

논문 2004-41SC-1-7

# Talairach 좌표계를 이용한 뇌자기공명영상의 반자동 정합법

## (Semi-Automatic Registration of Brain MR Images Based On Talairach Reference System)

한 예 지\*, 박 현 옥\*\*

(Yeji Han and Hyun Wook Park)

### 요 약

이 논문은 뇌 자기 공명 영상을 Talairach 좌표계에 맞추어 반자동적으로 정합시키기 위한 방법을 제시한다. 뇌영상을 Talairach 좌표계로 변환시키기 위해서는 anterior commissure (AC), posterior commissure (PC), 최 전방점 (AP), 최 후방점 (PP), 최고점 (SP), 최저점(IP), 좌측점 (LP), 우측점 (RP)을 정해주고, 뇌의 회전각을 구하기 위해서 좌뇌와 우뇌의 가운데를 지나는 선을 지정해 준다. 이때 제안한 방법을 쓰면 뇌를 좀더 쉽고 안정된 방법으로 정합할 수 있게 된다. 이 논문에서는 일단 뇌의 midsagittal plane을 추출해 내기 위해 사용자가 axial, coronal 방향에서 각각 두 개씩의 점을 지정해준다. 이후 원형 정합을 이용하여 Corpus Callosum의 대강의 위치를 찾아내고 다음 단계에서 그 주변의 영역에 대한 원형정합을 통하여 정확한 AC와 PC의 위치를 찾아낸다. 마지막으로 단면의 밝기 정보를 이용하여 뇌의 경계를 이루는 나머지 점들을 찾을 수 있는데 이렇게 찾아낸 점들로 뇌자기공명영상을 정합하면 좀더 편리하고 안정적인 정합 결과를 얻을 수 있다.

### Abstract

A semi-automatic registration process of determining specified points is presented, which is required to register brain MR images based on Talairach atlas. Generally, ten specified points that define Talairach coordinates are anterior commissure(AC), posterior commissure (PC), anterior point (AP), posterior point (PP), superior point (SP), inferior point (IP), left point (LP), right point (RP) and two points for the midline of the brain. The suggested method reduces user interaction for 5 points, and finds the necessary points for registration in a more stable manner by finding AC and PC using two-level shape matching of the corpus callosum (CC) in an edge-enhanced brain MR image. Remaining points are found using the intensity information of cutview.

**Keywords:** 뇌자기공명영상 (brain MRI), 정합 (registration), Talairach 좌표계, 원형정합 (shape matching)

## I. 서 론

의료 연구 기술이 발달함에 따라 뇌 연구를 위한 영상 획득 방법에도 새로운 기술들이 많이 연구되고 있다. 뇌에 대한 연구를 하기 위해서는 목적에 알맞은

영상을 획득하는 것이 중요한 과정인데 자기공명영상은 인체에 무해한 방법으로 고해상도의 영상을 제공해주기 때문에 최근에 특히 많은 주목을 받고 있다. 여러 가지 방법을 통해 획득된 뇌 영상으로 연구를 수행하기 위해서는 일단 서로 다른 사람의 뇌 영상이나 같은 사람이지만 다른 방법으로 얻은 뇌 영상을 일정한 기준 공간에서 정합해 주는 단계가 선행되어야 한다. 최근에는 여러 방법으로 획득한 영상을 정합해주는 방법 중에서 특히 Talairach 좌표계를 이용한 방법이 많이 사용되고 있다. 이 방법은 1988년 Talairach와 Tournoux에 의해 제안된 방법으로서 해부학적인 정보를 사용해서 인

\* 학생회원, \*\*정회원, KAIST 전자전산학과 전기및전자공학 전공 (Department of Electrical Engineering and Computer Science, Division of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology)

※ 이 논문은 보건복지부 과제 02-PJ3-PG6-EV07-0002의 일환으로 수행되었음

접수일자 : 2003년2월27일, 수정완료일 : 2003년12월29일

간의 뇌를 3차원 정위법을 통해 나타내었으며 그 이래로 뇌 정합의 기준으로 사용되고 있다<sup>[1]</sup>. Talairach 좌표계를 사용해서 뇌를 정합시키기 위해서는 anterior commissure (AC), posterior commissure (PC), 최 전방점 (AP), 최 후방점 (PP), 최고점 (SP), 최저점(IP), 좌측점 (LP), 우측점 (RP)의 8개의 점과 뇌의 양 반구를 나누는 중심 면을 정의해 주어야한다 (그림 1). 이렇게 필요

