

fMRI 영상 측정 및 분석 연구 현황

한국과학기술원 | 윤성대 · 박현욱

1. 서론

자기 공명 영상법(MRI: Magnetic Resonance Imaging)은 인체의 각 세포에 포함된 수소(^1H) 원자핵, 즉 양성자의 자기성을 이용하여 신호를 획득하고 이를 영상화시키는 기술이다. 인체의 대부분은 물로 구성되어 있으므로, 여타 원소의 원자핵보다 수소의 원자핵을 이용하는 것이 신호를 얻어내는 데 보다 유리하다.

양성자는 팽이처럼 축을 갖고 회전하는 작은 막대 자석에 비유될 수 있다. 자유로운 상태에서 양성자들은 임의의 방향을 향하는 회전축을 중심으로 지구처럼 자전하고 있으나, 주변에 자장이 존재할 경우 일정한 방향으로 정렬하여 자전을 하게 된다. 이런 자전 운동을 세차운동(precession)이라 하며, 외부 자장의 세기에 비례하여 세차운동의 주파수도 커지게 된다. 세차운동과 동일한 주파수의 전자파를 외부에서 쏘아 주게 되면 핵자기공명(nuclear magnetic resonance)이 일어나 양성자가 에너지를 흡수한다(excitation). 이 후 가해진 전자파를 끊으면, 양성자는 자기가 흡수했던 에너지를 방출하면서 원래의 상태로 돌아가는데(relaxation), 이 때 방출되는 에너지를 컴퓨터 처리하면 자기 공명 영상을 얻을 수 있다. 각 조직 부분에 따른 영상 신호의 크기는 그 조직의 원자 밀도와 고유의 물리적 특성 등에 따라 결정되며, 영상의 관찰 및 임상학적 진단 등 그 목적에 따라 영상 신호의 대비를 조정할 수 있다.

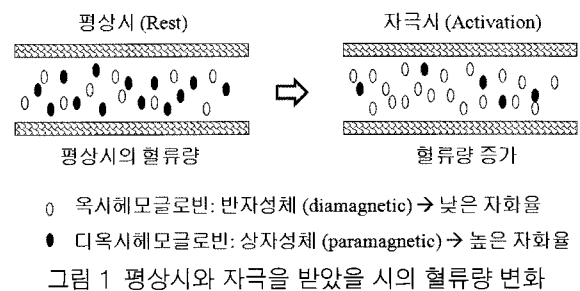
1.1 뇌기능 자기공명 영상의 원리

뇌기능 자기공명 영상법(fMRI: functional MRI)은 뇌가 시각, 청각, 움직임, 감각과 같은 자극을 받을 때, 뇌의 어떤 부분이 활성화되는지를 알아보는 영상법이다. 1890년 Roy와 Sherrington은, 신경활동이 일어나면 뇌에서 혈류량과 산소소모량(혈류역학: hemodynamics)에 변화가 온다는 것을 밝혀내었다[1]. 즉, 외부에서 자극이 주어지면, 이를 받아들이는 신체기관을 관장하는 뇌영역에서 신경활동이 증가하게 되고 이

에 따른 에너지를 생성하기 위해 산소요구량이 증가하게 된다. 산소는 적혈구의 헤모글로빈(hemoglobin)에 의해 옮겨지는 것이므로, 이에 따라 혈류량도 같이 증가하게 되는 것이다.

산소의 공급을 담당하는 헤모글로빈은 산소가 결합되어 있는 경우와 아닌 경우에 따라 각각 옥시헤모글로빈(oxyhemoglobin), 디옥시헤모글로빈(deoxyhemoglobin)으로 불린다. 평상시 조직 속의 혈액에는 일정한 비율의 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈이 존재하게 된다. 하지만 앞서 설명한 바와 같이 뇌의 일부분이 활성화 되면 뇌의 활동에 필요한 에너지를 생성하기 위해서 평소보다 많은 양의 산소를 필요로 하게 되고 그 결과 활성화 영역에서는 옥시헤모글로빈의 양이 디옥시헤모글로빈의 양보다 많아지게 된다.

옥시헤모글로빈은 산소원자와 헤모글로빈이 결합한 형태로서 디옥시헤모글로빈보다 자기장에 관한 자화율(susceptibility)이 작은 값을 가진다. 자기 공명 영상 신호 대비 메커니즘에서 자기장에 관한 자화율이 작을수록 위상 각이 흩어지는 정도(dephasing)도 작아지게 되는데, 이를 T_2^* 강조 영상법으로 데이터를 획득하면 그 부분에서 보다 큰 신호를 얻을 수 있게 된다. 따라서, 뇌가 평상시에 있을 때 얻은 신호와 자극을 받았을 때 얻은 신호는 그 크기에서 차이가 나기 때문에, 이런 신호 차이를 기반으로 뇌 활성화 영역을 찾는 방법을 BOLD fMRI(Blood Oxygenation Level Dependent fMRI)라고 한다[2]. 아래 그림은 이러한 기초적인 메커니즘을 도식화한 것이다.



