

## 뇌 PET과 MR 영상의 자동화된 3차원적 합성기법 개발

서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공, 의과대학 핵의학교실<sup>1</sup>, 의공학교실<sup>2</sup>

이재성 ·곽철은<sup>1</sup> · 이동수<sup>1</sup> · 정준기<sup>1</sup> · 이명철<sup>1</sup> · 박광석<sup>2</sup>

### Development of an Automatic 3D Coregistration Technique of Brain PET and MR Images

Jae Sung Lee, M.S., Cheoleun Kwark, Ph.D.<sup>1</sup>, Dong Soo Lee, M.D.<sup>1</sup>, June-Key Chung, M.D.<sup>1</sup>, Myung Chul Lee, M.D.<sup>1</sup> and Kwang Suk Park Ph.D.<sup>2</sup>

*Interdisciplinary Program in Medical and Biological Engineering Major, Departments of Nuclear Medicine<sup>1</sup> and Biomedical Engineering<sup>2</sup>, Seoul National University College of Medicine*

#### Abstract

**Purpose:** Cross-modality coregistration of positron emission tomography (PET) and magnetic resonance imaging (MR) could enhance the clinical information. In this study we propose a refined technique to improve the robustness of registration, and to implement more realistic visualization of the coregistered images. **Materials and Methods:** Using the sinogram of PET emission scan, we extracted the robust head boundary and used boundary-enhanced PET to coregister PET with MR. The pixels having 10% of maximum pixel value were considered as the boundary of sinogram. Boundary pixel values were exchanged with maximum value of sinogram. One hundred eighty boundary points were extracted at intervals of about 2 degree using simple threshold method from each slice of MR images. Best affined transformation between the two point sets was performed using least square fitting which should minimize the sum of Euclidean distance between the point sets. We reduced calculation time using pre-defined distance map. Finally we developed an automatic coregistration program using this boundary detection and surface matching technique. We designed a new weighted normalization technique to display the coregistered PET and MR images simultaneously. **Results:** Using our newly developed method, robust extraction of head boundary was possible and spatial registration was successfully performed. Mean displacement error was less than 2.0 mm. In visualization of coregistered images using weighted normalization method, structures shown in MR image could be realistically represented. **Conclusion:** Our refined technique could practically enhance the performance of automated three dimensional coregistration. (Korean J Nucl Med 1998;32:414-24)

**Key Words:** Image coregistration, PET, MR, Surface matching

Received Feb. 12, 1998; revision accepted Sep. 24, 1998  
Corresponding Author: Myung Chul Lee, M.D., Department of Nuclear Medicine, College of Medicine, Seoul National University 28 Yungun-Dong, Chongno-Gu, Seoul 110-744, Korea  
Tel: (02) 740-8004, Fax: (02) 766-9083  
E-mail: mclee@plaza.snu.ac.kr  
\* 이 연구는 한국 과학재단 특정기초(KOSEF 94-0403-0901-2, 94-0403-0903-2) 연구비의 지원으로 이루어졌음.

#### 서론

뇌 양전자단층촬영(positron emission tomography: PET)으로 뇌 조직의 기능적, 생화학적 변화를 영상화하여 뇌질환을 조기 진단할 수 있다. 뇌 PET

을 뇌 절제술, 방사선 치료 등에 이용하려면 병소와 정상조직을 명확히 구별하고 기능적 변화가 일어난 미세 뇌구조를 구체적인 해부학적 정보를 바탕으로 표현하여야 한다. 자기공명(magnetic resonance: MR) 영상으로 뇌 조직의 구조에 대한 정보를 상세히 얻을 수 있으므로 같은 환자에서 촬영한 MR과 PET 영상을 합성할 필요가 있다.<sup>1-6)</sup>

뇌 MR과 PET 영상의 합성기법은 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 기준표지자(fiducial mark)를 이용하는 방법과 순수 영상처리기법에 의한 방법이 그것인데 이 중 전 처리과정 없이 얻어진 각각의 영상에서 경계추출 등의 기법을 이용하여 얻은 해부학적 지표들을 3차원 공간상에서 일치시키는 두 번째 방법이 쓰기 편하다.<sup>6,7)</sup> 기준표지자 방법은 매번 같은 위치에 표지자를 부착해야 하므로 번거롭기 때문이다.

우리는 이 논문에서 첫째 PET 영상에서 뇌 경계를 추출하고 둘째 계산 속도를 향상시킨 PET, MR 합성 알고리즘을 만들고 셋째 합성된 영상을 동시에 표현하는 방법을 고안하여 자동화하였다.

PET 방출영상의 사이노그램을 조절하여 표피 경계를 강조한 다른 영상을 만들고 이 영상에서 추출한 머리표피의 경계를 원래 PET 영상에 적용하여 합성에 사용하였다. 합성 알고리즘의 계산량을 줄이는 방법으로 제시된 여러 방법<sup>8-16)</sup> 중에 경계 추출점들 사이의 유클리디안 거리를 최소화하는 방법을 적용하였다. 고정된 대상의 경계점과 주변 화소와의 거리를 순차적으로 계산하고 최소값을 취하여 거리지도(distance map)를 구성하고 이 지도를 이용하여 재계산을 줄이도록 구성하였다.<sup>8,9,17,18)</sup> 가중정규화(weighted normalization) 방법을 고안하여 위치정합된 MR과 PET 영상을 동시에 표현해 보고 화소 교대표현방식(interleaved method)과 비교하였다.<sup>19)</sup>

## 대상 및 방법

### 1. 영상 획득

PET: ECAT EXACT 47 (Siemens-CTI, Knoxville, USA) PET 스캐너(BGO 결정, 공간 분해능=6.1 mm, 축방향 분해능=4.3 mm, 예민도=214 kcps/

$\mu\text{Ci/ml}$ )를 이용하여 20분간 투과스캔을 시행한 후 370 MBq (10 mCi)의 F-18-FDG를 정맥주사하고 30분 후부터 방출스캔을 시행하였다. Shepp 저역통과필터(차단계수=0.30 주기/화소)를 이용한 여과후 역투사(filtered backprojection) 방법으로 횡단면상( $128 \times 128 \times 47$  매트릭스,  $2.1 \times 2.1 \times 3.4$  mm 화소 크기)을 구성하였다.

