

경두개 자기 자극의 응용을 위한 내비게이션 시스템 개발

안효진*, 안세종*, 신성욱*, 서영현*, 윤세진**, 정성택*

*한국산업기술대학교 컴퓨터 공학과

** (주)씨알테크놀로지

e-mail: ahj817@gmail.com

Development of Transcranial Magnetic Stimulation Navigation System

Hyojin An*, Se-Jong Ahn*, Sung-Wook Shin*, Youngeon Seo*,
Se-Jin Yoon**, Sung-Taek Chung*

*Dept of Computer Engineering, Korea Polytechnic University

**CR Technology Co., Ltd..

요 약

Transcranial Magnetic Stimulation(TMS) Navigation System은 자기 자극을 이용한 비 침습적 방법으로 통증 없이 뇌 기능의 활성화 및 재활에 필요한 자극, 자극의 위치, 환자의 모션 등을 3차원 뇌 영상에 제공한다. 이 시스템에서 사용되는 소프트웨어는 Talairach 좌표를 적용하여 재구성된 MR 영상을 3차원으로 제공하며, 이를 이용하여 자극의 위치를 표시할 수 있는 기준을 제공한다. 또한 환자의 모션이나 자극 트랜스듀서의 위치를 Talairach 좌표 매핑 소프트웨어 제공하기 위해 스테레오 카메라를 이용하여 정확한 좌표를 획득할 수 있는 알고리즘을 적용하였다. 이러한 시스템 개발을 통해 뇌 질환 연구와 치료에 다양하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

1. 서 론

인구 노령화와 더불어 뇌졸중의 증가는 사회경제적 측면에서 중요성이 커지고 있다. 또한 뇌졸중은 우리나라의 원인별 사망률 중에 암에 이어 두 번째이다. 이러한 뇌졸중의 연구에 있어서 경두개 자기 자극 시스템은 뇌기능의 손상, 회복정도, 가능성을 평가하기 위한 도구로 사용되어지고 있다. 이 방법은 전기 자극으로 인해 환자에게 불편과 통증을 유발하는 단점을 개선하기 위해 1985년 Barker 등이 소개한 경두개 자기 자극 시스템이다[1]. 그 이후 경두개 자기 자극에 대한 관심이 커지면서 반복적 자기 자극법 등도 발전하게 되었다. 이러한 연속적 자기 자극 기술은 유발전위를 이용해 대뇌 피질의 신경세포를 활성화하는 효과를 이용하여 뇌졸중, 우울증, 파킨슨 병, 간질 등 다양한 임상적 질환에 적용이 시도되고 있다. 또한 경두개 자기 자극과 기능적 뇌 영상 기법을 함께 사용하여 뇌 부위간의 기능적 연관성을 연구하는데 있어 매우 효과적인 방법으로 보고되고 있다. 그리고 최근에는 경두개 자기 자극 시스템의 자극 위치를 효과적으로 뇌 영상 기법에 적용하기 위해 내비게이션 시스템을 적용하는 방식이 많이 사용되고 있다[2]. 이러한 내비게이션 시스

템의 응용은 뇌의 자기 자극 위치 정보를 찾기 위해 카메라와 센서를 이용하여 트랜스듀서의 자기장 위치와 방향을 3차원으로 구성된 자기공명 영상 위에 보여 줌으로써 환자 위치가 고려되어 정확하게 자기 자극을 가할 수 있도록 고안하여 시각화된 정보를 전달하고자 한다. 또한 카메라를 이용하여 자기 자극 시 트랜스듀서의 위치와 환자의 모션 트래킹 정보를 제공할 수 있으며 이를 실시간으로 제공하고자 하였다. 그림 1은 실제 사용하고 있는 경두개 자기 자극 내비게이션 시스템이다.



