

자기 공명 영상을 이용한 양전자  
방출 단층 촬영의 부분 용적 효과  
보정 및 임상적용

연세대학교 대학원

의과학과

김 동 현

자기 공명 영상을 이용한 양전자  
방출 단층 촬영의 부분 용적 효과  
보정 및 임상 적용

지도교수 김 희 중

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2003년 6 월 일

연세대학교 대학원

의과학과

김 동 현

# 김동현의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2002년 6월 일

## 감사의 글

2년간의 학위과정이 지나고 이제 그 작은 결실을 맺게 되었습니다. 먼저 본 논문의 완성까지 세심한 배려와 관심을 아끼지 않으신 김희중 교수님께 마음 속 깊이 감사드립니다. 많은 충고와 조언을 통해 논문의 부족한 점을 지적해주신 유선국 교수님과 이우정 교수님께도 감사의 마음을 전합니다. 항상 격려의 말씀을 통해 저에게 힘을 주셨던 핵의학과 윤미진 교수님과 이종두 교수님께 감사의 마음을 전하며, 전반적인 랩 생활에 헌신적인 도움을 주신 정해조 박사님, 연구실생활의 버팀목이 되어주었던 홍순일 연구원의 모든 연구원들께 감사드립니다. 언제나 저를 믿고 힘이 되어준 제 소중한 가족들에게 말로는 다 못할 사랑의 마음을 전하며, 이 길을 선택하게 해주셨던 박영우 교수님께 감사드립니다. 마지막으로 제 삶을 이끌어주시고 기쁨 충만한 은혜와 희망으로 늘 새로운 하루를 살아가도록 힘이 되어주시는 하나님께 감사드립니다.

2003. 6.

저 자 씀

# 차 례

그림 및 표 차례	
국문요약 .....	1
I. 서 론 .....	3
II. 재료 및 방법 .....	5
1. 재료 .....	5
가. 영상 .....	5
(1) PET 영상 .....	5
(2) MR 영상 .....	6
나. 영상처리 프로그램 .....	6
2. 방법 .....	7
가. 호프만 팬텀 실험 .....	7
(1) 부분용적효과 보정과정 .....	7
(가) Registration 과정 .....	7
(나) Segment and Binary image .....	7
(다) Convolution 과정 .....	9
(라) Correction 과정 .....	11
(마) Multiply 과정 .....	12

나. 정상인의 PET 영상 실험 .....	12
다. 영상분석 .....	12
(1) 호프만 팬텀 .....	13
(가) 관심영역 적용 .....	13
(2) 임상적용 .....	14
(가) 관심영역 적용 .....	15
Ⅲ. 결    과 .....	16
1. 호프만 팬텀 .....	16
2. 임상적용 .....	19
Ⅳ. 고    찰 .....	21
Ⅴ. 결    론 .....	25
참고문헌 .....	26
영문요약 .....	30

## 그림 차례

그림 1. Hoffman 3-D Brain Phantom .....	6
그림 2. 호프만 팬텀 MR영상과 PET영상의 정합 .....	8
그림 3. 추출된 회백질의 이진영상 .....	9
그림 4. 추출된 백질의 이진영상 .....	9
그림 5. FWHM의 조건에 따라 Convolution과정을 거친 회백질 영역의 영상. (a) 4mm FWHM (b) 8mm FWHM (c) 12mm FWHM (d) 16mm FWHM. ....	11
그림 6. FWHM의 조건에 따라 Convolution과정을 거친 백질 영역의 영상. (a) 4mm FWHM (b) 8mm FWHM (c) 12mm FWHM (d) 16mm FWHM. ....	11
그림 7. 호프만 팬텀의 MR 영상을 통해 얻은 영역 별 관심영역 .....	14
그림 8. 정상인의 MR 영상을 통해 얻은 영역 별 관심영역 .....	15

그림 9. 호프만 팬텀 PET 영상의 보정 후 각 FWHM의 조건에서 백질과 회백질 영역의 평균 픽셀 값 변화 .....	17
그림 10. 보정 이전의 호프만 팬텀 PET영상 .....	18
그림 11. FWHM 조건하에 보정된 호프만 팬텀의 PET영상. (a) 4mm FWHM (b) 8mm FWHM (c) 12mm FWHM (d) 16mm FWHM .....	18
그림 12. 정상인 PET 영상의 보정 후 각 FWHM의 조건에서 백질과 회백질 영역의 평균 픽셀 값 변화 .....	20



## 표 차례

표 1. 호프만 팬텀 PET 영상의 보정 전, 후 백질과 회백질간의 관심영역내 평균 픽셀 값 비율 .....	16
표 2. 정상인 PET 영상의 보정 전, 후 백질과 회백질간의 관심영역내 평균 픽셀 값 비율 .....	19

## 국문요약

### 자기공명영상을 이용한 부분용적효과의 보정 및 임상적용

양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography, PET)는 인체나 실험 동물 생체 내에서 일어나는 생화학적, 생리학적 과정을 정량 분석할 수 있는 장점으로 인해 핵의학에서 중요한 역할을 하고 있다. 그러나 지속적인 핵의학 기기의 발전에도 불구하고 PET은 여전히 분해능이 낮다는 단점을 안고 있다. 이러한 단점으로 인해 PET스캔 이후의 영상에서 나타나는 결과는 실제 가지고 있었던 방사능 농도보다 낮게 나오며, 측정된 방사능 농도의 정도가 물체의 크기에 따라 줄어드는 현상이 일어난다. 이를 부분 용적효과라 하며, 실제 이러한 현상을 보정하기 위해 많은 노력이 이루어져 왔다. 이 연구에서는 먼저 호프만 팬텀을 대상으로 MR 영상을 이용해 부분용적효과를 보정하고 또한 보정과정 중 하나인 convolution 과정에서 여러 단계의 FWHM(full width at half maximum)값을 대입해보고 이에 대한 결과를 관찰한 뒤 실제 정상인 환자의 PET 영상을 같은 방법으로 보정하여 임상적용 가능성을 시험해 보고자 하였다. 먼저 호프만 팬텀의 MR 영상과 PET영상을 정합한 뒤, MR영상에서 회백질과 백질 부위를 추출하여 이진 영상을 만들었다. 이 각각의 이진 영상을 이용하여 4, 8, 12, 16mm의 다양한 FWHM의 해상도 값으로 convolution과정을 거친 뒤 회백질 부위와 백질 부위를 다시 결합한다. 이 후 이 영상들을 MR 영상과 정합된 PET영상에서 나누고, 이를 다시 뇌 전체 영역을 나타내는 이진 영상과 곱하여 해부학적으로 정확한 뇌 영역을 갖도록 하였다. 분석 방법으로는 MR 영상에서 회백질과 백질 부위에 관심영역을 얻은 뒤, 이를 보정 이전의 영상과 4, 8, 12, 16mm의 FWHM으로 각각 보정된 영상들에 적용

