

확률 및 통계적 개념에 근거한 한국인 표준 뇌 지도 작성 및 기능 영상 분석을 위한 가시화 방법에 관한 연구

한양대학교 의과대학 의공학교실¹, 서울대학교 의과대학 핵의학교실², 서울대학교 의과대학 신경학교실³, 연세대학교 의과대학 신경학교실⁴

구방본¹, 이종민¹, 김준식¹, 이재성², 김인영¹, 김재진⁴, 이동수², 권준수^{2,3}, 김선일¹

Developing a Korean Standard Brain Atlas on the basis of Statistical and Probabilistic Approach and Visualization tool for Functional image analysis

B.B. Koo¹, J.M. Lee¹, J.S. Kim¹, J.S. Lee², I.Y. Kim¹, J.J. Kim⁴, D.S. Lee², J.S. Kwon^{2,3}, S.I. Kim¹

Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea¹, Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea², Department of Psychiatry, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea³, Department of Psychiatry, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea⁴

Abstract

The probabilistic anatomical maps are used to localize the functional neuro-images and morphological variability. The quantitative indicator is very important to inquire the anatomical position of an activated region because functional image data has the low-resolution nature and no inherent anatomical information. Although previously developed MNI probabilistic anatomical map was enough to localize the data, it was not suitable for the Korean brains because of the morphological difference between Occidental and Oriental. In this study, we develop a probabilistic anatomical map for Korean normal brain. Normal 75 brains of T1-weighted spoiled gradient echo magnetic resonance images were acquired on a 1.5-T GESIGNA scanner. Then, a standard brain is selected in the group through a clinician searches a brain of the average property in the Talairach coordinate system. With the standard brain, an anatomist delineates 89 regions of interest (ROI) parcellating cortical and subcortical areas. The parcellated ROIs of the standard are warped and overlapped into each brain by maximizing intensity similarity. And every brain is automatically labeled with the registered ROIs. Each of the same-labeled region is linearly normalized to the standard brain, and the occurrence of each region is counted. Finally, 89 probabilistic ROI volumes are generated. This paper presents a probabilistic anatomical map for localizing the functional and structural analysis of Korean normal brain. In the future, we'll develop the group specific probabilistic anatomical maps of OCD and schizophrenia disease.

Key Words : Statistical and Probabilistic Anatomical Map, Standard Brain template, Brain Atlas, Functional Activation Labeling

서 론

뇌의 각 부분의 구조와 그 기능에 대한 연관성을 규명하는 것은 현대 뇌 신경과학 연구에 있어서 가장 중요한 관심영역 중에 하나이다. 뇌의 각 부분의 구조와 그 기능에 대한 연관성을 규명하는데 최근

가장 많이 사용되고 있는 방법은 양전자방출단층촬영법(PET), 기능 자기공명영상법(fMRI) 등의 뇌 기능 영상 기술을 이용한 연구 방법이다. 이와 같은 기술의 발전에 따라 인간의 두뇌가 특정한 기능을 수행하도록 설계되어진 실험 과정 중에 측정된 뇌 활성화 양상에 대한 결과들은, 뇌 기능에 대한 이해와 아울러 관련된 해부학적 영역을 규명하는데 기여하고 있다. 그러나 개개인의 뇌가 가지는 구조적, 기능적 편차들과 낮은 분해능을 가지는 기능 영상의 특성은 뇌의 구조와 기능에 대한 연관성 규명 연구에서 극복해야할 문제로 존재하고 있다. 개개인의 뇌가 가지는 편차와 기능영상의 낮은 분해능이 가져다주는 문제점을 극복하기 위하여, 일정 실험군내의 각 개인의 기능 영상 연구 결과를 표준 뇌 지도에 공간 정규화(normalization) 시켜 구조적, 기능적 정보를 얻는 방법이 사용되고 있다.¹⁾ 이러한 방법에서 표준 뇌 지도를 선택하는 문제는 공간 정규화 결과에 중대한 영향을 주게 되어 보다 정확한 구조적, 기능적 정보를 추출할 수 있도록 한다. 기존의 기능 영상 연구에서 많이 활용되고 있는 표준 뇌 지도로는 Talairach 뇌 지도나 MNI 305 뇌 지도가 있다.^{2,3)} Talairach 뇌 지도는 실험을 통하여 얻은 뇌 기능영상을 Talairach 표준 좌표계로 변환시켜서 그 활성화 영역에 대한 상대 좌표를 Talairach 뇌 지도에서의 좌표와 비교하여 해부학적인 정보를 얻는 방법으로 사용되고 있으며, MNI 305 뇌 지도는 SPM (Statistical Parametric Mapping)에서 표준 정위 공간으로서 많은 연구 보고서 등에서 사용되어지고 있다⁴⁻⁶⁾. 그러나 이들 표준 뇌 지도는 데이터 군내의 뇌 영상들에 대한 편차를 고려하지 않았거나 또는 세부적인 해부학적 정보를 주기 어렵다는 단점을 가지고 있다⁷⁾.

