisition. With the increasing use of PET/CT systems with an extended axial field of view (AFOV), the overlap region between adjacent Bed positions can be utilized for image acquisition. This study aimed to evaluate differences in relative sensitivity, image quality, and quantitative characteristics between 1 Bed and 2 Bed overlap acquisitions using a PET/CT system with a 30 cm AFOV and to evaluate the applicability of 2 Bed overlap acquisition for Brain PET/CT examinations. **Materials and Methods**: Images were acquired using a GE Discovery MI Gen2 PET/CT scanner (GE HealthCare, Milwaukee, WI, USA) with a 30 cm AFOV. For the evaluation of relative sensitivity, a Custom-made Phantom and a PET Annulus Phantom were used for 1 Bed and 2 Bed overlap acquisitions, and relative sensitivity was compared over the same axial image range. For image quality and quantitative evaluation, a Hoffman 3D Brain Phantom was scanned under three acquisition conditions: 1 Bed center, 1 Bed edge, and 2 Bed overlap. Image quality and quantitative characteristics were evaluated using the signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), percent coefficient of variation (%COV), and mean standardized uptake value (SUV_{mean}). **Results**: The relative sensitivity of the 2 Bed overlap acquisition was slightly higher than that of the 1 Bed acquisition, with mean values 2.0% higher (range, 0.1–5.8%) for the Custom-made Phantom and 1.2% higher (range, 0.1–2.0%) for the PET Annulus Phantom. In the Hoffman 3D Brain Phantom, the 2 Bed overlap acquisition showed more favorable image quality metrics than the 1 Bed acquisitions. Compared with the 1 Bed center and edge acquisitions, respectively, SNR was higher by 3.9–15.2% and 19.8–35.0%, CNR was higher by 3.4–21.0% and 8.5–37.0%, and %COV was lower by 3.7–13.2% and 16.4–25.9%. In the quantitative evaluation, SUV_{mean} values in the frontal and occipital lobes were generally similar across the three acquisition conditions. **Conclusion**: The difference in relative sensitivity between the 1 Bed and 2 Bed overlap acquisitions was small. However, the 2 Bed overlap acquisition showed higher SNR and CNR and lower %COV than the 1 Bed acquisitions. SUV_{mean} values in the frontal and occipital lobes were generally similar across the three acquisition conditions. These findings suggest that 2 Bed overlap acquisition may be considered as an alternative acquisition strategy for Brain PET/CT using a 30 cm AFOV PET/CT system. Further studies using standardized NEMA NU 2 sensitivity measurements and clinical data are warranted to evaluate the clinical applicability of this acquisition strategy.

Keywords: Axial Field-of-View, Overlap, Sensitivity

Received September 22, 2026 **Revised** October 12, 2026 **Accepted** October 14, 2026

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons CC BY 4.0 license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)은 방사성의약품의 분포를 이용하여 생체 내 대사 및 분자학적 정보를 제공하는 영상검사법으로, Brain PET/CT는 뇌의 대사 및 병태생리적 변화를 평가하는 데 활용되고 있다. 특히 Brain FDG PET 및 Amyloid PET에서는 영상의 해상도, 회백질-백질 대비, 균일도 및 영상 잡음 등이 영상의 판독과 정량적 평가에 영향을 미칠 수 있으므로 적절한 영상 품질 확보가 중요하다. Hoffman 3D Brain Phantom과 균일 원통형 Phantom을 이용한 선행 연구에서도 Brain PET의 영상 품질을 평가하기 위한 주요 물리적 지표로 영상의 분해능, 회백질-백질 대비, 균일도 및 영상 잡음이 제시된 바 있다[1].

최근 PET/CT 시스템은 검출기 기술과 축 방향 시야(Axial Field of View, AFOV)의 발전을 통해 감도 및 영상 품질을 향상시키는 방향으로 발전하고 있다. GE Discovery MI는 Silicon photomultiplier (SiPM) 기반 Digital PET 검출기를 적용한 시스템으로, 기존 Photomultiplier (PMT) 기반 PET/CT 장비와 비교하여 높은 감도와 향상된 공간분해능 및 영상 품질이 보고되었다[2, 3]. 또한 30 ㎝의 AFOV를 가지는 Discovery MI Gen2에 대한 NEMA NU 2–2018 평가에서는 동일 시스템의 5-ring 구성과 비교하여 향상된 감도가 보고되었으며, 우수한 물리적 성능이 확인되었다[4].

AFOV가 증가하면 단일 Bed에서 보다 넓은 영역을 포함할 수 있다는 장점이 있으나, PET의 축 방향 감도는 AFOV 내 위치에 따라 일정하지 않을 수 있다. 장축 방향 시야(Long Axial Field of View, LAFOV)를 가지는 PET 시스템을 이용한 최근 Brain Phantom 연구에서도 Phantom의 축 방향 위치에 따라 뇌 특이적 감도가 달라질 수 있음이 보고되었으며, LAFOV 시스템은 높은 감도를 유지하면서 정량적 일관성을 확보할 수 있는 가능성이 제시되었다[5]. 따라서 30 ㎝와 같이 비교적 긴 AFOV를 가지는 PET/CT 장비에서도 뇌의 위치에 따른 감도 및 영상 품질의 변화를 고려할 필요가 있다.

일반적으로 Brain PET/CT는 뇌 전체를 단일 Bed에 포함할 수 있기 때문에 1 Bed acquisition이 적용될 수 있다. 그러나 1 Bed 촬영에서 뇌가 AFOV의 중심부 또는 가장자리 중 어느 위치에 놓이는지에 따라 영상의 계수 통계 및 영상 품질에 차이가 발생할 가능성이 있다. 반면 Bed 중첩 방식에서는 중첩된 두 Bed 위치에서 획득된 데이터의 영향을 받게 되므로, 축 방향 감도 분포 및 계수 통계에 영향을 줄 수 있다. 기존 연구에서는 전신 PET/CT에서 서로 다른 Bed 중첩 비율에 따른 영상 품질 및 정량적 특성이 평가되었으며, 다양한 AFOV를 가정한 이론적 연구에서는 다중 Bed 촬영에서 50% Bed 중첩을 적용한 조건을 포함하여 축 방향 감도 분포와 정량적 특성이 분석되었다[6, 7]. 또한 15.7 ㎝의 AFOV를 가지는 PET/CT 장비를 이용한 저계수 조건의 연구에서는 축 방향 위치에 따라 국소적인 감도와 영상 잡음이 달라질 수 있으며, Bed 중첩 범위와 Bed당 촬영 시간이 영상 품질에 영향을 줄 수 있음이 보고되었다[8].

한편 Brain PET의 영상 품질과 정량적 측정의 정밀도는 Bed 촬영 조건뿐만 아니라 영상 재구성 프로토콜, 데이터 분석 방법 및 Phantom의 재배치 등에 의해서도 영향을 받을 수 있다[9]. 비행 시간(Time of Flight, TOF) 및 점 확산 함수(Point Spread Function, PSF)를 포함한 영상 재구성 방법 역시 Brain PET의 대조도와 영상 품질에 영향을 줄 수 있는 것으로 보고되어 있다[10]. 따라서 Bed 촬영 조건에 따른 영향을 비교하기 위해서는 동일한 장비와 영상 재구성 프로토콜 등을 일정하게 유지할 필요가 있다.