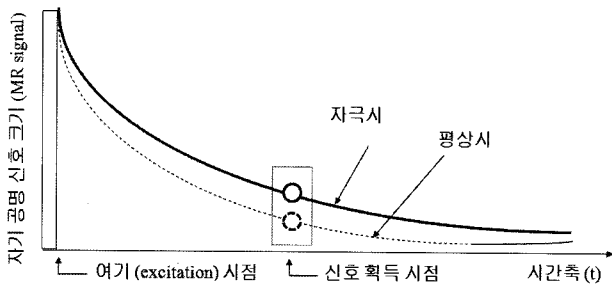


그림 2 정상시와 자극을 받았을 시 T_2^* 영향에 따른 신호의 크기. 여기 작용이 끝나면, 신호는 점점 자연스럽게 감소하게 되는데, 신호 획득 시점에서 자극을 받은 경우가 정상시보다 신호가 크를 알 수 있다.

1.2 뇌기능 자기공명 영상의 특징

뇌기능 자기공명 영상법은 방사능을 이용한 양전자 방출단층 촬영법(PET: Positron Emission Tomography)이나 단일광자방출전산화단층 촬영법(SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography), 또는 뇌의 전기 자기적인 미세신호를 측정하는 뇌파도(EEG: Electro-EncephaloGraphy) 등의 기술에 비하여 공간 해상도가 월등하다는 이점이 있다. 이처럼 뇌기능 자기 공명 영상법은 다른 영상기법보다 공간 해상도가 뛰어나면서도 비침습적인 특성을 가지기 때문에 뇌과학 연구에 많이 사용되고 있다[3].

최근에는 3.0 T 혹은 7.0T 이상의 고자장 자기공명 영상 기기가 빠른 속도로 이용되고 있기 때문에 좀더 좋은 신호와 고해상도의 화질을 바탕으로 뇌기능 자기공명 연구에도 새로운 발전 가능성을 제시하고 있다. 또한 이는 결과적으로 실제 뇌신경의 활동과 공간적으로 좀더 밀접한 유사도를 가져오게 되기 때문에 고해상도의 뇌기능 지도 작성에 도움이 될 것으로 보인다.

2. 뇌기능 자기공명 영상 획득법

뇌기능 자기공명 영상법은 시간에 따른 뇌의 활성 신호의 변화를 얻어내어야 하므로, 빠른 시간 해상도의 영상법을 필요로 한다. 앞서 설명한 혈류역학 반응은 자극을 제시한 후 일정 시간이 지나서 나타나게 되는데, 신호의 크기가 시간에 따라 점점 증가하다가 4~5초 사이에 가장 큰 신호를 내게 되고 이후 점점 감소하는 형태를 가지고 있다. 따라서, 뇌기능 데이터를 획득하기 위해서는 이 정도 수준의 시간 해상도를 가지는 자기 공명 영상법을 사용하여야 한다. 이 단락에서는 기존의 주로 사용되어 왔던 영상법과 최근 시도되고 있는 영상법에 대해 소개를 하고자 한다.

2.1 에코 평면 영상법을 이용한 뇌기능 자기공명 영상법

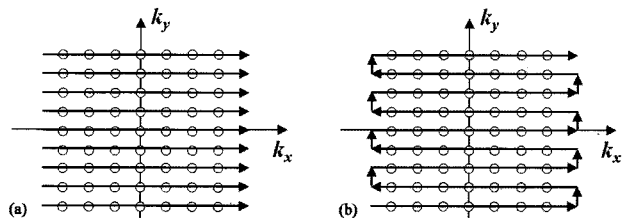


그림 3 (a) 일반 자기공명 영상법과 (b) 에코 평면 영상법의 샘플링 도식도

2.1.1 에코 평면 영상법

자기 공명 영상 데이터는 케이-공간(k-space)를 샘플링함으로써 얻어진다. 케이-공간을 샘플링하여 데이터를 획득한 후 이후에 푸리에 변환(Fourier transform)을 적용하면 영상을 얻을 수 있다. 케이-공간을 어떤 식으로 샘플링하느냐에 따라 여러 자기 공명 영상법이 존재하는데, 일반적으로 사용되는 방식은 그림 3(a)와 같다.

즉, 그림의 2차원 평면이 샘플링할 대상이 되는 케이-공간이 되고, 원 모양으로 표시된 샘플들을 획득해야 하는 것이다. 그림 3(a)는 단순히 왼쪽에서 오른쪽으로 이동하면서 순차적으로 샘플들을 획득하는데, 이 때 그림의 경우와 같이 총 9개의 라인들에 대해 반복적으로 수행해야 한다. 각 라인별로 외부에서 전자파를 쏘아 주는 여기 작용(excitation)을 필요로 하게 되는데, 이 수가 많을수록 영상 데이터를 획득하는데 시간이 오래 걸린다.

이에 비해 그림 3(b)의 경우는 에코 평면 영상법(EPI: Echo Planar Imaging)의 경우로서 각 샘플들을 획득하는데, 왼쪽 아래에서 오른쪽 위의 방향으로 zigzag로 스캔을 하게 된다. 이 때 여기 작용은 한 번 이루어지며, 이에 따라 영상화 시간을 크게 줄일 수 있다. 에코 평면 영상법은 이처럼 빠른 속도로 영상을 획득할 수 있으나 유령 인공물(ghost artifact), 기하학적 왜곡(geometric distortion)과 같은 영상 인공물이 나타나는 문제점이 있다. 이를 후처리[4]를 통해 해결하고 있으나, 현재까지 완벽하게 해결되지 않고 있다. 따라서, 에코 평면 영상법은 저화질, 저해상도의 영상을 얻긴 하나 빠른 속도로 영상을 획득할 필요가 있을 때 주로 사용된다.

