

## 자기공명영상을 이용한 양전자방출단층촬영의 부분용적효과 보정 및 임상적용

연세대학교 대학원 의과학과\*, 방사선외과학연구소†, 진단방사선과학교실†

김동현\*† · 이상호\*† · 정해조†‡ · 윤미진† · 이종두\*†‡ · 김희중\*†‡

양전자방출단층촬영장치는 인체나 실험 동물 생체 내에서 일어나는 생화학적, 생리학적 과정을 정량 분석할 수 있는 장점으로 인해 핵의학에서 중요한 역할을 하고 있다. 그러나 지속적인 핵의학기기의 발전에도 불구하고 PET은 여전히 분해능이 낮은 단점이 있으며, 이로 인해 부분용적효과가 발생한다. 본 연구에서는 호프만 팬텀 PET영상을 대상으로 MR 영상을 이용해 부분용적효과를 보정한 뒤 복원된 픽셀값이 백질과 회백질간의 글루코즈 흡수비율인 1:3에 근접하는 정도를 알아보고 실제 정상인 환자의 PET 영상을 같은 방법으로 보정하여 임상적용의 가능성을 알아보았다. 먼저 호프만 팬텀의 MR 영상과 PET영상을 registration한 뒤, MR영상을 이용해 백질과 회백질 부위를 추출하여 binary image를 만들었다. 각각의 binary image를 4, 8, 12, 16 mm의 다양한 FWHM 해상도 값으로 convolution과정을 거친 뒤 회백질 부위와 백질 부위를 다시 결합하여 MR 영상과 registration된 PET영상에서 나누고, 이를 다시 뇌 전체 영역을 나타내는 binary image와 곱하여 해부학적으로 정확한 뇌 영역을 갖도록 하였다. 분석 방법으로는 MR 영상에서 회백질과 백질 부위에 관심영역을 얻은 뒤, 이를 보정 이전의 영상과 4, 8, 12, 16 mm의 FWHM으로 각각 보정된 영상들에 적용하여 관심 영역내 평균 픽셀 값을 얻고 이를 이용하여 회백질과 백질 간의 평균 픽셀 값 비율을 구하였다. 또한 같은 방법으로 정상인의 PET영상을 보정하였다. 호프만 팬텀의 실험결과, 회백질과 백질 간의 보정 후 비율이 보정 이전의 비율에 비해 증가하였으며, 각각의 FWHM 조건에서도 비율 차이를 나타내었다. 정상인의 경우 역시 보정 이전에 비해 보정 이후 백질과 회백질간의 비율이 증가하는 경향을 나타내었으나, 각각의 FWHM 경우 나타난 회백질과 백질 간의 비율의 증가는 호프만 팬텀실험에 비해 약간 더 낮게 나타났다. 실험을 통해 보정 이후 호프만 팬텀의 경우 실제 백질과 회백질간의 비율인 1:3의 비율에 근접하였으며, 임상적용의 경우 보정 이후 그 비율이 호프만 팬텀의 실험결과에 미치지 못하는 못하지만 적절한 보정효과를 나타냈다. 또한 각각의 FWHM 값으로 보정된 결과에서 나타난 비율의 증가폭 결과를 통해 4 mm에서 16 mm의 FWHM 적용에 따른 부분용적효과의 보정 정도를 알 수 있었으며, 실제 임상적용의 가능성을 제시하였다.

**중심단어 :** 양전자방출단층촬영장치, 부분용적효과, FWHM

### 서 론

현재 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)은 종양의 존재 여부와 진단된 종양의 치료 후 반응 여부 판정, 뇌 질환 환자의 경우 뇌의 이상부위를 판별하고 그에 관한 연구를 통해 질병 치료에 중요한 역할을 수행 하고있다. 그러나 PET이 가진 임상분야에서의 여러 장점과 효용성에도 불구하고, 낮은 공간분해능이라는 단점과<sup>1-3)</sup>

PET 촬영 과정 중 발생하는 여러 가지 요인에 의한 변수들은 영상에 많은 영향을 주고 있다. 이러한 비침습적인 방법으로 체내의 대사량을 나타내는 PET 영상의 정확성은 몇 가지 요소에 의해 영향을 받으며, 특히 물체의 크기와 PET의 공간분해능 사이의 관계에 크게 영향을 받게 된다<sup>2)</sup>. 이러한 영향으로 인해 생기는 결과 중 하나로 부분용적효과(partial volume effect)가 있다. PET 기기 시스템이 가진 공간분해능의 한계로 인해 발생되고 있는 부분용적효과를<sup>1-3)</sup> 보정하기 위해 지난 십여 년 간 PET 시스템의 분해능에 대한 기능 향상이 이루어져 왔음에도 불구하고 대사 혈류량이나, 포도당 대사물들이 여전히 부분 용적효과에 영향을 받고 있는 것이 사실이며<sup>2)</sup>, 이로 인해 PET 촬영을 통해 얻은 영상 데이터들은 그 정확성에 영향을 받고있다. 또한 보다 정확한 병변의 진단과 연구를 위해 영상의 개선이 무엇보다 시급한

