

# 간질의 원인부위를 찾기 위한 3차원 다영상 합치 및 최신 영상분석기술\*

## Three Dimensional Multi-Modality Image Fusion and Other Advanced Image Techniques in Localizing Epileptic Focus

홍 승 봉<sup>1</sup> · 태 우 석<sup>2</sup>  
 Seung Bong Hong, M.D.<sup>1</sup> and Woo Suk Tae<sup>2</sup>

### 서 론

최근 MRI, SPECT, PET, MRS, functional MRI의 개발은 간질의 진단과 치료에 많은 발전을 도모하였다. 그러나, 각 의료영상은 서로 다른 성질로 뇌를 분석하여 나타내고 표현방식도 단순 2차원적이기 때문에 미세한 뇌의 구조적인 변화를 찾는 데는 한계가 있다. 예를 들면 SPECT나 PET은 뇌의 혈류량이나 포도당대사를 나타내지만 공간적 분해력(spatial resolution)이 떨어져서 뇌의 해부학적인 구조를 정확히 판단할 수가 없고, sulci, fissure 또는 비대칭적인 촬영으로 인한 false positive finding을 구별하기가 어렵다. 그러나, 해부학적인 정보가 좋은 MRI를 SPECT나 PET에 영상합치(image co-registration)를 시키면 PET 영상을 분석할 때 MRI의 정보를 이용할 수가 있다. MRI 영상을 판독할 때도 과거와 같은 2차원적인 방법으로는 미세한 heterotopic gray matters를 발견할 수 없고, 정상 gyrus도 tangential cut가 되면 cortical dysplasia나 pachygyrus로 보이게 된다. 이런 부위는 90도 방향으로 reconstruction하여 보면 thick cortex인지 아닌지를 알 수 있다(Fig. 20). 디지털 영상처리(digital image processing)는 단순 2차원에서는 볼 수 없는 많은 정보를 알려준다. 이를 통하여 진단의 정확도와 민감도를 높일 수 있어서 침습적(invasive)인 검사를 줄일 수 있고, 뇌종양이나 간질

수술에 있어서 성공율을 제고하고 완전함을 기할 수 있다.

현재 본 병원에서 시행되고 있는 영상합치법과 입체적인 영상처리(3 dimensional image processing)를 소개하고 각 방법들이 실제 임상에서 어떻게 사용되는지를 알아본다.

### 본 론

#### 1. 영상합치(Image registration)

영상합치는 기능적 신경영상(functional neuroimaging)의 구조적(structural), 정량적(quantitative) 분석을 목적으로 의료선진국을 중심으로 기술을 개발해 왔으며 최근 몇 년간에 출간된 논문들에서는 영상합치의 정확성을 검증한 논문<sup>1-4</sup>들이 나오고 있고 영상합치를 통한 다양한 형태의 연구방법론이 발표되었다.<sup>5-7</sup>

#### 1) 영상합치의 개념(Concept of registration)

영상합치는 공간적으로 위치가 다른 두 영상을 공간적 위치 변환(spatial transformation)을 통해 일치시키는 과정을 말한다. 이때 각 영상의 x, y, z축(좌, 우, 전, 후, 위, 아래)의 좌표계(coordinate system)를 일치<sup>8</sup>시켜 주는 것이 중요하다.

#### 2) 영상합치의 기본적 3단계(Basic three steps of registration)

영상합치를 하기 위한 프로그램과 그 내부의 알고리즘은 여러 가지가 있지만 기본적으로 다음과 같은 세 단계의 과정을 거친다.<sup>8)</sup>

첫째로, 서로 다른 영상에서 일치되는 특징 대상체를 정한다. 예를 들어서 머리영상의 합치를 위해서는 공통된 구조인 대뇌를 선정하는 것이 그 예이다.

둘째로, 다른 위치의 두 공통 구조의 가장 적합한 합치 공간적 위치변환식을 구한다.

\*이 연구는 삼성서울병원과 삼성생명과학연구소(C96-026)의 연구비 지원으로 이루어짐.

<sup>1</sup>성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 신경과학교실, <sup>2</sup>Neuroimaging Laboratory  
 Department of Neurology<sup>1</sup>, Neuroimaging Laboratory<sup>2</sup>, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea  
 교신저자 : 홍승봉, 135-710 서울 강남구 일원동 50번지  
 TEL : (02) 3410-3592 · FAX : (02) 3410-0052  
 E-mail : sbhong@smc.samsung.co.kr

셋째로, 변환식에 의해 한 영상을 다른 영상에 맞춰 변환한다.

이와 같은 과정을 거쳐 기준영상(base image)에 변환된 영상(transformed image)을 중첩(overlay)시키는 방법으로 영상합치(image registration)는 이루어진다.

3) 영상합치의 유연성(Flexibility)

고도화된 영상처리기술과 컴퓨터의 발달로 검사 시간, 이미지의 크기와 각 검사 대상의 위치가 달라도 기본적인 내부 구조의 변형이 없는 경우에 한 종류의 영상(intra-modality) 또는 다른 종류의 영상(inter-modality)들간에 합치가 가능하며 그 정확도 또한 phantom, fiducial marker study와 같은 여러 가지 방법으로 검증되었다. 영상합치의 오차정도는 핵영상(nuclear image)이 가지고 있는 공간적(spatial) 해상력(resolution)인 5 mm정도<sup>8)</sup> 내에서 가능하다.

4) 영상합치의 방법(Method of image registration)

영상합치의 방법에는 머리표면에 고정된 표식(marker)을 부착서 영상에 나타난 그 표식을 위치변형을 위한 좌표로 쓰는 방법(fiducial marker)과 다른 표식이 필요 없이 피검사자의 검사영상만을 가지고 하는 방법이 있다. 정확성으로 보면 표식이 움직이지 않고 같은 위치에 있다는 가정하에 표식을 기준으로 삼는 방법이 더 정확하다고 보고되어 있으나,<sup>9)</sup> 각 검사 사이의 시간이 길어질 경우 표식이 항상 같은 위치에 붙어 있다고 말하기 어렵기 때문에 현실적으로 모든 경우에 사용하기 어렵다. 특히 간질과 같이 환자가 발작을 할 때 시행되는 ictal SPECT와 오래 전에 촬영한 brain MRI를 영상합치하는데는 부적절하다. 반면에 영상의 내부에 있는 공통된 구조를 사용하는 방법은 뇌의 변형이 단기간에 일어나는 일이 드물고 합치의 정확도 또한 유

용한 수준으로, 여러 연구에 의해 검증<sup>10)</sup>되었기 때문에 일반적인 영상합치의 방법으로 널리 사용되고 있다.