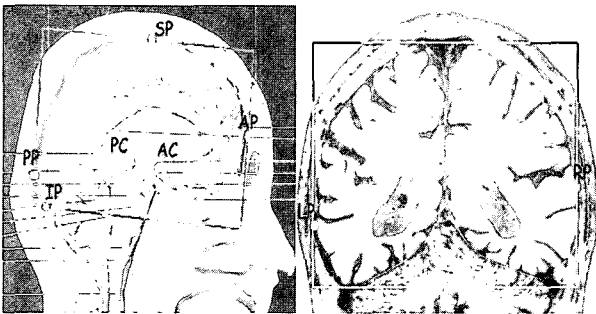


그림 1. Talairach 좌표계를 정의하기 위한 8개의 점의 위치

Fig. 1. Location of eight points to define Talairach reference system

한 점들을 선택하는 것은 전문가들의 입장에서는 어려운 일이 아니지만 뇌에 대한 해부학적 지식이 풍부하지 않은 사람에게는 AC나 PC와 같은 점을 찾는다는 것이 쉽지 않은 일이다. 또한 획득한 영상의 화질에 따라서는 이런 점들의 선택이 전문가들에게조차 어려운 문제가 될 수도 있다. 따라서, 이런 경우에는 컴퓨터를 이용한 자동 정합 방법이 절실하다고 할수 있다.

본 논문에서는, II장에서 Talairach 좌표계의 정확한 정의에 대해 설명하고, III장에서는 Talairach 좌표계를 사용하여 자동 정합을 수행하는 과정을 제시한다. 실험 결과는 IV장에서 제시되고 마지막으로 V장에서 결론을 내며 논문을 마친다.

## II. Talairach 좌표계

인간의 뇌는 높이나 길이, 폭 등에 있어서 개인차가 있을 수 있기 때문에 뇌의 체적이나 길이에 대한 단순 측정값은 모든 사람에게 일정하게 적용될 수가 없으며 특히, 기준으로부터 멀리 떨어진 부위에 대한 측정값의 경우에는 개인에 따라 더 큰 오차를 보여준다. 이런 이유로 Talairach와 Tournoux는 3차원 상에서 AC-PC 선, AC

점을 지나는 수직선 (VCA), 그리고 양반구의 가운데를 지나는 선을 기준으로 하여 비례 좌표계를 정의하였다<sup>[1]</sup>. 이 비례 좌표계는 기준선과 대뇌의 주변부를 SP, PP, IP, AP, LP와 RP를 통과하는 선을 사용하여 나누어 주었으며 전체 대뇌를 그림 2와 같은 3차원 좌표계로 나누어준다. 이렇게 뇌를 하나의 직육면체를 체적으로 하는 공간 내에서 기준선에 따라 기하학적으로 나누어 주는 방법을 사용하면 자동적인 정합이 가능해진다.

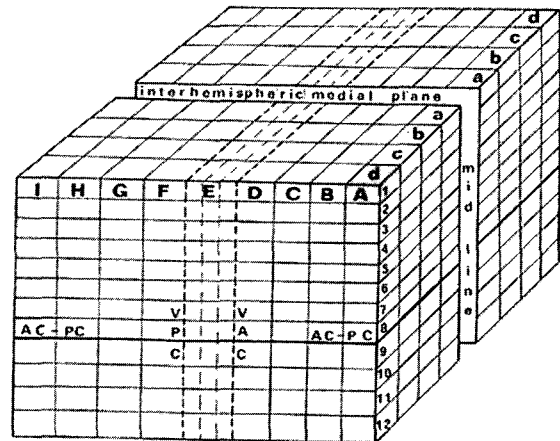


그림 2. Talairach 좌표계

Fig. 2. The Talairach reference gridding

현재 여러 가지 방법으로 뇌를 자동적으로 정합시키기 위한 연구가 수행되고 있는데 이런 방법들은 주로 뇌의 전체적인 밝기 정보를 사용하고 있으며 Talairach 좌표계를 사용해서 자동 정합을 하는 방법은 거의 없다<sup>[3-6]</sup>.