MR: 1.5 T magnet system (GE, Milwaukee, USA) MR 스캐너를 이용하여 T1 강조 MR 20 횡단면( $256 \times 256$  매트릭스,  $0.82 \times 0.82$  화소크기, 1.5 mm 단편두께, 5 mm 단편사이 갭)을 얻었다.

DICOM 3.0 형식으로 이루어진 MR 영상과 ECAT 6.5 형식으로 저장된 PET 영상을 영상합성 프로그램의 입력으로 받았다.

### 2. PET 영상의 경계 추출

머리표피의 경계 추출을 위하여 PET 방출스캔에서 경계를 직접 추출하는 방법을 사용하였다. F-18 FDG 방출스캔에서 감쇠 보정을 하지 않으면 머리 바깥쪽 구조물인 두개골이나 표피가 비교적 강조되어 보이는 특징을 이용하였다. 방출스캔의 사이노그램에서 최대 화소값의 10%를 역치(threshold)로 하여 경계를 추출한 후 경계점의 화소값을 최대 화소값으로 대체하여 경계를 강조하고 여과후역투사를 하여 경계가 강조된 방출스캔 횡단면상을 얻었다 (Fig. 1).

이렇게 얻은 횡단면을 화소의 단면 두께가 같도록 재구성한 후 횡단면 최대 화소값의 30%를 역치로 하여 이진영상을 구성하였다. 이진영상에서 형태연산자(morphological operator)를 이용하여 떨어져 있는 작은 조각들을 제거한 후 상하 좌우 방향에서 가운데로 접근하면서 머리 내부를 채웠다. 이진영상 내의 모든 화소에 대해 주변  $3 \times 3$  영역 안의 9개 화소 중 5개 이상의 화소값이 1이면 해당 화소값을 1로 처리하고 아니면 0으로 처리하는 형태연산자를 5번 반복 사용하였다. 채워진 이진 횡단면상은 역투과시의 퍼짐 효과에 의해 실제 머리 크기보다 약간 크므로 형태연산자를 이용하여 한 화소를 축소한 뒤 가장 바깥 테두리만 남기고 내부를 제거하였다. 최종적으로 얻은 이진경계영상에서 경계에 해당하는

점의 좌표에 화소 크기를 곱하여 경계를 이루는 점들의 좌표를 mm단위로 나타냈다(Fig. 2a).

경계 추출을 위한 역치는 각 영상의 특성을 고려하여 경험적으로 가장 적절한 값을 선택하였다. 사이노그램은 신호 대 잡음비가 커서 배경 잡음의 크기가 작으므로 상대적으로 적은 값인 10%를 역치로 하였으며, 배경 잡음의 크기가 사이노그램에 비하여 큰 재구성된 횡단면에 대해서는 30%를 선택하였다. 두 영상 모두 경계 안팎의 계수 차이가 크므로 추출된 경계가 역치값 변화에 따라 민감하게 변하지 않으므로 경험적으로 적절한 값을 선택하였다.

### 3. MR 영상의 경계추출

머리표피 경계가 T1 강조 MR 영상에서 뚜렷하게 나타나므로 이로부터 머리표피의 경계를 추출하였다. MR 횡단면상에서 최대 화소값의 10%를 역치로 이진영상을 구성하고 형태연산자를 사용하여 작은 조각들을 제거하고 상하 좌우 방향에서 가운데로 접근하면서 머리 내부를 채운 후 가장 바깥 테두리만 남기고 제거하였다. 최종적으로 얻은 경계점에서 무게 중심을 구하여 원점으로 하고 모든 점을 평행이동한 후 적외좌표계에서 극좌표계로 변환하였다.

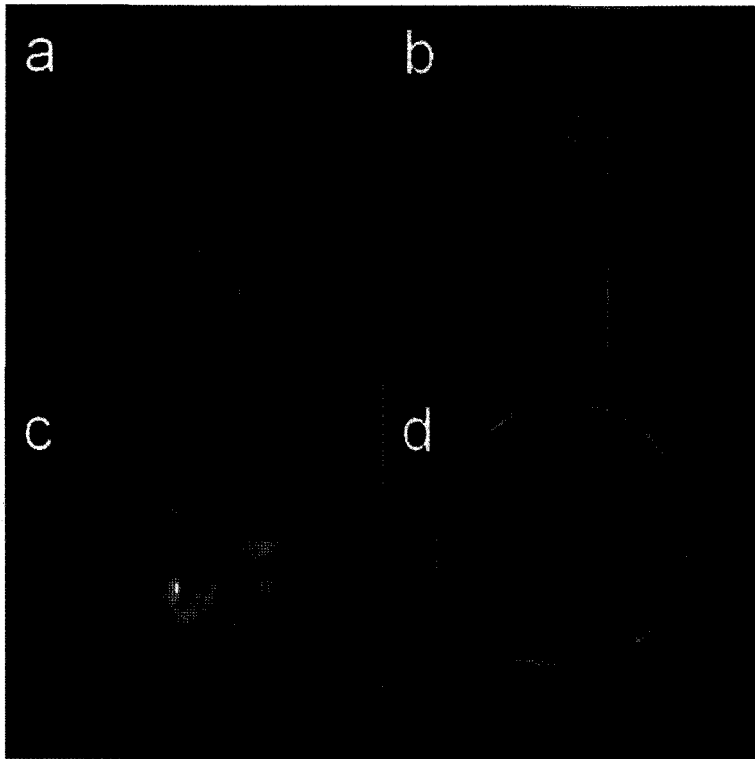


Fig. 1. Extraction of the boundary of head scalp using the sinogram of PET transmission scan: Using the sinogram of PET emission scan, we tried to make robust the extraction of head boundary and used boundary-enhanced PET to coregister PET with MR. The pixels having 10% of global maximum pixel value were considered as boundary pixels of sinogram. These boundary pixel values were exchanged with maximum pixel value of sinogram. (a) Conventional sinogram of PET transmission scan. (b) Boundary-enhanced sinogram made by replacing the values of boundary pixels with the maximum pixel value of original one. (c) Conventional PET transaxial image reconstructed from (a)(d) Transaxial image with the enhancement of head scalp reconstructed from (b).