대표적인 방법으로는 기준표식(fiducial marker)을 쓰는 방법과 Statistical Parametric Mapping(SPM, Institute of Neurology, University College of London, UK)과 Automated Image Registration(AIR, Department of Neurology, Division of Brain Mapping, UCLA School of Medicine, USA) 방법, Chamfer Surface Matching(ANALYZE, Biomedical Imaging Resource, Mayo Foudation, USA) 방법 등이 있다. SPM과 AIR는 연구용으로 개발된 공개버전(shareware)이며 ANALYZE는 상업용 프로그램이다.

(1) 기준표식방법(Fiducial marker)

공간상에 유일한 형태가 결정될 수 있도록 5~7개의 표식을 붙인 후 각각의 영상을 찍는다. 이때 기능적인 영상(functional image)의 경우 표식이 영상에 나타날 수 있도록 동위원소와 같은 반응물을 표식에 주입하여야 한다. 영상에 나타난 표식(markers)을 추출(segmentation)하여 영상합치의 기준좌표로 삼는다. 추출된 표식(segmented markers)을 기준으로 각 영상합치 알고리즘에 의해 변환식을 구한 후 대상 영상을 합치한다(Fig. 1).

(2) Statistical parametric mapping(SPM)

SPM은 다음의 세 단계의 과정을 거쳐 영상합치를 한다.

① 첫단계

합치되어질 두 종류의 영상에 대하여 같은 종류의 형판영상(template images)이 필요하다. 같은 종류의 형판영상과 환자의 영상을 합치한다. 이때 두 영상간 거리 차이의 합이 최소가 되도록 한다. 다음 Rigid-body 변환 변수에 의해 두 영상의 합치가 가능해진다. 위의 방법들에 의해 합치할

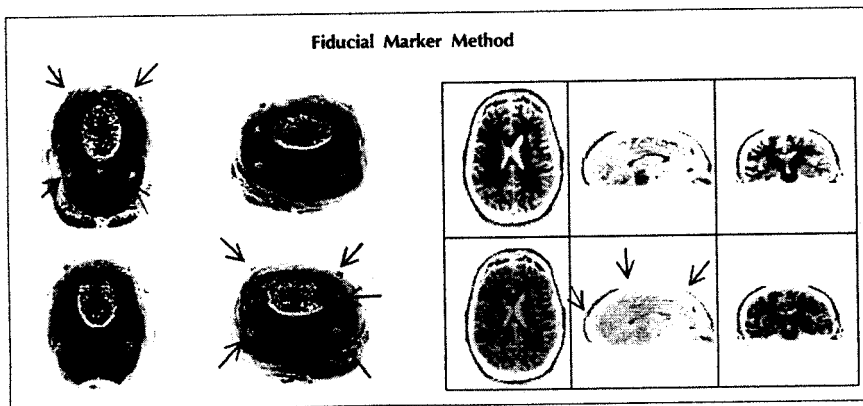


Fig. 1. 공간상에 유일한 형태가 결정될 수 있도록 5-7개의 표식을 붙인 후 각각의 영상을 찍는다. 이때 기능적인 영상(functional image)의 경우 표식이 영상에 나타날 수 있도록 동위원소 등의 반응물을 함께 주입한다. 영상에 나타난 표식(markers)을 추출(segmentation)하여 영상합치의 기준좌표로 삼는다. 추출된 영상(segmented images)을 기준으로 각 영상합치 알고리즘에 의해 변환식을 구한 후 대상 영상을 합치한다.

영상들과 형판영상(template images)의 유사합치(affine registration)가 가능해진다(Fig. 2).

② 두번째 단계

각 영상을 회질(gray matter), 백질(white matter), 뇌척수액 공간(CSF)으로 나눈다(partitioning).

③ 세번째 단계

회질과 백질 분할(partition)들은 rigid body 변환에 의

해 합치된다. 최적화는 거리차이의 합(sum of squares difference)의 최소화(minimizing) 방법에 의해 시행된다.

(3) Automated image registration(AIR)

① Image Smoothing(optional)

영상합치전에 정확성을 높이기 위해서 PET의 잡음(noise) 줄인다.

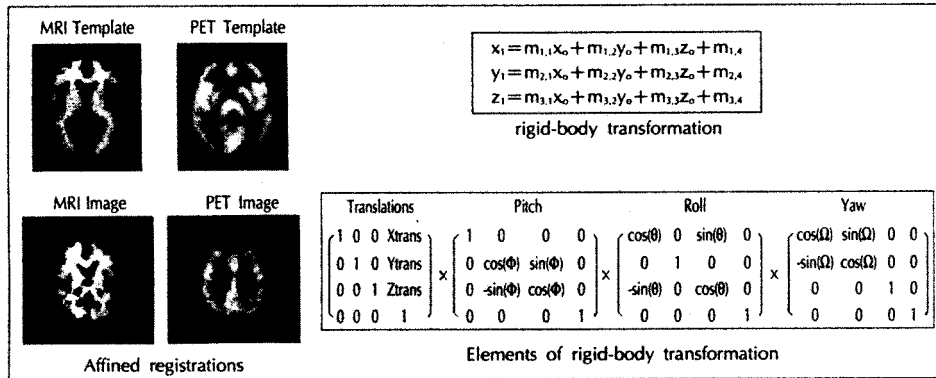


Fig. 2. 합치되어질 각각의 두 종류의 영상에 대하여 같은 종류의 본 영상이 필요하다. 같은 종류의 본 영상과 환자의 영상을 합치한다. 이때 각각의 본 영상에 대해 총 거리의 차이의 합이 최소화되도록 한다. Rigid-body 변환 변수에 의해 다른 두 영상의 합치가 가능해진다.