이 논문은 2003년 4월 18일 접수하여, 2003년 6월 5일 채택됨.  
 책임저자: 김희중, (120-752) 서울 서대문구 신촌동 134번지  
 연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실  
 Tel : 02)361-5753, Fax : 02)313-1039  
 E-mail : hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

상황에서 이러한 영향을 최소화시킬 수 있는 방법이 요구되고 있는 상황이다. 이에 대해 부분용적효과의 보정방법에 관한 많은 연구들이 이루어지고 있으며<sup>4,5)</sup>, 이러한 방법들로는 보다 높은 해상도를 가진 CT나 MRI 등을 통해 PET이 가진 단점들을 보완하는 방법들이 연구되고 있다<sup>6,7)</sup>. 앞으로도 지속적으로 PET 시스템의 낮은 공간 분해능을 보완해야할 연구의 필요성이 대두되고 있는 시점이다. 본 연구에서는 호프만 뇌 팬텀을 사용하여 PET과 MR 영상을 획득한 후, 높은 해상도를 가지는 MR 영상으로 PET 영상 데이터의 화소값에 변화를 주는 pixel by pixel 알고리즘을 사용하여 부분용적효과를 보정하고자 한다. 또한 보정 과정중의 하나인 convolution 과정에서 다양한 FWHM (full width at half maximum) 해상도 값을 적용하여 보정정도의 차이를 비교한 뒤 실제 정상인의 PET영상에 같은 방법을 적용하여 임상적용의 가능성을 알아보하고자 한다.

## 대상 및 방법

### 1. 재 료

#### 1) 영상

##### (1) PET 영상

실험에서 사용한 PET영상은 GE Advance PET<sup>TM</sup> (Milwaukee, Wisconsin, U.S.A)기기를 이용하여 획득하였다. 실험의 모든 과정에서 사용된 PET영상은 호프만 팬텀 영상과 정상인을 대상으로 하였다. 호프만 팬텀의 경우 <sup>18</sup>F를 호프만 팬텀에 약 111 MBq를 주입하고 방출스캔과 투과스캔 모두 30분 동안 진행하였다. 임상적용을 위해 사용한 PET영상은 정상인을 대상으로 FDG-PET 영상을 이용하였다. 호프만 팬텀은 128×128의 픽셀 행렬과 1.95×1.95 mm의 픽셀 크기를 가지는 35장의 축방향 영상을 이용하였다. 임상적용을 위해 사용한 정상인의 경우 PET 스캔시 환자마다 달라지는 뇌의 위치를 맞추어주기위해 35장의 PET영상에서 re-format과정을 거친 40장의 축방향 영상을 이용하였으며 각 슬라이스는 128×128의 픽셀 행렬과 1.95×1.95 mm의 픽셀 크기로 나타냈다.

##### (2) MR 영상

획득한 MR 영상은 Gyroscan Intrera (Philips Medical System, Netherlands)를 이용하여 1.5 T의 T2 weighted 호프만 팬텀 영상과 T1 enhanced 정상인의 영상을 대상으로 하였다. 호프만 팬텀의 MR영상은 128×128의 픽셀행렬과 1.95×1.95 mm의 픽셀 크기를 가지는 35장의 축방향 영상을 이용하였으며, 정상인의 영상은 256×256의 픽셀행렬에

0.74×0.74 mm의 픽셀 크기를 가지는 40장의 축방향 영상을 이용하였다.

### 2) 영상처리 프로그램

부분용적효과를 보정 및 분석하기 위해 사용된 영상처리 프로그램으로는 Analyze 3.0 PC 버전(Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, MN, USA)과 Matlab 5.3 (Mathworks Inc., USA)을 이용하였다.

## 2. 방 법

### 1) 호프만 팬텀 실험

#### (1) 부분용적효과 보정과정

부분용적효과를 보정하기위해 뇌 부위가 고르게 나타나는 호프만 팬텀 영상의 16번째 슬라이스를 선택하여 다음과 같은 영상처리 단계를 거쳤다.

##### ① Registration 과정

실험이 진행되는 동안 MR 영상을 이용해 시플레이션된 binary image는 개개의 픽셀 위치가 PET영상의 픽셀위치와 좌표상의 차이가 있기 때문에 PET영상과의 영상처리 과정에서 오차가 발생할 수 있다. 또한 MR영상을 통해 얻은 관심영역을 PET 영상에 적용할 경우 역시 개개의 픽셀들간의 좌표상 차이로인하여 관심영역내 평균 픽셀값의 정확성에 영향을 줄 수 있기 때문에, MR영상과 PET영상간의 registration이 선행되어야만 한다. 이를 위해 Analyze 3.0 PC 버전 프로그램으로 두 영상간의 registration과정을 거쳤다 (Fig. 1).

##### ② Segmentation and Binary image

PET 영상의 낮은 분해능으로 인해 생기는 해부학적 뇌

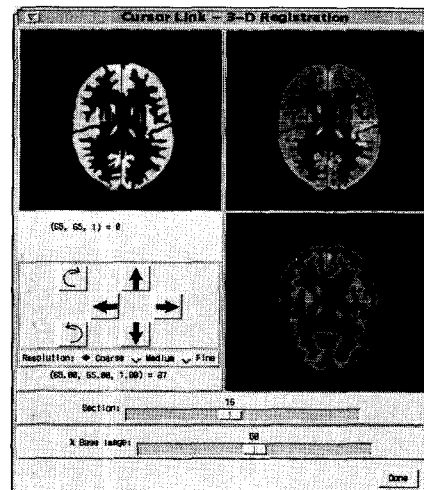


Fig. 1. Registration of PET and MR image for Hoffman phantom.