이렇게 밝기 정보만을 사용해서 뇌를 정합하게 되면 영상의 질에 따라 정확하지 않은 결과가 나올 수도 있다. 이런 단점을 보완하기 위해서 Talairach 좌표계를 이용하는 방법도 여러 학자들에 의해 연구되고 있다. 하지만, 뇌 연구를 위해 Talairach 좌표계를 사용하는 경우, 사전에 AC, PC, AP, PP, SP, IP, LP와 RP를 찾아주어야 하는데 대부분의 경우 이 점들을 사용자가 직접 선택해 주어야 한다<sup>[7-9]</sup>. 따라서 이런 점들을 자동적으로 찾아내는 방법을 연구하면 보다 편리하고 안정적이며 정확한 방법으로 뇌를 정합시킬수 있다.

## III. 제안하는 자동정합 방법

이 논문에서는 일단 3D 뇌자기공명영상 으로부터 midsagittal 영상을 얻어내기 위해 5개의 점을 사용자가 선택해 주면 그 후에는 정합에 필요한 점들을 자동적으

로 추출해 내어 반자동적으로 뇌영상을 정합시키는 방법을 제안한다. 이를 위해서는 우선 경계선을 강조시킨 midsagittal 영상에 원형정합을 적용시켜서 AC와 PC점을 찾아내고, 필요한 단면의 밝기 정보를 사용하여 나머지 점들을 찾아낸다.

### III-1. Midsagittal 영상 추출

AC와 PC를 포함하고 있는 midsagittal 영상을 추출해 내기 위해서는 일단 회전각을 찾아야 한다. 일반적으로 획득된 뇌자기공명영상은 3차원 상에서 회전이 일어나 있기 때문에 axial, coronal, 그리고 sagittal 영상에 대한 각각의 회전각을 구해주어야 한다. 그러나 sagittal 영상에서 일어난 회전은 midsagittal 영상을 찾거나 필요한 10개의 점들을 찾는 데 직접적인 영향을 미치지 않기 때문에 고려하지 않는다. 따라서, 그림 3에서와 같이 axial과 coronal 영상에 대한 회전각만을 찾아준다.

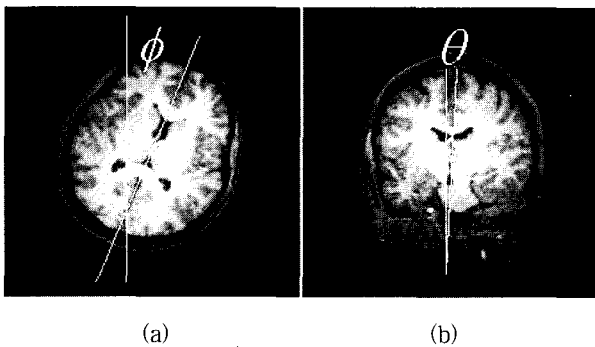


그림 3. (a) axial 회전각 ϕ, (b) coronal 회전각 θ  
Fig. 3. Definitions of (a) axial rotation angle ϕ and (b) coronal rotation angle θ.

회전각을 찾기 위해서는 coronal 영상과 axial 영상에서 longitudinal fissure를 지나는 선을 찾아주고 이 선들이 기준선에 대해서 얼마나 회전을 하였는지를 찾아주면 된다. 따라서 coronal 영상과 axial 영상에서 longitudinal fissure를 지나는 두개씩의 점을 선택해 주면 필요한 중심선을 찾아줄 수 있다.

결과적으로 사용자는 axial 영상과 coronal 영상에서 4개의 점만을 찾아주면 자동적으로 AC, PC, AP, PP, SP, LP, 그리고 RP를 찾을 수 있다. 보통 3차원 영상에서 AC와 PC를 찾아주기 위해서는 인간의 뇌 구조에 대한 충분한 해부학적 지식이 필요하다. 특히, 영상의 질이 좋지 않은 경우에는 아무리 많은 해부학적 지식을 갖고 있다 하더라도 정확한 점을 찾아내기에 무리가 있다. 하지만 인간의 뇌는 두개의 반구로 뚜렷이 나누어져 있기 때문에

longitudinal fissure는 영상을 획득하였을 때 두개의 반구와 구분이 되는 밝기를 가지게 되고 따라서 영상의 질에 관계없이, 그리고 해부학적 지식이 충분하지 않더라도 하더라도 쉽게 찾아낼 수 있다. 이 논문에서 사용한 T1 강조 자기공명영상은 뇌의 백질 부분은 밝게, 그리고 longitudinal fissure나 뇌척수액등의 부분은 어둡게 나타내는 특성을 가지고 있기 때문에 뇌의 한가운데를 지나가는 longitudinal fissure를 지나는 두 점을 선택하면 쉽게 중심선을 구할 수 있다.