[그림 1] TMS 내비게이션시스템

2. 관련 연구

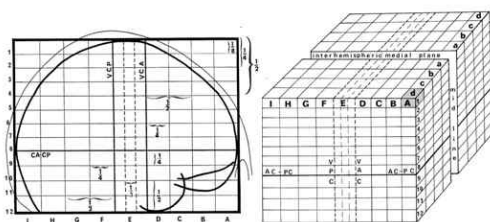
2.1 TMS Navigation System

효과적인 경두개 자기 자극을 위해서는 자극의 위치정보를 제공할 수 있는 내비게이션 시스템이 필요하다. 그래서 고안된 방법이 3차원으로 구현된 자기공명영상 위에 자기장의 위치와 방향을 보여줌으로써 환자 개인의 해부학적 위치가 고려된 정확한 위치에 자기 자극을 가할 수 있도록 한 경두개 자기 자극 내비게이션 시스템이다[2].

본 논문에서는 위와 같은 경두개 자기 자극 내비게이션 시스템에 필요한 응용 소프트웨어와 트랜스듀서의 자기장 위치와 환자 머리의 모션트래킹을 위한 카메라 인식 알고리즘을 응용하여 소프트웨어를 개발 하였다. 소프트웨어는 MR 영상을 이용하여 3차원 시각화를 통해 자극의 위치와 환자 머리의 움직임에 따른 정보를 제공하였다.

2.2 Talairach Atlas

Talairach Atlas(뇌지도)는 뇌 영상을 지도화하여 분석하는데 가장 널리 사용되고 있는 방법으로, 서로 수직은 두정방향(coronal), 시상봉합방향(sagittal), 축 방향(axial)의 3방향의 슬라이스들로 구성되어 있으며, 뇌기능 질환 진단 및 병인 분석에서 표준 뇌 지도로서 그 중요성이 부각 되고 있다[3]. 뇌는 공간적으로 서로 다른 특징을 가지는 영역으로 구성되어 있는데 이것을 그림2와 같이 일정한 비율로 뇌 영상에 좌표를 구성하였을 때 해부학적 및 기능적 분석 등에 필요한 정보를 제공할 수 있다[4].



[그림 2] Talairach Atlas

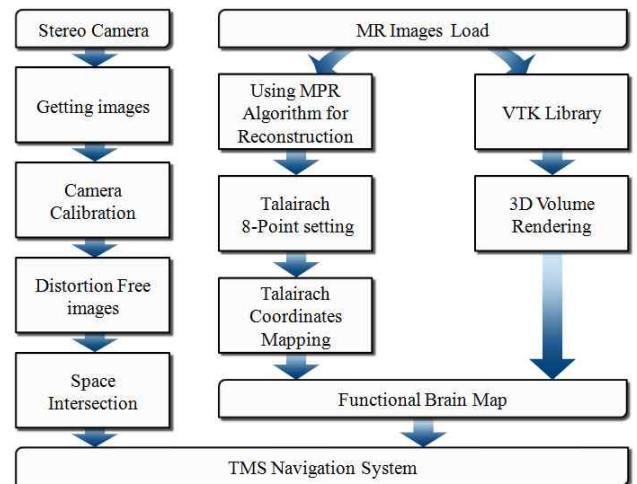
2.3 스테레오 카메라 시스템

경두개 자기 자극 내비게이션 시스템은 환자의 위치와 트랜스듀서의 상대적인 좌표를 실시간으로 추적하는 시스템이다. 이러한 좌표의 실시간 추적을 위해서 두 대의 카메라를 사용한 스테레오 카메라 시스템을 이용하여 환자의 머리 및 트랜스듀서

에 부착된 적외선 반사 마커를 통해 상대적인 좌표 값을 시각차 알고리즘과 삼각측정법으로 획득한 후, 환자의 머리 위치 및 자세 정보를 추적하였다. 뇌에 대한 3차원 자기공명 영상과 매핑시켜 트랜스듀서에서 발생하는 자기장의 위치 및 각도를 자기공명 영상위에 시각화할 수 있는 특정 객체만을 추출하여 정보에 대한 활용성을 증대 시킨다[5].