영역의 불분명함을 보정해주기 위해 해상도가 높은 MR 영상에서 회백질과 백질 영역을 추출한다. 이를 위해 Analyze PC 3.0 프로그램을 이용해 뇌 전체 영역과 백질 영역을 추출하고, 뇌 전체 영역에서 백질 영역을 차감하여 얻은 회백질 부위와 백질 부위를 나타내는 binary image를 만든다 (Fig. 2, 3). 여기서 만들어진 2개의 영상은 각각 회백질 부위, 백질 부위의 픽셀 값을 1로 지정하였으며, 뇌 조직 이외 부위의 픽셀 값은 0을 갖도록 하였다.

③ Convolution 과정

MR영상에서 추출하여 만든 회백질 부위와 백질 부위의 이진 영상을 각각 3차원 상으로 4, 8, 12, 16 mm FWHM의 해상도를 갖도록 gaussian 점확산함수(point-spread function)로 convolution과정을 거친다(Fig. 4, 5). 이 때 gaussian 함수의 FWHM의 크기가 4 mm에서 16 mm로 증가하면



Fig. 2. Segmented binary image of gray matter.

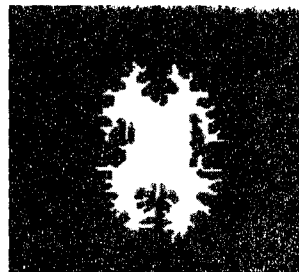


Fig. 3. Segmented binary image of white matter.

서 gaussian 함수의 분포가 넓어져 FWHM의 크기가 증가할수록 영상이 점차흐려지게 된다. 이 후 convolution과정을 거친 회백질 영역의 영상과 백질 영역의 영상을 합하여 새로운 영상을 만든다. 이 때 convolution 과정을 거쳐 백질과 회백질 영역 밖으로 퍼져나가는 부위들을 잘라내지않고 퍼져나간 상태로 두 영역을 합해줌으로써 백질과 회백질 사이의 경계를 중심으로 픽셀값이 증가되며, 이를 통해 실제 환자의 PET 촬영시 나타나는 백질과 회백질간의 spill in 또는 spill over 현상을 재현하였다. 여기서 만들어진 영상내 각각의 픽셀들은 PET영상내 각각의 픽셀들과 대응하여 픽셀 값을 보정하게 된다.

④ Correction 과정

MR영상과 정합된 PET영상을 convolution 과정을 거쳐 새로 만들어진 뇌 영상으로 나누어준다. Registration된 PET 영상을 convolution과정을 거친 영상들로 나누어줌으로써 부분용적효과로 인해 손실된 뇌 조직 부위의 pixel 값이 복원된다.

⑤ Multiply 과정

Convolution과정을 거친 영상으로 MR과 정합된 PET영상을 나누어주게 되면 복원된 PET영상은 0혹은 매우 작은 픽셀 값으로 인해 보정 이후 픽셀 값 범위가 매우 커지며, 또한 그 크기가 더 넓어지게 된다. 이를 MR 영상에서 추출된 뇌 전체 영역을 나타내는 이진 영상을 이용해 보정된 PET영상과 곱하게 되면, 뇌 조직 부위는 보정된 픽셀값이



Fig. 4. Convolved gray matter images for various FWHMs. (a) 4 mm FWHM (b) 8 mm FWHM (c) 12 mm FWHM (d) 16 mm FWHM.

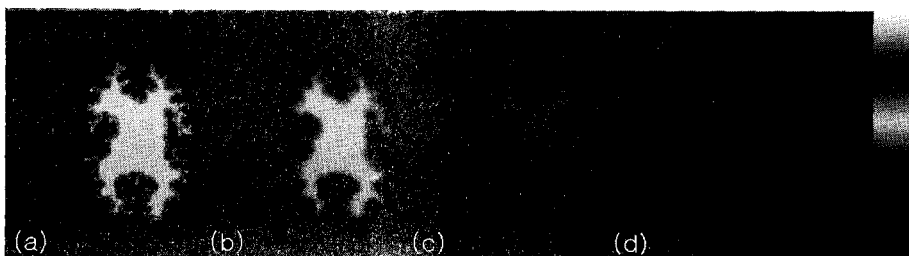


Fig. 5. Convolved white matter images for various FWHMs. (a) 4 mm FWHM (b) 8 mm FWHM (c) 12 mm FWHM (d) 16 mm FWHM.

유지되나, 조직 이외의 부위의 픽셀 값은 0을 갖게 된다. 이 과정을 통해 실질적인 픽셀 값 범위의 보정 영상과 함께 해부학적 뇌 영역의 정확성을 갖게 된다.

### 2. 정상인의 PET 영상 실험

총 40장의 MR 슬라이스 중 26번째 슬라이스를 선택하여 호프만 팬텀을 이용해 실험한 방법과 동일한 방법을 적용하여 보정과정을 거쳤다.

