

# FDG 뇌 PET영상과 MRI의 3차원적 합성에 관한 연구

이재성, \*곽철은, \*\*박광석, \*이동수, \*정준기, \*이명철, \*고창순  
서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학, \*서울대학교병원 핵의학과, \*\*서울대학교 의과대학  
의공학교실

## A Study on the 3D Coregistration of FDG Brain PET and MRI

J. S. Lee, \*C. Kwark, \*\*K. S. Park, \*D. S. Lee, \*J-K. Chung, \*M. C. Lee, \*C-S. Koh  
Interdisciplinary Program in Medical and Biological Engineering Major, \*Department of Nuclear  
Medicine, \*\*Department of Biomedical Engineering, Seoul National University

### Abstract

In this study, we developed three dimensional FDG brain PET and MRI coregistration technique. The boundaries of the head in PET and MRI were segmented using sinogram of emission PET scan and T1-weighted MRI. We registered both boundaries by minimizing the mean Euclidean distance of those. To display the registered PET and MRI simultaneously, we used weighted normalization method and interleaving method.

### 서론

기능적 뇌영상술인 뇌 양전자단층촬영(positron emission tomography : PET)은 뇌조직의 생리학적, 생화학적 변화에 대한 정보를 제공하지만 자기 공명단층영상(magnetic resonance image : MRI)에 비해 해부학적인 구조를 관찰하는데는 적합하지 못하므로 동일 대상에서 촬영된 PET영상과 MRI를 체계적으로 합성/분석하여 각각의 영상기법이 갖는 단점을 보완하고 기능을 향상시키므로써 보다 정확하고 유의한 임상정보를 얻을 수 있다. 이러한 영상합성의 응용은 뇌종양, 간질병소 등의 질병진단, 수술전 예후평가, 모의 수술, 방사선 치료 계획수립 및 뇌기능 지도작성 등에 이르기 까지 그 범위가 매우 넓다. 최근에 국내에도 PET가 보급됨에 따라 영상합성에 대한 필요성이 더욱 요구되고 있다.

뇌 PET영상과 MRI의 합성방법에는 기준표식자를 이용한 영상합성기법과 순수 디지털 영상처리기법에 의한 영상합성기법이 있다. 기준표식자를 이용한 영상합성기법은 각각의 단층상 촬영시 촬영상의 기하학적 위치정보를 표시할 수 있는 기준표식자(fiducial marker)를 신체에 부착한 후, 단층촬영

을 시행하고, 기준표식자를 가상공간상에서 일치시키는 기법이고 순수 디지털 영상처리기법에 의한 영상합성기법은 전 처리과정 없이 얻어진 각각의 영상에서 소프트웨어적으로 경계선추출 및 조직분별 등의 기법으로 얻어진 해부학적 지표들을 이용하여 3차원 가상공간상에서 이들 지표들을 일치시키는 기법이다.

순수 디지털 영상처리기법에 의한 영상합성기법은 여러 단계의 복잡한 과정을 거쳐야 하지만 적절한 처리기법의 개발 후에는 기준표식자를 이용할 경우 촬영할 때마다 매번 같은 위치에 표식자를 부착해야 하는 등의 번거로움과 그에 따른 오차를 줄일 수 있어 근래에 많은 연구가 시행되고 있다.

영상처리기법에 의한 영상합성에서 공간적으로 합성하고자 하는 대상의 경계 검출과 최적화된 합성조건을 어떻게 정의하느냐가 정확성을 결정하는 가장 중요한 요소라 할 수 있다. 최적화된 합성조건에 대해서는 많은 방법들이 제시되어 있는 데, 두 영상에서 각각 추출된 뇌나 머리의 경계점들의 거리를 최소화하거나 이들이 구성하는 3차원 곡선이나 부피의 일치도를 최대화하는 방법이 주로 사용되어 왔다. 이러한 방법들 중 두 대상의 거리를 최소화시키는 방법은 경계점들의 위치정보만을 이용하므로 계산량을 줄일 수 있는 장점을 가지고 있으며, 대상간의 거리 계산 속도를 향상시킬 수 있는 여러 방법들이 제시되어 있어 실질적으로 사용할 수 있는 프로그램의 개발에 적합한 방법이다. 본 연구에서는 두 영상에서 추출된 점들간의 유클리디안 거리를 최소화시키는 방법을 이용하였다.