기존의 Bed 중첩 관련 연구들은 전신 PET/CT에서 서로 다른 중첩 비율에 따른 영향을 평가하거나, 다양한 AFOV를 가정한 이론적 분석, 또는 비교적 짧은 AFOV에서 저계수 조건과 영상 재구성 방법에 따른 영상 특성을 평가하는 데 초점을 두었다[6-8].

따라서 본 연구에서는 30 ㎝의 AFOV를 가지는 GE Discovery MI Gen2 PET/CT 장비를 이용하여 Brain PET/CT에서 1 Bed 촬영과 중첩을 적용한 2 Bed 중첩 촬영을 비교하고, 1 Bed 촬영에서는 AFOV 내 위치에 따른 차이를 함께 평가하였다. 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom을 이용하여 동일한 영상 범위에서 상대적인 감도 차이를 비교하고, Hoffman 3D Brain Phantom을 이용하여 1 Bed 중심부, 1 Bed 가장자리 및 2 Bed 중첩 조건에서 신호 대 잡음 비(Signal to Noise Ratio, SNR), 대비 대 잡음 비(Contrast to Noise Ratio, CNR), 변동 계수 백분율(Percent Coefficient of Variation, %COV) 및 평균 표준화 섭취계수(Mean Standardized Uptake Value, SUV_{mean})를 비교하였다. 이를 통해 30 ㎝의 AFOV를 가지는 PET/CT 장비에서 Bed 중첩 적용에 따른 상대적 감도, 영상 품질 및 정량적 특성의 변화를 종합적으로 평가하고, Brain PET/CT에서 2 Bed 중첩 촬영의 적용 가능성을 평가하고자 하였다.

대상 및 방법

본 연구는 GE Discovery MI Gen2 PET/CT 장비(GE HealthCare, Milwaukee, WI, USA)를 이용하여 수행하였다. 해당 장비는 LightBurst Digital Detector와 SiPM 기반의 Digital PET 검출기 기술을 적용한 시스템으로, 6-ring 구성에서 AFOV가 30 ㎝이다(Fig. 1). 2 Bed 중첩 촬영에서는 장비에서 설정 가능한 최대 중첩 범위인 14.9 ㎝를 적용하였으며, 이는 AFOV의 약 50%에 해당한다.

실험에는 자체 제작 Phantom, PET Annulus Phantom, Hoffman 3D Brain Phantom을 사용하였다(Fig. 2). 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom은 1 Bed 촬영과 2 Bed 중첩 촬영 간 상대적 감도를 비교하기 위해 사용하였고, Hoffman 3D Brain Phantom은 영상 품질 및 정량성 평가에 사용하였다. 자체 제작 Phantom은 촬영 시작 시점의 ^{18}F 방사능이 4 MBq이 되도록 방사성 용액을 내부에 충전한 후 영상을 획득하였으며, PET Annulus Phantom은 촬영 시작 시점의 ^{68}Ge 방사능이 40 MBq인 상태에서 영상을 획득하였다. Hoffman 3D Brain Phantom은 촬영 시작 시점의 ^{18}F 방사능이 44 MBq이 되도록 방사성 용액을 내부에 충전한 후 영상을 획득하였다.

자체 제작 Phantom, PET Annulus Phantom 및 Hoffman 3D Brain Phantom의 CT 촬영은 모두 120 kVp, Auto mA 조건에서 시행하였고, CT 영상 재구성 시 절편 두께는 3.75 ㎜로 설정하였다. 또한, 세 Phantom의 PET 영상에는 모두 감쇠보정을 적용하였다. 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom의 PET 영상은 VPHD 재구성 방법을 적용하였고, 매트릭스 크기는 128 × 128, Filter Cutoff는 5.0 ㎜, Subsets은 34, Iterations은 2, Z-axis Filter는 Standard로 설정하였다. Hoffman 3D Brain Phantom의 PET 영상은 VPHD 재구성 방법을 적용하였고, 매트릭스 크기는 256 × 256, Filter Cutoff는 5.0 ㎜, Subsets은 17, Iterations은 4, Z-axis Filter는 Standard로 설정하였다.



Fig. 1. GE Discovery MI Gen2 PET/CT system was used for this study (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA).



(A) (B) (C)

Fig. 2. Phantoms used in this study: (A) Custom-made Phantom, (B) PET Annulus Phantom, and (C) Hoffman 3D Brain Phantom.

1. 상대적 감도 평가

상대적 감도 평가는 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom을 이용하여 수행하였다. 1 Bed 촬영에서는 총 3분간 영상을 획득하였고, 2 Bed 중첩 촬영에서는 각 Bed당 1분 30초씩 총 3분간 영상을 획득하여 두 조건 간 총 촬영 시간을 동일하게 설정하였다. 이는 총 촬영 시간 차이에 의한 영향을 배제하고, 동일 시간 내에서 중첩 범위 적용 여부에 따른 계수 측정값의 차이를 비교하기 위함이다.

1 Bed 촬영과 2 Bed 중첩 촬영은 전체 영상 범위와 이미지 수가 다르기 때문에, 상대적 감도 평가는 2 Bed 중첩 촬영에서 중첩된 축 방향 구간을 기준으로 수행하였다. 즉, 2 Bed 중첩 촬영의 중첩 구간과 동일한 범위를 1 Bed 촬영 영상에서 설정하여 해당 구간의 계수를 측정하였고, 이를 바탕으로 두 촬영 조건 간 계수 변화를 비교하여 상대적 감도를 분석하였다(Fig. 3).

본 연구에서의 감도 평가는 표준화된 NEMA NU 2 기준의 절대적인 감도 측정이 아니라, 동일한 실험 조건 및 동일한 영상 범위에서 중첩 적용에 따른 상대적인 감도 변화를 평가하기 위한 방법으로 정의하였다. 따라서 본 연구의 결과는 PET/CT 장비의 절대적인 감도를 의미하지 않으며, 1 Bed와 2 Bed 중첩 촬영 간 상대적인 감도 차이를 의미한다.



(A) (B)

Fig. 3. Representative PET images of the phantoms used for relative sensitivity evaluation: (A) Custom-made Phantom, (B) PET Annulus Phantom.

2. 영상 품질 및 정량성 평가

영상 품질 및 정량성 평가는 Hoffman 3D Brain Phantom을 이용하여 수행하였다. 1 Bed 촬영은 Phantom의 위치에 따라 AFOV의 중심부에 배치한 조건과 가장자리에 배치한 조건으로 구분하여 시행하였다. 이를 통해 동일한 1 Bed 촬영에서도 축 방향 위치에 따른 영상 특성 변화를 함께 평가하고자 하였다. 1 Bed 촬영에서는 각 조건에서 총 20분간 영상을 획득하였고, 2 Bed 중첩 촬영에서는 각 Bed당 10분씩 총 20분간 영상을 획득하여 세 촬영 조건의 총 촬영 시간을 동일하게 설정하였다. 또한 2 Bed 중첩 촬영에서는 Hoffman 3D Brain Phantom 전체가 중첩 영역 내에 포함되도록 배치하였다(Fig. 4).

최종적으로 1 Bed 중심부 촬영, 1 Bed 가장자리 촬영, 2 Bed 중첩 촬영의 세 가지 조건을 설정하여 비교하였다.