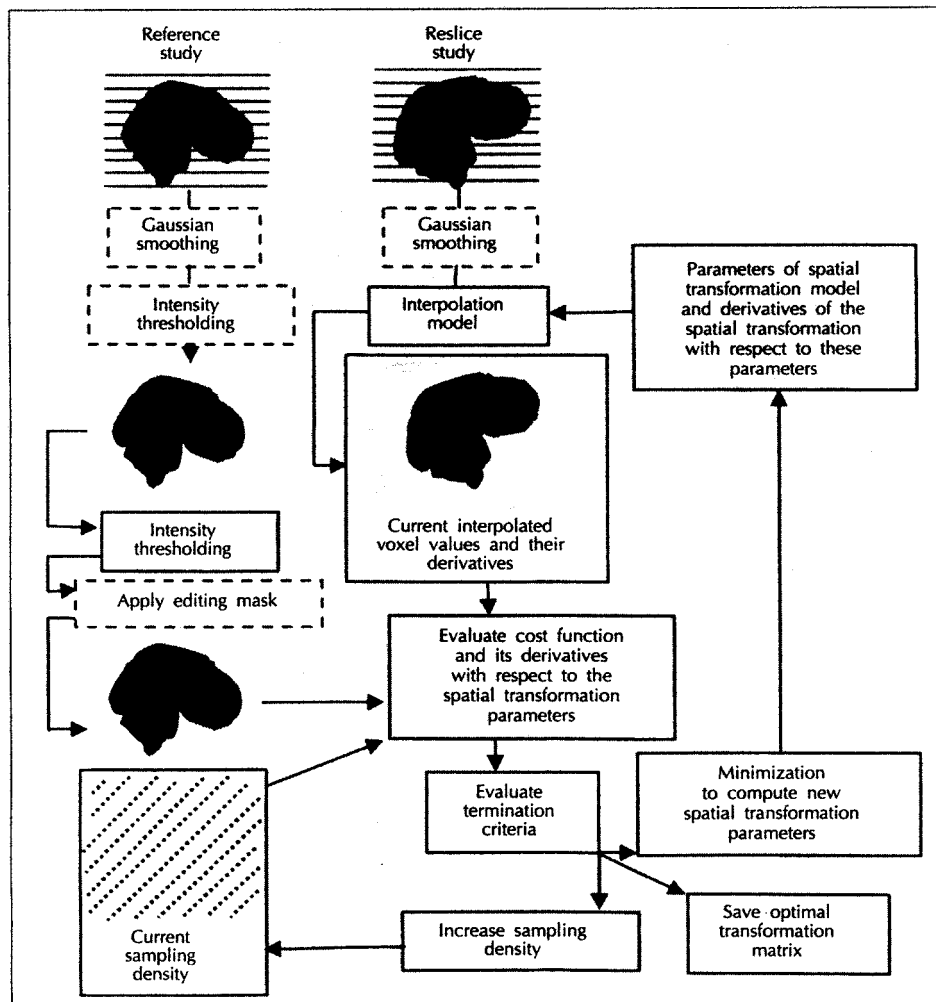


Fig. 3. AIR의 합치방법(registration strategy)의 개략도(schematic overview). 점선부분은 선택적(option)이다.

② Interpolation of Reference Study to Cubic Voxels(optional)

영상합치의 정확성을 높이기 위해 기본영상(reference study)의 단위입체(voxel) 구성을 정방입체(cubic voxel)로 만든다. 이 과정은 선택적이나 합치의 정확성을 높인다.<sup>3)</sup>

③ Interpolation model

합치될 영상을 비교하기 위하여 한 영상은 공간변환모델(spatial transformation model) 변수(parameters)에 따라 재구성되어야 한다. 합치(registration)가 완료된 후 변환영상(transformed image)은 저장해야 한다.

④ Thresholding, optional editing, and bias elimination

합치할 대상이 아닌 머리의 구성(scalp, skull, dura)은 합치의 단순화를 위해 단위입체의 명암(intensity)을 조절(thresholding)하는 방법으로 제거한다.

합치시 기능비용(cost function)을 줄이기 위해 편집과정에서 생긴 뇌부분을 덮는(mask) 방법으로 참조영상(reference study)을 선택적으로 편집할 수 있다. 또한 사선

과 같은 잡음(bias)을 제거하면 합치시 기능 비용(cost function)을 줄일 수 있다.

⑤ Minimization procedure and spatial transformation model

최소화 절차는 최적의 정밀한 주요변환(rigid body registration)을 얻기 위해 6차(6 degree)의 변수 공간(parameter space)을 찾는다.

⑥ Optimal transformation matrix의 저장

최적화된 변환식(transformation matrix)을 저장한다. 저장된 변환식으로 최적화된 영상합치를 반복할 수 있다(Fig. 3).

(4) Chamfer surface matching

두개 혹은 그 이상의 영상합치를 위하여 선택된 영상 중에서 공통된 구조(corresponding structure)를 보다 넓게 포함하고 있는 영상을 기본영상(base image)으로 정하고 나머지를 합치할 영상(match image)으로 정한다.