경계점들의 거리를 최소화하는 합성방법에서 대상의 경계검출은 영상합성을 위한 영상처리기법연구의 핵심이다. 뇌자체의 경계를 검출하여 이용하는 경우 MRI에서 두 개골 바깥부분을 제거해야 하고 PET영상에서 동위원소의 섭취가 떨어져 있을 때 정확한 경계검출이 불가능하다는 문제점을 가지고 있다. 그래서 뇌영상의 합성을 위해서는 뇌자체의 경계를 이용하는 방법보다 머리표피의 경계를 추출하여 이를 이용해 합성하는 방법이 주로 사용

## FDG 뇌 PET영상과 MRI의 3차원적 합성에 관한 연구

되어 왔다. PET영상에서 머리표피의 경계를 추출하기 위해서 통상적으로는 투과스캔(transmission image)을 이용해 왔으나 투과스캔과 방출스캔(emission scan) 사이의 시간적인 차이에 의해 생기는 환자의 움직임으로 인해 오류가 발생할 수 있으며 투과 스캔상에는 환자의 머리 뿐만 아니라 머리 받침 등의 구조물이 포함되어 있으므로 이를 제거해야 하는 등의 문제가 있어 이에 따른 머리 형태의 왜곡이 발생할 수 있다. 이러한 투과스캔 사용의 문제점을 해결하기 위해 본 연구에서는 방출스캔에서 머리표피의 경계를 추출하는 방법을 사용하였다.

또한 본 연구에서는 가중정규화(weighted normalization), interleaving 등의 방법으로 위치 정합된 PET과 MRI를 동시에 표현하였다.

### 재료 및 방법

PET영상에서 약 2mm간격으로 머리 표피의 경계점들을 추출하고 MRI에서는 각 횡단면마다 약 30도 간격으로 12개의 경계점들을 추출한 후 추출된 MRI의 모든 경계점들에서 PET영상의 경계점들과의 최소 거리를 구하여 이들의 총합을 최소화하는 세 방향의 회전각들과 이동거리를 구한 후 PET영상을 역으로 전환하여 위치 정합을 하였다.

#### 1. PET영상의 경계 추출

PET 방출스캔에서 머리표피의 경계를 직접 추출하는 방법을 사용하였다. F-18 FDG 방출스캔에서 감쇠보정을 하지 않으면 머리 바깥쪽 구조물인 두개골이나 표피가 비교적 강조되어 보인다. 그러나 이러한 영상에서 표피의 경계를 추출하는 데는 몇가지 문제점이 따른다. 즉, 단층면 구성을 위한 역투과시 생기는 퍼짐효과에 의해 경계가 불명확해지기 때문이다. 특히, 두개골과 표피사이에 근육이 있는 부분에서는 근육에 F-18 FDG가 상대적으로 많이 섭취되므로 방사능이 높아 퍼짐효과에 의한 경계의 왜곡이 더욱 심하여 정확한 경계추출이 어렵다. 그래서 본 연구에서는 방출스캔의 sinogram을 이용하는 방법을 사용하였다. sinogram은 한 방향에 대한 투사(projection)를 투사 각도에 따라 표현한 것으로 방사능의 산란효과와 배경방사능을 제외하고는 잡음요소가 없으므로 상대적으로 높은 신호 대 잡음비를 갖으며, 촬영된 물체와 배경사이의 경계가 뚜렷하다. 그런데, sinogram의 바깥쪽경계는 역투과과정을 통하면 스캔 대상의 바깥쪽 경계와 일치한다. 이러한 특성을 이용하여 머리 표피의 경계를 추출하였다. 경계추출 과정을 정리하면 다음과 같다.

1) sinogram에서 최대화소값의 10%를 역치로 하여 경계를 추출한 후 경계에 해당하는 화소값을 최대화소값으로 대체하여 경계를 강조한다. (그림 1)

2) 여과후역투사를 하여 경계가 강조된 방출스캔 횡단면상을 얻는다. (그림 2)

3) 화소의 크기와 단면의 두께가 같아지도록 횡단면을 재구성한다.