기존의 표준 뇌 지도들이 이러한 가지는 단점들을 극복하기 위하여 확률적인 개념을 사용하는 표준 뇌 지도가 제시 되었다.⁸⁾ 뇌 확률 지도는 Talairach 표준 뇌 지도나 명암 평균화 방법을 사용하여 작성한 표준 뇌 지도가 가지지 못하는 단점들을 보완할 수 있다. 즉, 개개인의 뇌가 가지는 구조적인 편차에 대한 정량적인 정보를 가지는 동시에 뇌 기능에 따른 해부학적인 영역에 대한 정보를 포

함 한다.⁹⁾ 이러한 뇌 확률지도는 양전자방출단층촬영법(PET), 기능 자기공명영상법(fMRI) 등의 기능 영상 연구결과에서 활성화된 영역이 어떠한 해부학적 영역에 속하는 지에 대한 확률적인 정보를 제공할 수 있다.^{10,11)} 그러나 현재 제작된 MNI의 뇌 확률 지도(MNI SPAM)는 서양인에 대한 대용량 데이터 그룹(large-population group)을 기반으로 제작되었다. 이는 동양인과 서양인 간의 뇌의 구조적인 차이가 있다는 것을 감안할 때, 한국인을 비롯한 동양인의 기능 영상 연구에서 활성화된 영역에 대한 해부학적인 정보를 제공하는데 있어서 정확도를 감소시키는 결과를 가져올 수 있다.¹²⁾

본 연구에서는 한국인의 뇌 기능 영상 분석 연구에 대한 보다 정확한 결과를 제공할 수 있는 한국인 뇌 확률 지도를 제시하였고, 이를 실제 기능 영상 연구에 효율적으로 사용할 수 있는 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램을 소개하였다.

대상 및 방법

이 절에서는 한국인의 확률 뇌 지도를 제작하는데 사용된 데이터와 제작 과정 그리고 확률 뇌 지도를 효율적으로 사용하기 위해 제작된 프로그램에 대하여 설명하였다.

1. 데이터 획득(Data acquisition)

한국인의 확률 뇌 지도를 만들기 위해서 신경과 또는 정신과적인 병력이 없는 정상인 76명의 뇌에 대한 자기 공명 영상(T1-weighted spoiled gradient echo MR images, echo time=5.5ms, repetition time-14.4ms)을 서울대학병원 핵 의학과와 신경정신과로부터 수집하였다. 수집한 75명에 대한 모든 영상은 서울대학병원의 1.5T GE SIGNA scanner로부터 촬영되었다. 수집된 자료의 남녀 성비와 연령층에 대한 것은 Fig. 1에 나타나 있다.

수집된 모든 데이터들은 1.0mm³ 크기의 voxel들로 이루어지는 영상이 되도록 재구성되었다. 재구성된 영상들은 신호 대 잡음 비를 향상 시키도록 이방성 필터(anisotropic filter)처리를 가하였다. 필터 처리가 끝난 모든 영상에 대해서는 뇌에 대한 연구에

있어서 관심영역 밖에 있는 뇌 척수액(Cerebrospinal Fluid, CSF)과 두개골(skull) 부분이 제거되었다. 이 작업은 region growing method를 사용하였다.¹³⁾

2. 확률 뇌 지도제작

2.1. 표준 뇌 영상 결정(Selecting a standard brain)

확률 뇌 지도를 제작하기 위한 가장 첫 번째 과정은 획득한 데이터들에 대해서 기준 좌표 공간을

제시해 줄 수 있는 표준 뇌 영상을 결정하는 것이다. 표준 뇌 영상은 데이터 군내에서 가장 평균적인 해부학적 구조를 가지고 있는 것으로 그 그룹을 대표할 수 있는 뇌 영상이 될 수 있으며 그룹에 대한 기준 좌표 공간을 제공할 수 있다. 우리는 표준 뇌 영상을 자동적으로 결정하는 방법을 사용하였다.¹⁴⁾ 이 방법은 그룹 내의 모든 뇌 영상을 Talairach 좌표계 상으로 이동시켜 정량적인 분석을 적용하여 가장 평균적인 구조적 특성을 가지는 뇌 영상을 자동적으로 판별하도록 한다.