2.1.2 뇌기능 자기공명 영상 실험 설계

앞서 설명했듯이 뇌기능 자기공명 영상은 시간에 따른 뇌신호의 변화를 촬영하는 것이므로, 특정 피험자에 어떤 시간대에 어떤 자극을 가할 것인지에 대한 실험 디자인을 해야 한다. 여러 유형의 실험 패러다임이 존재하지만, 여기서는 그 중 가장 널리 쓰이는 블록 기반의 패러다임(block-based paradigm)에 대해 소

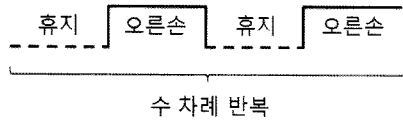


그림 4 블록 기반의 뇌기능 자기공명 영상 획득 패러다임

개를 하고자 한다.

그림 4의 예를 보자. 이는 오른손 움직임 자극에 대한 실험인데, “휴지” 구간 동안에는 피험자로 하여금 가만히 있게 하고, “오른손” 구간에는 오른손을 움직이도록 지시한다. 각 구간 동안에 영상을 짚개는 2장에서 길게는 8장 정도 촬영한다. 또한 뇌기능 신호의 신호대 잡음비(SNR: Signal to Noise Ratio)를 높이기 위해 그림과 같은 패러다임을 수차례 정도 반복한다. 즉, 이 실험에서는 2개의 데이터 그룹이 존재하는데, 하나는 “휴지”라는 구간동안 획득한 영상들이고, 다른 하나는 “오른손”이란 구간동안 획득한 영상들이다.

그림 5는 실제로 에코 평면 영상법을 사용하여 뇌기능 영상 데이터를 획득한 예시이다. 그림 (a)와 (b)는 각각 “휴지”, “오른손” 구간 동안 획득한 영상들이다. 앞서 설명했듯이 자극을 받은 뇌세포에서는 BOLD 신호가 발생하므로, 이 두 그룹간의 영상들을 통계적으로 비교 분석하여 그 차이점이 나타나는 위치를 파악하면, 그것이 바로 BOLD 신호가 나타나는 곳이다. 그 결과를 그림 5(c)에 나타내었는데, 그림에서 밝은 색깔로 나타나 있는 부분이 BOLD 신호가 나타나는 곳이고, 밝기가 강할수록 그 차이 정도가 뚜렷하게 나타남을 뜻한다. 이를 흔히 활성화맵(activation map)이라 부른다. 이와 같은 데이터를 분석 처리해주는 소프트웨어가 있는데, 그 중 가장 널리 쓰이는 것이 SPM(Statistical Parametric Mapping)[5]으로서 위 결과는 이를 사용하여 얻은 결과이다. 그림으로부터 오른손 운동은 뇌의 좌반구가 담당함을 확인할 수 있

다. SPM에 관한 설명은 차후 단락에서 보다 자세히 다룰 것이다.

2.2 개선된 에코 평면 영상법

2.2.1 에코 평면 영상법의 문제점

에코 평면 영상법을 사용하면, 높은 시간 해상도로 영상을 획득할 수 있는 장점이 있으나 영상의 화질은 좋지 않은 단점이 있다. 또한, 신호 대 잡음비가 매우 떨어져, 영상의 공간 해상도도 증가시키는 데 한계가 있다. 실제로 앞 단락에서 소개한 에코 평면 영상은 매트릭스 크기가 64×64 로서, 총 4096개의 픽셀(pixel)로 구성되어 있다. 픽셀이란 화소의 개념과 같은 것으로서, 여기서는 한 픽셀이 실제 $4\text{mm} \times 4\text{mm}$ 크기의 뇌 조직을 대표하는 한 값을 가지고 있다.

우리가 뇌기능 자기공명 영상법을 사용하여 보다 세밀하게 뇌기능을 연구하고자 한다면, $4\text{mm} \times 4\text{mm}$ 의 공간해상도로는 부족한 감이 있다. 따라서, 보다 높은 공간 해상력을 가진 영상법을 필요로 하는데, 기존의 에코 평면 영상법으로는 가능하지 않으므로, 이를 개선하고자 하는 연구가 시도되어 왔다[6].

2.2.2 병렬 자기공명 영상법

위와 같이 언급된 에코 평면 영상법의 문제점을 해결하기 위해 주로 사용되고 있는 방법 중 하나는 병렬 자기공명 영상법(parallel MRI)을 결합하는 것이다. 병렬 자기공명 영상법이란 기존보다 빠르게 영상을 획득할 수 있는 영상법 중 하나로서, 그림 6과 같은 샘플링 방식을 가지고 있다[7].

그림 6(a)는 기존의 일반 자기공명 영상법, 그림 6(b)는 병렬 자기공명 영상법의 샘플링 방식을 나타내고, 실선과 점선은 각각 샘플링 할 부분, 하지 않을 부분을 나타낸다. 즉, 병렬 영상법의 경우는 일반 영상법의 경우보다 샘플링 할 수가 적기 때문에, 그만큼 영