4) 횡단면에서 최대화소값의 30%를 역치로 하여 이진영상을 구성하고 형태연산자를 이용하여 작은 조각들을 제거한 후 상하 좌우 방향에서 가운데로 접근하면서 머리 내부를 채운다.

5) 채워진 이진 횡단면상은 역투과시의 퍼짐효과에 의해 실제 머리 크기보다 약간 크므로 형태연산자를 이용하여 한 화소정도 축소시킨 뒤 가장 바깥 테두리만 남기고 내부를 제거한다.

6) 최종적으로 얻어진 이진경계영상에서 경계에 해당하는 점들의 좌표에 화소크기를 곱하여 경계를 이루는 점들의 좌표를 mm단위로 나타낸다. (그림 3)

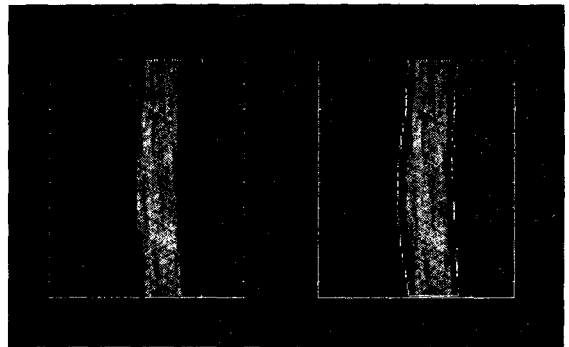


그림 1. PET 방출스캔의 sinogram영상(왼쪽)과 역치방법으로 추출된 경계(오른쪽)



그림 2. 통상적인 PET영상(왼쪽)과 머리표피의 경계를 강조한 PET영상(오른쪽)

#### 2. MRI의 경계추출

영상합성을 위한 MRI는 T1-weighted 영상을 사용하였다. T1-weighted 영상에서는 머리 표피의 형태가 뚜렷하게 나타나므로 경계를 추출하는 과정은 PET에서처럼 복잡하지 않다. 과정을 정리하면 다음과 같다.

1) 각 MRI 횡단면상에서 최대화소값의 10%를 역치로 하여 이진영상을 구성하고 형태연산자를 사용

하여 작은 조각들을 제거하고 상하 좌우 방향에서 가운데로 접근하면서 머리 내부를 채운 후 가장 바깥 테두리만 남기고 제거한다.

2) 최종적으로 얻어진 경계점들에서 무게 중심을 구하여 이를 원점으로 하여 모든 점들을 평행이동시킨 후 XY좌표계에서 극좌표계( $r, \theta$ )로 변환하였다. 극좌표로 변환된 점들을  $\theta$ 에 대해 정렬한 뒤 균일한 간격으로 12개의 점을 추출하여 한 횡단면에서 약 30도 간격의 경계점들을 추출하였다.

3) 추출된 점들의 좌표를 다시 XY좌표계로 변환한 뒤 화소크기와 횡단면간 거리를 곱하여 mm단위로 나타내었다. (그림 3)

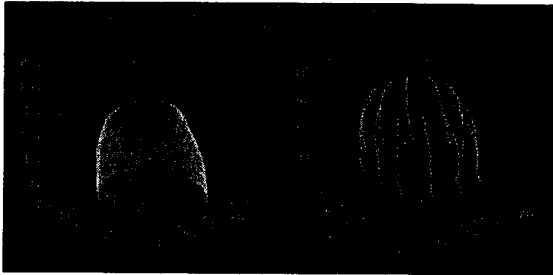


그림 3. PET에서 추출한 경계점(왼쪽)과 MRI에서 추출한 경계점(오른쪽)

### 3. 영상의 위치 정합 알고리즘

PET 영상에서 화소 간격으로 추출한 점들로 이루어진 곡면과 MRI에서 추출한 240개(20횡단면×12)의 점들간의 거리가 최소화되도록 하여 영상 정합을 실시하였다. MRI에서 추출한 각각의 점들에서 PET 곡면의 모든 점들과의 거리를 구한 후 이중 최소가 되는 거리를 그 MRI 점에서 PET 곡면과의 거리로 정의하였으며, 이를 모든 MRI 점들에 대해 구한 후 이를 평균하여 두 영상에서 추출한 점들간의 평균거리로 정의하였다. MRI에서 추출된 점을  $M$ 이라 하고 PET에서 추출된 점들로 이루어진 곡면이  $S$ 라 하면  $M$ 과  $S$ 의 거리는 다음과 같이 정의된다.

$$d_S(S, M) = \min_{P_i \in S} d_{euc}(P_i, M)$$

$$d_{mean} = average(d_S(S, M))$$

$d_{euc}$ 는 유클리디안 거리를 의미하고  $d_{mean}$ 은 평균거리를 의미한다.