### 3. 영상분석

MR 영상을 이용해 호프만 팬텀 PET영상과 정상인 PET영상의 부분용적효과를 4, 8, 12, 16 mm의 FWHM 조건으로 보정하고, 각 조건하에서의 보정정도를 알아보려고 한다.

#### (1) 호프만 팬텀

##### ① 관심영역 적용

보정정도를 알아보기 위해 호프만 팬텀의 MR 영상 중 보

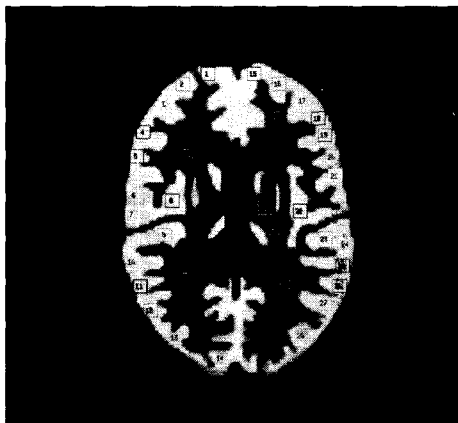


Fig. 6. ROIs using MR image of Hoffman phantom.

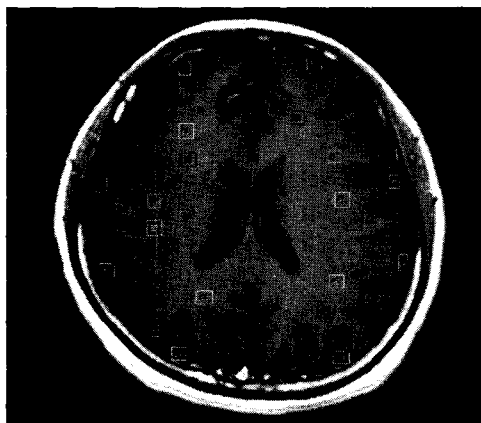


Fig. 7. ROIs using MR image of normal control.

정된 PET슬라이스와 동일한 MR 영상의 16번째 슬라이스에서 좌측과 우측 회백질 부위에 각각 14개의 관심영역을 그리고 백질과의 비율을 알아보기 위해 역시 좌측과 우측의 백질 영역에 각각 9개씩 18개의 관심영역을 얻었다(Fig. 6). 이 관심영역들을 MR영상과 정합된 보정 이전의 PET 영상과 4, 8, 12, 16 mm FWHM 값을 갖는 convolution된 영상으로 보정된 각각의 영상들에 적용하여 영역별 관심영역들의 평균 픽셀 값을 구한 뒤 보정 전과 보정 이후 백질과 회백질간의 비율을 비교해보았다.

#### (2) 임상적용

호프만 팬텀을 이용해 부분용적효과를 보정한 방법을 실제 정상인의 PET영상에 적용해 보고 역시 4, 8, 12, 16 mm의 FWHM 조건하에서의 보정 정도를 확인해 보고자 하였다.

##### ① 관심영역 적용

호프만 팬텀 분석과 동일하게 정상인의 MR 영상 중 보정된 PET슬라이스와 동일한 MR 영상의 26번째 슬라이스에서 회백질 부위의 좌측과 우측에 각각 14개씩 총 28개의 관심영역을 획득하고, 백질 부위에는 우측, 좌측에 각각 9개씩 총 18개의 관심영역을 얻었다(Fig. 7). 이 후 MR 영상과 정합된 보정 이전의 PET 영상과 4가지 조건의 FWHM하에서 실험한 보정 이후의 영상들에 동일하게 관심영역을 적용하여 백질과 회백질간의 영역별 평균 픽셀 값을 구했다. 이렇게 구한 각 영역별 평균 픽셀 값으로 백질 영역과 회백질 영역간의 비율을 구하여 보정 정도를 알아보았다.

## 결 과

### 1. 호프만 팬텀

호프만 팬텀의 MR 영상에서 회백질 부위에는 28개의 관심영역을, 백질 부위에는 18개의 관심영역을 그린 뒤, 회백질과 백질 각각의 관심영역내 평균 픽셀 값을 구하여 백질과 회백질간의 비율을 분석하였다(Table 1). 보정 이후의 백질 대 회백질의 비율이 보정 이전의 백질과 회백질간의 비율에 비해 증가된 결과가 나타났으며, 각각의 FWHM 조건하에서

Table 1. The ratios between white and gray matter of mean pixel values within ROIs before and after correction of PET image of Hoffman phantom

|        | 보정 전    | 4 mm       | 8 mm       | 12 mm      | 16 mm      |
|--------|---------|------------|------------|------------|------------|
|        |         | FWHM<br>보정 | FWHM<br>보정 | FWHM<br>보정 | FWHM<br>보정 |
| 백질:회백질 | 1: 1.26 | 1:1.31     | 1:1.46     | 1:1.60     | 1:1.73     |