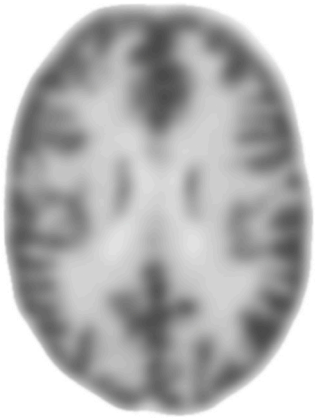


Fig. 4. Representative PET image of the Hoffman 3D Brain Phantom used for image quality and quantitative evaluation.

3. 영상 분석 및 평가 지표

획득된 영상은 GE AW Workstation의 Dynamic VUE를 이용하여 분석하였다. 상대적 감도 평가는 장비 고유의 기하학적 및 검출 효율 보정 비례 상수(Kprop)가 적용된 값을 기준으로 비교하였으며, 단위는 cps/MBq로 표기하였다. 자체 제작 Phantom은 각 슬라이스에서 동일한 위치에 면적 5.0 ㎠의 원형 관심 영역(Region of Interest, ROI)을 설정하여 계수를 측정하였으며, PET Annulus Phantom은 각 슬라이스에서 동일한 위치에 면적 150.0 ㎠의 원형 ROI를 설정하여 계수를 측정하였다.

영상 품질 평가는 SNR, CNR, %COV를 이용하여 수행하였다. SNR은 영상 내 유효 신호가 잡음에 비해 얼마나 우세한지를 나타내는 지표이고, CNR은 서로 다른 구조 간의 신호 차이를 잡음과 비교하여 나타내는 지표이다. %COV는 영상 내 신호의 변동성을 평균값에 대한 백분율로 나타내는 지표이다. Hoffman 3D Brain Phantom에서는 SNR, CNR 및 %COV 평가를 위해 각 슬라이스의 회백질과 백질에 면적 0.5 ㎠의 원형 ROI를 2개씩 설정하였으며, 총 8개 슬라이스에서 세 촬영 조건 간 동일한 해부학적 위치와 ROI 크기를 유지하여 측정하였다. 회백질과 백질의 대표 신호값은 각 영역에 설정한 2개의 ROI에서 측정한 평균 신호값을 각각 산술평균하여 산출하였으며, 백질의 대표 표준편차는 2개의 백질 ROI에서 측정한 표준편차를 산술평균하여 산출하였다. 이를 이용하여 각 슬라이스의 SNR, CNR 및 %COV를 산출하였다(Eq. 1-3).

정량성 평가는 Hoffman 3D Brain Phantom의 전두엽과 후두엽에 각각 면적 0.5 ㎠의 원형 ROI 1개를 설정하여 ROI 내 평균 방사성의약품 섭취 정도를 나타내는 SUV_{mean}을 측정하였다. 총 8개 슬라이스에서 각 ROI의 위치와 크기를 동일하게 유지하여 측정하였다(Fig. 5).

통계분석은 SPSS Statistics(v30.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 이용하여 수행하였다. 상대적 감도 평가는 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom에서 동일한 축 방향 위치에 대응하는 53쌍의 슬라이스별 측정값을 대상으로 대응표본 t-검정(Paired t-test)을 시행하였다. 영상 품질 평가는 1 Bed 중심부, 1 Bed 가장자리 및 2 Bed 중첩의 세 촬영 조건에서 측정한 8개 슬라이스 각각의 SNR, CNR 및 %COV 측정값을 대상으로 Friedman 검정을 시행하였다. 정량성 평가는 전두엽과 후두엽에서 각각 측정한 8개 슬라이스의 SUV_{mean}을 대상으로 영역별 Friedman 검정을 시행하였다. 모든 통계적 유의수준은 $p < 0.05$로 설정하였다.

$$SNR = \frac{WM\ signal\ mean}{WM\ signal\ standard\ deviation} \quad \text{Eq. 1}$$

$$CNR = \frac{GM\ signal\ mean - WM\ signal\ mean}{WM\ signal\ standard\ deviation} \quad \text{Eq. 2}$$

$$\%COV = \frac{WM\ signal\ standard\ deviation}{WM\ signal\ mean} \times 100 \quad \text{Eq. 3}$$

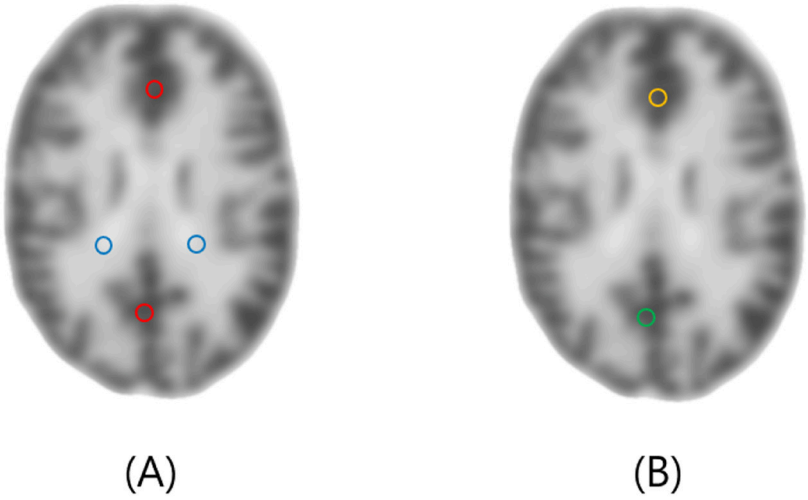


Fig. 5. Region of interest (ROI) placed on the Hoffman 3D Brain Phantom for image analysis. (A) ROI used for the calculation of signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), and percent coefficient of variation (%COV). (B) ROI used for the measurement of mean standardized uptake value (SUVmean) in the frontal and occipital regions.

결과

1. 상대적 감도(Relative Sensitivity)

자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom을 이용한 1 Bed 촬영과 2 Bed 중첩 촬영의 상대적 감도를 비교한 결과, 두 Phantom 모두에서 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 촬영 대비 높은 계수 측정값을 나타냈다(Fig. 6-7). 구체적으로 자체 제작 Phantom에서는 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 촬영에 비해 0.1-5.8% 높은 값을 나타냈으며 평균 2.0% 증가하였다. PET Annulus Phantom에서는 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 촬영에 비해 0.1-2.0% 높은 값을 보였고, 평균적으로 1.2% 증가하였다(Fig. 8-9). Paired t-test 결과, 두 촬영 조건 간 차이는 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom 모두에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

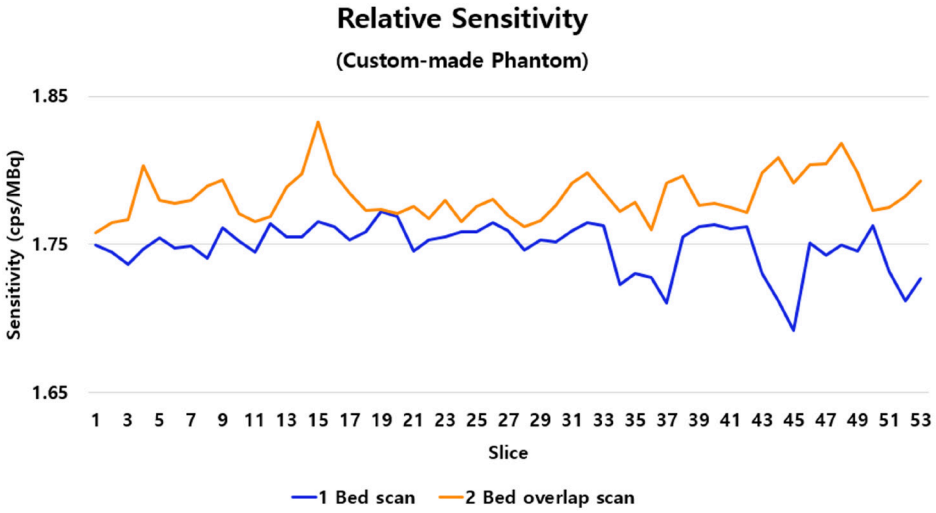


Fig. 6. Slice-by-slice relative sensitivity profiles were compared between the 1 Bed scan and the 2 Bed overlap scan using the Custom-made Phantom.