두 영상에서 추출한 점들의 좌표들의 중심을 원점과 일치하도록 이동한 후 PET영상에서 추출한 점들은 고정시키고 MRI에서 추출한 점들을  $x, y, z$  축을 중심으로 회전시키고  $x, y, z$  세방향으로 이동

시켜가며 PET 곡면과의 평균거리를 구하여 이를 최소화 시키는 회전각과 이동거리를 구하였다. 축에 대한 회전은 통상적으로 사용하는 X-Y-Z 오일러 각을 따랐다. 즉, 순차적으로  $x$ 축에 대해  $\alpha$ ,  $y$ 축에 대해  $\beta$ ,  $z$ 축에 대해  $\gamma$ 만큼의 각도로 오른손 법칙에 따라 회전시키면,  $3 \times 3$  회전행렬(rotation matrix)은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} R_{X,Y,Z}(\gamma, \beta, \alpha) &= R_Z(\alpha)R_Y(\beta)R_X(\gamma) \\ &= \begin{bmatrix} ca & -sa & 0 \\ sa & ca & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\gamma & -s\gamma \\ 0 & s\gamma & c\gamma \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} cac\beta & cas\beta sy - sac\gamma & cas\beta c\gamma + sas\gamma \\ sac\beta & sas\beta sy + cac\gamma & sas\beta c\gamma - cas\beta \\ -s\beta & c\beta sy & c\beta c\gamma \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$c$ 는  $\cos$ 을  $s$ 는  $\sin$ 을 의미한다.

축을 따른 평행이동은 이동행렬(translation matrix)을 더해서 이루어진다.  $3 \times 1$  이동행렬은 다음과 같다.

$$P = \begin{bmatrix} \delta x \\ \delta y \\ \delta z \end{bmatrix}$$

초기의 MRI점들을  $3 \times 240$  행렬  $M_i$ 라 하고 좌표변환된 점들의 행렬을  $M_f$ 는 다음과 같다.

$$M_f = R_{X,Y,Z}(\gamma, \beta, \alpha) \times M_i + P(\delta x, \delta y, \delta z)$$

즉, 좌표변환된 점들의 행렬  $M_f$ 는 초기 점들의 행렬과 세 축을 중심으로 한 회전각과 세 방향으로의 이동거리의 함수로 표현된다. 이 함수를  $T(\cdot)$ 라 하면  $M_f = T(M_i, \alpha, \beta, \gamma, \delta x, \delta y, \delta z)$ 이므로, 최소화하고자 하는 MRI점들과 PET곡선과의 평균거리는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} d_{mean} &= average(d_S(S, M_f)) \\ &= average(d_S(S, T(M_i, \alpha, \beta, \gamma, \delta x, \delta y, \delta z))) \end{aligned}$$

위의 평균거리를 최소화하는 6개의 미지수  $\alpha, \beta, \gamma, \delta x, \delta y, \delta z$ 를 구하기 위해 sequential quadratic programming(SQP) 방법을 이용하였다.

### 4. 정합된 영상의 표현

위치 정합된 영상의 동시표현을 위해 두가지 방법을 각기 적용하였다.