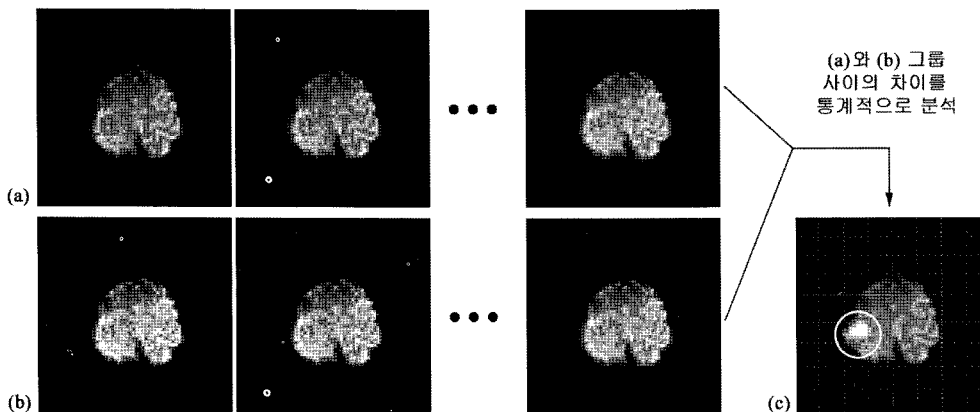


그림 5 에코 평면 영상법으로 획득한 뇌기능 영상의 예시. (a) “휴지” 구간 동안 획득한 일련의 영상들, (b) “오른손” 구간 동안 획득한 일련의 영상들, (c) 두 그룹간의 신호 차이 영상(흰색 원안에 표시된 부분: SPM 결과로부터 나온 활성화맵)

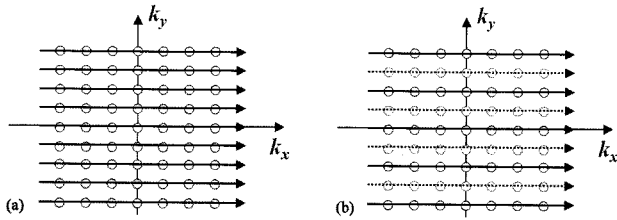


그림 6 (a) 일반 자기공명 영상법과 (b) 병렬 자기공명 영상법의 샘플링 도식도

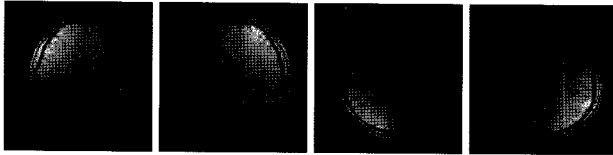


그림 7 사람 뇌에 대한 4채널 영상 예시

상 획득 시간을 줄일 수 있다. 그러나, 이처럼 띄엄띄엄 샘플링을 하게 되면 Nyquist 조건을 만족하지 못하기 때문에, 앨리어싱(aliasing) 현상이 발생하게 된다. 그러나, 병렬 자기공명 영상법에서는 다채널 코일을 통해 측정된 부가적인 데이터를 사용하여 적절한 처리를 해 주어 앨리어싱 현상을 제거할 수 있다. 즉, 앨리어싱으로 인해 줄어든 정보를 다채널 데이터가 보상을 해 주는 형식이 된다.

이렇게 띄엄띄엄 샘플링 하는 비율은 다채널 코일의 채널수에 비례한 만큼 증가시킬 수 있고, 이에 따라 사용하는 코일의 채널수가 많으면 많을수록 그만큼 영상화 시간의 속도를 줄일 수 있다. 그림 7은 4채널 영상의 예시를 보여주고 있다. 같은 영상화 대상이 되는 물체에 대해 여러 채널에서 동시에 그 데이터를 얻으며, 각 채널별로는 서로 다른 고유의 밝기 분포를 가지고 있다.

2.2.3 병렬 자기공명 영상법을 접목한 에코 평면 영상법

병렬 자기공명 영상법을 사용하면 시간 해상도를 높일 수 있는데, 이는 곧 같은 시간 해상도에 대해 더 높은 공간 해상도의 영상을 얻을 수 있다는 뜻도 된다. 이를 에코 평면 영상법과 결합하면 에코 평면 영상법의 높은 시간 해상도 특징과 병렬 자기 공명 영상법의 높은 공간 해상도의 특징을 모두 갖출 수 있다. 이 방식을 사용하여 실제로 뇌기능 자기 공명 영상을 획득한 결과를 간략히 소개하면 그림 8의 결과와 같다[8].

그림 8(a)는 병렬 자기공명 영상법과 에코 평면 영상법을 결합한 영상법을 사용하여 얻은 결과이고, 그림 8(b)는 단순히 에코 평면 영상법만을 사용하여 얻은 결과이다. 각각의 영상법을 사용하여 획득한 영상은 그림의 왼쪽에, 획득된 영상의 노이즈 맵은 그림의 오른쪽에 나타내었다.

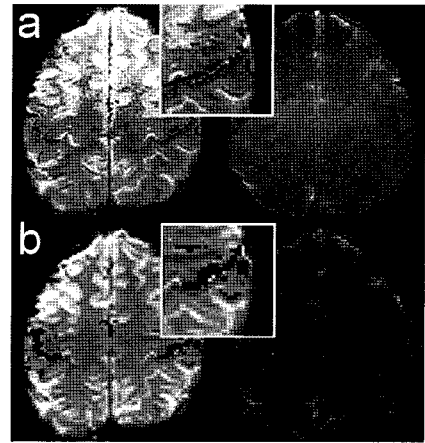


그림 8 (a) 고해상도로 개선된 뇌기능 영상 (b) 기존의 저해상도 뇌기능 영상

왼쪽 그림으로부터 알 수 있듯이 그림 8(a)가 (b)보다 뇌조직의 세밀한 부분을 잘 나타내고 있으며, 오른쪽 그림의 노이즈 맵의 경우에도 그림 8(a)가 보다 좋은 신호대 잡음비를 가지고 있음을 알 수 있다. 그림의 작은 사각형은 BOLD 신호가 나타난 영역을 보다 확대하여 보여 주고 있는데, 그림 8(a)가 (b)보다 활성화된 뇌세포의 위치가 어느 부분인지 구별이 잘 가는 것을 알 수 있다. 즉, 결론적으로 병렬 자기공명 영상법을 에코 평면 영상법과 접목하여 사용한 경우가 보다 높은 화질, 높은 신호대 잡음비의 영상을 얻을 수 있었고, 이에 따라 뇌기능 신호도 역시 보다 세밀하게 관찰할 수 있었다.