합치할 영상(match image)은 기본영상(base image)에 맞추어 정렬(alignment)과 절제(resection)에 의하여 변환

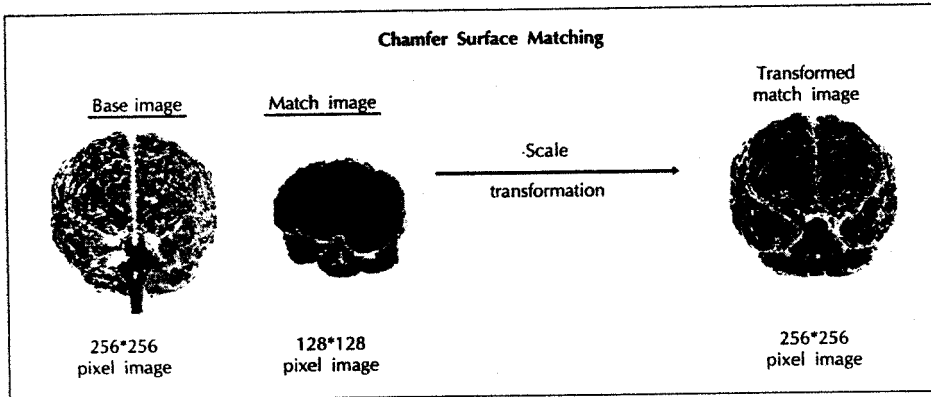


Fig. 4. 한 환자의 다른 크기, 다른 종류, 다른 위치의 영상을 Chamfer surface matching 알고리즘에 의해 변환한 예, 변환영상(match image)의 크기, 위치에 관한 정보는 기본영상에 맞춰 크기, 위치 등이 변환된다.

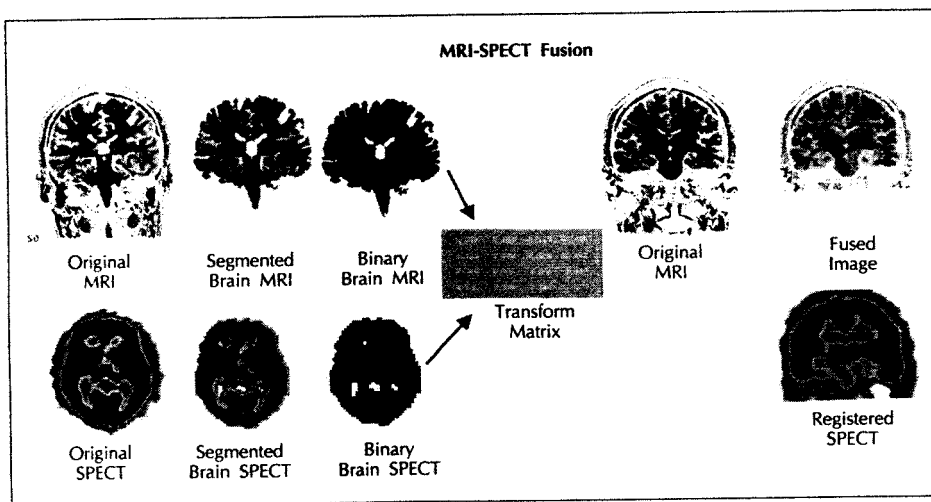


Fig. 5. 두 영상의 일치되는 부분을 뇌로 선택한 후 MRI와 SPECT의 뇌부분만을 추출한다. 추출된 부분을 binary image로 저장한 후에 MRI를 기본영상으로, SPECT를 합치영상으로 정하여 chamfer surface matching algorithm에 의해 변환식을 구한다. 이 변환식에 의해 SPECT(합치영상)는 alignment, resection 과정을 거쳐 MRI(기본영상)에 합치된다.

된다.

반자동화(semi-automated) 추출(segment) 알고리즘에 의해, 개체(object)의 외곽선(contours)이 얻어진다. 이때 기본영상(base image)과 합치할 영상(match image)의 3차원적인 외곽이 얻어진다. 외곽선 거리 최소화 방법에 의해 변환은 이루어진다. 기능비용(cost function)은 평균 단위입체(voxel)의 제곱근에 의하여 얻어진다(Fig. 4).

5) MRI-SPECT 영상합치

두 영상의 일치되는 부분을 전체(whole brain)로 정한 후 MRI와 SPECT의 뇌 부분만을 추출(segmentation)한다. 추출된 부분을 1 bit(binary) image로 저장한 후에 MRI를 기본영상으로, SPECT를 합치할 영상으로 정하여 Chamfer surface matching algorithm에 의해 변환식(transform matrix)을 구한다. 이 변환식에 의해 SPECT(합치할 영상)는 alignment와 resection 과정을 거쳐 MRI(기본영상)에 합치된다.

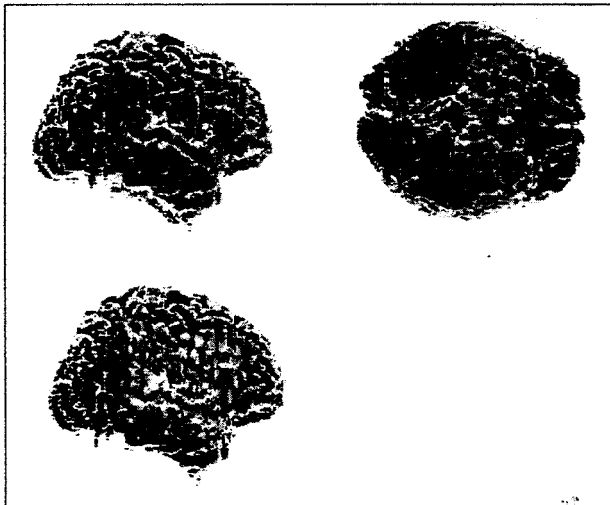


Fig. 6. 뇌의 내부에 있는 병변(lesion)과 경막하 전극(subdural electrodes)을 동시에 입힌 모습, 이를 이용하여 병변과 전극, 뇌피의 관계를 정확히 할 수 있다.

본영상)에 합치된다(Fig. 5).