이런 방법으로 중심선을 구하고 나면 axial 영상의 회전각 θ와 coronal 영상의 회전각 ϕ를 구할 수 있으며 각각의 회전각을 식 (1)에서와 같이 연산하면 3차원 상에서의 회전 행렬을 구할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta \cos\phi & -\cos\theta \sin\phi & \sin\theta \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ -\sin\theta \cos\phi & \sin\theta \sin\phi & \cos\theta \end{pmatrix} \quad (1)$$

식 (1)과 같이 회전행렬을 구한 후에는 이것을 사용하여 뇌의 3차원 영상을 회전시켜 준다. coronal 영상과 axial 영상에서 중심선을 구하기 위해 선택한 점들은 모두 뇌의 midsagittal 영상에 위치해 있는 선이기 때문에 회전된 3차원 영상에서 이 점들을 사용하면 midsagittal 영상을 추출해 낼 수 있다.

### III-2. AC와 PC 위치의 선택

회전각을 이용하여 midsagittal 영상을 추출하고 나면 다음 단계에서는 원형정합을 이용하여 AC와 PC의 위치를 찾아낸다. 원형정합을 위해 상관계수를 찾아내기 전에는 우선 midsagittal 영상의 경계선을 강조하는 과정이 선행되어야 한다. 이것은 영상의 밝기 정보 보다는 물체의 윤곽선 정보가 물체를 구분하는 데 좀더 효율적인 영상의 특성이기 때문이다. 또한, 영상 자체의 밝기 정보를 사용해서 원형 정합을 하는 경우에 정합결과가 되는 상관계수의 최대치가 넓게 퍼져서 분포하는 것에 비해 물체의 경계정보를 이용해서 원형정합을 할 경우 결과가 좀더 예민한 최대치를 갖게 된다<sup>[10]</sup>. 특히, 자기공명영상은 영상의 밝기가 일정하지 못한 경우가 자주 발생하기 때문에 이런 특성이 매우 유의하다. 따라서 경계선을 강조시킨 영상에 원형정합을 적용시키는 방법을 사용해서 AC와 PC의 위치를 찾아내게 되는 것이다. 이 논문에서는 간단하고 잡음에도 민감하지 않으며 동시에 좋은 결

과를 보여주는 Sobel convolution kernel을 사용하였다<sup>[11]</sup>. 그림 4는 Sobel kernel을 사용해 경계선을 강조한 midsagittal 영상을 보여준다.

대상 영상인 midsagittal 영상의 경계선을 강조시키고 나면 corpus callosum (CC)의 경계선 강조 영상을 원형으로 해서 원형정합을 수행한다. 그림 5(a)에서와 같이 CC원형은 AC와 PC를 포함하고 있다. 이렇게 CC원형을 사용하여 원형정합을 하는 이유는 CC가 midsagittal 영상에서 쉽게 눈에 띄는 구조체이며 개인에 따라 전체적인 모양이 크게 변하지 않기 때문이다.

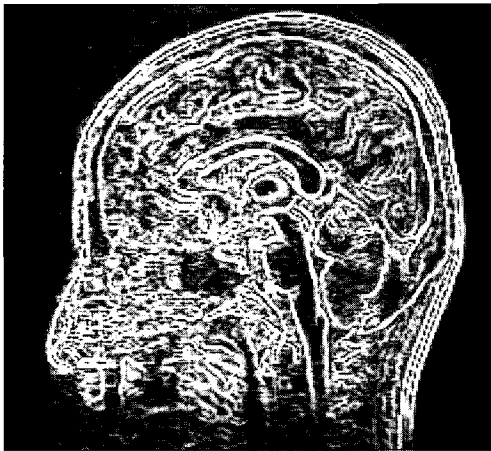


그림 4. 경계선이 강조된 midsagittal 영상  
Fig. 4. Edge enhanced midsagittal plane image

비록 모든 사람들이 정확히 동일한 모양의 corpus callosum을 가지고 있는 것은 아니지만 CC의 대체적인 위치를 찾게 되면 다음 단계에서는 CC와 가까이 위치해 있는 AC와 PC를 쉽게 찾아낼 수 있다.