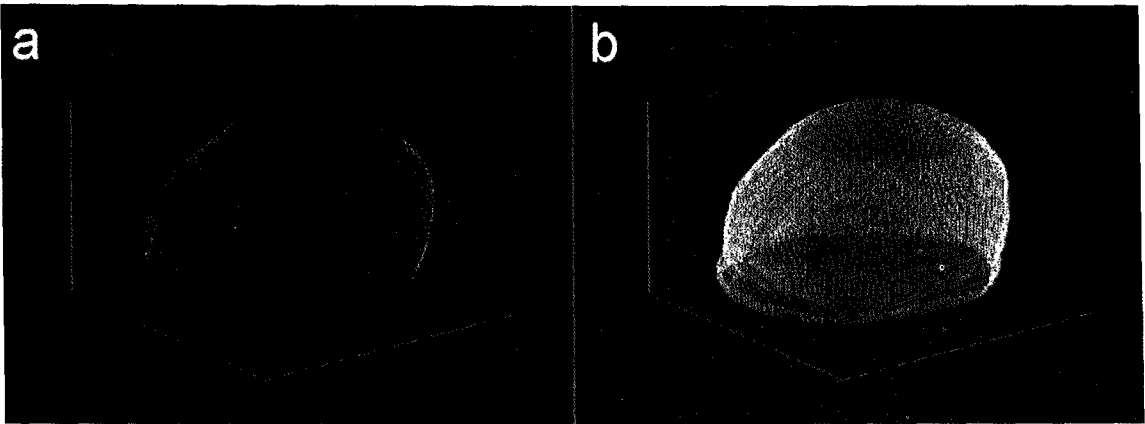


Fig. 2. Head scalp boundary points extracted from PET and MR images: Boundary points of PET image were extracted using simple threshold method from the transaxial images reconstructed from boundary-enhanced sinograms. One hundred eighty boundary points were extracted at intervals of about 2 degree from each slice of MR images. (a) Boundary points of PET image extracted at intervals of 2.1 mm. (b) Boundary points of MR image extracted from each slice at intervals of 2 degree.

극좌표로 변환된 점들을  $\theta$ 에 대해 정렬한 뒤 약 2도 간격으로 180개의 점을 추출하여 균일한 간격으로 경계점을 추출하고 좌표를 다시 직교좌표계로 변환한 뒤 화소크기와 횡단면간 거리를 곱하여 경계점의 좌표를 mm 단위로 나타내었다(Fig. 2b).

#### 4. 위치정합 알고리즘

두 영상에서 추출한 경계점의 위치정보만을 이용하여 두 영상을 정합하였다.<sup>8,9)</sup> PET 영상에서 횡단면 화소 간격(2.1 mm)으로 추출한 점으로 이루어진 곡면과 MR 영상에서 추출한 3600개(20횡단면×180) 점 사이의 평균 거리가 최소인 위치를 찾아 위치를 정합하였다.

PET 경계점을 중심으로 한 3차원 거리지도를 만들어 계산시간을 단축하였다.<sup>6,17,18)</sup> 가운데 점부터 거리를 원소값으로 가지는 21×21×21 3차원 정육면체 행렬로 마스크를 구성한 후 각 PET 경계점에 대해서 적용하여 최소값을 취하였다. 거리지도를 구성한 후 PET 곡면을 고정시켜 놓고 MR 영상의 점의 위치와 방향을 옮겨가면서 각각의 MR 영상의 점에서 PET 곡면의 모든 점과의 거리를 거리지도를 참조하여 구하고 이중 최소가 되는 거리를 구한 후 이들을 평균하여 두 영상에서 추출한 점들간의 평균 거리로 정의하였다.

MR 영상에서 추출된 점들을  $M$ 이라 하고 PET에서 추출된 점들로 이루어진 곡면을  $S$ , 곡면  $S$ 를 구성하는 점들을  $P_i$ 라하면  $M$ 과  $S$ 의 거리는 다음과 같다.

$$d_s(S, M) = \min_{P_i \in S} d_{eucl}(P_i, M)$$

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

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

두 영상에서 추출한 점의 중심을 원점과 일치하도록 이동한 후 PET 영상에서 추출한 점은 고정시키고 MR 영상에서 추출한 점을  $x, y, z$ 축을 중심으로 회전시키고  $x, y, z$  세 방향으로 이동시켜 가며 PET 곡면과의 평균거리를 구하여 이를 최소화시키는 회전각과 이동거리를 구하였다. 축에 대한 회전은 통상적으로 사용하는 X-Y-Z 오일러 각을 따랐다. 순차적으로  $x$ 축에 대해  $\alpha$ ,  $y$ 축에 대해  $\beta$ ,  $z$ 축에 대해  $\gamma$ 만큼의 각도로 오른손 법칙에 따라 회전시킬 때 3×3 회전행렬(rotation matrix)은 다음과 같다.

$$R_{x, y, z}(\gamma, \beta, \alpha) = R_z(\alpha)R_y(\beta)R_x(\gamma) = \begin{bmatrix} ca & -sa & 0 \\ sa & ca & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & cy & -sy \\ 0 & sy & cy \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} cac\beta & cas\beta sy - sac\gamma & cas\beta cy + sas\gamma \\ sac\beta & sas\beta sy + cac\gamma & sas\beta cy - cas\beta \\ -s\beta & c\beta sy & c\beta cy \end{bmatrix}$$

c는 cos를 s는 sin을 의미한다.

이동행렬(translation matrix)을 더하여 축을 따라 평행이동하였다. 3×1 이동행렬은 다음과 같다.

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

초기의 MR 영상의 점 3×3600 행렬을  $M_i$ 라 하면 좌표 변환된 점들의 행렬  $M_f$ 는 다음과 같다.

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

좌표 변환된 점들의 행렬  $M_f$ 는 초기 점들의 행렬과 세 축을 중심으로 한 회전각과 세 방향으로의 이동 거리의 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

MR 영상 점과 PET 곡선 사이의 평균거리는 다음과 같다.