3. 연구 방법

경두개 자기 자극 내비게이션 시스템은 두 개 이상의 카메라를 이용하여 트랜스듀서로 환자의 머리 표면에 자극을 주었을 때 자극의 위치 및 환자의 머리 위치를 인식하여 이를 MR 영상과 매핑 시켜 보여주는 통합 시스템이다. 이러한 시스템을 개발하기 위해서 환자의 위치 및 자극의 위치와 MR 영상의 매핑을 위한 응용 프로그램과 위치를 인식하기 위한 카메라와 위치 정보 표시를 위한 알고리즘에 대한 연구를 수행하였다. 그림 3은 본 연구에서 개발한 시스템의 전체 개발 구성도이다.

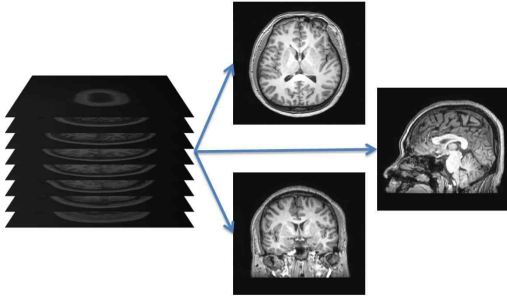


[그림 3] 시스템 구성도

3.1 Talairach 좌표 매핑 소프트웨어

환자의 머리 위치와 자극의 위치 등을 제공하기 위해서 사전에 획득한 MR 영상을 이용하여 임의의 위치를 제공하였다. 우선 MR 영상을 그림 4와 같이 MPR(Multi-Planar Reconstruction)기법을 이용하여 Axial, Sagittal, Coronal 3축 단면에 따라 3차원으로 재구성하였으며, Talairach 좌표를 제공하기 위하여 8개의 기준점을 선택하여 뇌 지도를 그려주는 알고리즘을 적용하였다. 3차원 영역에서의 시각적 가시화는 OpenGL Library를 이용하였다. 또한 VTK

Library를 이용하여 환자의 위치 정보 제공을 위하여 3차원 렌더링과정을 수행하였다.



[그림 4] Multi-Planar Reconstruction

3.2 위치 정보에 대한 카메라 적용 알고리즘

환자 머리 및 트랜스듀서의 위치 정보는 스테레오 카메라 시스템에서 획득되며, 이것은 삼각측정 방식 알고리즘을 적용하여 구현하였다. 알고리즘 구현 시 가능한 오차를 줄이기 위하여 카메라 초점 거리와 렌즈에서 생기는 왜곡에 대한 보정 및 3차원 위치를 결정할 수 있는 공간전방교회법을 적용하였다.

우선 정확한 3차원 좌표를 구하기 위해서 카메라의 초점 거리와 왜곡 계수는 GML Camera Calibration Tool Box를 사용하였다. 또한 카메라에 비춰진 화면은 실제 세계와 다르게 왜곡되어 있으므로, 이에 대한 왜곡을 제거해야 한다. 이러한 왜곡은 카메라 캘리브레이션 툴 박스에서 계산된 4개의 왜곡 계수를 아래의 식 1에 적용하여 왜곡을 제거하였다[6]. 또한, 3차원 위치에 대한 공간전방교회법은 그림 5에서 보여주고 있으며, 이에 대한 각각의 변수는 식 2를 이용하여 3차원 위치를 결정하고 좌표를 구하였다[7].

$$x_u = (1 + \sum_{i=1}^{\infty} K_i r^{2i})x_d + (2P_1\bar{x}y + P_2(r^2 + 2\bar{x}^2))(1 + \sum_{i=1}^{\infty} P_{i+2}r^{2i})$$

$$y_u = (1 + \sum_{i=1}^{\infty} K_i r^{2i})y_d + (P_1(r^2 + 2\bar{y}^2) + 2P_2\bar{x}y)(1 + \sum_{i=1}^{\infty} P_{i+2}r^{2i})$$

$$x_u = (1 + K_1 r^2 + k_2 r^4)x_d + (2P_1\bar{x}y + P_2(r^2 + 2\bar{x}^2))$$

$$y_u = (1 + K_1 r^2 + k_2 r^4)y_d + (P_1(r^2 + 2\bar{y}^2) + 2P_2\bar{x}y)$$

$$(\bar{x} = x_d - C_x, \bar{y} = y_d - C_y, r_2 = \bar{x}_2 + \bar{y}_2, K_i : \text{radial}, P_i : \text{tangential})$$