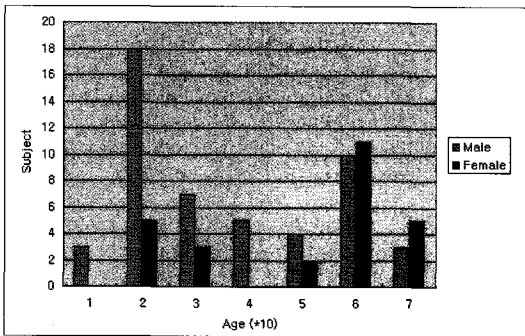


Fig. 1. Age and sex distribution of 76 control subjects

2.2. 기능별 해부학적 영역에 대한 수동 분할 (Delineating ROIs)

뇌 확률지도가 기능별로 분류된 해부학적 영역들에 대한 정보를 가질 수 있도록 하기 위해서는 각각의 뇌 영상 데이터내의 voxel들이 조직특성에 따른 명암(intensity) 정보 외에 어떠한 해부학적 영역에 포함하는가에 대한 정보를 가져야 한다. 이러한 정보를 포함시키기 위해서 각각의 뇌 영상에 대하여 기능별 해부학적 영역을 분할(segmentation)하는 것

Table 1. List of the 89 regions of interest

Cerebellum (R)	Inferior frontal gyrus (L)	OTG, rostral (L)
Cerebellum (L)	Middle frontal gyrus (R)	OTG, caudal (R)
Cerebellum (vermis)	Middle frontal gyrus (L)	OTG, caudal (L)
Thalamus (R)	Insula (R)	PHG, rostral (R)
Thalamus (L)	Insula (L)	PHG, rostral (L)
Amygdala (R)	Temporal pole (R)	PHG, caudal (R)
Amygdala (L)	Temporal pole (L)	PHG, caudal (L)
Hippocampus (R)	Heschl's gyrus (R)	Postcentral gyrus (R)
Hippocampus (L)	Heschl's gyrus (L)	Postcentral gyrus (L)
Caudate (R)	Planum polare (R)	Posterior cingulate (R)
Caudate (L)	Planum polare (L)	Posterior cingulate (L)
Putamen (R)	Planum temporale (R)	Precuneus (R)
Putamen (L)	Planum temporale (L)	Precuneus (L)
Globus pallidus (R)	STG, rostral (R)	Superior parietal gyrus (R)
Globus pallidus (L)	STG, rostral (L)	Superior parietal gyrus (L)
Frontal Lobe (reference lines R)	STG, caudal (R)	Supramarginal gyrus (R)
Frontal Lobe (reference lines L)	STG, caudal (L)	Supramarginal gyrus (L)
Anterior cingulate, caudal (R)	MTG, rostral (R)	Angular gyrus (R)
Anterior cingulate, caudal (L)	MTG, rostral (L)	Angular gyrus (L)
SMA (R)	MTG, intermediate (R)	Cuneus (R)
SMA (L)	MTG, intermediate (L)	Cuneus (L)
Precentral gyrus (R)	MTG, caudal (R)	Ligula gyrus (R)
Precentral gyrus (L)	MTG, caudal (L)	Ligula gyrus (L)
Anterior cingulate, rostral (R)	ITG, rostral (R)	Fugiform gyrus (R)
Anterior cingulate, rostral (L)	ITG, rostral (L)	Fugiform gyrus (L)
Orbitofrontal cortex (R)	ITG, intermediate (R)	Sup lat occ gyrus (R)
Orbitofrontal cortex (L)	ITG, intermediate (L)	Sup lat occ gyrus (L)
Superior frontal gyrus (R)	ITG, caudal (R)	Inf lat occ gyrus (R)
Superior frontal gyrus (L)	ITG, caudal (L)	Inf lat occ gyrus (L)
Inferior frontal gyrus (R)	OTG, rostral (R)	

이 필요하다. 한국인의 뇌 확률 지도를 만드는 데는 총 89개의 기능별 해부학적 영역들이 정의 되었으며, 각각의 뇌 영역들은 표에 나타나있다.^{15,16)} 이러한 뇌 영상을 기능별로 정의된 해부학적 영역들로 분할하여주는 작업은 숙련된 전문가로부터 수동적인 작업으로 이루어졌다. 총 89개의 영역들은 ANALYZE (version 4.0, Mayo Foundation, USA)를 사용하여 뇌 영상의 1mm 간격의 2차원 단면상에서 수동적으로 각각의 경계를 표시해주는 것으로 정의 되었으며, 정의된 각각의 경계들을 영역별로 0부터 89까지의 정수 값이 할당된 3차원 체적 영상으로 변환시켜 주었다. 이와 같은 수동적인 분할 방법은 하나의 뇌 영상을 분할하는데 장시간의 작업시간을 소요하게 되는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해서 앞서 정의된 표준 뇌 영상에 대해서만 수동적인 작업을 수행하고 나머지의 데이터들에 대해서는 자동적인 공간정합 방법을 사용하는 것으로 대체하였다. 이에 대해서는 다음 과정인 자동 분할에서 상세하게 기술하였다.