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

위의 평균거리를 최소화하는 6개의 미지수  $\alpha, \beta, \gamma, \delta x, \delta y, \delta z$ 를 구하여 MR 영상을 고정하고 횡단면간의 빈 공간이 없는 PET 영상을 역으로 이동, 회전시켜서 MR 영상과 위치정합된 PET 영상을 구하였다.

### 5. 정합된 영상의 표현

#### 1) 가중정규화 방법

MR 영상의 화소값을 0과 1사이로 정규화한 후 PET 영상의 화소값에 곱하여 MR의 화소값으로 가중 정규화하였다. MR 영상의 화소값을 정규화하는 범위를 조정하여 PET 영상에서 구조물의 형태가 강

조되는 정도를 조절하였다. 즉 0과 1사이로 정규화하는 것뿐만 아니라 0.1에서 1사이 또는 0.2에서 1사이 하는 식으로 정규화 범위를 조정할 수 있게 하였다.

$$M_{norm} = M / \max(M) \times range + (1 - range)$$

$$F = P \times M_{norm}$$

$M$ : MR 영상의 화소값

$M_{norm}$ : 정규화된 MR 영상 화소값

$range$ : 정규화 범위

$\max(M)$ : MR 영상의 최대 화소값

$P$ : PET 영상 화소값

$F$ : 합성된 영상의 화소값

위 식에서  $range$ 는 정규화하고자 하는 범위로 MR 영상을 0.4에서 1로 정규화하고자 한다면  $range$ 는  $1 - 0.4 = 0.6$ 이다.

#### 2) 화소 교대표현방법

합성된 영상의 화소값을 가로, 세로 방향에 대해 번갈아 가면서 PET 영상과 MR 영상의 화소값으로 화면에 썼다.<sup>20)</sup> 이 때 PET 영상에서 추출된 화소에는 핫메탈(hot metal)계열의 색지도(color map)를 사용하고 MR 영상에서 추출된 화소에는 흑백계열의 색지도를 사용하여 구분하였다.

### 6. 영상합성 프로그램

위에서 기술한 경계 추출 및 위치정합 알고리즘을 적용한 사용자 위주의 영상합성 프로그램을 UNIX 환경 하에서 Matlab (Mathworks, Natick, USA)을 이용하여 구현하였다. 사용자가 두 영상의 세 방향을 동시에 보면서 우선 대략적인 위치정합을 할 수 있게 하였다. MR 영상은 고정된 상태에서 PET 영상을 마우스를 이용하여 세 방향으로 회전, 이동하였으며 MR 영상에서 추출한 포피의 경계를 PET 영상 위에 표시해 주어 계산량을 줄이고 올바른 위치를 찾기 쉽게 하였다. 이어서 위치정합 알고리즘으로 정확한 위치를 찾았다(Fig. 4).

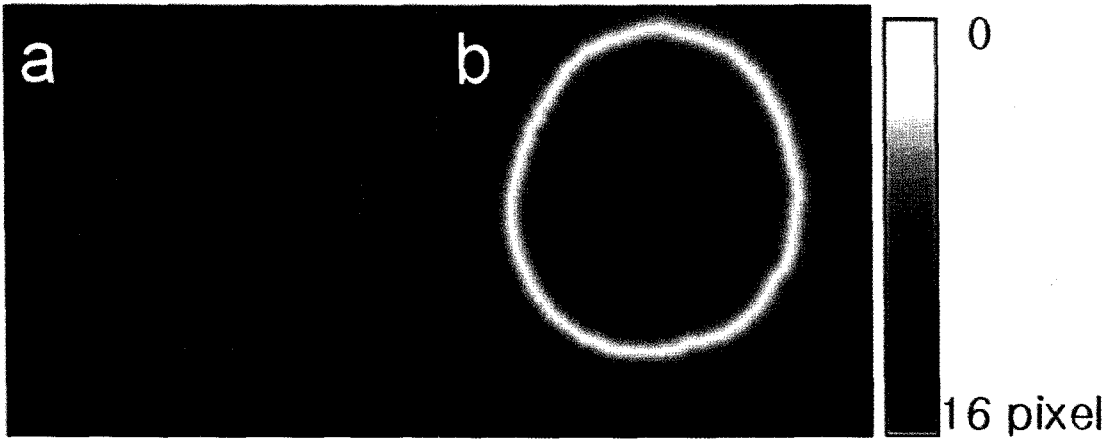


Fig. 3. Head scalp boundary of PET image and its distance map: To reduce the calculation time, we composed distance map. Pixel values of distance map represent the Euclidean distance from the boundary. (a) Boundary of PET image extracted from one slice. (b) Distance map constructed from (a).