하여 관심 영역내 평균 픽셀 값을 얻고 이를 이용하여 회백질과 백질 간의 평균 픽셀 값 비율을 구한 뒤 실제 백질과 회백질간의 글루코스(Glucose) 흡수비율인 1:3에 근접하는 정도를 알아보았다. 또한 이 방법들을 이용하여 정상인의 PET영상을 보정하여 보았다. 호프만 팬텀의 실험결과 백질과 회백질 간의 보정 후 비율이 보정 이전의 비율에 비해 증가하였으며, 각각의 FWHM으로 보정된 영상들간에서도 비율의 차이가 나타났다. 정상인의 경우 역시 보정 이전에 비해 보정 이 후 백질과 회백질간의 비율이 증가하는 경향을 나타내었으나 각각의 FWHM 경우 나타난 회백질과 백질 간의 비율의 증가는 호프만 팬텀실험에 비해 약간 더 낮게 나타났다. 실험결과 호프만 팬텀의 보정 이 후 백질과 회백질간의 비율은 1:3에 근접하였으며, 임상적용의 경우 보정 이 후 비율은 호프만 팬텀의 실험결과에 미치지지는 못하지만 적절한 보정효과를 나타냈다. 또한 각각의 FWHM값으로 보정된 결과에서 나타난 비율의 증가폭 결과를 통해 4mm에서 16mm의 FWHM 적용에 따른 부분용적효과의 보정 정도를 알 수 있었으며, 실제 임상적용의 가능성을 제시하였다.

---

핵심되는말: 양전자방출단층촬영장치, 부분용적효과, full width at half maximum

## 자기공명영상을 이용한 부분용적효과의 보정 및 임상적용

<지도교수 김희중>

연세대학교 대학원 의과학과

김 동 현

### I. 서 론

핵의학 기기의 발전은 1970년대 초반 첨단 소재와 선진기술에 의한 전산화 단층 촬영술(Computed Tomography, CT)의 출현을 계기로 새로운 장을 열게 되었다. 그 후 1963년 Kuhl 과 Edwards에 의해 기술된 원리를 이용, 1977년 Jaszczak이 오늘날 단일 광자 단층 촬영술(Single Photon Emission Computed Tomography; SPECT)카메라를 소개하였으며, 그 후 SPECT의 급속한 보급과 함께 최근에는 양전자 방출 단층촬영술(Positron Emission Tomography, PET)이 도입되어 핵의학 검사 방법과 핵의학영상 진단의 큰 발전을 가져오고 있다<sup>1</sup>. 현재 PET은 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>2,3,4</sup> PET의 촬영 과정 중 발생하는 여러 가지 요인에 의한 변수는 영상에 많은 영향을 주고 있다. 즉, 이러한 비침습적인 방법으로 체내의 대사량을 나타내는 양전자방출단층촬영 영상의 정확성은 몇 가지 요소에 의해 영향을 받는데 특히 물체의 크기와 스캐너(scanner)의 공간분해능(spatial resolution) 사이의 관계에 크게 영향을 받게 된다<sup>3</sup>. 이러한 영향으로 인해 생기는 결과 중 하나로 부분용적효과

(Partial volume effect)가 있다. 부분용적 효과란 만약 물체의 방사능 농도 (concentration of radioactivity)가 일정할 경우, PET촬영 이후 나타나는 영상에서의 결과는 실제 가지고 있었던 방사능 농도보다 낮게 나오며, 측정된 방사능 농도의 정도가 물체의 크기에 따라 줄어드는 현상을 말한다<sup>5</sup>. 이러한 PET 기기 시스템이 가진 공간 분해능의 한계로 인해 발생되고 있는 부분용적효과를<sup>2,3,4</sup> 보정 하기 위해 지난 십 여 년 간 PET 시스템의 분해능에 대한 기능 향상이 이루어져 왔음에도 불구하고 대사 혈류량이나, 포도당 대사율들이 여전히 부분 용적효과에 영향을 받고 있는 것이 사실이며<sup>3</sup>, 이로 인해 PET 촬영을 통해 얻은 영상데이터들이 그 정확성에 영향을 받고있다. 또한 보다 정확한 병변의 진단과 연구를 위해 영상의 개선이 무엇보다 시급한 상황에서 이러한 영향을 최소화시킬 수 있는 방법이 시급히 요구되고 있는 상황이다. 이에 대해 부분 용적효과의 보정방법에 관한 많은 연구들이 이루어지고 있다<sup>6,7</sup>. 이러한 방법들로는 보다 높은 해상도를 가진 CT나 MRI(magnetic resonance image)등을 통해 PET이 가진 단점들을 보완하는 방법들이 연구되고 있으며<sup>5,8</sup>, 앞으로도 지속적으로 PET 시스템의 낮은 공간 분해능을 보완해야할 연구의 필요성이 대두되고 있는 시점이다. 이 실험에서는 호프만 팬텀을 대상으로 보다 높은 해상도를 가진 MR 영상을 이용하였으며, 보정방법으로 PET 영상 데이터의 화소 값에 변화를 주는 pixel by pixel 의 알고리즘 방법을 이용하였으며, 관심영역을 적용한 뒤 백질과 회백질간의 비율을 통해 그 보정정도를 알아보았다. 또한 보정 과정중의 하나인 convolution 과정에서 다양한 FWHM의 해상도 값을 대입하여 보정 정도의 차이를 비교한 뒤 실제 정상인의 PET영상에 같은 방법을 적용하여 임상적용의 가능성을 알아보았다.

## II. 재료 및 방법

### 1. 재료

#### 가. 영상

##### (1) PET 영상

실험에서 사용한 PET영상은 GE Advance PET™ (Milwaukee, Wisconsin, U.S.A) 기기를 이용하여 획득하였다. 실험의 모든 과정에서 사용된 PET영상은 호프만 팬텀 영상과 정상인 영상을 대상으로 하였다. 호프만팬텀은 정상적인 뇌에서 발견할 수 있는 동위원소 분포와 관련해서 해부학적으로 정확한 3차원적 시뮬레이션 실험을 위해 사용되는 팬텀으로 scatter attenuation의 3차원적 영향에 관한 정량적, 정성적 연구용으로 사용된다. 또한 19개의 독립적인 plate들을 실린더형 팬텀에 쌓아놓아 연구자로 하여금 다양한 뇌의 변화를 쉽게 표현하여 정상적이지 못한 뇌와 관련된 임상연구의 적용을 위한 가상실험을 가능하게 해준다(그림1).