2.3. 자동 영역 분할(Automatic Labeling)

자동 영역 분할 방법은 89개의 영역들에 대한 분할이 이루어진 표준 뇌 영상을 공간 정합 방법을 사용하여 나머지 75개의 뇌 영상에 정합시킴으로써

나머지 뇌 영상들도 89개의 영역이 정의되도록 하는 방법이다. 이 방법은 공간 정합 방법의 정확도에 따라 결과의 신뢰도에 대한 편차가 생길 수 있다. 그러나 체적 영상 데이터에 대하여 수동적인 작업이 필요 없는 자동 공간 정합 방법으로서 좋은 결과를 보여주는 방법이며, 국외 학술지등에서 연구결과들이 보고 되고 있다.¹⁷⁾ 우리가 사용한 공간 정합 방법은 두 영상간의 Intensity 분포의 유사도가 최대가 되도록 뇌 체적 영상의 국소별로 각각 다른 변환 행렬을 주는 비선형 변환 방법이다.^{18,19)} 이 방법에서 우리가 전 과정에서 처리한 89개의 영역이 정의된 표준 영상은 변환이 이루어지게 되는 자료(source) 영상이 되고 각각의 75개의 뇌 영상이 목표 영상이 된다. 총 75번의 Intensity 유사도를 이용할 비선형 공간 정합 방법이 실행되고, 각각의 실행 단계마다 목표 영상에 최대한 유사한 Intensity 분포를 가지도록 변환된 자료 영상이 결과로 나온다. 결과로서 나온 각각의 결과 영상은 75개의 뇌 영상을 수동적으로 분할한 결과를 대신하여 얻어진 것이다.

2.4. 각각의 기능별 영역에 대한 확률지도 작성 (Generating probability map of each ROI)

76개의 모든 뇌 영상 데이터들은 앞선 두 단계의 과정을 거쳐 모두 기능별 해부학적 영역에 대한 정

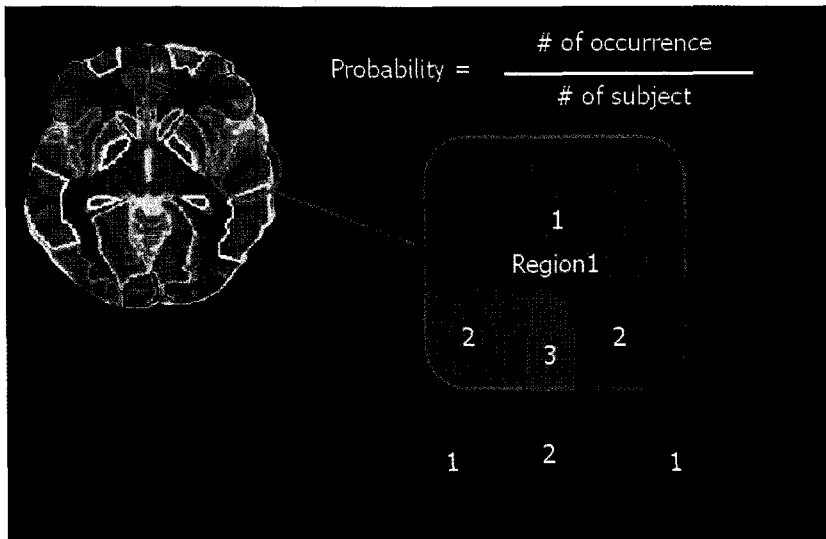


Fig. 2. Process of counting the probability.