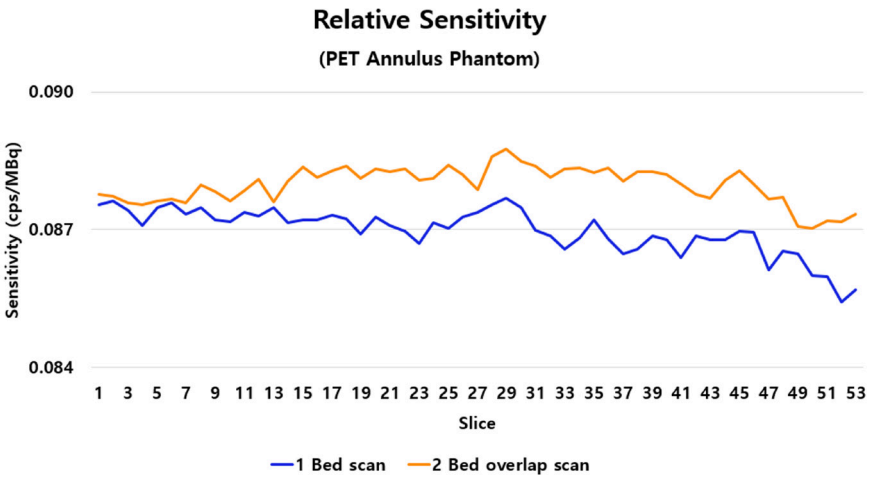


Fig. 7. Slice-by-slice relative sensitivity profiles were compared between the 1 Bed scan and the 2 Bed overlap scan using the PET Annulus Phantom.

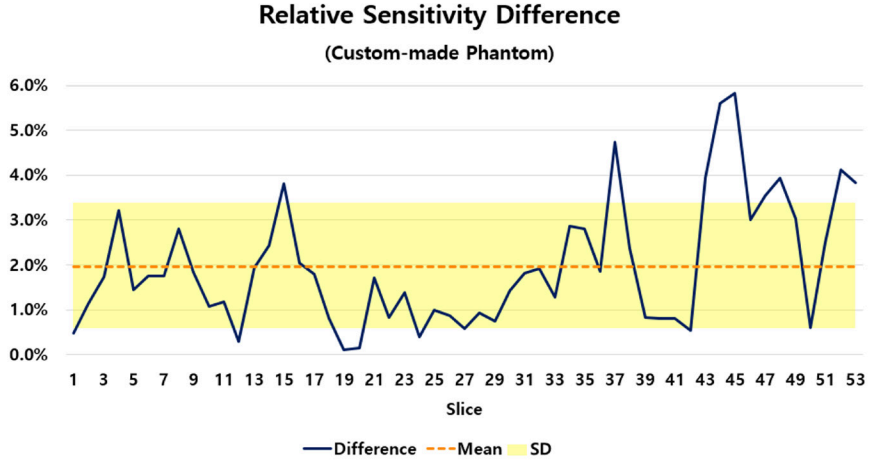


Fig. 8. Slice-by-slice relative sensitivity differences between the 1 Bed scan and the 2 Bed overlap scan are shown for the Custom-made Phantom.

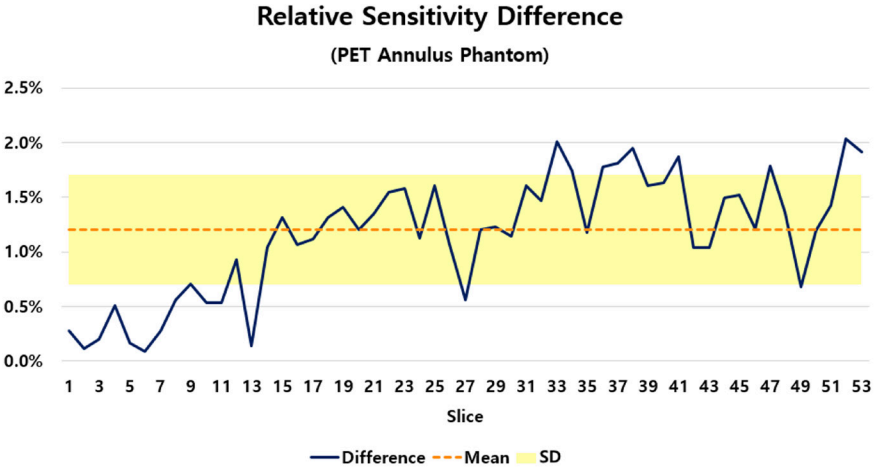


Fig. 9. Slice-by-slice relative sensitivity differences between the 1 Bed scan and the 2 Bed overlap scan are shown for the PET Annulus Phantom.

2. SNR, CNR, %COV

Hoffman 3D Brain Phantom을 이용한 영상 품질 평가 결과, SNR은 모든 슬라이스에서 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 중심부 및 가장자리 촬영보다 높은 값을 나타냈다(Table 1). 2 Bed 중첩 촬영은 1 Bed 중심부 촬영 대비 3.9-15.2%, 1 Bed 가장자리 촬영 대비 19.8-35.0% 높은 값을 보였다(Fig. 10).

CNR 역시 모든 슬라이스에서 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 중심부 및 가장자리 촬영보다 높은 값을 나타냈다(Table 2). 2 Bed 중첩 촬영은 1 Bed 중심부 촬영 대비 3.4-21.0%, 1 Bed 가장자리 촬영 대비 8.5-37.0% 높은 값을 보였다(Fig. 11).

반면 %COV는 모든 슬라이스에서 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 중심부 및 가장자리 촬영보다 낮은 값을 나타냈다(Table 3). 2 Bed 중첩 촬영은 1 Bed 중심부 촬영 대비 3.7-13.2%, 1 Bed 가장자리 촬영 대비 16.4-25.9% 낮은 값을 보였다(Fig. 12).