호프만 팬텀의 경우  $^{18}\text{F}$ 를 호프만 팬텀에 약 111MBq를 주입하고 방출스캔과 투과스캔 모두 30분 동안 진행하였다. 임상적용을 위해 사용한 PET 영상은 정상인을 대상으로 FDG-PET 영상을 이용하였다. 호프만 팬텀은  $128 \times 128$ 의 픽셀 행렬로  $1.95 \times 1.95$  mm의 픽셀 크기를 가지는 35장의 축방향 영상을 이용하였으며, 임상적용을 위해 사용한 정상인의 영상 역시  $128 \times 128$ 의 픽셀 행렬과  $1.95 \times 1.95$  mm의 픽셀 크기를 가지는 40장의 축방향 영상을 이용하였다.



그림 1. Hoffman 3-D Brain Phantom.

## (2) MR 영상

획득한 MR 영상은 Gyroscan Intrera 1.5T(Philips Medical System, Netherlands) 기기를 이용하여 1.5 T의 T2 weighted 영상의 호프만 팬텀과 T1 enhanced의 정상인 영상을 대상으로 하였다. 호프만 팬텀의 MR영상은  $128 \times 128$ 의 픽셀행렬과  $1.95 \times 1.95$  mm의 픽셀 크기를 가지는 35장의 축방향 영상을 이용하였으며, 정상인의 영상은  $256 \times 256$ 의 픽셀행렬에  $0.74 \times 0.74$  mm의 픽셀 크기를 가지는 40장의 축방향 영상을 이용하였다.

### 나. 영상처리 프로그램

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

## 2. 방법

### 가. 호프만 팬텀 실험

#### (1) 부분용적효과 보정과정

부분 용적 효과를 보정하기 위해 뇌 부위가 고르게 나타나는 호프만 팬텀 영상의 16번째 슬라이드를 선택하여 다음과 같은 영상처리 단계를 거쳤다.

##### (가) Registration 과정

먼저 실험의 마지막에서 보정 전, 후 영상에 동일한 관심영역의 적용 및 pixel값 복원과정을 위한 이미지 처리과정 중 PET 영상과 MR영상에서 서로 대응하는 pixel간의 영상 처리과정에서 좌표상의 차이로 인해 생길 수 있는 오차를 줄이고 정확성을 높이기 위해 호프만 팬텀의 MR 영상과 PET 영상을 정합 시킨다(그림 2).

##### (나) Segment and Binary image

부분용적효과 보정 시 뇌 영역 전체를 대상으로 보정할 경우 회백질과 백질간에 일어나는 spill over, spill in 현상을 보정해 줄 수 없으므로 이를 보정해주기 위해 회백질과 백질부위를 따로 얻었다. 이때 PET 영상의 낮은 분해능으로 인해 생기는 해부학적 뇌 영역의 불분명함으로 인해 해상도가 높은 MR 영상을 이용하여 회백질과 백질 영역을 추출한다. 이를 위해 AnalyzePC 3.0프로그램상의 ROI tool 중 auto trace기능을 이용해 뇌 전체 영역과 백질 영역을 추출하고, 다시 뇌 전체 영역에서 백질 영역을 차감하여 회백질 영역을 얻는다. 이 후 회백질 부위와 백질 부위를 나타내는 영



상들을 이진 영상으로 변환한다(그림 3, 4). 여기서 만들어진 2개의 이진영상들에서 회백질 부위와 백질부위의 pixel값은 1로 지정하였으며, 뇌 조직 이외 부위의 pixel값은 0을 갖도록 하였다.

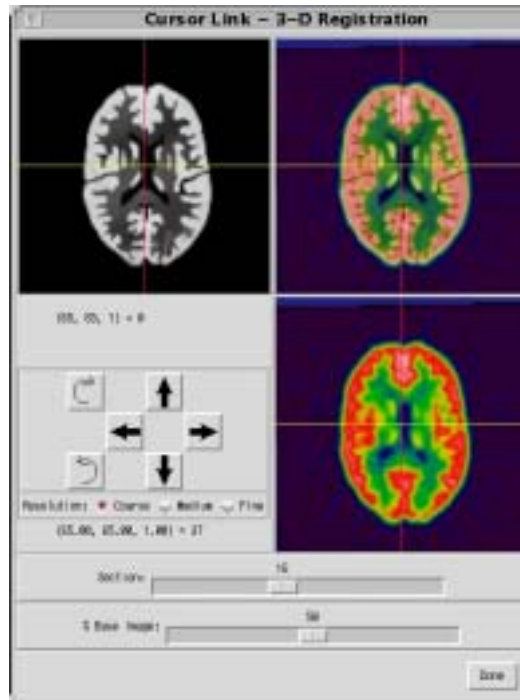


그림 2. 호프만 팬텀 MR영상과 PET 영상의 정합. Analyze3.0 프로그램을 이용하여 호프만 MR영상을 기준으로 정한 뒤 PET 영상을 MR영상에 정합함. 좌측 상단이 MR영상이며, 우측 하단은 PET영상임. 우측 상단이 MR과 PET영상이 정합된 모습임.



그림 3. 추출된 회백질의 이진영상. MR영상을 통해 회백질 부위를 추출하여 0과 1의 픽셀 값을 갖는 이진영상을 만듦.

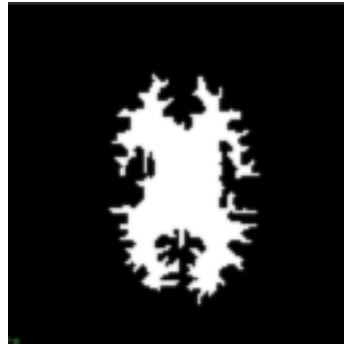


그림 4. 추출된 백질의 이진영상. MR영상을 통해 백질 부위를 추출하여 0과 1의 픽셀 값을 갖는 이진영상을 만듦.