보를 가지게 되었다. 뇌 확률 지도는 89개의 정의된 영역들에 대하여 각각의 영역이 76개의 뇌 영상들에서 얼마만큼의 편차를 나타내는 가를 확률개념을 사용하여 표현한 것이다. 먼저 선형 단계의 결과로 나온 75개의 뇌 영상들을 표준 뇌 영상에 선형 공간 정합을 실행한다. 이는 각각의 영상들이 가지는 전역적인 편차를 제거하고 국소적인 편차에 대한 정보만 추출하기 위함이다. 선형 공간 정합된 75개의 영상들과 표준 뇌 영상들이 각각 가지고 있는 89개의 영역들은 모두 0부터 89사이의 정수 값을 영역을 구별하기 위한 정보로 가지고 있다. 이러한 정보를 토대로 각각의 영역들이 76개의 뇌 영상들에서 어떠한 변화도를 가지는지에 대한 정보를 추출할 수 있다. 방법은 76개의 뇌 체적 영상들에서 같은 정수 값을 가지는 영역들이 각각의 voxel들에서의 겹치는 정도를 계산하는 것이다. 즉, 76개의 모든 뇌 영상 데이터에서 같은 위치의 voxel이 가지고 있는 영역 정보로서의 정수 값이 모두 같은 값을 가지고 있는 경우 76이란 정수 값을 가지는 voxel이 생성된다. 이러한 과정을 76개의 모든 영상내의 모든 voxel들에 대해서 실행하면 76개의 영상과 같은 데이터 형식을 가지는 확률지도 영상이 결과로서 생성된다. 이렇게 생성된 확률지도 영상은 각각의 voxel이 가지는 값이 0부터 76 사이의 정수 값을 가지게 되는데, 확률지도 영상의 선명도를 위하여 0부터 76 사이의 정수 값의 범위를 0부터 255 사이의 값으로 변환시켜 나타낸다. 최종적으로 나온 뇌

확률 지도 영상은 각각의 voxel이 가지는 값에 255를 나눠줄 경우 그 voxel이 어떠한 영역에 속하는가에 대한 확률적인 정보를 제공할 수 있다.

3. 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램 개발 (Developing SPAM viewer)

최종적으로 생성된 뇌 확률 지도를 효과적으로 사용하기 위하여 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램을 개발하였다. 이 프로그램은 기능 영상 연구 결과에 대한 해부학적인 정보를 보여주기 위한 여러 가지의 기능을 포함하고 있다. 프로그램에 내장된 기능들에 대해서 보면, 기능 영상 연구 결과를 뇌 확률 지도에 있는 정보를 사용하여 그 해부학적인 영역에 대한 정보를 얻기 위해서 결과로 나온 기능 영상을 뇌 확률지도 영상과 공간 정합을 시키는 기능, 뇌 확률 지도를 검색하여 결과로 나온 해부학적인 영역에 대한 확률정보에 대한 결과를 Talairach 뇌 지도와 비교하여 볼 수 있도록 하기 위하여 분석하고자 하는 기능 영상의 좌표를 Talairach 공간상의 좌표로 변환하는 기능, 그리고 프로그램 상에서 분석하고자 하는 영상을 시상 절단면(sagittal), 수평 절단면(axial), 관상절단면(coronal)의 세 단면으로 영상화해서 나타내고, 나타낸 각 단면의 영상들에서 하나의 지점을 선택 했을 때 그 지점에 해당하는 해부학적인 영역의 확률정보를 나타내주는 기능 등이 포함되어 있다. 이러한 기능들은 만들어진 뇌 확률 지도가 기능 영상 연구 결과를 분석하는데 얼마만