## FDG 뇌 PET영상과 MRI의 3차원적 합성에 관한 연구

### 1) 가중정규화 방법

MRI의 화소 값을 0과 1사이로 정규화 한 후 PET영상의 동일 화소에 곱해주는 것으로 PET영상의 화소 값에 MRI의 화소 값으로 가중치를 주는 것으로 생각할 수 있다. 그리고 MRI의 화소 값을 정규화하는 범위를 조정하므로써 PET영상에서 해부학적인 구조의 형태가 강조되는 정도를 조절할 수 있다. 즉, MRI의 정규화 범위를 0~1 뿐만 아니라 0.1~1, 0.2~1 등으로 조정하는 것이다. 이러한 정규화 범위의 조정이 필요한 이유는 0과 1사이로 정규화를 했을 때 MRI에서 볼 수 있는 구조의 형태가 지나치게 강조되어 원래 PET영상에서 가지고 있던 화소 값이 많이 왜곡될 수 있기 때문이다. 즉 원래 동위원소의 섭취가 적었던 부위가 MRI에서 높은 화소 값을 가지고 있어서 가중치를 곱한 후에 섭취가 높게 나타날 수 있기 때문이다. 가중치 범위를 달리 해 가면서 영상을 구성해 본 결과 0.4~1에서 0.7~1 정도로 정규화 하는 것이 적당하였다.

### 2) interleaving 방법

합성된 영상의 화소 값을 가로, 세로 방향에 대해 번갈아 가면서 PET영상과 MRI의 화소 값으로 써주는 것이다. 이 때 PET영상에서 추출된 화소에는 핫메탈(hot metal)계열의 컬러맵을 사용하고 MRI에서 추출된 화소에는 흑백계열의 컬러맵을 사용하여 구분하였다. 이는 일종의 착시현상을 이용하는 것으로 결과적으로 두 계열의 색이 혼합되어 나타나게 된다. 이를 그림으로 나타내면 다음과 같다.

### 결과

그림 4는 위치정합된 PET영상과 MRI의 한 횡단면이며, 그림 5는 가중정규화 방법과 interleaving 방법을 이용하여 PET영상과 MRI를 동시에 표현한 것이다. 가중정규화 방법에서 MRI의 각 화소 값은 0.4~1의 범위로 정규화 하였다.

### 요약

PET 방출스캔 영상과 MRI에서 추출한 머리 표피의 경계점들의 거리를 최소화하는 방법을 사용하여 두 영상의 위치정합을 시도하였다. 위치 정합된 두영상의 동시표현을 위하여 가중정규화 방법과 interleaving 방법을 시도하였다.

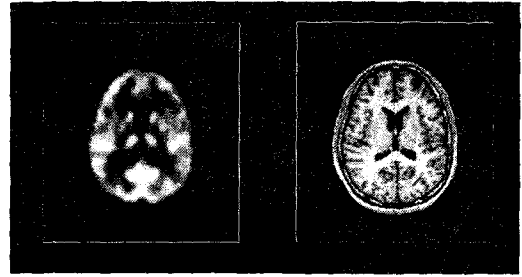


그림 4. 위치정합된 PET영상(왼쪽)과 MRI(오른쪽)

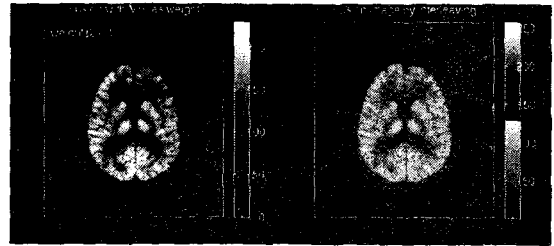


그림 5. PET영상과 MRI의 동시표현, 가중정규화 방법(왼쪽), interleaving 방법(오른쪽)

### 참고문헌

- [1] C. A. Pelizzari, G. T. Y. Chen, "Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain", J Computer Assisted Tomography, vol 13, pp.20-26, 1989
- [2] R. H. Taylor, S Lavallee, G. C. Burdea and R. Masges, *Computer-integrated surgery : technology and clinical application*, Cambridge, Massachusetts, The MIT Press, pp.77-97, 1996
- [3] P. J. Besl and N. D. McKay, "A method for registration of 3-D shape", IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, vol 14, pp.239-256, 1992
- [4] C. R. Meyer, G. S. Leichtman, "Simultaneous usage of homologous points, lines, and planes for optimal, 3-D, linear registration of multimodality imaging data", IEEE Trans Med Imaging, vol 14, pp.1-11, 1992
- [5] K. Rehm, S. C. Strother, "Display of merged multimodality brain images using interleaved pixels with independent color scales", J Nucl Med, vol 35, pp.1815-1821, 1992