보정된 영상들의 비율 역시 FWHM이 증가할수록 함께 증가하는 경향이 있었다. 다음은 각각의 FWHM의 조건하에서 나타난 영역별 평균 픽셀 값을 그래프로 나타내었다(Fig. 8). 보정된 영상의 파일 형식은 floating으로 나타났다. 백질의 경우 보정된 픽셀 값이 각 조건하에서 일정하게 증가하는 반면 회백질의 경우 보정된 픽셀 값이 증가하는 그래프의 기울기 변화가 각 조건마다 약간씩 더 큰 폭으로 증가하는 모습을 보이고 있다. 또한 12 mm와 16 mm의 FWHM 조건하에서 픽셀 값의 증가폭이 약간씩 더 커진 경향을 나타내고 있다. 다음으로 보정된 결과 영상들을 각각의 조건하에 따라 나타내어(Fig. 10) 보정 이전의 영상(Fig. 9)과 시각적으로 비교해 보았다. 그림에서 보여지듯 보정 이전의 PET영상에 비해 회백질의 가장자리 부분이 보정된 것을 볼 수 있으며, FWHM 값이 증가할수록 백질 부위와 비교해 회백질 부위의 픽셀 값이 상대적으로 증가한 경향을 나타내고 있다.

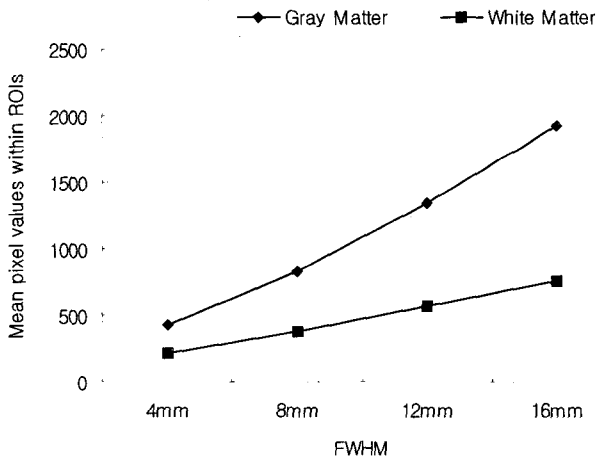


Fig. 8. The variation of mean pixel values of ROIs within white and gray matter with FWHM conditions after correction of PET image of Hoffman phantom.



Fig. 9. PET image of Hoffman phantom before correction.

## 2. 임상적용

임상 적용의 경우 호프만 팬텀의 부분용적효과의 보정 방법과 같은 방법을 적용하여 보정하였다. 보정 정도를 알아보기 위해 회백질 좌측영역과 우측영역에 14개씩 28개의 관심영역을 설정하였고, 백질 영역에는 18개의 관심영역을 좌우에 고르게 설정한 뒤, 회백질과 백질에 속해있는 각각의 관심영역내 평균 픽셀 값을 구한 뒤 영역간의 비율을 분석하였다(Table 2). 결과 영상의 파일은 호프만 팬텀 결과와 마찬가지로 floating형식으로 나타내었다. 백질과 회백질간의 관심영역 비율을 분석한 결과, 임상적 경우 역시 FWHM이 증가할수록 관심영역내 평균 픽셀 값의 비율이 증가하였으나, 그 증가폭은 호프만 팬텀의 결과에 비해 다소 감소된 경향을 나타내었다. 회백질과 백질 간의 증가 경향은 Fig. 11에서 나타나듯이 호프만 팬텀 실험 결과에 비해 낮은 경향을 나타내었으며, 회백질의 평균 픽셀값 증가 폭이 백질에 비해 다

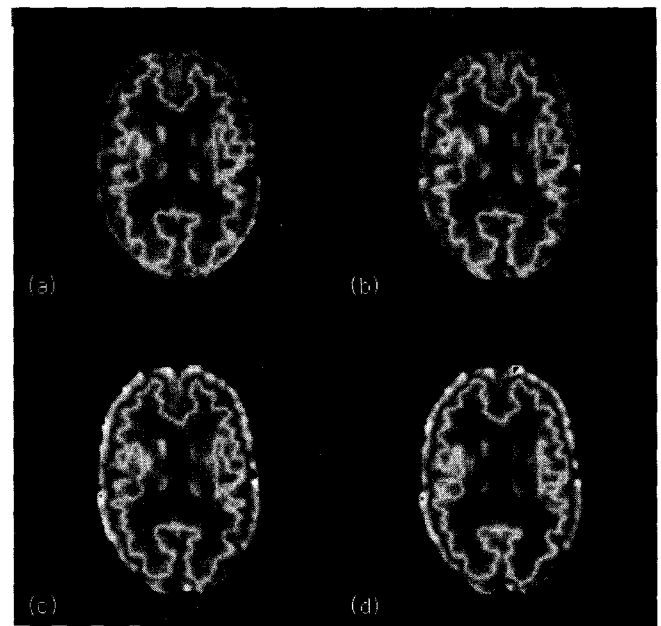


Fig. 10. PET images of Hoffman phantom after correction for various FWHMs. (a) 4 mm FWHM (b) 8 mm FWHM (c) 12 mm FWHM (d) 16 mm FWHM.