Fig. 3. Volume rendered image of 89 parcellated regions

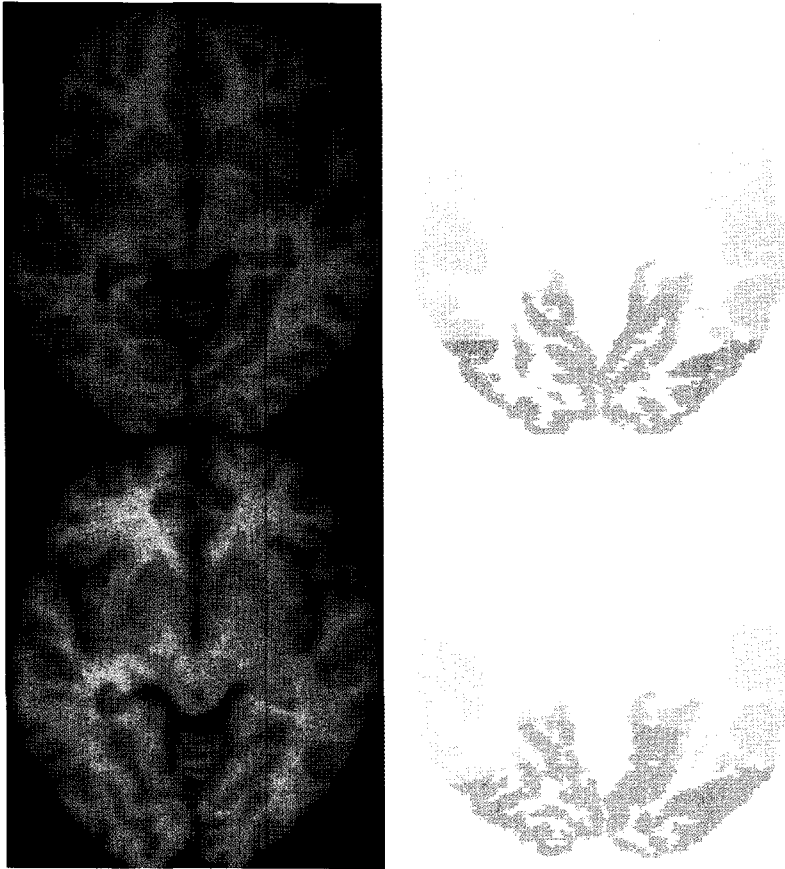


Fig. 4. Nonlinear registration

값의 신뢰도를 가지는지를 정성적으로 판단하는데 이용 될 수 있다.

결 과

본 연구에서는 신경과 또는 정신과적인 병력이 없는 한국인 뇌 영상 데이터 76개를 사용하여 뇌 확률 지도를 제작하였고, 이에 대한 효과적인 사용이 가능하도록 하는 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램을 제작하였다. 76개의 뇌 영상 데이터 중에서 선택된 표준 뇌 영상은 Fig.3에서와 같이 89개의 영역에 대하여 수동적으로 분할되어 각각의 영역마다 고유의 정수 값을 가지도록 만들어졌다.

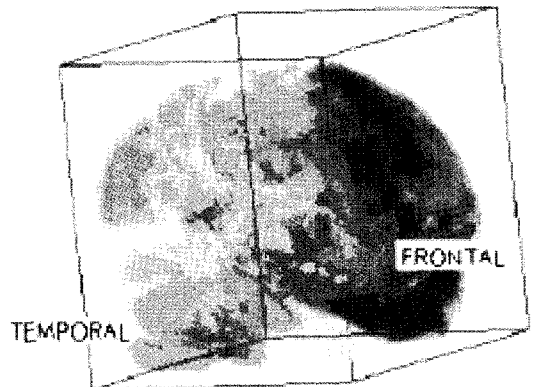


Fig. 5. SPAM results for each regions

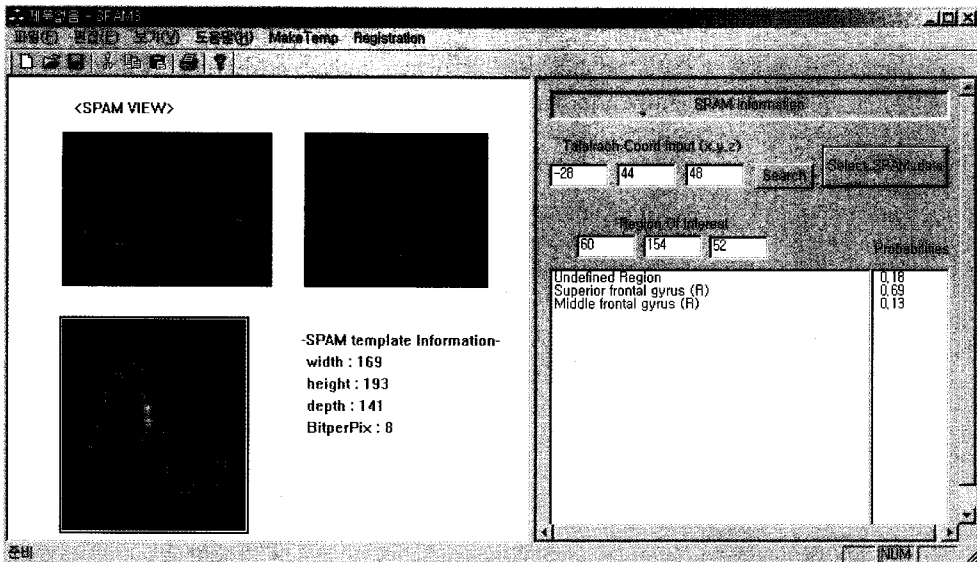


Fig. 6. SPAM viewer program

영역 분할된 표준 뇌 영상은 75개의 뇌 영상 데이터를 자동적으로 영역 분할하여 각각의 뇌 영상이 해부학적인 정보를 포함하도록 하는 기준 영상으로 사용되었다. Fig.4는 영역 분할된 표준 뇌 영상을 사용하여 자동 영역 분할한 결과를 나타내었다. 이러한 자동 영역 분할 결과를 바탕으로 제작된 뇌 확률 지도는 뇌 기능별 해부학적 영역으로 정의된 89개의 영역들에 대한 편차에 대한 정보를 확률값으로 가지고 있다. 이는 생성된 확률 뇌 지도영상을 각각의 영역별로 분리했을 때 각각의 영역에 대한 영상의 경계부분으로 갈수록 희미한 명도를 가지고 있는 것으로서 확인가능하다.