2.3 초고자장 시스템에서의 뇌기능 자기공명 영상법

자기공명 영상은 시스템의 자기장 세기에 따라 그 특성이 크게 틀려진다. 현재 자기공명 영상 시스템은 보다 높은 자장 쪽으로 발전되고 있어, 최근 7.0T의 초고자장 시스템도 세계적으로 설치가 진행되고 있는 상황이다. 병원이나 학교에서는 1.5T, 혹은 3.0T 크기의 자기공명 영상 시스템을 주고 쓰고 있으며 뇌기능 자기공명 영상도 이 정도 자장 세기에서 적용이 되어 왔다. 자장 세기가 크면 영상의 해상도와 신호대 잡음비가 좋을 뿐 아니라 기존에는 볼 수 없었던 세밀한 조직도 관찰이 가능하게 된다. 그러나, 자장 세기가 커짐에 따라 자장의 변화에 민감하게 되어 영상의 왜곡이 나타날 수 있는 가능성도 커지는 단점이 있다. 점차 자기공명 시스템이 초고자장 추세로 가면서, 이러한 문제점을 해결하고자 하는 노력들이 있으며, 이와 함께 뇌기능 자기공명 영상법도 이런 시스템에서 수행하고자 하는 시도들이 있다[9].

여기서는 시각 자극에 대해 각각 4.0T와 7.0T 시스템에서 비교 분석한 실험을 소개하고자 한다. 그림 9

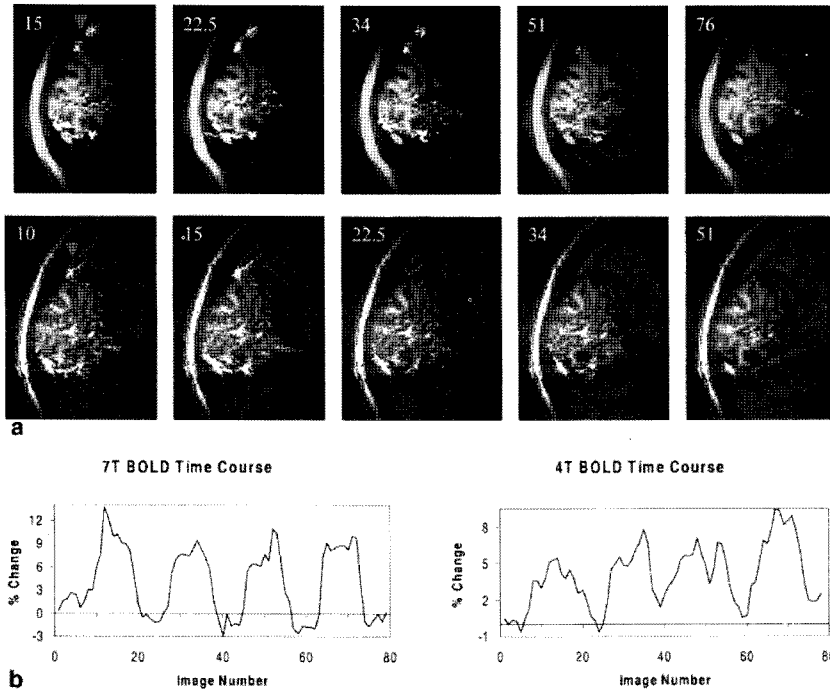


그림 9 4.0T와 7.0T에서 뇌기능 자기공명 영상 수행 결과. (a) 각 시스템에서 수행한 다양한 TE값에 대한 활성화 맵 (b) (a)의 가운데 영상에 대한 시간 경과 그래프

는 그 실험 결과이다. 그림 9의 (a)의 위쪽 행은 4.0T 시스템에서, 아래쪽 행은 7.0T 시스템에서 다양한 TE (Time of Echo) 값에 대해 뇌기능 자기공명 영상 결과를 얻은 것이다. TE란 자기공명 영상의 신호를 어느 시점에 할 것인지를 나타내는 파라미터인데, 이 값에 따라 T_2^* 영향을 영상에 어느 정도 나타낼지 조절할 수 있다. 시스템의 자장 세기가 틀러지면 T_2^* 영향도 틀러지기 때문에 이처럼 다양한 TE에 대해 실험을 수행한 것이다.