#### (다) Convolution 과정

수학적으로 매우 짧은 시간 단위내에 어떤 사건이 일어나는 것을 임펄스 (impulse)라 할 때, 이 임펄스형 함수가 어떤 시스템에 입력될 경우에는 그 출력 측정치가 시스템의 특성을 그대로 반영하게 된다. 생체를 대상으로 연구하는 경우 추적자의 이상적인 순간 주사가 가능하다면 이것은 임펄스형 사건이 될 것이고 체외에서 추적자 동태를 측정하면 해당 장기의 특성을 직접 파악 할 수 있다. 추적자가 시스템에 순간 주사되지 못하고 시간의 함수인  $x(t)$ 로 입력되었을 때의 출력은 입력과 시스템의 특성이 중첩 (convolution)되어 나타난다. 즉, 시간에 따라 변화하는 측정하고자 하는 시스템의 동적 특성을  $h(t)$ 라 하고 이 시스템에 대한 입력을  $x(t)$ , 출력을  $y(t)$ 라 하면 이들의 관계를 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$y(t) = x(t) \otimes h(t)$$

여기에서  $\otimes$ 를 중첩(convolution)이라 하고 다음의 적분식으로 표현된다.<sup>9</sup>

$$\begin{aligned} y(t) &= \int_{-\infty}^{+\infty} x(t-\tau)h(\tau)d\tau \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau \end{aligned}$$

PET 영상의 부분용적효과를 보정하기 위해 백질과 회백질영역의 추출을 통해 얻은 이진영상들을 이용하여 실제 PET시스템을 통해 나타나는 영상의 특성을 다양한 FWHM의 조건으로 시뮬레이션하고, 부분용적효과로 인해 PET영상에서 나타나는 pixel값 손실을 다양한 FWHM조건 통해 복원하여 그 복원정도를 알아보려고 한다. 먼저 MR영상에서 추출하여 만든 회백질 부위와 백질 부위의 이진 영상을 각각 3차원 상으로 4, 8, 12, 16mm FWHM의 해상도를 갖도록 gaussian point-spread function으로 convolution과정을 거친다(그림 5, 6). 이때 결과 영상내의 pixel 값은 0과 1사이의 값을 갖게 된다. 이 후 convolution과정을 거친 회백질 영역의 영상과 백질 영역의 영상을 결합함으로써 두 영역간의 경계부분에서 일어나게 되는 spill over 와 spill in 현상을 재현한다. 이로써 PET시스템에서 나타나는 영상의 특성을 재현시킨 새로운 영상을 만든다. 이 후 convolution과정을 통해 만들어진 영상들 내부의 각각의 픽셀들은 MR영상과 정합된 본래의 PET 영상내 각각의 픽셀들과 연산작용을 통해 픽셀 값을 보정하게 된다.

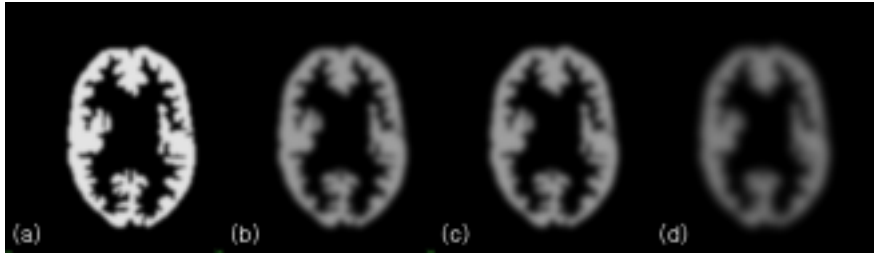


그림 5. FWHM의 조건에 따라 Convolution과정을 거친 회백질 영역의 영상. (a) 4mm FWHM, (b) 8mm FWHM, (c) 12mm FWHM, (d) 16mm FWHM.

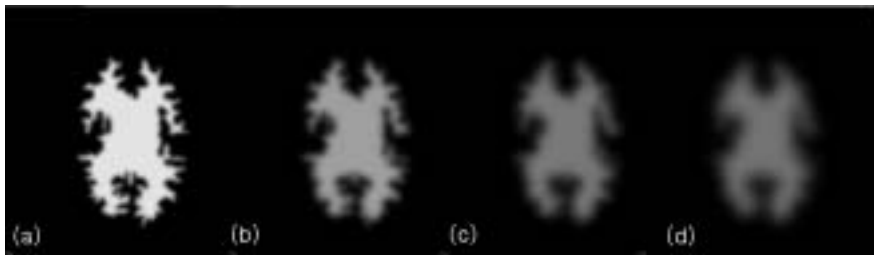


그림 6. FWHM의 조건에 따라 Convolution과정을 거친 백질 영역의 영상. (a) 4mm FWHM, (b) 8mm FWHM, (c) 12mm FWHM, (d) 16mm FWHM.

(라) Correction 과정

MR영상과 정합된 PET영상을 convolution 과정을 거쳐 새로 만들어진 영상들로 나누어준다. 정합된 PET 영상을 convolution과정을 거친 0과 1사이의 pixel값을 갖는 영상들로 나누어줌으로써 부분용적효과로 인해 손실된 뇌 조직 부위의 pixel 값이 복원된다.

#### (마) Multiply 과정

Convolution과정을 거친 영상으로 MR과 정합된 PET영상을 나누어주게 되면 복원된 PET영상은 뇌 조직 부위의 경계선을 중심으로 뇌 영역 이외의 부위로 퍼져나가 뇌 조직 영상의 크기가 넓어지게 되고, 또 보정 이후 뇌 경계선 주위에서 픽셀 값 범위가 매우 커지게 된다. 이를 MR 영상에서 추출된 뇌 전체 영역을 나타내는 이진 영상을 이용해 보정된 PET영상과 곱해 주면, 뇌 조직 부위는 보정된 픽셀값이 유지되나, 조직 이외 부위의 픽셀 값은 0을 갖게 된다. 이 과정을 통해 실질적인 픽셀 값 범위의 보정 영상과 함께 해부학적 뇌 영역의 정확성을 갖게 된다.

#### 나. 정상인의 PET 영상 실험

총 40장의 MR 슬라이스 중 26번째 슬라이스를 선택하였고, 호프만 팬텀을 이용해 부분용적효과를 보정한 방법과 동일한 방법을 적용하여 부분용적효과의 보정과정을 거쳤다.

#### 다. 영상분석

지금까지 MR영상을 이용하여 4, 8, 12, 16mm FWHM의 값을 적용한 PET 시뮬레이션을 통해 호프만 팬텀과 정상인의 PET영상에서 발생하는 부분용적효과를 보정하였다. 이 절에서는 백질과 회질에서의 보정 정도를 관심영역을 적용한 뒤, 관심영역내 평균 pixel 값을 통해 알아보하고자한다. 먼저 보정 이 후 백질과 회백질간의 복원 된 pixel 값의 비율이 실제 백질과 회백질간의 글루코즈(Glucose) 흡수 비율인 1:3<sup>10</sup>에 근접하는 정도를 알아보고, 각각의 FWHM 조건에서 나타나는 백질과 회백질간의 비율을 통

해 PET시뮬레이션 과정에서의 FWHM 조건에 따른 적용 가능 범위에 대해서도 알아보고자 한다.