CC를 원형정합을 통해 찾아내기 위해서는 다음의 수식을 사용하여 필요한 영역 내에 있는 모든 화소에 대한 상관계수를 구해준다.

$$\gamma(s, t) = \frac{\sum_x \sum_y [f(x, y) - \bar{f}(x, y)] [w(x - s, y - t) - \bar{w}]}{\left\{ \sum_x \sum_y [f(x, y) - \bar{f}(x, y)]^2 \sum_x \sum_y [w(x - s, y - t) - \bar{w}]^2 \right\}^{1/2}} \quad (2)$$

여기서  $f$ 는 대상 영상이고,  $w$ 는 원형이며  $s=0, 1, 2, \dots, M-1$ 의 값을,  $t=0, 1, 2, \dots, N-1$ 의 값을 갖는다. 식 (2)에서 평균값인  $\bar{w}$ 와  $\bar{f}(x, y)$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\bar{w} = \frac{1}{N(T)} \sum_{(x, y) \in T} w(x, y) \quad (3)$$

$$\bar{f}(x, y) = \frac{1}{N(T)} \sum_{(u, v) \in T} f(x - u, y - v) \quad (4)$$

여기서  $T$ 는 원형의 영역이며  $N(T)$ 는 원형 내부에 있는 화소수이다. 이 때, 상관계수  $\gamma(s, t)$ 는  $f(x, y)$ 나  $w(x, y)$ 의 크기에 상관없이 항상 -1과 1사이의 값을 갖게 되며 최대의  $\gamma(s, t)$ 을 갖게 하는 화소의 위치  $(s, t)$ 가  $w(x, y)$ 와  $f(x, y)$ 을 정합시키는 점이 된다.

상관계수를 이용한 원형정합의 결과로 우선 CC의 위치를 찾아내게 되면 다음 단계는 그 점에서  $+10^\circ, +9^\circ, +8^\circ, \dots, -8^\circ, -9^\circ, -10^\circ$ 로 원형을 회전시켜 가면서 다시 상관계수를 구해주는 것이다. 이렇게 하면 CC의 위치를 보다 정확하게 찾아줄 수 있으며 결과적으로 AC와 PC의 위치를 보다 정확하게 추정할 수 있게 되는 것이다. 여기서 추정된 AC와 PC의 위치는 정확하게 찾아낸 위치가 아니며 따라서 뇌정합에 곧바로 사용될 수는 없다. 비록 CC의 원형정합 결과가 직접적으로 정합에 사용될 수는 없지만 이 결과는 AC와 PC를 찾기 위한 대상 영역을 찾는데 매우 유용하다. 다시 말해, AC와 PC는 CC의 정합 결과로 찾아진 영역 내에서 다시 2번째 단계의 정합을 통해서 구할 수 있다. 2단계 원형정합에서는 AC와 PC의 정확한 위치를 찾아내기 위해서 각각 AC 원형과 PC 원형을 사용한다. 정합의 대상이 되는 영역의 크기는  $51 \times 51$  화소로 이루어져 있으며 이 영역의 중심은 각각 CC 원형 정합에서 구한 AC와 PC의 위치로 한다. 여기에 사용하는 AC와 PC의 원형은 적절한 정합 결과를 구하기에 적합한 특징들을 가지고 있는 부분들을 포함하도록 설계하였으며 경계선이 강조된 영상을 사용하였다. AC와 PC의 원형은 각각 그림 5의 (b)와 (c)에서 볼 수 있다.

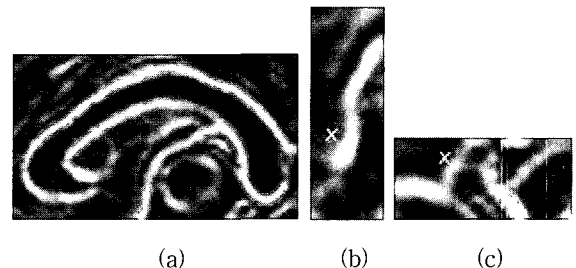


그림 5. (a) CC 원형 (b) AC× 원형 (c) PC 원형 (b)와 (c)에 표시된 ×는 AC와 PC의 정확한 위치이다.

Fig. 5. Shape matching templates for (a) CC, (b) AC, and (c) PC. Regions of × in (b) and (c) are AC and PC, respectively.

III-3. AP, PP, SP, LP, RP 위치의 선택

AC와 PC의 위치가 정해지고 나면 필요한 나머지 점들은 필요한 단면에 대한 영상의 밝기를 통해 찾아주게 된다. 이 논문에서는 AP를 찾는 데 사용하는 방법만을 설명하는데 PP, SP, LP, RP와 같은 나머지 점들은 AP를 찾는 방법과 동일하다.

AP의 위치를 찾기 위해서는 그림 6(a)에 보이는 AC-PC선을 중심으로 해서 위와 아래로 각각 10개씩의 선에 대한 밝기 정보를 다음과 같이 조사한다.