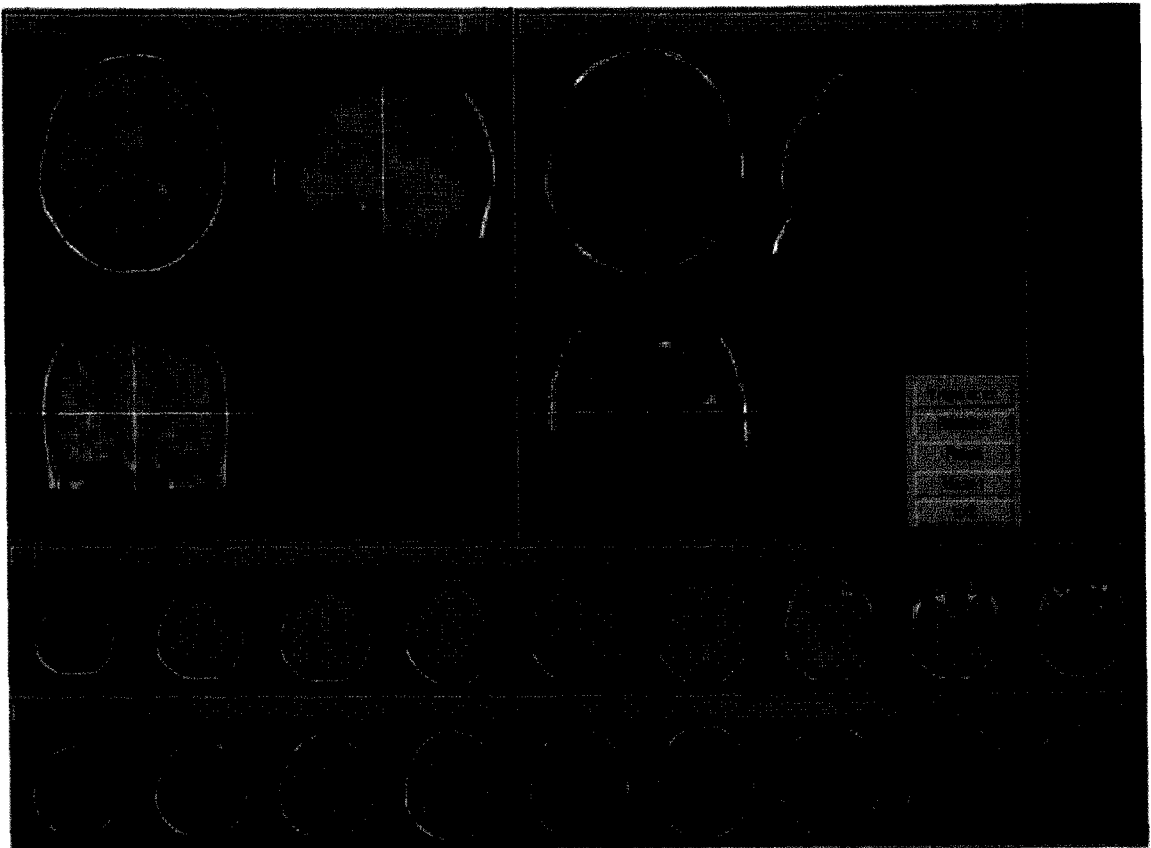


Fig. 4. Coregistration program of PET and MR images: We developed an automatic coregistration program using surface matching technique.

## 결 과

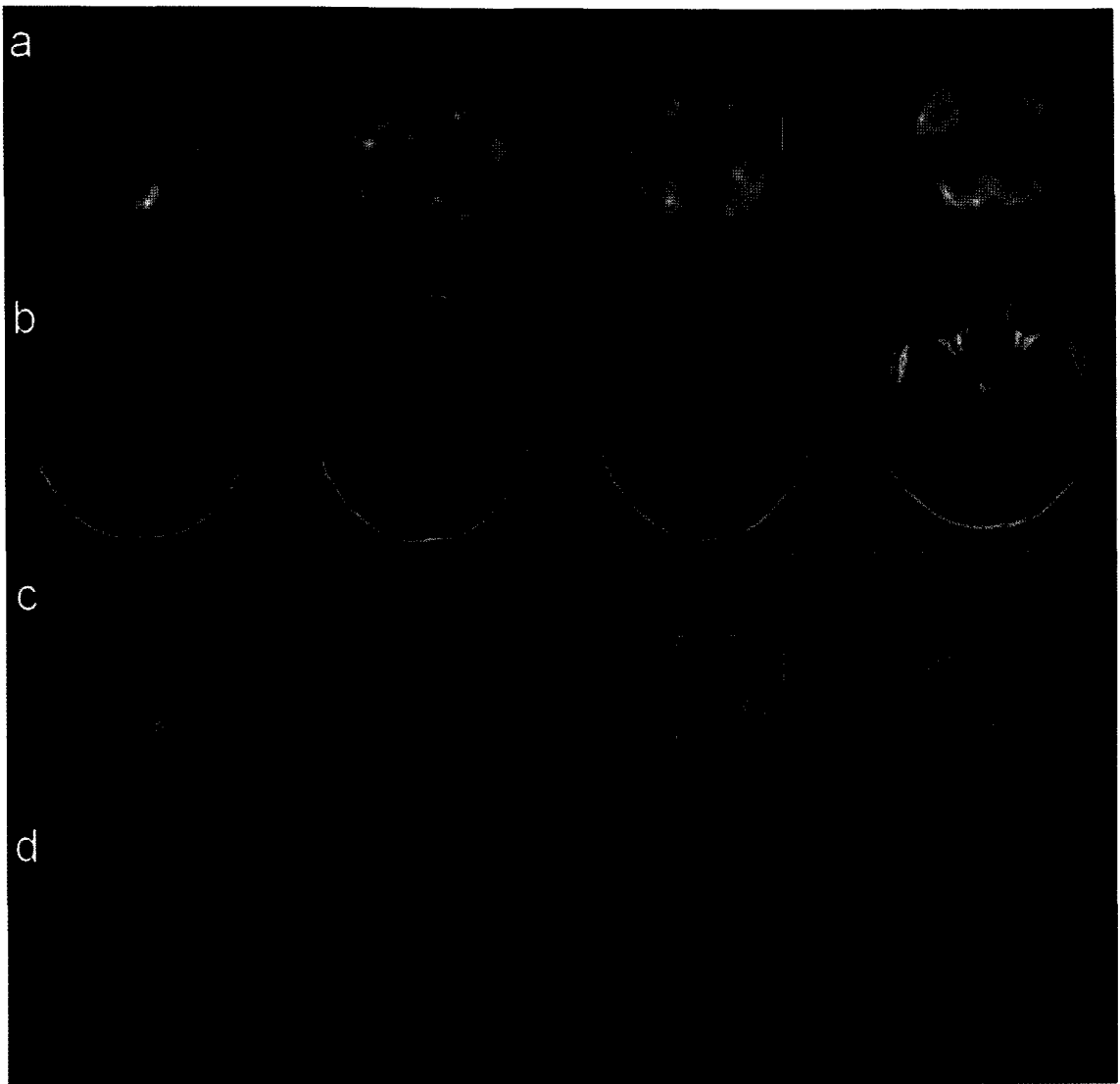
### 1. 경계 추출

방출스캔의 사이노그램을 이용함으로써 PET 영

상의 경계를 견실하게 추출할 수 있었다(Fig. 2a).  
MR의 경계도 추출하였다(Fig. 2b).