### (1) 호프만 팬텀

#### (가) 관심영역 적용

보정 정도를 알아보기 위해 관심영역을 적용할 때 해부학적 표현이 정확한 호프만 팬텀의 MR 영상을 이용하고자 한다. 이때 보정된 PET 슬라이스와 동일한 MR 영상의 16번째 슬라이스에서 좌측과 우측 회백질 부위에 각각 14개의 관심영역을 고르게 그리고 백질과의 비율을 알아보기 위해 역시 좌측과 우측의 백질 영역에 각각 9개씩 18개의 관심영역을 얻었다(그림 7). 이 관심영역들을 MR영상과 정합된 보정 이전의 PET 영상과 4, 8, 12, 16mm FWHM으로 convolution된 영상으로 보정된 각각의 영상들에 적용하여 백질과 회백질 부위별 관심영역들의 평균 픽셀 값을 구한 뒤 보정 전과 보정 이후 변화된 관심영역 내의 평균 pixel값을 이용하여 백질과 회백질간의 비율을 비교해보았다.

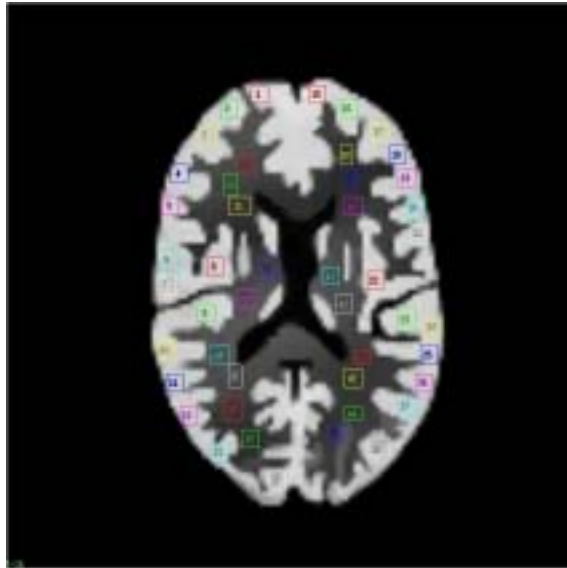


그림 7. 호프만 팬텀의 MR 영상을 통해 얻은 영역 별 관심영역. 부분 용적 효과의 보정 정도를 알기 위해 회백질 영역 중 좌측과 우측에 각각 14 개씩 28개, 백질 영역 중 좌측과 우측에 각각 9개씩 18개의 관심영역을 획득.

## (2) 임상적용

호프만 팬텀을 이용해 부분용적 효과를 보정한 방법을 실제 정상인의 PET영상에 적용해 보고 역시 4, 8, 12, 16mm의 FWHM 조건하에서의 보정 정도를 백질과 회백질의 부위별로 관심영역을 적용해 확인해 보고자 한다.

(가) 관심영역 적용

호프만 팬텀 분석과 마찬가지로 정상인의 MR 영상 중 보정 된 PET 슬라이스와 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(그림 8). 이 후 MR 영상과 정합된 보정 이전의 PET 영상과 4가지 조건의 FWHM하에서 실험한 보정 이 후의 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.

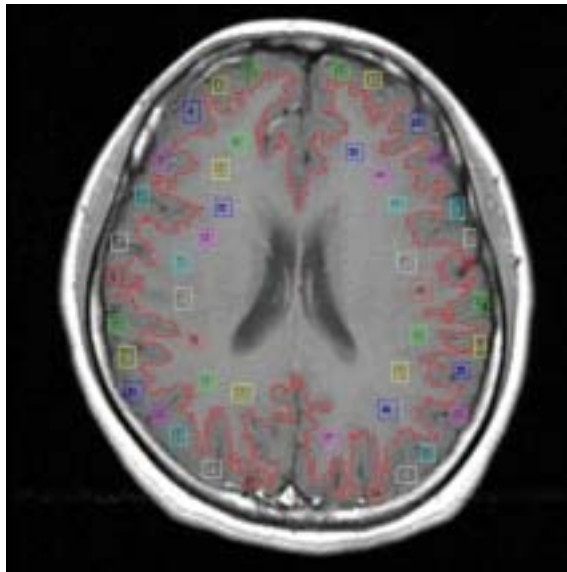


그림 8. 정상인의 MR 영상을 통해 얻은 영역 별 관심영역. 부분 용적 효과의 보정 정도를 알기 위해 호프만 팬텀과 마찬가지로 회백질 영역에 28개, 백질 영역에 18개의 관심영역을 획득.



### III. 결 과

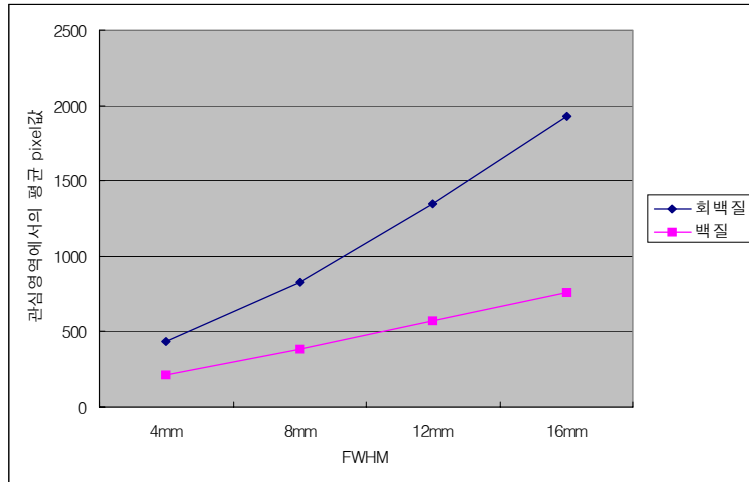
#### 1. 호프만 팬텀

호프만 팬텀의 MR 영상에서 회백질 부위는 28개의 관심영역을, 백질 부위에는 18개의 관심영역을 그린 뒤, 백질과 회백질 각각의 관심영역내 평균 픽셀 값을 구하여 백질과 회백질간의 비율을 분석하였다(표 1).

**표 1.** 호프만 팬텀 PET 영상의 보정 전, 후 백질과 회백질간의 관심영역내 평균 픽셀 값 비율.

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

분석 결과 보정 이 후의 백질 대 회백질의 비율이 보정 이전의 백질과 회백질간의 비율에 비해 증가된 결과가 나타났으며, 각각의 FWHM 조건하에서 보정된 영상들의 비율 역시 FWHM이 증가할수록 함께 증가하는 경향을 볼 수 있었다. 다음은 각각의 FWHM의 조건하에서 나타난 영역별 평균 픽셀 값을 그래프로 나타내었다(그림 9). 보정된 영상의 파일 형식은 floating point 형식으로 나타냈다. 백질의 경우 보정된 픽셀 값이 각 조건하에서 일정하게 증가하는 반면 회백질의 경우 보정된 픽셀 값을 나타내는 그래프의 기울기 변화가 FWHM이 커질수록 약간씩 더 큰 폭으로 증가하는 모습을 보이고 있다. 특히 12mm와 16mm의 FWHM 조건하에서 픽셀 값의 증가폭이 약간씩 더 커진 경향을 나타내고 있다.