표 2

Table 2. The ratios between white and gray matter of mean pixel values within ROIs before and after correction of PET image of normal control

|        | 보정 전   | 4 mm FWHM 보정 | 8 mm FWHM 보정 | 12 mm FWHM 보정 | 16 mm FWHM 보정 |
|--------|--------|--------------|--------------|---------------|---------------|
| 백질:회백질 | 1:1.96 | 1:2.02       | 1:2.17       | 1:2.36        | 1:2.53        |

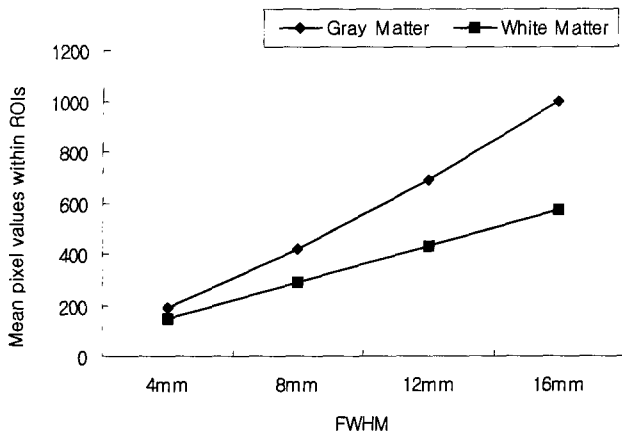


Fig. 11. The variation of mean pixel values of ROIs within white and gray matter as FWHM conditions after correction of PET image of normal control.

소 높게 분석되었다. 즉, 각 FWHM마다의 관심영역내 평균 픽셀 값의 증가는 호프만 팬텀의 실험보다는 낮은 양상을 보였으며, 백질과 회백질간의 비율 역시 FWHM이 증가할수록 커지는 경향을 나타내었으나, 호프만 팬텀의 경우보다는 낮은 결과가 나타났다.

고안 및 결론

본 실험에서 사용된 PET영상은 unsigned 8-bit의 영상이었으나, 그 결과는 floating형태로 나타내었다. 보정 과정 중 binary image를 4, 8, 12, 16 mm의 FWHM값을 갖는 PET 시뮬레이션을 이용해 MR영상과 정합된 PET 영상에서 나눔으로써 픽셀 값을 보정하게 되는데, 이 과정 중 0과 1사이에서 시뮬레이션된 픽셀 값과 대응하는 정합된 PET 영상 내 픽셀과의 계산 과정 시 0 또는 매우 작은 값을 갖는 픽셀과의 계산과정으로 인해 프로그램 상에 오류를 일으키게 된다. 이러한 오류를 차단하기 위한 방법으로 MR 영상을 통해 뇌 조직 이외부위의 픽셀 값을 0으로 하는 binary image를 곱해주었다. 그러나 MR영상에서의 뇌영역 추출과 MR영상과 PET영상의 정합과정중에서 나타나는 정확성의 한계로<sup>2, 7, 8)</sup> 인해 높은 값을 갖는 뇌 조직 이외의 몇몇 픽셀들이 존재하게 되어 평균 픽셀 값이 실제 픽셀 값의 범위에서 낮은 수준이 되어 영상의 정확한 표현이 모호해질 우려가 있다. 게다가 floating형식의 결과 영상들을 0부터 255까지의 범위를 갖는 unsigned 8-bit의 영상으로 전환할 경우 픽셀 값의 범위가 줄어들어 픽셀 값간의 차이가 floating 형식에서의 픽셀 값 차이에 비해 줄어들며, 이로 인해 세세한 부위의 픽셀