6) MRI-PET 영상합치

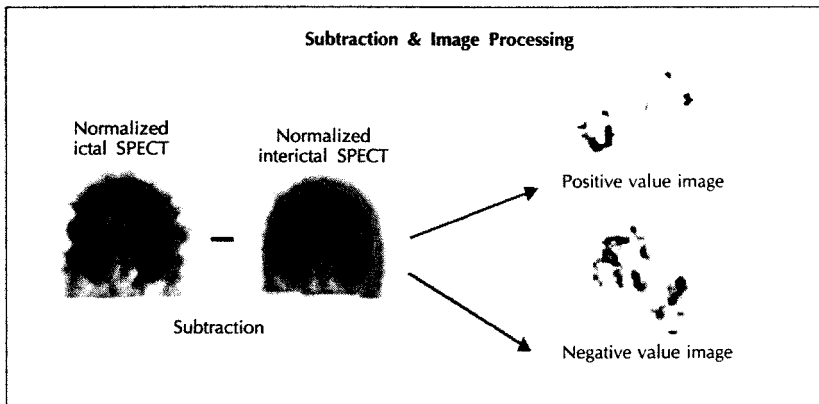
두 영상의 일치되는 부분을 전체(whole brain)로 정한 후 MRI와 PET의 뇌 부분만을 추출(segmentation)한다. 추출된 부분을 1 bit(binary) image로 저장한 후에 MRI를 기본영상으로, SPECT를 합치할 영상으로 정하고, Chamfer surface matching algorithm에 의해 변환식(transform matrix)을 구한다. 이 변환식에 의해 PET(합치할 영상)는 alignment, resection 과정을 거쳐 MRI(기본영상)에 합치된다.

2. Subdural grid electrodes with 3 dimensional MRI

간질의 원인부위를 정확하게 찾아내고 뇌기능검사를 시행하기 위하여 경막하 전극(subdural grid electrodes)을 두개강내에 삽입하는데, 전극판이 수술장에서 삽입당시의 위치와 다르게 변할 수 있고, 실제로 간질발작과가 시작하는 뇌의 해부학적인 부위를 정확하게 알아야 brain stimulation에 의하여 작성된 뇌기능지도와 두개강 내의 유발전위의 결과를 잘 분석할 수 있고, 최종적인 절제수술(resective surgery)을 잘 계획할 수 있다. 특히 뇌종양이나 lesional epilepsy의 경우 경막하 전극의 위치가 움직이면 두개강내 뇌피의 결과가 병변의 위치와 관련하여 잘못 해석될 수도 있어서 수술시 문제를 야기할 수 있다. 이런 문제점을 해결하기 위하여 수술전에 환자의 whole brain thin SPGR MRI를 시행하고 두개강내에 전극삽입 후 non-contrast brain CT를 시행하여 MRI와 CT 두 영상을 합치(fusion)시키고 삼차원적 영상처리과정(three dimensional image processing)을 통하여 경막하 전극 삽입후 환자의 두개강내 전극의 실제 위치를 확인할 수 있었다.<sup>9)10)</sup>

위와 같은 일련의 작업을 통하여 모든 전극의 정확한 위

Fig. 7. 정규화(normalized)된 두 영상을 차감시(subtraction)에 증가(positive, increased)된 부분과 감소(negative, decreased)된 부분이 나타난다.



치를 뇌의 표면구조(surface anatomy)와 함께 파악할 수 있었고, 이를 바탕으로 정확한 두개강내 뇌파판독을 할 수 있었다. 또한 병변(lesion)의 위치를 함께 입체화(multi-object rendering)하여 신경외과 의사가 수술 전에 충분한 수술계획을 할 수 있게 하였다(Fig. 6). 각 단계별 과정을 기술하면 다음과 같다.

### 1) MRI-CT 합치

두 영상의 일치되는 부분을 전뇌(whole brain)로 선택한 후 MRI와 CT의 뇌 부분만을 추출(segmentation)한다. 보다 정확한 합치를 위해 뇌실(ventricle)을 추가적으로 추출(segmentation)한다. 합치될 영상이 더 복잡한 구조를 가질수록 좋은 합치 결과를 얻게 된다. 추출된 부분을 1 bit (binary) image로 저장한 후에 MRI를 기본영상(base image)으로, CT를 합치할 영상(match image)으로 정하여 Chamfer surface matching algorithm에 의하여 변환식(transform matrix)을 구한다. 이 변환식에 의해 CT는 alignment와 resection 과정을 거쳐 MRI에 합치된다.

### 2) Visual correction and registration of registered image

Subdural grid electrodes를 삽입할 경우 CT상의 artifact로 인하여 brain anatomy가 확실치 않아져서 합치시 종종 예기치 않은 오차가 발생할 수 있으므로 brain의 경계를 따라 합치의 정확성 여부를 눈으로 확인해야 한다.

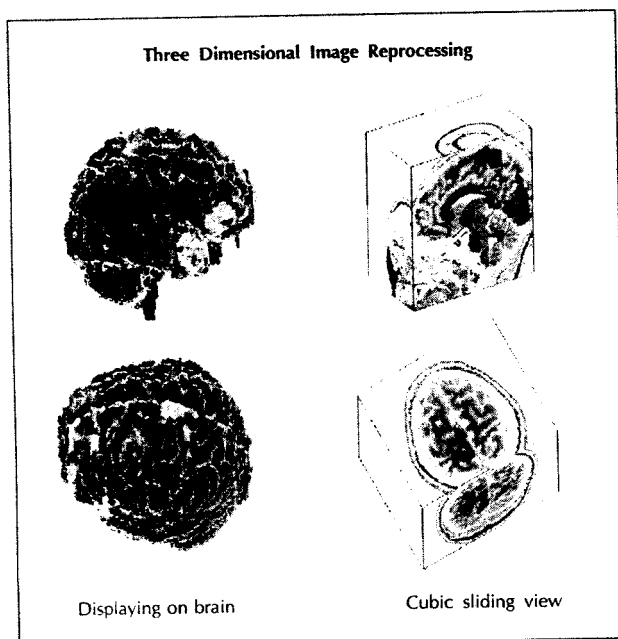


Fig. 8. SPECT 영상 차감법에 의해 나타난 혈류증가부위를 삼차원적으로 입체화한 영상. 왼쪽의 두 그림은 뇌의 표면에서 위치를 찾는 데 유용하며, 오른쪽의 두 그림은 뇌 내부의 위치를 찾는 데 유용하다.

영상합치가 정확하다고 확인될 경우 변환된 CT(transformed CT)를 메모리에 파일형태로 저장한다. 저장된 transformed CT의 모든 위치 정보는 MRI의 위치와 오차의 한계(최대 5 mm)내에서 일치한다.