**그림 9.** 호프만 팬텀 PET 영상의 보정 후 각 FWHM의 조건에서 백질과 회백질 영역의 평균 픽셀 값 변화. 백질의 경우 각 FWHM에 따라 보정된 픽셀 값의 증가가 일정하며, 회백질의 경우 보정 이 후 픽셀 값의 변화 폭이 증가하는 경향을 보임.

다음으로 보정된 결과 영상들을 각각의 FWHM 조건에 따라 나타내어(그림 11) 보정 이전의 영상(그림 10)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.

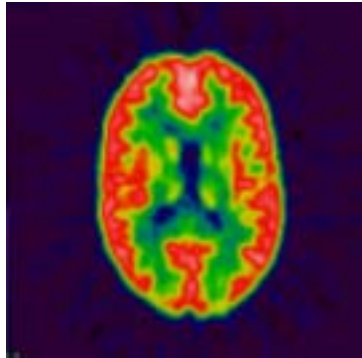


그림 10. 보정 이전의 호프만 팬텀 PET영상.

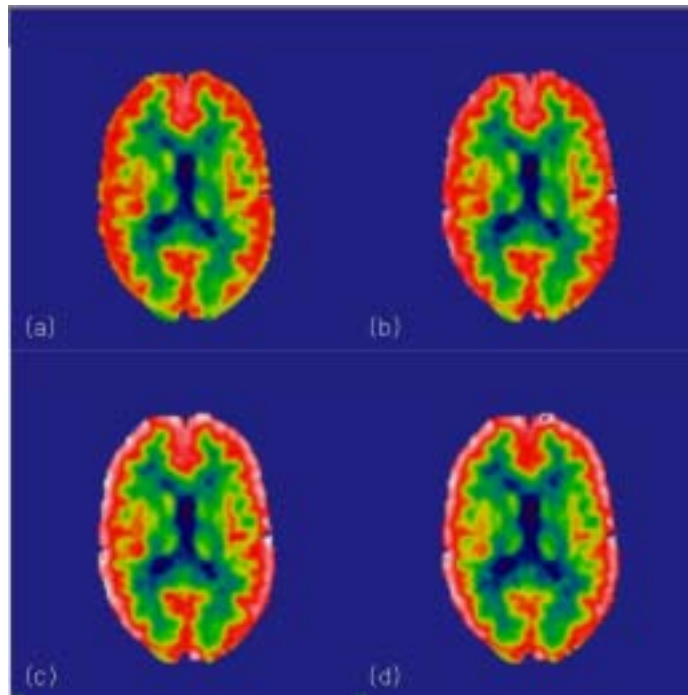


그림 11. FWHM 조건하에 보정된 호프만 팬텀의 PET영상. (a) 4mm FWHM, (b) 8mm FWHM, (c) 12mm FWHM, (d) 16mm FWHM.

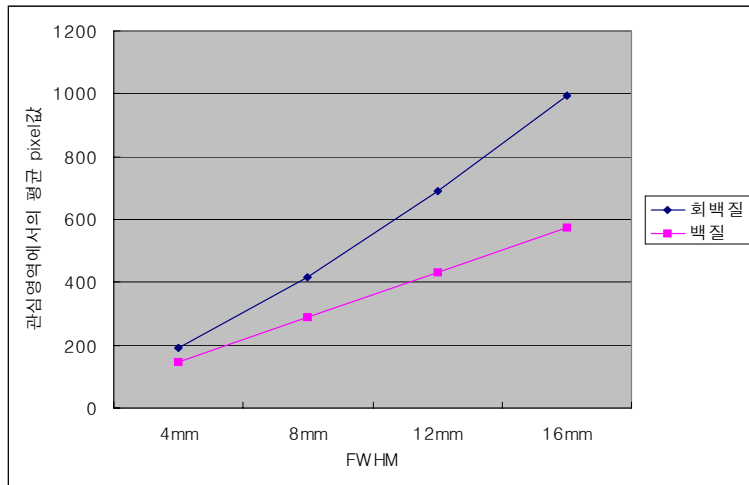
## 2. 임상적용

임상 적용의 경우 호프만 팬텀의 부분 용적 효과의 보정 방법과 같은 방법을 적용하여 보정을 하였다. 보정 정도를 알아보기 위해 회백질 좌측영역과 우측영역에 14개씩 28개의 관심영역을 그렸고, 백질 영역에는 18개의 관심영역을 좌우에 고르게 설정한 뒤, 회백질과 백질에 속해있는 각각의 관심영역내 평균 픽셀 값을 구한 뒤 영역간의 비율을 분석하였다(표 2).

**표 2.** 정상인 PET 영상의 보정 전, 후 백질과 회백질간의 관심영역내 평균 픽셀 값 비율.

	보정 전	4mm FWHM보정	8mm FWHM보정	12mm FWHM보정	16mm FWHM보정
백질:회백질	1:1.26	1:1.31	1:1.46	1:1.60	1:1.73

결과 영상의 파일은 호프만 팬텀 결과와 마찬가지로 floating point형식으로 나타내었다. 백질과 회백질의 관심영역간의 비율을 분석한 결과 임상적용의 경우 역시 FWHM이 증가할수록 관심영역내 평균 픽셀 값의 비율이 증가하였으나 그 증가폭이 호프만 팬텀의 결과에 비해 다소 감소된 경향을 나타내었다. 백질과 회백질 간의 보정된 평균 pixel값 증가 경향은 그림 12에서 나타나듯이 호프만 팬텀 실험 결과에 비해 낮은 경향을 나타내었으며, 회백질의 평균 픽셀 값 증가폭이 백질에 비해 다소 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.



**그림 12.** 정상인 PET 영상의 보정 후 각 FWHM의 조건에서 백질과 회백질 영역의 평균 픽셀 값 변화. 호프만 팬텀 결과와 마찬가지로 백질의 경우 각 FWHM에 따라 보정된 픽셀 값의 증가가 일정하며, 회백질의 경우 보정 이 후의 픽셀 값의 변화 폭이 증가하는 경향을 보이고 있으나 전체적인 증가폭은 호프만 팬텀 결과에 비해 낮음.