값 표현이 모호해질 우려가 있다. 이로 인해 픽셀 값간의 차이를 좀더 명확히 표현하기 위해 floating형식으로 결과를 표현했다. 실험당시 PET영상의 회백질과 백질 간의 spill over 현상으로 인해 발생하는 픽셀 값 증가에 대해 보정을 하기위해 회백질 부위와 백질 부위를 각각 따로 convolution 과정을 거친 뒤 이를 합하여 회백질과 백질 부위가 접하는 경계선을 중심으로 spill over와 spill in 현상을<sup>8-10)</sup> 재현하여 spill over, spill in 현상으로 발생하는 픽셀 값 오차를 보정하였다. 부분용적효과는 PET 시스템의 공간분해능 FWHM의 2배에서 3배 보다 작은 물체는 그 방사능 농도가 낮게 평가되는 현상이다<sup>9-12)</sup>. 실험 결과 각각의 FWHM에 따른 보정정도는 회백질의 보정 정도가 백질보다 더 크게 나타났다. 이는 실제 GE Advance PET 기기가 가진 해상도의 13,14 FWHM ×2 혹은 3에 비해 회백질의 두께 길이가 짧아 부분 용적효과가 백질에 비해 더 많이 일어났으며, 또한 회백질 부위를 convolution 할 때 FWHM이 더 커질수록 시뮬레이션된 PET영상에서의 픽셀 값이 낮아지게 되어 보정 결과, 복원된 픽셀 값이 백질의 보정 결과에 비해 더 크게 증가한 것으로 사료된다. 실제 pixel by pixel 알고리즘 방법을 이용하여 부분 용적 효과를 보정한 Videen 등<sup>14)</sup>의 실험에서도 백질 부위에 그려진 관심영역내 픽셀 값은 보정 이후에도 거의 증가가 이루어지지 않았다. 회백질과 백질 간의 평균 글루코즈(Glucose) 흡수 비율은 회백질이 백질에 비해 약 3배 정도 많다는 보고가 있다<sup>15)</sup>. 때문에 실제 부분용적효과의 보정을 통해 나타나는 백질과 회백질간의 픽셀값 비율은 1:3이 나타나야만 하나 실제 PET 스캔시 발생하는 여러 가지 요인들로 인해 1:3에 미치지 못하고 있는 실정이다. 이를 보완하기위해 실험과정 중 convolution과정에서 여러 가지 FWHM값을 대입하였다. 이는 0과 1의 픽셀값을 갖는 binary image가 각각의 FWHM값으로 convolution과정을 거치면서 소수점이하의 픽셀값을 갖게 되고 이를 다시 정수의 픽셀값을 갖는 보정이전의 PET영상과 나누어줌으로써 각각의 FWHM에 비례하여 픽셀값을 복원시키게 되는 원리를 적용하였다. 이 원리를 이용하여 백질과 회백질간의 비율을 1:3에 근접하게 하기위해 다양한 FWHM값을 적용시킴으로써 부분용적효과로 인해 손실되는 방사능 농도를 복원하고자 하였다. 호프만 팬텀 실험의 경우 백질 대 회백질의 비율은 보정이전의 1: 1.96에서 4 mm FWHM의 보정 시 1:2.02에서 16 mm FWHM의 보정 시 1:2.53까지의 보정 효과를 보였으나, 실제 정상인의 경우는 보정이전의 1:1.26에서 보정이 후에는 1:1.31에서 1:1.73까지의 보정효과를 보였다. 임상적인 측면에서 고려해 볼 때 나이에 따라 PET영상에서 나

타나는 방사능 농도에 차이가 있다는 연구 결과와 없다는 연구 결과가 대립하고 있는 상황<sup>2, 5, 16, 17)</sup>이나 이러한 차이는 서로 다른 해상도를 갖는 PET 스캐너와 관심영역 적용방법의 차이 뿐 아니라 실험대상자들의 행동적인 측면이나 환경적인 측면의 다양성에 기인하기도 한다<sup>5)</sup>. 또한 PET 시스템 해상도의 현저한 발전이 이루어진다 해도 건강기능의 저하현상 (Healthy aging process)로부터 수반되는 대뇌의 부피 감소 또한 PET의 생리학적 측정에서 평가 저하를 가져오기도 한다는 보고가 있다<sup>3, 18, 19)</sup>. 호프만 팬텀 PET영상의 부분 용적 효과의 보정 결과, 백질과 회백질의 글루코즈 흡수비율인 1:3에 근접하게 보정되었다. 그러나 임상적용의 경우 현재의 방법을 직접 적용하기 위해서는 좀 더 많은 연구가 뒷받침되어야 할 것으로 보인다. 실험에서 적용한 4가지 FWHM 값의 PET 시뮬레이션을 적용한 보정 결과 모두 1:3의 비율에 근접한 결과를 나타내 4 mm에서 16 mm까지의 PET 시뮬레이션을 보정에 적용하는 데에는 무리가 없어 보인다. 그러나 좀 더 많은 경우의 FWHM값을 갖는 PET시뮬레이션 실험을 통해 적용범위의 한계를 찾는 실험이 요구되며, 여러 가지 시뮬레이션 중 최적의 보정을 이끌어낼 수 있도록 이와 관련된 연구가 지속되어야 할 것으로 보인다. 또한 실질적인 임상적용을 위해서 뇌 영역 추출이나 MR 영상과 PET영상 간의 정합과정에 있어 좀더 정확성을 높일 수 있는 방법 등의 보완이 이루어진다면 임상적용에 있어 정확성 높은 결과영상의 구현이 가능하리라 사료된다.

**감사의 글**

This study was supported by a grant of the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea.

**참 고 문 헌**

1. Rousset OG, Deep P, Kuwabara H, Evans AC, Gjedde AH, Cumming P: Effect of partial volume correction on estimates of the influx and cerebral metabolism of 6-[(18)F]fluoro-L-dopa studied with PET in normal control and Parkinson's disease subjects. *Synapse* 37:81-99 (2000)
2. Meltzer CC, Kinahan PE, Greer PJ, et al.: Comparative evaluation of MR-based partial-volume correction schemes for PET. *J Nucl Med* 40:2053-2065 (1999)
3. Meltzer CC, Leal JP, Mayberg HS, Wagner HN Jr,