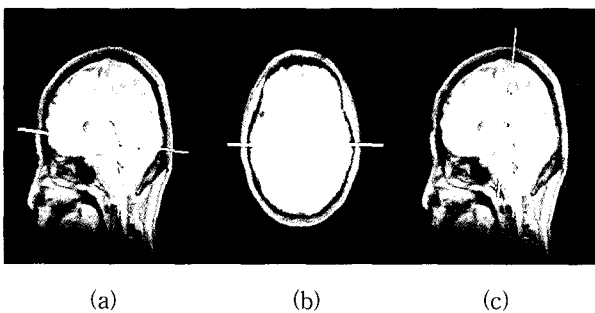


그림 6. (a)AP와 PP, (b)SP, (c)LP와 RP의 위치선택을 위한 기준선  
 Fig. 6. Center line of the slice selections for (a)AP and PP, (b)SP, and (c)LP and RP.

이 방법의 기본적인 개념은 대뇌의 경계 부분은 밝기 정보를 조사하였을 때 급격한 변화를 보인다는 것이다. 다시 말하면, T1 강조 자기공명영상은 기본적으로 대뇌 부분은 밝고 대뇌와 두피의 사이 부분은 어두운 특성을 가지고 있기 때문에 뇌척수액과 대뇌의 경계 부분은 언제나 급격한 밝기의 변화를 보이게 된다.

밝기 변화를 알아보기 위해서 우선 midsagittal 영상에 위치한 AC-PC선을 기준으로 해서 양 옆에 있는 sagittal 영상으로부터 각각 2화소씩, 즉 5화소의 밝기정보에 대한 합을 구해준다. 단면에 위치한 선상에 있는 화소의 밝기 정보만을 사용하지 않고 주변의 화소정보를 같이 이용하는 이유는 잡음에 의한 효과를 조금이라도 줄이기 위해서이다. 이렇게 구한 밝기 정보에서 대뇌의 경계점들을 추출하기 위해서는 gaussian 모델을 적용시킨다. 보통 두피, 두개골, 뇌척수액 그리고 대뇌를 지나는 선상에서 밝기 정보를 조사해 보면 그 변곡선은 gaussian 함수의 모양을 따르게 된다. 따라서 gaussian 함수를 그림 7과 같이 구해진 밝기 정보에 맞추어 준다. 이렇게 했을 때 gaussian 함수의 최대치의 1/2의 값을 갖는 점이 대뇌의 시작점이 된다.

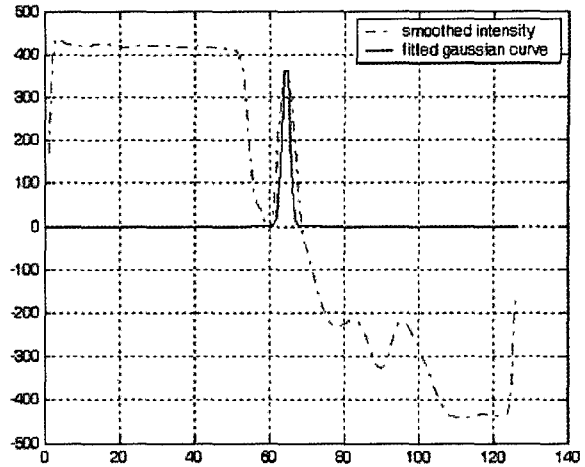


그림 7. gaussian fitting 결과  
 Fig. 7. Gaussian fitted result.

이런 방법으로 AC-PC선의 위와 아래부분에 대해 각각 10개씩의 시작점을 찾아내고 전체 21개의 점 중에서 가장 앞부분에 위치한 점을 찾아내면 그것이 바로 AP의 위치가 된다.

PP를 찾아내는 방법은 AP를 찾는 방법과 거의 비슷하며 이 경우에는 가장 뒷부분에 위치한 점을 찾아내게 된다. 비슷한 방법으로 LP와 RP를 찾아내는데 이때는 그림 7의 (b)에 나타낸 선을 기준으로 하고 SP는 그림7(c)에 나타난 선을 기준으로 외곽점을 구한뒤 비교를 통해 가장자리 점을 찾아내게 된다.