그림으로부터 알 수 있듯이 7.0T의 경우가 4.0T의 경우보다 활성화된 영역이 더 많게 있음을 알 수 있다. 이는 실제로 높은 자장 시스템에서 사람의 뇌세포가 보다 많이 활성화되어 그런 것이 아니라, 높은 자장으로부터 나온 영상이 BOLD 신호를 보다 잘 포함하고 있기 때문이다. 그림 9(b)의 결과를 보면 이런 사실을 확인할 수 있다. 그림 9(b)에서 왼쪽은 7.0T에서 TE=22.5ms로 획득한 영상으로부터 나온 시간 경과 데이터 (time course data)이고, 오른쪽은 4.0T에서 TE=34ms로 획득한 영상으로부터 나온 시간 경과 데이터이다. 시간 경과 데이터란 영상 신호가 시간에 따라 어떻게 변하는지 나타낸 그래프인데, 자극을 제시했을 때 자극을 제시하지 않은 경우보다 어느 정도 더 큰 신호가 나오는지 확인할 수 있다. 그림 9(b)를 보면, 7.0T의 경우가 4.0T의 경우보다 BOLD 신호의 강도가 더 큼을 알 수 있다.

3. 뇌기능 자기공명 영상 분석법

본 단락에서는 앞 단락에서 소개했던 다양한 영상 방법으로 얻을 수 있었던 뇌기능 자기공명 영상을 실제로 어떠한 식으로 분석하는지에 대해 소개를 하고자 한다. 현재 널리 사용되고 있는 툴에는 앞서 간략히 언급한 SPM, brain voyager가 있으며, 이 외에 각자 다양한 실험 목적에 맞게 자체 제작한 소프트웨어를 사용하여 분석하고 있는 경우도 있다.

3.1 SPM을 이용한 분석법

SPM은 뇌기능 자기공명 영상데이터 처리용 프로그램 중 가장 널리 사용되고 있으며 매트랩 함수로 구성되어 있다. 이 툴은 뇌의 활성화맵을 2차원 뿐 아니라 3차원으로도 볼 수가 있으며, 시간 경과 그래프도 출력하여 준다. 또한 여러 사람의 데이터를 이용하여 그룹으로 분석이 가능하며, 이 외에 양전자방출단층촬영법이나 단일광자방출전산화단층 촬영법 데이터 분석에도 사용되고 있다. SPM은 프리웨어로서 <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>에서 다운을 받아 사용할 수 있다.

3.1.1 전처리 단계

SPM을 이용한 데이터 분석은 크게 전처리 단계와 통계 처리, 두 단계로 이루어져 있다. 아래의 그림 10은 전처리 단계를 도식화한 것이다.

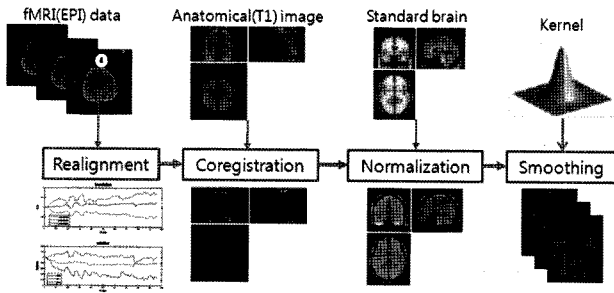


그림 10 SPM의 전처리 단계 과정

뇌기능 영상은 시간에 따라 여러 장의 영상을 얻는 것이므로 짧게는 수 분에서 길게는 수십 분에 걸쳐서 영상을 획득한다. 이 시간 동안 반복해서 영상을 얻으면 피험자가 움직일 수 있게 되는데, 영상의 위치가 서로 어긋나면 활성화된 영역을 잘못 찾을 가능성이 있다. 따라서 피험자의 움직임을 보정하기 위해 영상들 간의 이동과 회전을 보정하는 재정렬(realignment) 과정을 수행한다. 이 과정에서 $\pm 2\text{mm}$ 나 $\pm 2^\circ$ 의 움직임이라면 데이터 처리에 별 문제가 없지만, 이 이상의 움직임은 인공물을 발생시켜, 분석한 결과의 신뢰도가 떨어지게 된다. 이후, 에코 평면 영상과 해부학적 영상의 위치를 맞추는 상호정합(coregistration) 과정을 수행한다. 실제 에코 평면 영상은 화질이 떨어지기 때문에 최종적으로 나타낼 때는 해부학적 영상 위에 활성화맵을 나타내는 경우가 많은데 이 과정은 이를 위해서이다. 다음으로 상호정합된 해부학적 위치를 SPM에 내장된 표준 뇌의 Talairach 공간으로 평준

화 시키는 표준화(normalization) 과정이 필요하다. 이 과정은 여러 사람의 데이터를 사용하여 그룹 분석을 할 경우에 사람마다 뇌의 모양 차이를 극복하기 위해 표준화된 공간상으로 옮기기 위해 필요하다. 마지막으로 영상의 노이즈 제거와 활성화된 영역을 보다 부드럽게 나타내기 위한 평활화(smoothing) 과정을 수행한다.

3.1.2 통계 처리 단계

전처리 단계가 끝나면, 데이터 분석을 위한 모델을 만들어야 한다. 이 과정은 실험을 위해 디자인한 패러다임의 파라미터 값들에 따라 일반 선형 모델(GLM: General Linear Model)의 형태를 결정할 옵션을 설정하는 모델 설계 과정과 실제 일반 선형 모델을 얻는 파라미터 예측 과정으로 나뉜다. 이 과정을 거치면 비로소 활성화 맵을 얻을 수 있는데, p-value의 조정을 통해 활성화되는 정도를 조절할 수 있다. 뇌에서 활성화된 영역은 Talairach 좌표 값, 2차원 해부학적 영상, 혹은 SPM에서 제공하는 3차원 뇌 템플릿을 통하여서 확인할 수 있으며, 각 단일 화소에 대한 시간 경과 그래프도 얻을 수 있다. 아래의 그림은 오른손 움직임에 대한 SPM 분석 결과이다.