### 3) Image editing with translated CT

이러한 일련의 CT의 변환 과정의 목표는 electrodes를 추출(segmentation)하는데 있다. 변환되어 저장된 CT 영상의 electrodes 부분만을 manual tracing 방법으로 모든 부분에 걸쳐 추출한다. 추출된 electrodes는 다른 이름으로 메모리에 저장한다.

### 4) Co-rendering of grid electrodes and brain

추출된 electrodes는 MRI에서의 위치와 동일하므로 입체화된 brain과 multi-object rendering을 하면 실제와 거의 동일한 위치에 electrodes를 볼 수 있게 된다.

## 3. SPECT subtraction

### 1) Ictal-interictal SPECT 합치

영상합치를 위하여 각 SPECT의 brain부분을 추출해서 각각 16 bit와 1 bit의 영상으로 저장한다. 이때 1 bit, binary image는 합치를 위한 위치정보로 쓰인다. 변환식을 구하기 위해 ictal, interictal SPECT 영상을 합치한다. 변환식에 의해 변환된 interictal SPECT를 저장한다. 이때

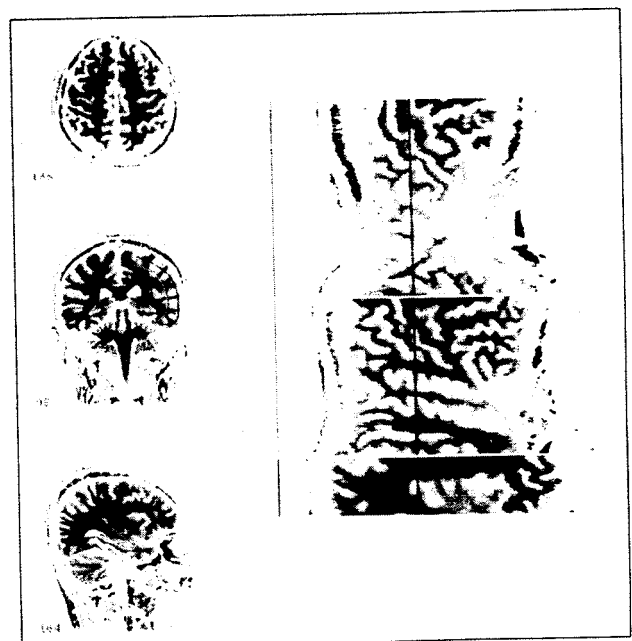


Fig. 9. 사용자가 그리는 임의의 선을 따라 수직의 영상을 볼 수 있는 기능. Coronal, axial, sagittal의 각 평면에서 선을 그릴 수 있으며 연속적인 gyrus의 형태(pattern)를 파악하는데 유용하다.

합치오차는 한 단위입체(voxel)의 크기보다 작아야 한다.<sup>9)</sup>

2) SPECT normalization

Ictal과 interictal SPECT 검사시에 주입되는 방사성 동위원소의 양, 당시 환자의 혈압과 뇌혈류량, 실제 검사까지 걸리는 시간 등이 다른 이유로 인해 환자의 뇌에 존재하는 방사성 동위원소의 총 양이 다르기 때문에 raw data를 그대로 사용하여서 두 영상을 감산하면 안된다. 따라서, 이러한 문제를 해결하기 위하여 ictal과 interictal SPECT 검사시에 환자 뇌 동위원소의 총량을 같게 만들기 위하여 두 영상을 정상화(normalization)<sup>9)</sup>하게 된다.

3) SPECT subtraction and thresholding

정상화된(normalized) ictal SPECT와 변환된(transformed) interictal SPECT를 같은 삼차원 위치에서 픽셀(pi-

xel)과 픽셀의 값을 빼는 방법으로 두 영상의 차이를 구하게 된다. 차감영상(subtracted SPECT image)은 +값 또는 -값을 갖는다. +값은 ictal SPECT가 interictal SPECT에 비하여 뇌혈류가 증가된 부분을 나타내며, -값은 반대로 뇌혈류가 감소한 부분을 의미한다. 의미가 없는 영상의 증가나 감소부위를 제거하기 위해 각 픽셀의 표준편차의 2배(2 standard deviation)를 제거한다. 정상화는 ictal과 transformed interictal SPECT 부분의 공통된 뇌 부분(common cerebral area)만을 대상으로 실시한다<sup>9)</sup>(Fig. 7).

4) Subtracted SPECT to MRI co-registration

차감된 영상만으로는 해부적인 위치를 파악할 수 없기 때문에 동일환자의 brain MRI와 합치하여야 한다. 합치시에는 ictal SPECT의 binary image와 MRI의 brain binary image를 이용하여 합치를 하게 되며, 이때 얻어진 변

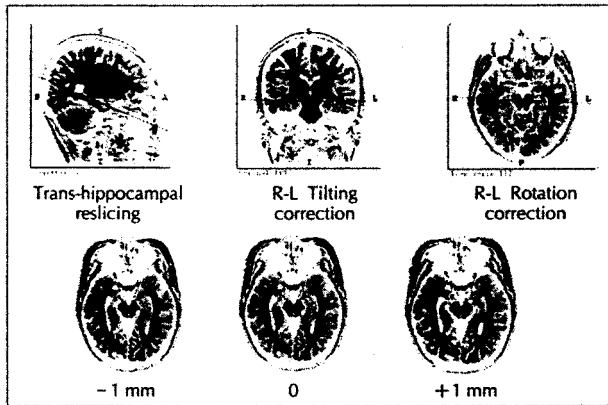


Fig. 10. 축의 평행이동(translation)과 회전(rotation)을 이용하여 기울어져 있던 환자의 영상에서 완전히 hippocampus에 평행한 영상을 얻을 수 있다. 얻어진 해마의 평면영상에 평행하게 수직으로 미세하게 움직이면서 전체적인 해마의 구조파악을 할 수 있으며, 부분적인 해마의 조직위축 판별에도 이용할 수 있다.