### 2. 거리지도를 이용한 정합

3차원에 표현된 PET 영상의 경계 중 한 횡단면상



**Fig. 5.** Simultaneous visualization of the spatially coregistered PET and MR images: We designed a new weighted normalization technique to simultaneously display the coregistered PET and MR images. We compared the results using our method with those using the conventional pixel interleaving method. (a) Spatially registered PET image. (b) Spatially registered MR image. (c) Simultaneous visualization of PET and MR images using the newly developed weighted normalization method. (d) Simultaneous visualization of PET and MR images using conventional pixel interleaving method.

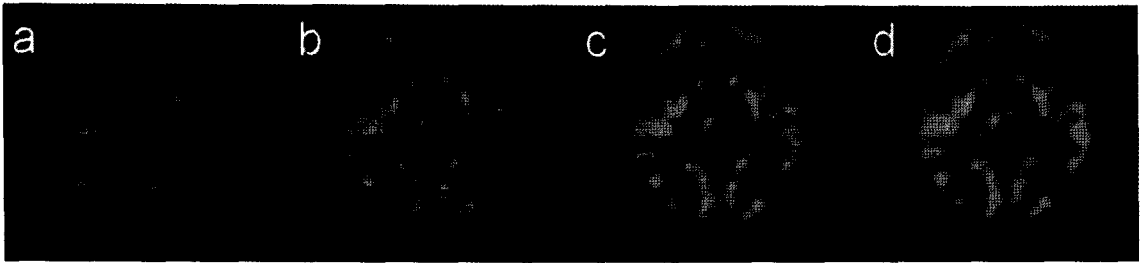


Fig. 6. We visualized coregistered images using weighted normalization method with different ranges of normalization. (a) Range of normalization: 0.2~1. (b) 0.4~1. (c) 0.6~1. (d) 0.8~1.

을 표현하면 Fig. 3a와 같았다. PET 경계점에 대한 거리지도를 만들고 그 거리가 가까울수록 흰색으로 표현한 것이 Fig. 3b이다.

거리지도를 이용하여 거리 계산을 한 결과 매번 거리 계산을 다시 할 때에 비해서 350배 이상 속도가 향상되었다. SGI 워크스테이션(128 M RAM, 200 MHz)을 이용하여 경계 추출과 대략적인 위치 정합에 약 10분 정도 소요되었으며, 거리지도를 이용하여 정확한 위치를 찾는데 약 10분 정도 소요되었다.

정상인의 뇌영상에 대해 시행한 위치정합 결과 MR 영상 점과 PET 곡선 사이의 평균거리는 최소점으로 수렴하였고, 이 최소거리의 평균값(평균 거리 오차)은 2 mm 이하이었다. PET 횡단면 영상의 한 화소 크기(2.1 mm) 미만의 오차를 보였다.

### 3. 합성 영상 디스플레이

Fig. 5는 위치정합된 동일한 대상에서 얻은 PET 영상과 MR 영상의 동일 횡단면상을 가중정규화 방법 및 화소 교대표현방법으로 동시에 표현한 것이다. 가중정규화 방법을 이용하여 PET 영상과 MR 영상을 동시에 표현할 때 정규화 범위를 변화시킴에 따라 MR에서 나타난 구조가 다양하게 표현되었다. 정규화 범위를 달리 해 가면서 합성영상을 구성하고 육안으로 식별하여 선명도를 본 결과 0.4~1에서 0.8~1 정도로 정규화하는 것이 적당하였다(Fig. 6).

## 고 찰

영상합성 자동화를 위한 최적화된 합성 방법으로

여러 방법이 제시되었다. 3차원 체적의 무게 중심과 특이 행렬(eigen matrix)을 이용하여 얻은 세 방향의 중요 축을 일치시키는 방법(principal axes matching),<sup>10,11)</sup> 뇌피질과 머리표피의 경계를 추출한 후 평균 유클리디안 거리나 최소 거리 중의 최대값(Hausdorff distance) 등을 최소화하는 방법(surface matching),<sup>8,9,16)</sup> 두 대상이 3차원 공간상에서 최대한 겹치도록 하는 방법(volume matching)<sup>6)</sup> 주로 이용되고 있다.

대상의 거리를 최소화하기 위한 방법으로 개발 초기에는 계산량을 줄이기 위해서 고정된 대상을 구(sphere)로 가정하고 움직이는 대상과 구의 중심간의 거리를 최소화하는 방법을 썼으나,<sup>8,9)</sup> 최근에 거리지도를 이용하여 계산 속도를 단축시켜 두 대상간의 실제 유클리디안 거리를 모두 계산하여 최소화하게 되었다.<sup>6,16-18)</sup> 유클리디안 거리 분포의 평균값과 분산을 동시에 최소화시키는 방법이 Woods 방법이라 하여 상업적으로도 쓰이게 되었다.<sup>12)</sup>

두 영상의 체적을 최대한 겹치게 하는 방법이 거리를 최소화시키는 방법보다 원리상 더 견실한 결과를 얻을 수 있다. 그러나 이 방법은 전체 체적에 대한 정보를 모두 사용하여야 하므로 큰 기억 용량이 필요하고 계산시간도 매우 길다.<sup>6)</sup> 이 방법은 사전 분할 작업이 정확하지 않은 경우 상대적으로 미묘한 차이를 일치시키는 성능이 떨어지는 것으로 알려져 있다.

이 연구에서는 계산량이 상대적으로 적은 거리 최소화방법을 적용하였다. PET 영상에서 2.1 mm 간격으로 머리표피의 경계점들을 추출하고 MR 영상에서는 각 횡단면마다 약 2도 간격으로 180개의 경



계점들을 추출하여 추출된 MR영상의 모든 경계점에서 PET 영상의 경계점과의 최소 거리를 구하였다. 이들의 평균을 최소화하는 세 방향의 회전각과 이동거리를 구한 후 PET 영상을 역으로 전환하여 위치를 정합하였다.