그림 11(a)는 통계 처리 후 활성화 맵을 SPM에 내장된 표준 뇌에 매핑한 결과이다. 왼쪽 위에서 차례대로 sagittal, coronal, axial 방향의 단면을 나타내 주고 있다. 이로부터, 오른손 운동은 좌반구 뇌의 위쪽 영역이 담당하고 있음을 확인할 수 있다. 그리고 (a)

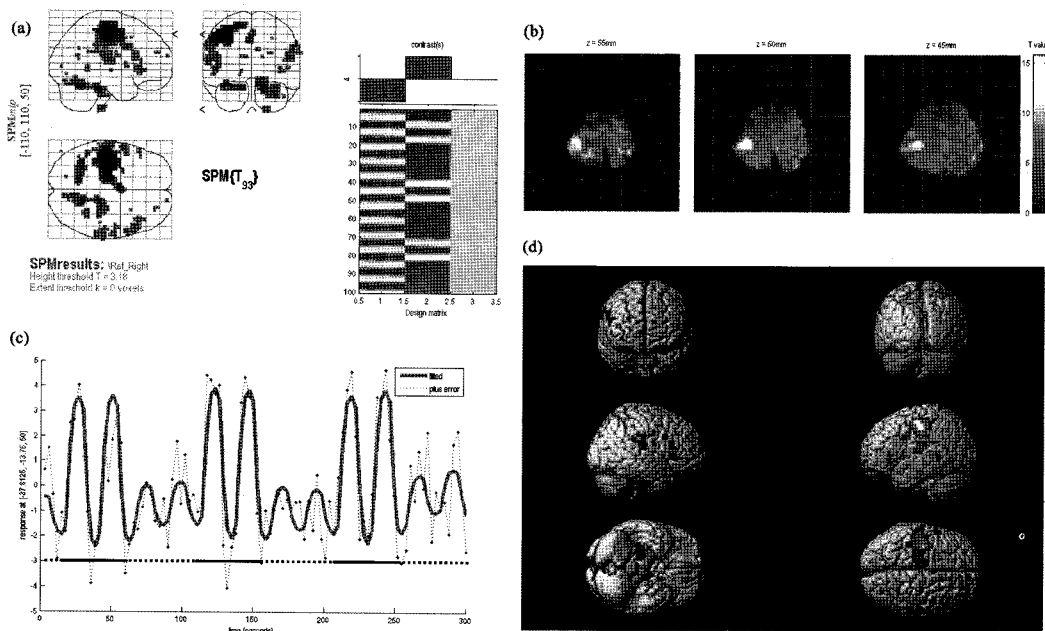


그림 11 SPM의 통계 처리 분석 결과. (a) 다양한 각도에서 바라본 SPM의 표준 뇌와 활성화 맵, (b) 2차원 활성화 맵, (c) 시간 경과 그래프, (d) 3차원 활성화 맵

의 오른쪽 그림은 모델을 디자인 한 결과이다. 그림 11(b)는 3장의 뇌 영상에 대해 활성화 맵을 보여주고 있는데, 밝게 표시된 부분이 활성화된 뇌세포이고 밝기 정도의 차이에 따라 그 활성화 된 정도가 다름을 나타낸다. 그림 11(c)는 그림 (b)의 중간 영상에서 가장 크게 활성화 된 화소에 대한 시간 경과 그래프이다. 자극을 제시한 구간(실선)과 그렇지 않은 구간(점선) 사이에 신호의 변화가 뚜렷함을 확인할 수 있다. 그림 (d)는 활성화 된 영역을 3차원 뇌에 매핑한 결과이다.

3.2 푸리에 변환에 기반한 분석법

뇌기능 자기공명 영상 데이터를 분석하는 데는 SPM이 가장 널리 사용되고 있으나, 그 외에 푸리에 변환에 기반한 분석법이 있어 이를 소개하고자 한다[10].

3.2.1 실험 설계

앞에서 소개한 SPM 분석법은 뇌기능 실험을 그림 4와 같이 디자인을 해야 한다. 그러나 여기서 소개할 방법은 아래 그림 12와 같이 설계를 해야 한다. 차이점은 그림 4와 달리 “휴지” 구간이 없는 대신 서로 다른 자극 구간, “왼손”, “오른손” 구간이 있다는 것이다. 즉, 피험자에게 쉬지 않고 자극을 주는데, 이 때 서로 다른 자극을 번갈아 가면서 수행을 하게 된다. 이와 같은 실험 방법은 “휴지” 구간이 없기 때문에 실험 시간을 기존의 1/2 수준으로 줄일 수 있는 장점이 있다.