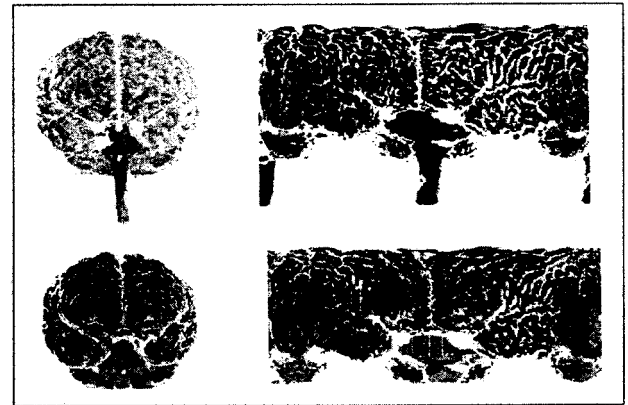


Fig. 11. Surface projection rendering에서 왼쪽 뇌의 광범한 부위에서 위축이(atrophy) 발견되었다. PET을 gyrus pattern이 나오도록 영상 처리해서 합치한 결과 같은 부위의 뇌대사가 떨어져 있음을 발견할 수 있었다.

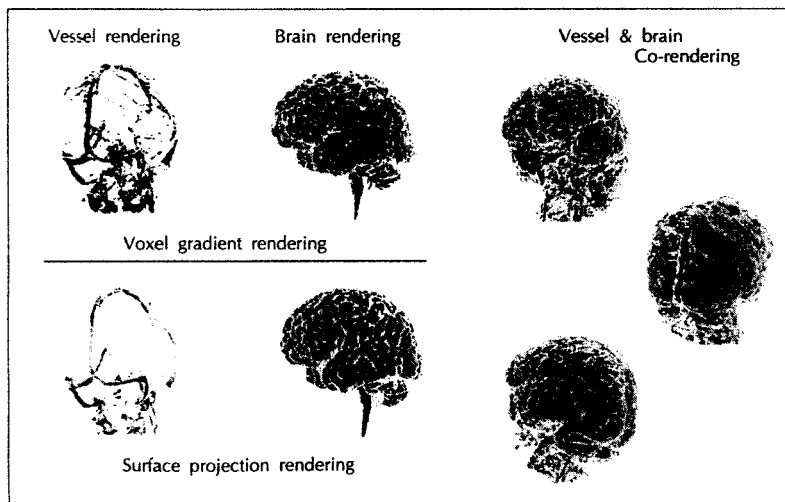


Fig. 12. 혈관과 뇌를 함께 입체화(corendering)한 영상. 혈관, 병변 및 뇌구조 사이의 위치관계를 정확히 알 수 있다.

환식(transform matrix)을 이용하여 차감영상과 MRI를 합치한다. 합치시의 오차는 3단위입체(cubic voxel)를 넘지 않아야 임상적으로 의미가 있다.<sup>9)</sup>

#### 5) Three dimensional image processing

SPECT 영상 차감법에 의해 나타난 혈류증가부위를 삼차원적으로 입체화한 영상이다. 뇌의 표면구조와 연관을 지어 정확한 혈류증가 부위를 찾아낼 수 있으며, 뇌 내부의 혈류증가 위치를 찾아내는데 정확한 정보를 준다(Fig. 8).

#### 4. fMRI motor mapping with subdural grid

Functional MRI(fMRI)에서의 motor function area와 lesion, electrodes를 같은 삼차원 뇌에서 함께 표현한 모습을 보여준다.<sup>8)</sup> 수술로 제거할 부위와 기능이 있는 부위의 관계를 명확히 파악할 수 있다. Functional MRI를 이용한 뇌기능 지도화<sup>11)</sup>가 가능해짐에 따라 영상을 이용한 비침습적 검사를 통해 보다 안전한 간질 환자의 진단과 치료가 가능해지리라 생각된다.

#### 5. 입체적 영상 재구성(Three dimensional reconstruction)

##### 1) Cubic display

환자의 영상을 X, Y, Z축으로 각각 회전(rotation)할 수 있으며 각 축의 방향으로 절제(resection)한 면을 볼 수 있어서 뇌 내부에 있는 병변이나 기능적 영상(SPECT, PET)의 해부적 위치를 3차원적으로 정확하게 알 수 있다.

##### 2) Gyral scanning

사용자가 굽는(trace) 임의의 선을 따라 수직의 영상을 볼 수 있는 기능이다. Coronal, axial, sagittal의 각 평면에서 trace가 가능하며 연속적인 gyral의 형태(pattern)를 파악하는데 유용하다. Cortex가 tangential하게 잘리면 thick gyral로 보일 수 있고, "U"자형의 gyral이 안쪽끝에서 잘리면 heterotopic gray로 잘못 판독될 수도 있다. 또한 gyral white matter 속에 숨어있는 미세한 heterotopic gray matter는 발견하기 어렵다. 이러한 문제점을 gyral scanning 방법으로 해결할 수 있다(Fig. 9).

##### 3) Oblique reconstruction

Right anterior hippocampal atrophy가 있는 경우의 예이다. 축의 평행 이동(translation)과 회전(rotation)을 이용하여 기울어져 있던 환자의 영상에서 완전히 hippocampus에 평행한 영상을 얻을 수 있다. 얻어진 해마의 평

면 영상을 수평면의 수직으로 미세하게 이동하여 전체적인 해마의 구조파악을 할 수 있으며 부분적인 해마의 위축을 판별하는데 이용할 수 있다(Fig. 10).

#### 4) Radial surface rendering

영상을 입체화(rendering)하는 방법에는 여러 가지가 있지만 그 중 Surface Projection Rendering 방법은 뇌의 표면(brain surface)을 나타내는데 유용하다. Surface projection rendering의 방법은 뇌의 경우, 실제 모양과 거의 같기 때문에 환자의 뇌 모든 부분을 수술 전에 미리 볼 수 있으며<sup>11)</sup> 미세한 gyral atrophy나 malformation을 진단할 수 있다. 특히 radial surface rendering에서는 한눈에 전체 brain의 anatomy를 파악할 수 있어 뇌의 구조적인 이상을 파악하는데 좋다.