Friedman 검정 결과, SNR, CNR 및 %COV 모두 세 촬영 조건 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

Table 1. Signal-to-noise ratio (SNR) according to scan condition in the Hoffman 3D Brain Phantom

Slice	1 Bed center scan	1 Bed edge scan	2 Bed overlap scan
1	17.54	14.94	20.17
2	16.86	14.05	17.51
3	18.66	16.82	20.77
4	24.13	21.13	25.51
5	20.43	16.09	21.47
6	20.27	16.90	22.16
7	11.72	10.96	13.13
8	11.47	10.16	13.21

Table 2. Contrast-to-noise ratio (CNR) according to scan condition in the Hoffman 3D Brain Phantom

Slice	1 Bed center scan	1 Bed edge scan	2 Bed overlap scan
1	37.47	32.49	42.09
2	36.01	32.38	38.04
3	46.59	41.59	49.63
4	50.03	44.19	60.52
5	48.54	40.02	52.89
6	63.85	56.52	66.00
7	44.07	43.99	47.75
8	44.24	40.06	50.85

Table 3. Percent coefficient of variation (%COV) according to scan condition in the Hoffman 3D Brain Phantom

Slice	1 Bed center scan	1 Bed edge scan	2 Bed overlap scan
1	5.70	6.69	4.96
2	5.93	7.12	5.71
3	5.36	5.94	4.81
4	4.14	4.73	3.92
5	4.90	6.22	4.66
6	4.93	5.92	4.51
7	8.52	9.12	7.62
8	8.72	9.84	7.57

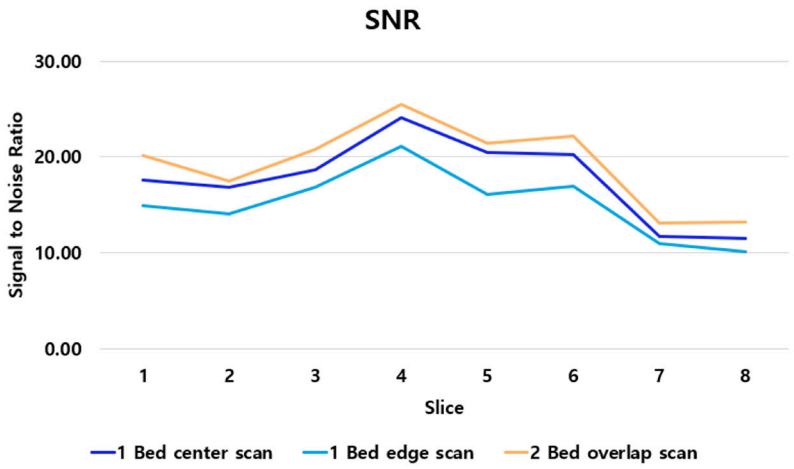


Fig. 10. The signal-to-noise ratio (SNR) was compared among 1 Bed center scan, 1 Bed edge scan, and 2 Bed overlap scan using the Hoffman 3D Brain Phantom.

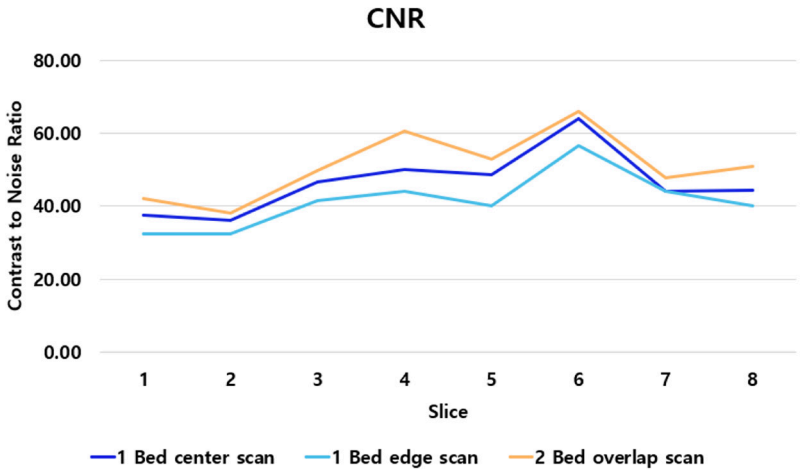


Fig. 11. The contrast-to-noise ratio (CNR) was compared among 1 Bed center scan, 1 Bed edge scan, and 2 Bed overlap scan using the Hoffman 3D Brain Phantom.

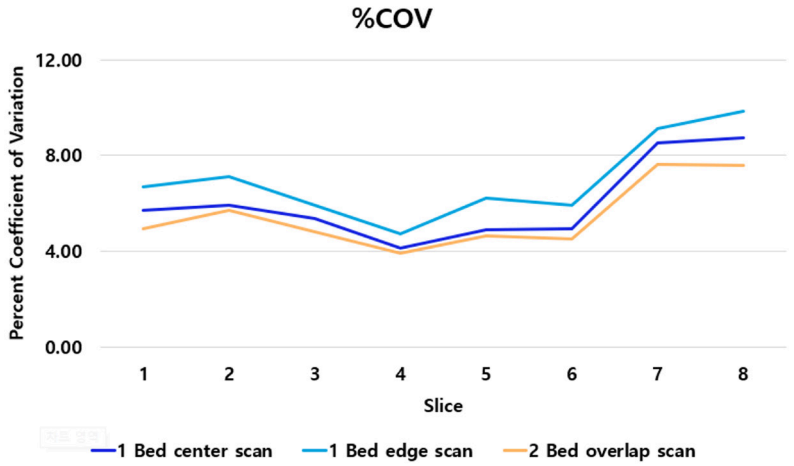


Fig. 12. The percent coefficient of variation (%COV) was compared among 1 Bed center scan, 1 Bed edge scan, and 2 Bed overlap scan using the Hoffman 3D Brain Phantom.

3. SUV_{mean}

Hoffman 3D Brain Phantom을 이용하여 전두엽과 후두엽의 SUV_{mean}을 비교한 결과, 1 Bed 중심부, 1 Bed 가장자리 및 2 Bed 중첩 촬영에서 측정값은 전반적으로 유사하게 나타났다(Table 4-5).

전두엽과 후두엽 모두 세 촬영 조건에서 SUV_{mean}의 일관된 증가 또는 감소 경향은 관찰되지 않았다(Fig. 13-14).

Friedman 검정 결과, 전두엽과 후두엽 모두 세 촬영 조건 간 SUV_{mean}은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$).

Table 4. Mean standardized uptake value (SUV_{mean}) in the frontal lobe according to scan condition using the Hoffman 3D Brain Phantom.

Slice	1 Bed center scan	1 Bed edge scan	2 Bed overlap scan
1	3.23	3.11	3.23
2	3.29	3.20	3.11
3	3.20	3.36	3.18
4	3.20	3.37	3.29
5	3.34	3.34	3.36
6	3.41	3.23	3.22
7	3.32	3.22	3.27
8	3.16	3.05	3.26

Table 5. Mean standardized uptake value (SUV_{mean}) in the occipital lobe according to scan condition using the Hoffman 3D Brain Phantom.