IV. 실험 결과

제안된 반자동 정합법의 성능을 실험하기 위해서 Siemens의 1.5T system과 KAIST 뇌과학연구센터의 ISOL 3.0T system을 사용하여 얻은 10개의 실험 데이터를 사용하였다. 이 실험에 사용된 뇌자기공명영상은 T1 강조영상으로 얻었으며 1mm<sup>2</sup>의 해상도를 가진 256×256×256 크기의 영상이다. 이 데이터 중에 2개는 axial 영상으로 볼 때 20° 이상의 각을 가지고 회전시켜서 얻었다.

그림8은 경계선이 강조된 midsagittal 영상에 대한 각각의 1단계와 2단계 원형정합 결과를 보여준다. 이 결과를 통해 AC와 PC의 위치를 안정적이고 정확하게 찾아내었다는 것을 알 수 있다.

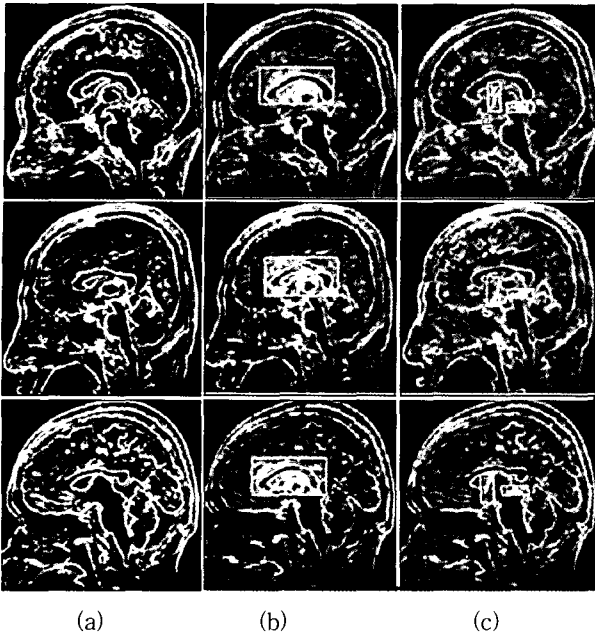


그림 8. (a) 대상 영상 (b) CC 정합결과 (c) AC와 PC 정합 결과.  
 Fig. 8. (a) original image and matching results for (b) CC, and (c) AC and PC

가장자리 점들을 찾는 방법에 있어서는 그림 9가 제안된 방법의 효용성을 잘 설명해 준다. 그림 9에서도 알 수 있듯이 보통 회전된 영상에서 가장자리를 찾는다는 것은 필연적으로 부정확할 수밖에 없다. 왜냐하면 3차원적으로 회전된 영상을 2차원 상에서 보여주면 눈으로 보는 부분과 실제 영상 사이에는 차이가 존재하기 때문이다. 따라서 이런 경우에는 자동적으로 가장자리를 찾아주는 방법이 눈으로 찾는 것보다 더 정확한 결과를 보여주게 된다. 이렇게 찾아진 점들을 사용해서 영상을 정합시킨 최종 결과는 그림 10과 같다.

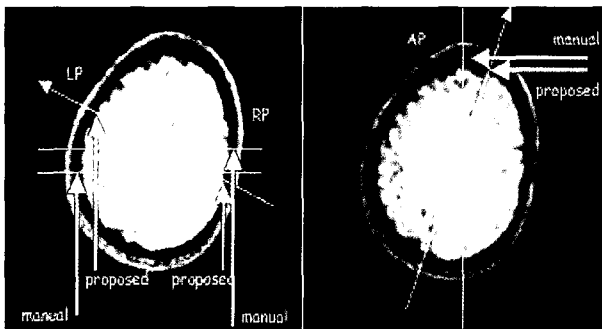


그림 9. 회전영상에서 수동으로 가장자리 점을 찾을 때의 문제점  
 Fig. 9. Difficulties of visually finding the boundary points in the rotated image.

### V. 결 론

이 논문에서는 해부학적인 정보와 자기공명영상의 특징을 사용해서 뇌자기공명영상을 반자동적으로 Talairach 좌표계에 맞도록 정합시키는 방법을 제안한다. 이를 위해서 우선 coronal 영상과 axial 영상에서 각각 뇌의 중심선을 구성하기 위해 두개씩의 점을 찾아주고, 그 중심선을 통해서 회전각을 구한다. 구해진 회전각과 선택된 점들을 사용해서 일단 뇌의 midsagittal 영상을 구해내면 그 영상의 경계선 강조 영상에 2단계의 원형정합을 적용시킨다. 이 과정에서는 1단계로 CC의 위치를 찾아내고 그 위치를 기준으로 해서 AC와 PC의 정확한 위치를 찾아낸다. 그 이후에는 자기공명영상 고유의 밝기 차이를 이용해서 필요한 나머지 점들, 즉 AP, PP, SP, LP와 RP를 찾아내게 된다. 이 논문에서 제안한 방법을 사용하면 획득한 영상에 큰 회전이 일어나 있는 경우 수동으로 필요한 점들을 찾을 때보다 특히 정확하고 안정된 결과를 얻을 수 있다. 결과적으로 제안된 방법은 일반적인 기능 자기공명영상 연구에 효과적으로 적용될 수 있으며 corpus callosum이 특히 손상되어 있는 환자의 경우가 아닌 한 환자의 뇌자기공명영상 분석에도 적용될 수 있다.