개발된 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램은 뇌 기능 영상 결과에 대한 연구에서 뇌 확률 지도를 사용한 분석을 하기 쉽도록 하는 여러 가지의 기능들을 포함하고 있으며, 사용자의 편의성을 최대한 고려하여 특별한 훈련이 없이도 사용 가능하도록 제작되었다.

고 찰

뇌 확률 지도가 가지는 각각의 해부학적 영역에

대한 편차 정보는 같은 한국인의 뇌 영상을 분석하는데 있어서 보다 정확하고 정량적인 해부학적 정보를 제공한다. 이는 기능 영상 분석 연구에 있어서 기존의 Talairach 뇌 영상이나 MNI 305 뇌 영상을 사용하는 것보다 많은 장점을 가진다. Talairach 뇌 지도의 경우는 유럽인 여성 한명의 사후 해부된 뇌를 바탕으로 만든 결과이며 인간의 뇌가 가지는 인종, 나이, 성별, 질병의 유무 등에 따른 구조적인 편차를 고려하지 않은 것이어서 분석에 대한 정확성을 확인하기 힘들고, Talairach이 제안한 정위 좌표계 또한 대뇌 피질 영역에서의 서로 다른 데이터간의 편차를 정확하게 보정할 수 없다는 문제점을 가지고 있다. 실제로 Talairach 뇌 지도는 전산화된 데이터로서 존재하지 않아서 현재까지 발표된 많은 컴퓨터 기반의 정밀한 자동 정합을 수행하는 것이 불가능하다. 이러한 Talairach 뇌 지도가 가지는 문제점을 극복하기 위해서 제작된 MNI 305 뇌영상은 Talairach 뇌 지도에서 고려되지 않은 구조적인 편차에 대한 개념을 포함하는 표준 뇌 지도를 만들기 위해서 많은 양의 데이터들을 같은 정위 공간에 정규화 시킨 후 명암 평균화 (intensity averaging)하여 제작되었다. 이러한 방법은 서로 다른 뇌 영상들이 가지는 편

차에 대한 정성적인 정보를 가지고 있어 뇌 기능 영상을 정규화 하는 데는 효율성을 가지는 반면, 명암 평균화로 인한 낮은 해상도로 인하여 Talairach 뇌 지도와 같은 sulcus와 gyrus나 Brodmann 영역 등의 정확한 해부학적 정보를 포함할 수 없다는 문제점을 가지고 있다. 본 연구결과로 제작된 한국인의 뇌 확률 지도는 앞서 언급한 Talairach 뇌 영상이나 MNI 305 뇌 영상에 비하여 그룹의 편차 정보를 포함하여 정량적인 해부학적 정보를 동시에 제공한다. 이는 MNI에서 서양인의 뇌 영상들을 바탕으로 제작된 뇌 확률 지도와 기본적인 개념을 같이 하는 것이나, 뇌 확률 지도가 가지는 편차 정보가 서양인의 편차정보가 아닌 한국인의 뇌의 편차 정보임을 감안할 때, 보다 정확한 한국인의 뇌 기능 영상 분석을 가져다 줄 수 있다. 동양인과 서양인의 뇌 구조 비교를 위한 MNI 뇌 확률 지도와의 정량적인 비교는 제작 방법에서의 차이로 인하여 현재로서는 불가능한 상태이며 본 연구에 연관하여 진행할 예정이다. 그러나 이에 대한 정성적인 비교는 본 연구에서 개발된 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램을 통하여 쉽게 확인이 가능하다. 개발된 뇌 영역의 위치 정보 추출 프로그램은 사용자에게 친숙하고 쉬운 환경을 제공하도록 제작되어 향후 많은 기능 영상 연구에서의 사용이 기대된다.

이 연구에 대한 연관하여 차후에는 뇌 기능 영상에 대한 다양한 분석 연구를 위하여 특정 질병에 대한 뇌 확률 지도를 제작하여 보다 다양한 질병에 대한 기능 영상 결과를 정확하게 분석 가능하도록 할 예정이며, 뇌 영역 위치 정보 추출 프로그램에 대한 추가적인 기능들을 사용자의 의견을 수렴하여 개발할 예정이다.