Slice	1 Bed center scan	1 Bed edge scan	2 Bed overlap scan
1	3.00	3.1	3.02
2	3.01	3.11	3.09
3	3.14	3.16	3.13
4	3.15	3.11	3.13
5	3.19	3.14	3.17
6	3.18	3.16	3.16
7	3.2	3.19	3.21
8	3.23	3.16	3.21

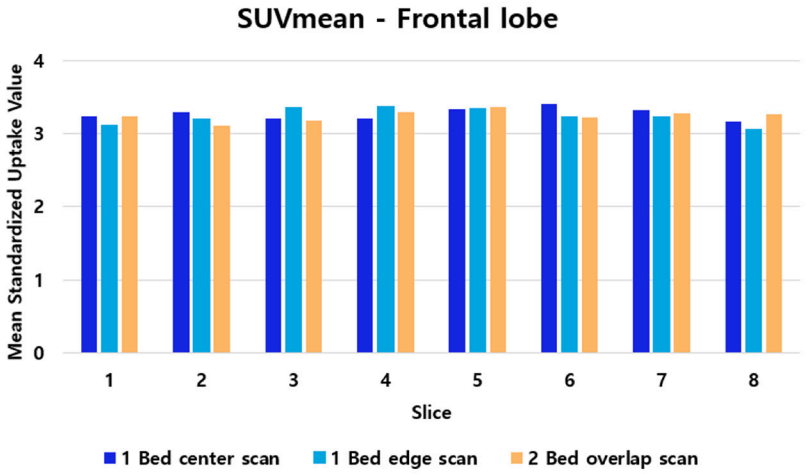


Fig. 13. The mean standardized uptake value (SUV_{mean}) in the frontal lobe was compared among 1 Bed center scan, 1 Bed edge scan, and 2 Bed overlap scan using the Hoffman 3D Brain Phantom.

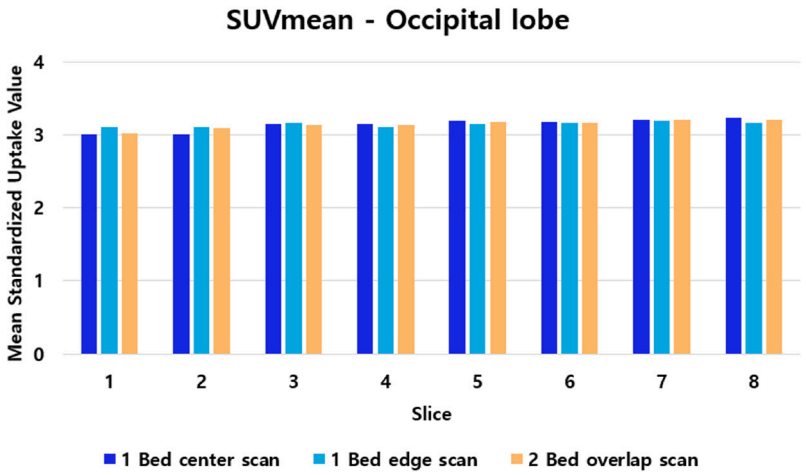


Fig. 14. The mean standardized uptake value (SUV_{mean}) in the occipital lobe was compared among 1 Bed center scan, 1 Bed edge scan, and 2 Bed overlap scan using the Hoffman 3D Brain Phantom.

고찰

본 연구에서는 30 ㎝의 AFOV를 가지는 GE Discovery MI Gen2 PET/CT 장비에서 Brain PET/CT의 1 Bed 촬영과 2 Bed 중첩 촬영을 비교하였다. 그 결과, 자체 제작 Phantom 및 PET Annulus Phantom에서 2 Bed 중첩 촬영은 1 Bed 촬영과 비교하여 상대적 감도가 소폭 높은 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 또한 Hoffman 3D Brain Phantom에서는 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 촬영 조건들에 비해 SNR과 CNR은 높은 값을, %COV는 낮은 값을 나타냈으며, 세 촬영 조건 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 반면, 전두엽과 후두엽의 SUV_{mean}은 세 촬영 조건에서 전반적으로 유사한 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다($p > 0.05$).

먼저 상대적 감도 평가에서 2 Bed 중첩 촬영은 1 Bed 촬영에 비해 자체 제작 Phantom에서 평균 2.0%, PET Annulus Phantom에서 평균 1.2% 높은 값을 나타냈다. 그러나 본 연구에서 측정한 값은 NEMA NU 2에서 정의하는 장비의 절대적 감도가 아니라 동일한 영상 범위에서 측정한 상대적인 감도 차이이다. 따라서 이러한 결과를 2 Bed 중첩 촬영이 장비의 절대적 감도를 증가시켰다고 해석해서는 안 된다. 또한 두 Phantom에서 통계적으로 유의한 차이가 관찰되었더라도, 평균 증가 폭이 각각 2.0%와 1.2%였다는 점을 함께 고려해야 한다. 본 결과는 동일한 총 촬영 시간에서 중첩을 적용했을 때 해당 영상 범위에서 평가한 상대적 감도의 증가 폭이 크지 않았음을 보여주는 결과로 해석하는 것이 적절하다.

Bed 중첩은 PET에서 인접한 두 Bed 위치의 촬영 범위를 일부 중첩하여 데이터를 획득하는 방식이며, 중첩 비율에 따라 영상 품질과 정량적 특성에 차이가 나타날 수 있다. Huo et al.은 Bed 중첩의 영향을 Phantom과 환자에서 평가하였으며, 서로 다른 중첩 조건을 적용하여 영상 품질 및 정량적 특성을 비교하였다[6]. 해당 연구에서는 21%와 38%의 Bed 중첩 조건을 비교하였으며, 평가한 조건에서 영상 품질의 뚜렷한 저하나 SUV의 통계적으로 유의한 차이가 관찰되지 않았다. 이는 중첩 비율의 변화가 모든 촬영 조건에서 반드시 큰 영상 품질 차이로 이어지는 것은 아님을 보여준다. 다만 해당 연구는 본 연구와 장비, 중첩 비율 및 촬영 구성이 다르므로 결과를 직접 비교하기는 어렵다. 이러한 점을 고려할 때, 본 연구는 중첩 비율 조건에 따른 보편적인 효과를 입증하기보다는 30 ㎝의 AFOV를 가지는 Discovery MI Gen2 PET/CT 장비에서 특정 촬영 조건으로 2 Bed 중첩을 적용했을 때 나타나는 변화를 평가했다는 점에서 의미가 있다.

본 연구에서 상대적 감도 차이에 비해 영상 품질 지표의 변화가 크게 나타난 점은 주목할 필요가 있다. 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom에서 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 촬영에 비해 상대적 감도가 각각 평균 2.0%와 1.2% 높게 나타난 반면, Hoffman 3D Brain Phantom에서는 2 Bed 중첩 촬영의 SNR이 1 Bed 중심부 촬영 대비 3.9–15.2%, 1 Bed 가장자리 촬영 대비 19.8–35.0% 높았다. CNR 역시 각각 3.4–21.0%와 8.5–37.0% 높았으며, %COV는 각각 3.7–13.2%와 16.4–25.9% 낮았다. 이처럼 상대적 감도의 평균 증가

폭에 비해 영상 품질 지표에서 상대적으로 큰 변화가 관찰되었으며, 이러한 차이를 해석할 때에는 단순한 전체 계수의 변화뿐만 아니라 AFOV 내 축 방향 감도 분포와 국소적인 계수 통계 및 영상 잡음의 특성도 고려할 필요가 있다. 다만 상대적 감도와 영상 품질은 서로 다른 Phantom과 평가 지표를 이용하여 측정하였으며, 본 연구에서는 축 방향 위치별 절대적 감도 분포와 국소적인 계수 통계의 변화를 직접 측정하지 않았으므로 이러한 해석은 가능한 기전으로 제한하여 이해할 필요가 있다.