[식 1] 왜곡제거 알고리즘

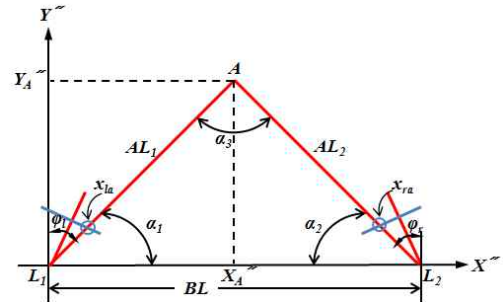
4. 연구 결과

4.1 Talairach 좌표 매핑 소프트웨어

Talairach 좌표의 3차원 시각화 결과는 그림 6에

서 보여주고 있다. 이것은 경두개 자기 자극 내비게이션 시스템에서 필요한 환자의 3차원 자기 공명 영상과의 매핑을 통하여 정확한 자극 위치를 찾기 위한 것이다.

이와 같이 구현된 프로그램은 현재 개발 중인 경두개 자기 자극 내비게이션 시스템의 스테레오 카메라를 적용하여 자기 자극의 정확한 위치와 방향을 찾는 방법에 있어서 Talairach 좌표를 이용하여 좀 더 정교한 위치 표현이 가능하게 하며, 자극부위에 대한 재현성적인 측면에서도 환자 및 사용자에게 편의성과 효율성을 제공할 수 있을 것이다.



[그림 5] 공간전방교회법 알고리즘 변수

$$\alpha_1 = 90^\circ + \Phi_l - \tan^{-1}\left(\frac{x_{la}}{f}\right)$$

$$\alpha_2 = 90^\circ - \Phi_r + \tan^{-1}\left(\frac{x_{ra}}{f}\right)$$

$$\alpha_3 = 180^\circ - \alpha_1 - \alpha_2$$

$$AL_1 = BL \cdot \frac{\sin\alpha_2}{\sin\alpha_3}$$

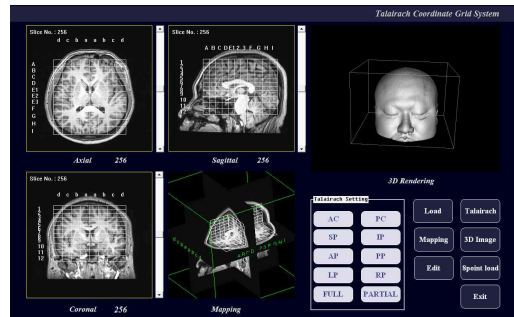
$$AL_2 = BL \cdot \frac{\sin\alpha_1}{\sin\alpha_3}$$

$$X_A = \frac{AL_1 \cdot \cos\alpha_1 + BL - AL_2 \cdot \cos\alpha_2}{2}$$

$$Y_A = \frac{AL_1 \cdot \sin\alpha_1 + AL_2 \cdot \sin\alpha_2}{2}$$

$$Z_A = \frac{y_{la} + y_{ra}}{2} \cdot \frac{Y_A}{f}$$

[식 2] 공간전방교회법 알고리즘



[그림 6] 탈라이락 좌표 매핑 소프트웨어

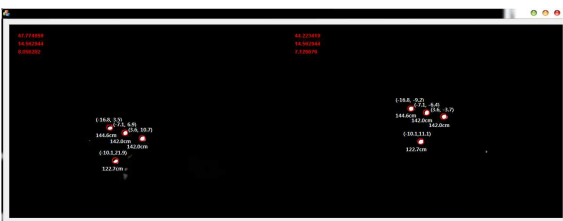
4.2 모션트래킹 알고리즘

경두개 자기 자극 시 트랜스듀서와 환자의 머리 위치를 추적하기 위해서 스테레오 카메라를 이용하여 좌표를 측정 하였다.