이와 같은 영상처리는 뇌의 위축이나 변형과 관련된 질환의 진단<sup>12)</sup>에 유용할 것으로 보인다.

Surface projection rendering에서 왼쪽 뇌의 광범한 부위의 피질위축(atrophy)이 발견된 증례이다(Fig. 11). PET를 gyral pattern이 나오도록 영상처리해서 본 결과 같은 부위의 국소 포도당대사가 떨어져 있음을 발견할 수 있었다. 위와 같은 방법으로 MRI와 PET을 영상합치하면 눈으로는 놓치기 쉬운 뇌의 구조적, 기능적 이상을 찾아낼 수 있다.<sup>6)</sup>

#### 6. Vessel and MRI co-rendering

Vessel과 brain을 같이 입체화(co-rendering)한 영상이다(Fig. 12).

위와 같은 방법으로 혈관과 뇌의 위치관계를 명확히 알 수 있다. 수술전에 병변과 혈관의 위치를 파악하여 subdural grid electrode를 삽입할 위치를 선정하는데 도움이 되며, 또한 병변이나 epileptic focus를 어떻게 제거할 것인지 수술전에 토론하고 계획할 수가 있다. 필요시에는 혈관만을 입체화해서 정밀조사를 한 후 의심이 가는 부위의 해부학적 위치를 알기 위하여 MRI를 합치할 수 있다.

#### 7. 영상처리(image processing)의 다른 응용

의료영상의 해상도와 영상처리기술의 비약적인 발전으로 인체의 거의 모든 부분에 걸쳐 모델링이 가능해져 이를 바탕으로 침습적인 검사를 거치지 않고 의료영상만으로 검사가 일부 대체될 수 있으리라 생각되며 실제 가상 내시경(Virtual Endoscope) 시스템이 등장하고 있다.



## 결 론

간질의 진단과 치료에 있어서 영상처리(image processing)의 다양한 응용 방법과 과정을 소개하였다. 이와 같은 새로운 영상처리방법을 이용하면 그 동안 진단이 어려웠던 여러 가지 뇌 질환의 진단이 가능하리라 생각된다. 그리고, 중요한 것은 정확한 진단을 위하여 환자의 검사결과를 비교하여 판단할 정상인을 대상으로 한 검사(normal study)가 꼭 필요하다.

PET의 등장과 함께 최근 functional MRI의 도입으로 구체적인 뇌기능 지도화가 가능해졌으며 뇌 관련 질환에 대

한 파악효과는 클 것이라고 생각된다

의료영상처리(medical image processing)는 의료영상(medical imaging)이 발전함에 따라 자연히 요구되어 온 분야이다. 영상처리의 방법론은 영상자체의 한계를 많은 부분 극복할 수 있게 하였으며 의료의 연구방법과 진단방법에 큰 진전을 이루었다. 또한 관심의 대상을 평면(two dimension)에서 입체(three dimension)로 전환하였다는 점에서 의료기술의 새로운 세대(generation)를 열고 있다.

**중심 단어** : 간질 · 다영상 합치 · 최신 영상분석기술.

• 논문접수일 : 1999년 1월 11일

• 심사통과일 : 1999년 1월 25일

## REFERENCES

- 1) West J, Fitzpatrick JM, Wang MY, Dawant BM, Maurer CR, Kessler RM, et al. Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *J Comput Assist Tomogr* 1997;21(4):554-66.
- 2) Pelizzari CA, Chen GTY, Spelbring DR, Weichselbaum RR and CT. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. *J Comput Assist Tomogr* 1998;13(1):20-6.
- 3) Woods RP, Grafton ST, Holmes CJ, Cherry SR, Mazziotta JC. Automated image registration: I. General Methods and Intrasubject, Intramodality Validation. *J Comput Assist Tomogr* 1998;22(1):139-52.
- 4) Woods RP, T Grafton ST, Holmes CJ, Cherry SR, Mazziotta JC. Automated image registration: II. Intersubject Validation of Linear and Nonlinear Models. *J Comput Assist Tomogr* 1998;22(1):153-65.
- 5) Stokking R, Zuiderveld KJ, Hilleke E, Pol H, Peter PR, Max AV. Normal fusion for three-dimensional intergrated visualization of SPECT and magnetic resonance brain images. *J Nucl Med* 1997;38:624-9.
- 6) 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<sup>1</sup>. *Radiology* 1989;172:783-9.
- 7) Lee DS, Lee JS, Kim KM, Chung JK, Lee MC. Functional brain mapping using H<sub>2</sub><sup>15</sup>O position emission tomography(I): Statistical Parametric Mapping Method. *Korean J Nucl Med* 1998;32:20-31.
- 8) Robb RA. Three-dimensional biomedical imaging: Principles and practice. VCH Press, 1995.
- 9) O'brien TJ, O'connor MK, Mullan BP, Brinkmann BH, Hanson D, Jack CR, et al. Subtraction ictal SPET co-registered to MRI in partial epilepsy: Description and technical validation of the method with phantom and patient studies. *Nuclear Medicine Communications* 1998;19:31-45.
- 10) Jack CR, Marsh WR, Hirschorn KA, Sharrbrough FW, Cascino GD, Kaewoski RA, et al. EEG scalp electrode projection onto three-dimensional surface rendered images of the brain<sup>1</sup>. *Radiology* 1990;176:413-8.
- 11) Levin DN, Hu X, Tan KK, Galhotra S. Surface of the Brain: Three-dimensional MR Images Created with Volume Rendering<sup>1</sup>. *Radiology* 1989;171:277-80.
- 12) Kitagaki H, Mori E, Yamaji S, Ishii K, Hiro-no N, Kobashi S, et al. Frontotemporal dementia and Alzheimer disease: Evaluation of Cortical Atrophy with Automated Hemispheric Surface Display Generated with MR Images<sup>1</sup>. *Radiology* 1998;208:431-9.
- 13) Morris III GL, Mueller WM, Yetkin FZ, Houghton VM, Hammeke TA, Swanson S, et al. Functional magnetic resonance imaging in partial epilepsy. *Epilepsia* 1994;35(6):1194-8.