PET은 가만 두고 MR 영상을 사전 분할하여 뇌 피질의 바깥 표면을 얻어 합성에 쓸 수도 있고 MR은 가만 두고 PET 영상의 투과스캔 결과인 감쇠지도의 좌표를 이용하여 합성할 수 있다. MR에 PET의 투과영상의 경계를 추출하여 일치시키려면 투과스캔에 환자의 머리뿐만 아니라 머리 받침 같은 구조물이 나타나므로 이 뇌 이외의 구조물을 다시 분할하여 제거하여야 하였다. 이런 불편을 피하기 위해 PET 투과영상 대신 PET 방출영상을 사용하려 하였다. 처음 아이디어는 비감쇠 방출스캔을 그대로 쓰는 것이었으나 비감쇠 방출스캔이 투과스캔이나 감쇠 방출스캔보다 머리피질을 잘 나타내긴 하지만 그 자체로는 단층면 구성을 위한 역투과시 생기는 퍼짐 효과(blurring) 때문에 경계가 불명확하고 두께 골과 표피사이 근육에 상대적으로 많이 섭취된 F-18-FDG가 경계를 왜곡하는 문제가 있었다. 이러한 문제의 해결을 위하여 방출스캔의 사이노그램을 조절하여 표피경계를 강조한 영상을 하나 더 만들었다.

방출스캔의 사이노그램은 방출방사능이 한 방향에 대해 투사(projection)된 정보를 투사 각도에 따라 표현한 것으로 카메라 특성에 의한 방사능의 산란효과와 배경방사능을 제외하고는 잡음요소가 없다. 이 때문에 신호 대 잡음비(signal to noise ratio)가 상대적으로 높고 촬영된 물체와 배경 사이의 경계가 뚜렷하다. 사이노그램의 바깥쪽 경계는 역투사 후에 대상의 바깥쪽 경계를 나타낸다는 특성을 이용하여 경계가 더욱 강조된 영상을 만들 수 있다. 이같이 만든 영상이 Fig. 1d이고 이 방법은 이 연구에서 새로이 제안한 방법이다.

PET 영상과 MR 영상의 위치를 정합하기 위해 프로그램을 수행하면 두 점 집합간의 최소거리를 구할 때 지역 최소값(local minima)에 빠지는 문제가 드물게 발생하였다. 이 연구의 영상합성 프로그램에 사용자가 마우스를 이용하여 회전, 이동을 시켜 위

치를 대략적으로 미리 일치시키는 전처리 단계를 포함하였다. 따라서 완전 자동화를 이루지 못하였으며 전체 시스템이 완전 자동화된 프로그램이 되려면 두 점 집합을 공간상에서 대략적인 타원체로 가정하고 세 방향의 중요 축을 일치시키는 방법을 적용하여야 한다고 생각한다.<sup>10,11)</sup> MR과 PET 두 영상의 중요 축 중에 z축은 서로 거의 일치하나, PET 영상의 시야(field of view: FOV)가 MR 영상에 비해 작기 때문에 주로 머리 아래쪽이 PET에 보이지 않아 x, y축을 일치하는데 어려움이 있었다.

위치정합된 영상을 동시에 표현하는 방법에 대해서는 그다지 연구 결과가 많지 않다.<sup>19,21)</sup> MR 영상에서 뇌피질의 바깥 경계와 백질, 회백질간의 경계를 추출하여 이를 PET 영상 위에 겹쳐 보여주거나 두 영상의 단층영상을 한 화소씩 번갈아 써주는 방법인 화소 교대표현방법이 있다.<sup>19)</sup> 앞의 방법은 MR에서 경계를 명확하게 추출하는 것 자체가 시간이 오래 걸리고 기술적으로 어려울 뿐 아니라 혹시 추출이 성공적이어서 경계를 PET 영상 위에 겹쳐 보여준다고 하더라도 경계만을 보여준다는 사실 자체가 MR 정보를 효과적으로 이용하지 못한 것이다. 화소 교대표현방법은 두 영상의 정보를 균등하게 사용하고 착시현상을 이용하는 것으로 결과적으로 두 계열의 색이 혼합되어 나타난다. 한 화소씩 건너뛰었기 때문에 공간 해상도가 반으로 줄게 되며 두 영상이 서로 각 영상이 나타내는 정보를 식별하는 것을 방해한다. 이 연구에서 쓴 가중정규화 방법이 정성적으로 판단했을 때 더 현실감 있고 적절하게 보였다.

회백질이 어둡게 백질이 밝게 나타나는 T1 강조 MR 영상의 화소값을 PET 영상의 화소값에 일정하게 곱하여 PET 영상의 대조도를 높이는 효과를 낼 수 있다. MR 영상에는 각 구조의 경계에서 화소값의 변화가 뚜렷하다는 느낌이 드는데 이 MR의 느낌이 PET 영상에 전달되어 잘 구분된다는 느낌이 들기 때문이다. T1 강조 MR 영상의 화소값을 곱할 때 우선 정규화하였고 그 범위를 조정하였다. 0과 1사이로 정규화하면 MR 영상의 구조물의 형태가 지나치게 강조되어 원래 PET 영상의 화소값을 많이 왜곡하였다. 즉 원래 방사능이 적은 부위가 MR 영상

에서 화소값이 높아 가중치를 곱한 후 너무 밝아졌다. 가중치를 부여하고 사용자가 조정할 수 있게 하여 정한 적당한 가중치를 조사하였다. 그러나 모든 화소에 대해서 곱하기 연산을 수행하여야 합성영상을 얻을 수 있고 시간이 오래 걸렸기 때문에 정규화 범위를 증례마다 유동적으로 변화시킬 수 없었다.