요 약

이 논문에서는 한국인의 뇌 기능 영상 연구에서의 정확한 분석을 위한 한국인 뇌 확률 지도를 제작하였고 이를 실제 기능 영상 연구에 적용할 수 있도록 하는 뇌 위치 정보 추출 프로그램에 대하여 소개하였다. 한국인의 표준 뇌 확률 지도를 작성하기 위하여 정신과적 병력이 없는 정상인 76개의 뇌 영상을

서울대학교 신경정신과와 핵의학과로부터 수집하였으며, 이를 바탕으로 표준 뇌 영상을 결정하였다. 결정된 표준 뇌 영상은 숙련된 전문의로부터 89개의 해부학적 영역으로 분할하는 작업이 이루어졌다. 표준 뇌 영상에서 분할된 정보들은 자동 분할 알고리즘에서의 기준으로 사용되어 나머지 75개의 뇌 영상들에 대해서도 해부학적 정보들을 가지도록 하였다. 76개의 뇌 영상들에 생성된 각각의 89개의 해부학적 정보들은 동일 위치에서의 확률정보로서 변환되어 뇌 확률 지도를 생성하였다. 제작된 한국인의 뇌 확률 지도는 한국인의 뇌에 대한 편차 정보와 해부학적인 정보를 가지며 이는 한국인의 기능 영상 연구에 있어서 보다 정확한 결과를 제시할 수 있다.

참 고 문 헌

- 1) Brett M, Johnsrude IS, Owen AM. The problem of functional localization in the human brain. *Nature reviews. Neuroscience* 2002;3:243-249.
- 2) Talairach J, Tournoux P. Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. New York: Thieme Medical Publishers; 1998
- 3) Evans AC. Anatomical mapping of functional activation in stereotactic coordinate space. *NeuroImage* 1992;1:43-53.
- 4) Desmond JE, Lim KO. On- and Offline Talairach Registration for Structural and Functional MRI Studies. *Human Brain Mapping* 1997;5(1):58-73
- 5) Evans AC, Collins DL, Milner B. MRI-based stereotactic atlas from 250 young normal subjects. *Neurosci. Abstr.* 1992;18:408.
- 6) Collins DL. Automatic 3D intersubject registration of MR volumetric data in standardized Talairach space. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1994;18:192-205.
- 7) Fischl B, Sereno MI, Tootell R, Dale AM. High resolution intersubject averaging and a coordinate system for the cortical surface. *Human Brain Mapping* 1999;8:272-284.
- 8) Mazziotta JC, Toga AW, Evans AC, Fox P, Lancaster J. A Probabilistic Atlas of the Human Brain: Theory and Rationale for Its Development. *NeuroImage* 1995;2:89-101.

- 9) Evans AC, Kamber M, Collins DL, MacDonald D. An MRI-based probabilistic atlas of neuroanatomy. In: Magnetic Resonance Scanning and Epilepsy. S. Shorvon, Ed. New York: Plenum; 1994. p. 263-274.
- 10) Mega MS, Thompson PM. Sulcal variability in the Alzheimer's brain: correlations with cognition. *Neurology* 1998;50:145-151.
- 11) Dinov ID, Mega MS, Thompson PM, Lee L, Woods RP, Holmes CJ, et al. Analyzing functional brain images in a probabilistic atlas: a validation of subvolume thresholding. *J. Comp. Assist. Tomogr.* 2000;24:128-138.
- 12) Zilles K, Kawashima R, Dabrinhaus A, Fukuda H, Schormann T. Hemispheric Shape of European and Japanese Brains. *NeuroImage* 2001;13:262-271.
- 13) Yoon UC, Lee JM, Kim JJ, Kim IY, Kwon JS, Kim SI. Adaptable Fuzzy C-means for ImClassification as a Preprocessing Procedure of Brain Parcellation. *J. digital imaging : the official journal of the Society for Computer Applications in Radiology.* 2001;14(2): 238-240.
- 14) Lee JM, Koo BB, Kim JS, Kim IY, Kim SI. A Novel Automatic Algorithm for Selecting a Standard Brain in a Data Set Using Simple Structure Analysis in Talairach Coordinate System. *SCAR*, 2003
- 15) Kim JJ, Crespo-Facorro B, Anderson NC, O'Leary DS, Zhang B. An MRI-Based Parcellation Method for the Temporal Lobe. *NeuroImage* 2000;11:271-288.
- 16) Crespo-Facorro B, Kim JJ, Anderson NC, O'Leary DS, Wiser AK. Human Frontal Cortex: An MRI-Based Parcellation Method. *NeuroImage* 1999;10:500-519.
- 17) Christensen GE, Rabbitt RD, Miller MI. Deformable templates using large deformation kinematics. *IEEE Trans on Image Processing.* 1996;5(9):1435-1447.
- 18) Ashburner J, Friston KJ. Nonlinear spatial normalization using basis functions. *Human brain Mapping* 1999;7(4):254-266.
- 19) Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information. *IEEE trans. on Medical Imaging* 1997;16(2):187-198.