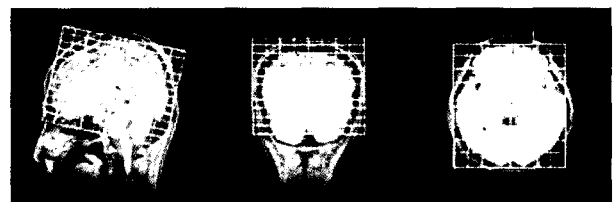


그림 10. 뇌자기공명영상을 Talairach 좌표계로 정합시킨 결과  
 Fig. 10. Registration result of the brain MR images into Talairach coordinate system.

### 참 고 문 헌

[1] J. Talairach and P. Tournoux, Co-planar stereotaxic atlas of the human brain, Thieme Medical Publishers, New York, 1988.  
 [2] A. Lundervold, N. Duta, T. Taxt, A. Jain, Model-guided Segmentation of Corpus Callosum in MR Images, IEEE Computer Society Conference

- on Computer Vision and Pattern Recognition, vol.1, pp.231-237, 1999.
- [3] C. Davatzikos, J. Prince, R. Bryan, Brain image registration based on cortical contour mapping, Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, vol.3, pp.1823-1826, 1993.
- [4] M. Ferrant, A. Nabavi, B. Macq, F. Jolesz, R. Kikinis, S. Warfield, Registration of 3-d intraoperative MR images of the brain using a finite-element biomechanical model, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol.20, issue 12, pp.1384-1397, 2001.
- [5] T. Kim, M. Singh, W. Sungkarat, C. Zarow, H.Chui, Automatic registration of postmortem brain slices to MRI reference volume, IEEE Transactions on Nuclear Science, vol.3, pp.1301-1303, 2000.
- [6] L. Hsu, M. Loew, J. Ostuni, Automated registration of brain images using edge and surface features, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol.18, issue 6, pp.40-47, 1999.
- [7] J. Hahm, J. Han, I. Lee, Y. Kim, B. Lee, K. Park, Intra and Intersubject Registration in Multimodal Brain Imaging Utility for Source Analysis, 2001 Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, pp.2418-2421, 2001.
- [8] S. Czanner, H. Schopp, R. Boesecke, M. Roth, J. Pross, R. Haux, Correlation of the Talairach Atlas Based on the Proportional Grid System, IEEE Symposium on Computer-Based Medical System, pp.109-113, 1997.
- [9] H. Wagner, C. von Wangenheim, D. Krechel, A Digital Deformable Anisotropic Brain Atlas based on the Talairach Atlas and Recursive Spatial Data Structures, IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, pp.36-41, 2001
- [10] R. Runelli and T. Poggio, Template Matching: Matched Filter and Beyond, Pattern Recognition, vol.30, no.5, pp.751-768, 1997.
- [11] I.Pitas, Digital Image Processing Algorithms and Applications, Wiley-Interscience, New York, 2000.

저 자 소 개



한 예 지(학생회원)

2001년 이화여자대학교 정보통신학과 졸업 (공학사). 2003년 한국과학기술원 전자전산학과 졸업 (공학석사). 2003년 ~ 현재. 한국과학기술원 전자전산학과 전기 및 전자공학전공 박사과정 재학

중. <주관심분야 : 영상처리, 의료영상시스템>



박 현 욱(정회원)

1981년 서울대학교 전기공학과 졸업 (공학사). 1983년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업 (공학석사). 1988년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업 (공학박사). 1989년~1992년

University of Washington 연구원. 1992년~1993년 삼성전자 수석연구원. 1993년~현재 한국과학기술원 전자전산학과 전기 및 전자공학전공 교수. <주관심분야 : 영상처리, 영상압축, 의료영상시스템, 멀티미디어 시스템>