#### IV. 고찰

PET은 양전자를 방출하는 방사성의약품을 인체 내로 투여하여 인체내의 생화학적 생리학적 반응을 정량화하여 질병의 병인 연구, 진단, 예후 판정, 치료반응 평가 등에 이용되는 등 핵의학 분야에서 중요한 역할을 하고 있는 기능 영상기술이다<sup>11</sup>. 그러나 지속적인 핵의학 영상기기의 발전이 이루어지고 있음에도 불구하고 아직도 PET 시스템의 공간해상도 문제는 해결해야 할 과제로 남아있다. PET시스템의 낮은 해상도로 인해 생기는 단점들 중 하나인 부분용적효과를 보정하기 위해 다양한 연구들이 시행되고 있으며, 이 연구에서는 호프만 팬텀을 이용하여 PET영상의 부분용적효과를 보정하여 그 보정정도를 알아보았다. 또한 부분용적효과 보정 시 4, 8, 12, 16mm의 FWHM 값을 갖는 PET시뮬레이션을 적용해 그 보정 적용의 가능성과 한계범위를 알아보고, 이를 정상인의 PET영상에 직접 적용하여 임상에서의 적용 가능성도 알아보았다.

일반적인 핵의학 영상장치와 마찬가지로 PET에서도 해상력, 동시검출효율, 신호 대 잡음비, 계수율 성능 등이 기기 설계의 핵심이다. 가장 중요한 성능 평가 변수인 해상력은 단층상 평면에서는 물론 다층배열(multilayer) 방식을 채택한 기기의 종축 해상력(axial resolution)도 우수해야 한다. 종축 해상력은 정량분석시 매우 중요한 성능 평가변수가 된다. 해상력은 전구성 영상에 대하여 균일해야하며, 전체반값두께(full width at half maximum, FWHM)로 표현한다<sup>1</sup>. 이를 점 선원으로 예를 들면 영상을 통해 나타나는 점 선원은 보통 가우스형 정상분포 곡선 형태로 나타나는데 이때 가우스형 분포 곡선 최대값의 반값이 되는 지점에서 곡선의 폭을 말하며, 이 값이 영상에서의 공간해상도를 나타내며, 그 크기를 mm 단위로

나타낸다.

이 실험에서 사용된 PET영상은 Unsigned 8-bit의 영상이었으나, 그 결과는 floating point형태로 나타내었다. 보정 과정 중 이진 영상을 4, 8, 12, 16mm의 FWHM값을 갖는 PET시뮬레이션을 이용해 MR영상과 정합된 PET 영상에서 나눔으로써 픽셀 값을 보정하게 되는데, 이 과정 중 0과 1 사이에서 시뮬레이션된 픽셀 값과 대응하는 정합된 PET 영상 내 픽셀과의 계산 과정 시 0혹은 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 0으로하는 이진 영상을 곱해주었다. 그러나 MR영상에서의 뇌 영역 추출과 MR영상과 PET 영상의 정합과정중에서 나타나는 정확성의 한계로<sup>3,12,13</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 floating point형식의 결과 영상들을 0부터 255까지의 범위를 갖는 Unsigned 8-bit의 영상으로 전환할 경우 픽셀 값의 범위가 줄어들어 픽셀 값간의 차이가 floating point형식에서의 픽셀 값 차이에 비해 줄어들며, 이로 인해 세세한 부위의 픽셀 값 표현이 모호해질 우려가 있다. 이로 인해 픽셀 값간의 차이를 좀더 명확히 표현하기 위해 floating point 형식으로 결과를 표현했다.

실험당시 PET영상의 회백질과 백질 간의 spill over 현상으로 인해 발생하는 픽셀 값 증가에 대한 보정을 하기 위해 회백질 부위와 백질 부위를 각각 따로 convolution 과정을 거친 뒤 이를 합하여 회백질과 백질 부위가 접하는 경계선을 중심으로 spill over 와 spill in 현상을<sup>13,14,15</sup> 재현하여

spill over, spill in 현상으로 발생하는 픽셀 값 오차를 보정하였다.

부분 용적효과는 PET 시스템의 공간분해능 FWHM의 2배에서 3배 보다 작은 물체는 그 방사능 농도가 낮게 평가되는 현상이다<sup>13,14,15,16</sup>. 실험 결과 각각의 FWHM 에 따른 보정정도는 회백질의 보정정도가 백질 보다 더 크게 나타났다. 이는 실제 GE Advance PET scanner가 가진 해상도의<sup>17,18</sup> FWHM  $\times 2$  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 보정결과에 비해 더 크게 증가한 것으로 사료된다. 실제 pixel by pixel 알고리즘 방법을 이용하여 부분 용적 효과를 보정한 Tom O. Videen 등<sup>19</sup>의 실험에서는 회백질과 백질을 구분하여 보정하지 않고 뇌 전체를 대상으로 하여 부분용적효과를 보정하였으며, 이로 인해 백질과 회백질간의 spill over현상에 대해 고려되지 않았다. 관심영역의 크기는 적용하고자하는 조직부위의 크기에 비례하여 작은 영역으로 얻을 경우 그 정확성은 높지만 큰 관심영역 적용에 비해서 noise가 증가한다<sup>16</sup>. Tom O. Videen의 실험에서는 비교적 큰 관심영역으로 8개를 적용하였으나, 이 실험에서는 전체적으로 관심영역의 크기를 줄이고, 전체 관심영역들의 크기를 균등하게 하여 noise를 줄이고 그 정확성을 높이고자 하였다.

회백질과 백질 간의 평균 글루코즈(Glucose) 흡수 비율은 회백질이 백질에 비해 약 3배 정도 많다는 보고가 있다<sup>10</sup>. 호프만 팬텀 실험의 경우 백질 대 회백질의 비율은 보정이전의 1: 1.96에서 4mm FWHM의 보정 시 1:2.02에서 16mm FWHM의 보정 시 1:2.53까지의 보정 효과를 보였으나,



실제 정상인의 경우는 보정이전의 1:1.26에서 보정 이 후에는 1:1.31에서 1:1.73까지의 보정효과를 보였다. 임상적인 측면에서 고려해 볼 때 나이에 따라 PET영상에서 나타나는 방사능 농도에 차이가 있다는 연구 결과와 없다는 연구 결과가 대립하고 있는 상황<sup>3,7,20,21</sup>이나 이러한 차이는 서로 다른 해상도를 갖는 PET 스캐너와 관심영역 적용방법의 차이 뿐 아니라 실험대상자들의 행동적인 측면이나 환경적인 측면의 다양성에 (the control of behavioral and environmental variables)에 기인하기도 한다<sup>7</sup>. 또한 PET 시스템 해상도의 현저한 발전이 이루어진 다 해도 건강기능의 저하현상(Healthy aging process)으로부터 수반되는 대뇌의 부피 감소 또한 PET의 생리학적 측정에서 평가 저하를 가져오기도 한다는 보고가 있다<sup>4,22,23</sup>. Alzheimer 질환의 경우에는 신경 화학적 체계를 유지시키는 약물에 의해서도 영향을 받는다<sup>24</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 4mm에서 16mm까지의 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.