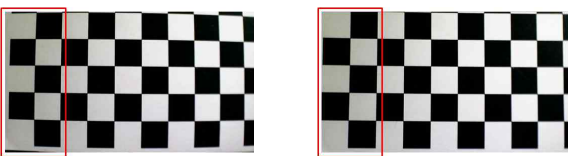
카메라의 캘리브레이션을 수행하여 그림 7에서처럼 초점에서부터 카메라까지의 거리와 카메라의 중심점등을 얻었다. 캘리브레이션으로 획득한 값을 이용하여 스테레오 카메라가 적외선 반사 마커를 찾은 후, 공간전방회법 알고리즘을 나타내는 식 2를 이용하여 3차원 좌표 값을 구하였다. 마커들의 중심점을 이용해서 회전을 계산하여 마커 좌표를 추출한 결과를 그림 8에서 보여주고 있다. 또한 거리 측정으로 생기는 오차를 줄이기 위해 식 1을 이용하여 좀더 명확한 값을 구할 수 있도록 하였다. 이에 대해서는 그림 9에 보여주고 있으며, 영상의 왜곡 제거 전보다 왜곡 제거 후에 카메라에서 획득 한 영상의 정보가 개선되고 있는 것을 볼 수 있다.

Parameter	Value
Calibration date	2011-09-13 오후 3:08:34
Number of images	30
Square size	22.100 (mm)
Focal length	693.400 697.399 1 ± 1 5.987 6.121
Principal point	337.238 253.284 1 ± 1 2.516 2.182
Distortion	0.111948 -0.476918 0.000789 0.000249
The camera matrix	[693.400 0 337.238; 0 697.399 253.284; 0 0 1]
Pixel error	[0.80 0.71]

[그림 7] 카메라 캘리브레이션 결과



[그림 8] 적외선 반사 마커 좌표 추출 결과



(a) 왜곡 제거 전

(b) 왜곡 제거 후

[그림 9] 왜곡 제거 수행 결과

5. 결 론

본 논문에서는 Talairach 좌표 매핑 소프트웨어와 스테레오 카메라를 이용하여 환자의 머리와 자극을 주는 트랜스듀서의 위치를 정확히 찾을 수 있는 소프트웨어를 구현하였다. 이에 대한 결과는 트래킹 시스템과 연결하여 차후 경두개 자기 자극 내비게이

션 시스템에 필요한 기본적인 요소를 개발 하였다. 향후 소프트웨어에 더욱 개선된 스테레오 카메라의 모션 트래킹 알고리즘을 적용한 결과를 바탕으로 기존의 시스템보다 정확하고 시각화된 정보를 사용자에게 전달 할 수 있을 것이다.

6. 후기

이 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원을 받아 수행하였음.

(과제고유번호 : A101901-1011-0000200)

참고문헌

- [1] A. T. Barker, R. Jalinous and I. L. Freeston, "Noninvasive magnetic stimulation of human motor cortex," *Lancet*, 2, 1106-1107, 1985.
- [2] U. Herwig, C. Schönfeldt-Lecuona, A. P. Wunderlich, C. von Tiesenhansen, A. Thielscher, H. Walter, M. Spitzer, "The navigation of transcranial magnetic stimulation," *Psychiatry Research : Neuroimaging Section* 108, 123-131, 2001.
- [3] J. Talairach, P. Tournoux, "Co-planar stereotactic atlas of the human brain," Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1988.
- [4] 백철화, 김태우, "Talairach 뇌지도의 3차원 불륨 재구성," *의공학회지* 제20권, 제4호, 1999.
- [5] 정재승, 박재민, 김병국, "모바일매핑시스템에서의 이동객체 추적을 위한 연구," *The Journal of GIS Association of Korea*, vol. 14, no. 2, 235-244, July 2006.
- [6] D. Brown, "Decentering distortion of lenses," *Photogrammetric Eng.*, vol. 32, no. 3, 444-462, 1966.
- [7] Paul R. Wolf, Bon A. Dewitt, "Elements of photogrammetry with application in GIS," McGraw-Hill, 52-80, 2000.