PET의 축 방향 감도 분포는 AFOV 내 위치에 따라 달라질 수 있으며, 다중 Bed 촬영에서는 중첩 조건에 따라 감도 분포의 특성이 달라질 수 있다. Zhang et al.은 다양한 AFOV를 가정한 이론적 연구에서 짧은 AFOV 시스템의 다중 Bed 촬영에 50% 중첩을 적용하여 축 방향 감도 분포를 고려한 촬영 조건을 설정하고, ROI 정량값의 분산을 분석하였다[7]. 이는 Bed 중첩 비율이 축 방향 감도 분포와 관련된 촬영 설계 요소임을 보여주지만, 본 연구 장비에서 50% 중첩이 실제로 감도 분포의 균일성을 향상시켰다는 직접적인 근거는 아니다. 또한 te Riet et al.은 15.7 ㎝의 AFOV와 23% Bed 중첩을 사용하는 PET/CT 장비에서 저계수 조건 및 영상 재구성 방법에 따른 %COV의 변화를 분석하였으며, AFOV의 경계 부근에서 국소적인 감도와 영상 잡음의 관계를 보고하였다[8]. 이러한 선행연구는 Bed 중첩 조건에 따른 축 방향 감도 분포와 AFOV 경계부의 국소적인 감도 특성을 고려할 필요가 있음을 시사한다. 그러나 본 연구에서는 축 방향 위치별 절대적 감도 분포, 각 Bed 위치의 데이터 기여도 및 재구성 과정에서의 국소적 잡음 변화를 직접 측정하지 않았으므로, Bed 중첩에 따른 감도 분포의 변화와 그 영향을 구체적으로 규명하는 데에는 한계가 있다.

본 연구에서 1 Bed 가장자리 촬영은 1 Bed 중심부 촬영에 비해 영상 품질 지표인 SNR과 CNR이 낮고 %COV는 높게 나타났다. 이는 동일한 장비와 재구성 조건에서도 Phantom의 축 방향 위치에 따라 영상 품질 지표가 달라질 수 있음을 보여준다. Providência et al.은 Siemens Biograph Vision과 Vision Quadra를 이용한 Brain Phantom 연구에서 Phantom의 축 방향 위치에 따라 뇌 특이적 감도가 달라질 수 있음을 보고하였다[5]. 이러한 결과는 뇌의 축 방향 위치가 PET 영상의 특성에 영향을 줄 수 있다는 점에서 본 연구의 관찰과 관련이 있다. 다만 해당 연구는 서로 다른 AFOV를 가지는 Siemens 시스템을 비교한 것이므로, Discovery MI Gen2 PET/CT 장비의 중심부와 가장자리 사이에서 관찰된 영상 품질 차이를 동일한 원인으로 설명하는 직접적인 근거는 아니다.

또한, Discovery MI는 SiPM 기반 Digital PET 시스템으로 높은 감도와 우수한 공간분해능을 갖는 것으로 보고되었으며, Brain FDG PET에서도 기존 PMT 기반 시스템에 비해 대조도와 균일도 등의 영상 특성이 개선될 수 있음이 보고되었다[2, 3]. Zeimpekis et al. 역시 30 ㎝의 AFOV를 가지는 Discovery MI Gen2 PET/CT 장비의 NEMA NU 2–2018 물리적 성능을 평가하고, 동일 시스템의 5-ring 구성과 비교하여 높은 감도를 보고하였다[4]. 그러나 이들 연구에서 평가한 검출기 기술이나 ring 구성에 따른 성능 차이를 본 연구에서 관찰된 Bed 중첩 효과의 직접적인 원인으로 연결할 수는 없다. 본 연구에서는 SiPM과 PMT, 또는 서로 다른 검출기 ring 구성을 직접 비교하지 않았기 때문이다. 따라서 장비 자체의 물리적 성능과 동일 장비에서 촬영 조건을 변경하여 관찰한 차이는 구분하여 해석할 필요가 있다.

Brain PET의 영상 품질은 영상 재구성 조건에 의해서도 영향을 받을 수 있다. Prieto et al.은 Brain PET Phantom에서 영상 재구성 알고리즘 및 파라미터에 따라 영상 품질이 달라질 수 있으며, TOF와 PSF를 적용한 영상 재구성이 영상의 질 향상에 기여할 수 있음을 보고하였다[10]. 또한 Hoffman 3D Brain Phantom을 이용한 Brain PET 연구에서는 공간 분해능, 회백질-백질 대비, 균일도 및 영상 잡음이 영상 품질 평가의 중요한 지표로 제시되었다[1]. Shekari et al. 역시 Hoffman 3D Brain Phantom을 이용한 다기관 Brain PET 영상 조화 연구에서 서로 다른 PET 시스템과 재구성 조건에 따른 영상 특성을 평가하였다[11]. 반면, 본 연구에서는 세 Hoffman 3D Brain Phantom 촬영 조건에 동일한 VPHD 영상 재구성 프로토콜을 적용하여 재구성 설정의 차이를 통제하고자 하였다. 따라서 본 연구 결과는 서로 다른 재구성 알고리즘의 우수성을 비교한 것이 아니라, 설정된 동일 재구성 프로토콜 아래에서 촬영 조건에 따라 관찰된 영상 품질 차이로 해석해야 한다.

정량성 평가에서는 Hoffman 3D Brain Phantom의 전두엽과 후두엽에서 측정한 SUV_{mean}이 세 촬영 조건 간 전반적으로 유사하게 나타났으며, Friedman 검정에서 통계적으로 유의한 차이가 관찰되지 않았다. PET의 정량값은 장비, 영상 재구성 프로토콜, 분석 방법 및 Phantom의 재배치 등에 영향을 받을 수 있으며, Mansor et al.은 이러한 요인들이 PET/CT 정량 측정의 정밀도에 미치는 영향을 평가하였다[9]. 본 연구에서 통계적으로 유의한 차이가 관찰되지 않았다는 사실은 평가한 조건과 ROI에서 뚜렷한 차이가 검출되지 않았다는 의미이며, 세 촬영 조건의 정량적 동등성이나 재현성이 입증되었다는 의미는 아니다. 특히 본 연구는 하나의 Hoffman 3D

Brain Phantom에서 제한된 ROI와 슬라이스를 대상으로 평가하였으므로, 실제 환자의 정량 정확성이나 임상적 재현성으로 직접 확대하여 해석하기 어렵다.

본 연구 결과를 종합하면, 30 ㎝의 AFOV를 가지는 Discovery MI Gen2 PET/CT 장비에서 2 Bed 중첩 촬영은 동일한 총 촬영 시간의 1 Bed 촬영과 비교하여 상대적 감도에서 소폭 높은 값을 나타냈으며, 영상 품질 평가에서도 1 Bed 촬영 조건들보다 SNR과 CNR은 높은 값을, %COV는 낮은 값을 나타냈다. 반면 SUV_{mean}에서는 세 촬영 조건 간 유의한 차이가 관찰되지 않았다. 특히 상대적 감도의 평균 증가 폭에 비해 영상 품질 지표에서 관찰된 차이가 크게 나타났다는 점에서, 2 Bed 중첩 촬영에 따른 영상 품질의 차이는 단순한 전체 계수 증가만으로 설명하기 어려우며, AFOV 경계부와 중첩 영역에서의 국소적인 축 방향 감도 분포 및 이에 따른 계수 통계와 영상 잡음의 특성이 함께 영향을 미쳤을 가능성이 있다. 다만 이러한 기전은 본 연구에서 직접 측정되지 않았으므로 가능성 수준에서 해석하는 것이 적절하다. 이러한 결과를 바탕으로 2 Bed 중첩 촬영은 30 ㎝ AFOV PET/CT 장비에서 Brain PET의 영상 품질을 고려한 촬영 방식 중 하나로 검토할 수 있으나, 모든 Brain PET/CT에서 우선적으로 적용해야 한다고 결론 내리기는 어렵다.