## V. 결 론

이 실험에서는 호프만 영상을 이용하여 PET영상에서 발생하는 부분용적 효과를 pixel by pixel 알고리즘 방법을 이용하여 보정하였으며, 4, 8, 12, 16mm의 FWHM을 갖는 PET 시뮬레이션을 적용해 PET 시뮬레이션이 가질 수 있는 적정 보정 수준의 FWHM 값을 알아보았다. 또한 같은 방법을 정상인의 PET영상에 적용해보고 그 적용가능성을 타진해 보았다. 팬텀 실험에서는 4가지 조건의 PET 시뮬레이션을 적용한 결과 백질과 회백질간의 글루코즈 흡수비율인 1:3에 근접하였으며, 임상적용의 실험 역시 여러 가지 요인에 의해 호프만 팬텀 결과에는 미치지 못하나 4가지 조건의 PET 시뮬레이션 결과 모두 적절한 보정이 이루어졌다. 보정과정에서 4, 8, 12, 16mm의 FWHM 적용에는 무리가 없었으나, 좀 더 정확한 보정을 위한 FWHM값을 찾는 연구가 필요하다 여겨지며, 실질적인 임상적용을 위해서 뇌 영역 추출이나 MR 영상과 PET영상간의 정합과정에 있어 좀더 정확성을 높이는 등의 보완이 이루어진다면 임상적용에 있어 정확성 높은 결과영상의 구현이 가능하리라 사료된다.

## 참고문헌

1. 고창순. 핵의학: 김희중, 곽철은. 핵의학 기기. 제 2판. 고려의학; 1997. p.99-128.
2. 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 2000 ;37:81-99.
3. Meltzer CC, Kinahan PE, Greer PJ, Nichols TE, Comtat C, Cantwell MN, et al. Comparative evaluation of MR-based partial-volume correction schemes for PET. J Nucl Med 1999;40:2053-2065.
4. 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 1990;14:561-570.
5. Sorenson JA, Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine In: Nuclear Medicine Tomography: Principles. 2nd ed. USA: Grune & Stratton, Inc; 1987. p.391-423.
6. Meltzer CC, Cantwell MN, Greer PJ, Ben-Eliezer D, Smith G, Frank G, et al. Does cerebral blood flow decline in healthy aging? A PET study with partial-volume correction. J Nucl Med 2000;41:1842-1848.
7. Fazio F, Perani D. Importance of partial-volume correction in brain PET studies. J Nucl Med 2000;41:1849-1850.
8. 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* 1992;12:571-583.
9. 고창순. 핵의학: 최용. 컴퓨터 응용과 정량분석. 제 2판. 고려의학; 1997. p.129-165.
  10. Phelps ME, Mazziotta JC, Schelbert HR. Positron emission tomography and autoradiography, principles and applications for the brain and heart. In: Louis Sokoloff, editor. *Cerebral circulation, energy metabolism, and protein synthesis: General characteristics and principles of measurement*. New York: Raven Press; 1986. p.1-71.
  11. 고창순. 핵의학: 이명철. 양전자 단층 촬영(PET). 제 2판. 고려의학; 1997. p.167-192.
  12. 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* 1992;12:571-583.
  13. Rousset OG, Ma Y, Evans AC. Correction for partial volume effects in PET: principle and validation. *J Nucl Med* 1998;39:904-911.
  14. 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* 1999 ;19:547-559.
  15. 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* 2002;43:1715-1726.
  16. 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* 1996;16:650-658.
17. 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<sup>TM</sup>. *Kor Jh Nucl Med* 1996;30:548-559.
18. Jeong HK, Kim HJ, Son HK, Bong JK, Jung H, Jun TJ, et al. Standard performance measurements of GE Advance<sup>TM</sup> positron emission tomography. *Kor J Nucl Med* 2001;35:100-112.
19. Videen TO, Perlmutter JS, Mintun MA, Raichle ME. Regional correction of positron emission tomography data for the effect of cerebral atrophy. *J Cereb Blood Flow Metab* 1998;8:662-670.
20. 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* 1983;106:761-775.
21. 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* 1984;8:88-94.
22. 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* 1991;178:123-130.
23. 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* 1993;34:1681-1687.
24. Mielke R, Ghaemi M, Kessler J, et al. Propentofylline enhances cerebral metabolic response to auditory memory stimulation in Alzheimer's disease. *J Neurol Sci* 1998;154:76-82.

Abstract

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

Dong Hyeon Kim

*Department of Medical Science*

*The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Hee-Joung Kim)

Positron emission tomography(PET) permits investigation of physiological and biochemical processes in vivo. The accuracy of quantitation of PET data is affected by its finite spatial resolution, which causes significant underestimation of the true isotope concentration in small structures. This phenomena is called partial volume effect. In this study, we have developed a method for partial volume correction using Hoffman phantom PET and MR data and applied various FWHM(full width at half maximum) levels for partial volume correction. We have also applied this method to PET image of normal control and tested for the possibility of clinical application. For the partial volume correction,  $^{18}\text{F}$ -PET Hoffman phantom images were co-registered to MR slices of the same phantom. The gray matter and white matter region of 16th MR slice were then segmented to be binary images. Each of these binary images was convolved by 4, 8, 12, 16mm FWHM levels with the three-dimensional gaussian point-spread function. And the convolved images of gray matter and white matter

were merged corresponding to the same level of FWHM. The original PET image was then divided by the convolved binary images in pixel-by-pixel basis resulting in larger PET image volume in size. These enlarged partial volume corrected PET images were multiplied by binary image to exclude extracortical region. The evaluation of partial volume corrected PET images were performed by region of interests (ROI) analysis applying ROIs, which were drawn on gray matter region and white matter region of the original MR image slice. Using the mean pixel values of ROIs, We calculated the ratio of white matter to gray matter. We have also applied this method to PET image of normal control. From the ROI analysis, the ratio of corrected images was increased more than that of uncorrected images. The ratios of PET images corrected by each FWHM levels have varied from 1:2.02 to 1:2.53. In case of normal control, the ratio of corrected images was increased more than that of uncorrected image similar to the results of Hoffman phantom data. However the ratios increasement of corrected PET images have varied from 1:1.31 to 1:1.73 which was lower than those of corrected Hoffman phantom PET images. The ratios between white matter and gray matter of corrected Hoffman phantom image was near 1:3. But the ratios of corrected normal control images were lower than those of Hoffman phantom images, the result showed proper correction. In conclusion, the method developed for partial volume correction in PET data may be able to apply for clinical application, although further study may be required for optimal correction.

---

Key Words: positron emission tomography, partial volume effect, partial volume correction, full width at half maximum