3.2.2 실험 분석

위와 같은 패러다임으로 실험하면, 왼손 자극과 오른손 자극에 해당되는 시간 경과 그래프는 그림 13의 (a)와 같은 형태를 띠게 된다. 즉, 그림 13(a)에서 열

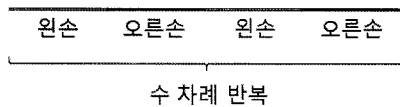


그림 12 푸리에 변환 기반의 뇌기능 자기공명 영상 획득 패러다임

은선은 왼손, 진한선은 오른손의 경우에 해당되는 데, 두 경우를 각각 푸리에 변환을 해 보면 주기는 같기 때문에 피크점이 나타나는 위치는 그림 (b)처럼 같은 곳에서 나온다. 하지만, 열은선과 진한선은 위상은 차이가 나기 때문에 푸리에 변환 결과에서 그 각도 값은 다르게 나타난다. 이와 같이 피크점이 나타나는 위치와 각 자극에 해당되는 각도 값을 설계된 실험으로부터 미리 알고 있다면, 실제 데이터를 같은 방식으로 처리하여 뇌기능 실험 결과를 얻을 수 있다(그림 13(c)). 이는 사람에게 시각 자극을 부여하여 얻은 실험 결과인데, 자극은 서로 다른 8개의 각도의 부채꼴로서, 각 각도의 시점에 대해 서로 다른 뇌세포가 반응하고 있음을 알 수 있다.

참고문헌

- [1] Roy, C. S. and Sherrington, C. S., “On the regulation of the blood-supply of the brain,” *J. Physiol.*, Vol. 11, No. 1-2, pp. 85-158, 1890.
- [2] Ogawa, S., Lee, T. M., Nayak, A. S., and Glynn, P., “Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields,” *Magn. Reson. Med.*, Vol. 14, pp. 68-78, 1990.
- [3] 대한자기공명의과학회, “자기공명영상학”, 일조각, 2008.
- [4] Bruder, H., Fischer, H., Reinfelder, H.-E., and Schmitt, F., “Image reconstruction for echo planar imaging with nonequidistant k-space sampling,” *Magn. Reson. Med.*, Vol. 23, pp. 311-323, 1992.
- [5] Friston, K. J., Ashburner, J. T., Kiebel, S. J., Nichols, T. E., and Penny, W. D., “Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images,” 2nd Ed., p.234, McGraw-Hill, 1979.
- [6] Weiger, M., Pruessmann, K. P., Osterbauer, R., Bornert, P., Boesiger, P., Jezzard, P., “Sensitivity-encoded single-shot spiral imaging for reduced susceptibility artifacts in BOLD fMRI,” *Magn. Reson.*

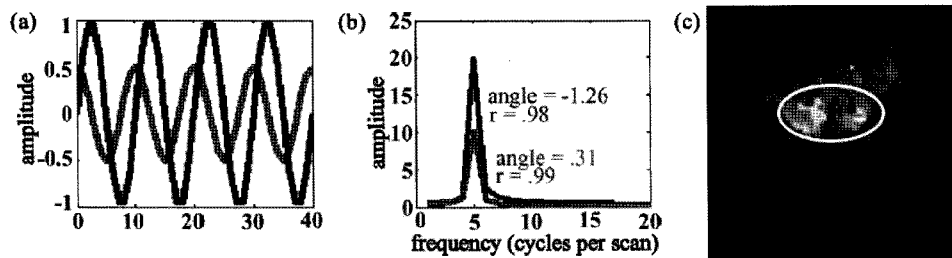


그림 13 (a) 같은 주기, 다른 위상의 정현파, (b) (a)의 푸리에 변환 결과, (c) 뇌기능 데이터 분석 결과 (서로 다른 밝기는 다른 자극을 나타냄 : 흰색 원안에 표시)

Med., Vol. 48, pp. 860-866, 2002.

- [7] Pruessmann, K. P., Weiger, M., Scheidegger, M. B., Boesiger, P., "SENSE: sensitivity encoding for fast MRI," Magn. Reson. Med., Vol. 42, pp. 952-962, 1999.
- [8] Schmidt, C. F., Pruessmann, K. P., Boesiger, P., "High-resolution fMRI using SENSE at 3 Tesla," Proceedings of the 10th ISMRM, 2002.
- [9] Yacoub, E., Shmuel, A., Pfeuffer, J., et al, "Imaging brain function in humans at 7 Tesla," Magn. Reson. Med., Vol. 45, pp. 588-594, 2001.
- [10] Olman, C., Ronen, I., Ugurbil, K., Kim, D.-S., "Retinotopic mapping in cat visual cortex using high-field functional magnetic resonance imaging," J. Neurosci. Methods., Vol. 131, pp. 161-170, 2003.
- [11] 뇌자기공명영상, <http://reginacoeli.tistory.com/1>
- [12] MRI 원리, <http://jawwon813.nubimaru.com/>



윤성대

한국과학기술원 전기전자공학과를 졸업하고 동 대학원에서 석사학위를 취득하였다. 현재 같은 대학원에서 박사과정으로서 자기공명영상처리를 전공하고 있으며, 주요 연구 분야는 병렬 자기공명 영상법, 뇌기능 자기공명 영상법 등이 있다.

E-mail : Lumiere@athena.kaist.ac.kr



박현욱

서울대학교 전기공학과를 졸업하고 한국과학기술원 전기및전자공학과에서 석사, 박사학위를 취득하였다. 현재 한국과학기술원 전기 및 전자공학 교수로 재직 중이며 의료영상시스템, MRI, 디지털영상처리 분야를 연구하고 있다.

E-mail : hwpark@ee.kaist.ac.kr

19th GIST OI 워크숍

- 일 자 : 2009년 5월 2일
- 장 소 : 광주과학기술원
- 주 관 : 광주과학기술원 문화콘텐츠기술연구소
- 주 최 : 학회 HCI연구회, 한국HCI학회
- 문 의 : 연구회위원장 우운택 교수 062-970-2226