- Frost JJ: Correction of PET data for partial volume effects in human cerebral cortex by MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 14:561-570 (1990)
4. Meltzer CC, Cantwell MN, Greer PJ, et al.: Does cerebral blood flow decline in healthy aging? A PET study with partial-volume correction. *J Nucl Med* 41:1842-1848 (2000)
5. Fazio F, Perani D: Importance of partial-volume correction in brain PET studies. *J Nucl Med* 41: 1849-1850 (2000)
6. Sorenson JA, Phelps ME: *Physics in Nuclear Medicine-Nuclear Medicine Tomography: Principles*. Inc 2nd ed. Grune & Stratton, USA (1987), pp.391-423
7. Muller-Gartner HW, Links JM, Prince JL, Bryan RN, McVeigh E, Leal JP, et al: Measurement of radiotracer concentration in brain gray matter using positron emission tomography: MRI-based correction for partial volume effects. *J Cereb Blood Flow Metab* 12:571-583 (1992)
8. Rousset OG, Ma Y, Evans AC: Correction for partial volume effects in PET: principle and validation. *J Nucl Med* 39:904-911 (1998)
9. Strul D, Bendriem B: Robustness of anatomically guided pixel-by-pixel algorithms for partial volume effect correction in positron emission tomography. *J Cereb Blood Flow Metab* 19:547-559 (1999)
10. Frouin V, Comtat C, Reilhac A, Gregoire MC: Correction of partial-volume effect for PET striatal imaging: fast implementation and study of robustness. *J Nucl Med* 43:1715-1726 (2002)
11. Meltzer CC, Zubieta JK, Links JM, Brakeman P, Stumpf MJ, Frost JJ: MR-based correction of brain PET measurements for heterogeneous gray matter radioactivity distribution. *J Cereb Blood Flow Metab* 16:650-658 (1996)
12. Lee JR, Choi Y, Choe YS, et al.: Performance measurements of positron dmission tomography: An investigation using General Electric Advance<sup>TM</sup>. *Kor Jh Nucl Med* 30:548-559 (1996)
13. Jeong HK, Kim HJ, Son HK, et al.: Standard performance measurements of GE Advance<sup>TM</sup> positron emission tomography. *Kor J Nucl Med* 35:100-112 (2001)
14. Videen TO, Perlmutter JS, Mintun MA, Raichle ME: Regional correction of positron emission tomography data for the dffect of cerebral atrophy. *J Cereb Blood Flow Metab* 8:662-670 (1998)
15. Phelps ME, Mazziotta JC, Schelbert HR: Positron emission tomography and autoradiography, principles and applications for the brain and heart. Louis

- Sokoloff: *Cerebral circulation, energy metabolism, and protein synthesis: General characteristics and principles of measurement*. Raven Press. New York (1986), pp. 1-71
16. Duara R, Margolin RA, Robertson-Tschabo EA, et al.: Cerebral glucose utilization, as measured with positron emission tomography in 21 resting healthy men between the ages of 21 and 83 years. *Brain* 106:761-775 (1983)
17. De Leon MJ, George AE, Ferris SH, et al: Positron emission tomography and computed tomography assessments of the aging human brain. *J Comput Assist Tomogr* 8:88-94 (1984)
18. Tanna NK, Kohn MI, Horwich DN, et al: Analysis of brain cerebrospinal fluid volumes with MR imaging: impact on PET data correction for atrophy. Part II. Aging and Alzheimer dementia. *Radiology* 178: 123-130 (1991)
19. Alavi A, Newberg AB, Souder E, Berlin JA: Quantitative analysis of PET and MRI data in normal aging and Alzheimer's disease: atrophy weighted total brain metabolism and absolute whole brain metabolism as reliable discriminators. *J Nucl Med* 34: 1681-1687 (1993)

## MR-based Partial Volume Correction Using Hoffman Brain Phantom Data and Clinical Application

Dong Hyeon Kim<sup>\*†</sup>, Sang Ho Lee<sup>\*†</sup>, Haijo Jung<sup>††</sup>  
Mijin Yun<sup>††</sup>, Jong-Doo Lee<sup>††</sup>, and Hee-Joung Kim<sup>\*††</sup>

<sup>\*</sup>Department of Medical Science, <sup>†</sup>Research Institute of Radiological Sciences,  
<sup>††</sup>Department of Radiology, Yonsei University College of Medical, Seoul, Korea

PET (positron emission tomography) permits the investigation of physiological and biochemical processes in vivo. The accuracy of quantifying PET data is affected by its finite spatial resolution, which causes partial volume effects. In this study, we developed a method for partial volume correction using Hoffman phantom PET and MR data, and applied various FWHM (full width at half maximum) levels. We also applied this method to PET images of normal controls and tested for the possibility of clinical application. <sup>18</sup>F-PET Hoffman phantom images were co-registered to MR slices. The gray matter and white matter regions were then segmented into binary images. Each binary image was convolved by 4, 8, 12, 16 mm FWHM levels. These convolved images of gray and white matter were merged corresponding to the same level of FWHM. The original PET images were then divided by the convolved binary images voxel-by-voxel. These corrected PET images were multiplied by binary images. The corrected PET images were evaluated by analyzing regions of interests, which were drawn on the gray and white matter regions of the original MR image slices. We calculated the ratio of white to gray matter. We also applied this method to the PET images of normal controls. On analyzing the corrected PET images of Hoffman phantom, the ratios of the corrected images increased more than that of the uncorrected images. With the normal controls, the ratio of the corrected images increased more than that of the uncorrected images. The ratio increase of the corrected PET images was lower than that of the corrected phantom PET images. In conclusion, the method developed for partial volume correction in PET data may be clinically applied, although further study may be required for optimal correction.

**Key Words :** Positron emission tomography, Partial volume effect, Partial volume correction, FWHM