## 요 약

**목적:** PET과 MR 영상을 체계적으로 합성/분석하여 각각의 영상기법이 갖는 단점을 보완하고 기능을 향상시킴으로써 보다 정확하고 유용한 임상정보를 얻을 수 있다. 두 영상을 공간적으로 합성하기 위해서 머리 표피 경계점들 간의 거리를 최소화하는 알고리즘을 이용할 경우 경계점 추출의 정확성 및 견실성과 거리 계산 속도가 합성 알고리즘의 성능을 결정하는 중요한 요소가 된다. 본 연구에서는 PET 영상의 경계 추출과 거리 계산 방법을 개선하고 이를 이용하여 PET과 MR 영상을 3차원적으로 합성하였다. **대상 및 방법:** 공간적인 합성을 위한 영상 처리기법의 핵심인 경계점 추출을 위해 PET영상에서는 방출스캔 sinogram의 경계를 강조한 후 재구성한 횡단면으로부터 2 mm 간격으로 머리 표피 경계점들을 추출하였으며 MR 영상에서는 각 횡단면마다 약 2도 간격으로 경계점들을 추출하였다. 두 영상의 모든 경계점들 간의 평균 유클리디안 거리를 최소화하는 3차원 가상공간 상에서의 위치 이동과 회전 각도를 최소자승법을 이용하여 구한 후 PET 영상을 역 변환하여 위치 정합을 하였다. 평균 거리의 계산 속도를 향상시키기 위하여 고정된 대상의 각 경계점을 중심으로 하여 주변 공간 점들에서의 거리를 순차적으로 계산하고 이들의 최소값을 취하는 방법으로 거리지도를 구성하였으며 최소자승법에서 경계점들 간의 위치가 변할 때마다 매번 평균 거리를 다시 계산하지 않고 거리지도를 참조하여 평균 거리를 산출하는 방법을 사용하였다. 위치 정합된 두 영상의 동시 표현을 위하여 PET 영상의 화소값에 0.4~0.7부터 1사이의 범위로 정규화된 MR 영상의 화소 값으로 가중치를 주는 가중정규화 방법을 사용하였다. **결과:** 방출스캔의 sinogram을 이용함

으로써 PET영상의 경계를 전실하게 추출할 수 있었으며, 거리지도를 이용하여 거리 계산을 한 결과 계산 속도를 향상시킬 수 있었다. 정상인의 뇌영상에 대해 위치 정합을 실시한 결과 평균 거리 오차는 2 mm 이하였다. 가중정규화 방법을 사용하였을 때 합성된 영상의 정성적인 식별 명확도가 향상하였다. **결론:** 전실한 PET 영상 경계점 추출과 거리지도를 이용한 계산 속도의 향상을 통해 뇌 PET과 MR 영상 합성기법의 성능을 개선할 수 있었으며 이를 이용하여 개발한 영상정합 프로그램은 임상 환경에서 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

## 참 고 문 헌

- 1) Peters T, Munger P, Comeau R, Evans A, Olivier A. Three-dimensional multimodal image-guidance for neurosurgery. *IEEE Trans Med Imag* 1996;15: 121-8.
- 2) Zubal IG, Spencer SS, Imam K, Seibyl J, Smith EO, Wisniewski G, et al. Difference images calculated from ictal and interictal Technetium-99m-HMPAO SPECT scans of epilepsy. *J Nucl Med* 1995;36:684-9.
- 3) Molina V, Montz R, Martín-Loeches M, Jiménez-Vicioso A, Carreras JL, Rubia FJ. Drug therapy and cerebral perfusion in obsessive-compulsive disorder. *J Nucl Med* 1995;36:2234-8.
- 4) Wahl RL, Quint LE, Cieslak RD, Aisen, AM, Koeppel RA, Meyer CR. Anatomometabolic tumor imaging: fusion of FDG PET with CT or MRI to localize foci of increased activity. *J Nucl Med* 1993;34:1190-7.
- 5) 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;16:650-8.
- 6) Evans AC, Collins DL, Neelin P, Marrett TS. Correlative analysis of three-dimensional brain images. In: Taylor RH, Lavallee S, Burdea GC, Mösges R, editors. Computer-integrated surgery: technology and clinical application. *Cambridge, Massachusetts: The MIT Press*; 1996. p. 77-97.
- 7) Evans AC, Marrett S, Torrescorzo J, Ku S, Collins L. MRI-PET correlation in three dimensions using a volume-of interest (VOI) atlas. *J*

*Cereb Blood Flow Metab* 1991;11:A69-78.

- 8) Pelizzari CA, Chen GT, Spelbring DR, Weichselbaum RR, Chen CT. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13:20-6.
- 9) Levin DN, Hu X, Tan KK, Galhotra S, Pelizzari CA, Chen GTY, et al. The brain: integrated three-dimensional display of MR and PET images. *Radiology* 1989;172:783-9.
- 10) Alpert NM, Bradshaw JF, Kennedy DN, Correia JA. The principal axis transformation: a method for image registration. *J Nucl Med* 1990;31: 1717-22
- 11) Dhawan AP, Arata LK, Levy AV, Mantil J. Iterative principal axes registration method for analysis of MR-PET brain images. *IEEE Trans Biomed Eng* 1995;11:1079-87.
- 12) Woods RP, Mazziotta JC, Cherry SR. MRI-PET registration with automated alignment. *J Comput Assist Tomogr* 1993;17:536-46.
- 13) Meyer CR, Leichtman GS, Brunberg JA, Wahl RL, Quint LE. Simultaneous usage of homologous points, lines, and planes for optimal, 3-D, linear registration of multimodality imaging data. *IEEE Trans Med Imag* 1995;14:1-11.
- 14) Elsen PA, Maintz JB, Pol ED, Viergever MA. Automatic registration of CT and MR brain images using correlation of geometric features. *IEEE Trans Med Imag* 1995;14:384-96.
- 15) Besl PJ, McKay ND. A method for registration of 3-D shape. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1992;14:239-56.
- 16) Huttenlocher DP, Klanderman GA, Ruchlidge WJ. Comparing images using the Hausdorff distance. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1993;15:850-63.
- 17) Borgefors G. Hierarchical chamfer matching: a parametric edge matching algorithm. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1988;10:849-65.
- 18) Itti L, Chang L, Mangin J-F, Darcourt J, Ernst T. Robust multimodality registration for brain mapping. *Human Brain Mapping* 1997;5:3-17.
- 19) Rehm K, Strother SC. Display of merged multimodality brain images using interleaved pixels with independent color scales. *J Nucl Med* 1992; 35:1815-21.
- 20) Lee JS, Kim B, Chee Y, Park KS, Kwark C. A study on the fusion of medical images using time-division method. *J Korean Society PACS* 1997;3:35-9.
- 21) Andersson JLR, Sundin A, Valind S. A method for coregistration of PET and MR brain images. *J Nucl Med* 1995;36:1307-15.