본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 감도 평가는 표준화된 NEMA NU 2 감도 측정이 아니라 자체 제작 Phantom과 PET Annulus Phantom을 이용한 상대적 감도 비교였으므로 절대적 감도를 평가하지 못하였다. 둘째, Phantom 연구이므로 실제 환자의 해부학적 구조, 생리적 섭취 분포, 움직임 및 병변 특성을 반영하지 못하였으며, 실제 환자에서의 영상 품질과 정량적 특성을 직접 검증하지 못하였다. 셋째, 단일 PET/CT 장비와 특정 영상 재구성 프로토콜을 이용하였으므로 다른 장비 및 재구성 조건에 동일한 결과를 일반화하기 어렵다. 넷째, 축 방향 위치별 절대적 감도 분포와 각 Bed 위치의 데이터 기여도를 직접 분석하지 않아 영상 품질 변화에 관여하는 기전을 명확하게 규명하지 못하였다. 다섯째, 독립적인 반복 촬영을 통한 재현성 평가를 수행하지 않았으며, 인접한 슬라이스별 측정값 사이의 공간적 상관관계를 충분히 반영하지 못하였다. 마지막으로 영상 품질 및 정량성 평가는 제한된 ROI를 이용하여 수행하였으므로, 단일 측정자에 의한 ROI 설정 과정에서 발생할 수 있는 측정 편향의 가능성을 배제하지 못하였다.

향후 연구에서는 NEMA NU 2 기반 감도 평가와 함께 다양한 중첩 비율 및 촬영 시간을 적용하여 AFOV 내 축 방향 위치별 감도 분포와 중첩 영역의 영상 잡음 및 영상 품질 간의 관계를 직접 평가할 필요가 있다. 또한 독립적인 반복 촬영을 통해 본 연구에서 관찰된 영상 품질 및 정량적 특성의 재현성을 검증할 필요가 있다. 아울러 영상 품질 지표의 개선이 실제 판독이나 병변 검출능의 개선으로 이어지는지를 별도로 평가하고, 환자의 위치 설정과 움직임 및 Bed 이동의 영향을 함께 검토할 필요가 있다. 이를 통해 30 ㎝의 AFOV를 가지는 PET/CT 장비에서 Brain PET 촬영 조건을 설정하기 위한 추가적인 근거를 마련할 수 있을 것으로 생각된다.

결론

본 연구에서는 30 ㎝의 AFOV를 가지는 GE Discovery MI Gen2 PET/CT 장비를 이용하여 Brain PET/CT 검사에서 1 Bed 촬영과 2 Bed 중첩 촬영을 비교하였다. 그 결과, 상대적 감도는 2 Bed 중첩 촬영에서 소폭 높은 값을 보였으나 큰 차이는 나타나지 않았다. 반면 영상 품질 평가에서는 2 Bed 중첩 촬영이 1 Bed 촬영에 비해 더 높은 SNR과 CNR, 더 낮은 %COV를 보여 영상 품질 지표에서 상대적으로 양호한 결과를 나타냈다. 또한 SUV_{mean}은 세 촬영 조건 간 유의한 차이를 보이지 않아, 본 연구에서 평가한 범위 내에서는 정량적 측정값이 전반적으로 유사하게 나타났다. 따라서 Brain PET/CT 검사에서 2 Bed 중첩 촬영은 기존 1 Bed 촬영을 보완할 수 있는 대안적인 촬영 방법으로서 적용 가능성이 있으며, 향후 임상 적용을 위한 추가적인 검증이 필요할 것으로 생각된다.

References

1. Ikari Y, Akamatsu G, Nishio T, Ishii K, Ito K, Iwatsubo T, et al. Phantom criteria for qualification of brain FDG and amyloid PET across different cameras. EJNMMI Phys. 2016;3(1):23. doi:10.1186/s40658-016-0159-y.
2. Wagatsuma K, Miwa K, Sakata M, Oda K, Ono H, Kameyama M, et al. Comparison between new-generation SiPM-based and conventional PMT-based TOF-PET/CT. Phys Med. 2017;42:203-210. doi:10.1016/j.ejmp.2017.09.124.

3. Wagatsuma K, Sakata M, Ishibashi K, Hirayama A, Kawakami H, Miwa K, et al. Direct comparison of brain [^{18}F]FDG images acquired by SiPM-based and PMT-based PET/CT: phantom and clinical studies. EJNMMI Phys. 2020;7:70. doi:10.1186/s40658-020-00337-4.
4. Zeimpekis KG, Kotasidis FA, Huellner M, Nemirovsky A, Kaufmann PA, Treyer V. NEMA NU 2–2018 performance evaluation of a new generation 30-cm axial field-of-view Discovery MI PET/CT. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49(9):3023-3032. doi:10.1007/s00259-022-05751-7.
5. Providência L, Turmacu V, Mohr P, van der Weijden CWJ, Dierckx RAJO, Lammertsma AA, et al. Long vs. short axial field-of-view PET scanners for brain imaging: a phantom study. Front Nucl Med. 2026;6:1856651. doi:10.3389/fnume.2026.1856651.
6. Huo L, Li N, Wu H, Zhu W, Xing H, Ba J, et al. Performance evaluation of a new high-sensitivity time-of-flight clinical PET/CT system. EJNMMI Phys. 2018;5(1):29. doi:10.1186/s40658-018-0229-4.
7. Zhang X, Badawi RD, Cherry SR, Qi J. Theoretical study of the benefit of long axial field-of-view PET on region of interest quantification. Phys Med Biol. 2018;63(13):135010. doi:10.1088/1361-6560/aac815.
8. te Riet J, Rijnsdorp S, Roef MJ, Arends AJ. Evaluation of a Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm for low-count clinical 18F-FDG PET/CT. EJNMMI Phys. 2019;6(1):32. doi:10.1186/s40658-019-0262-y.
9. Mansor S, Pfaehler E, Heijtel D, Lodge MA, Boellaard R, Yaqub M. Impact of PET/CT system, reconstruction protocol, data analysis method, and repositioning on PET/CT precision: An experimental evaluation using an oncology and brain phantom. Med Phys. 2017;44(12):6413-6424. doi:10.1002/mp.12623.
10. Prieto E, Martí-Climent JM, Morán V, Sancho L, Barbés B, Arbizu J, et al. Brain PET imaging optimization with time of flight and point spread function modelling. Phys Med. 2015;31(8):948-955. doi:10.1016/j.ejmp.2015.07.001.
11. Shekari M, Verwer EE, Yaqub M, Daamen M, Buckley C, Frisoni GB, et al. Harmonization of brain PET images in multi-center PET studies using Hoffman phantom scan. EJNMMI Phys. 2023;10:68. doi:10.1186/s40658-023-00588-x.