

Original Article

MRI 영상획득 중의 피험자 움직임 감지 및 알림 시스템

배종원^{1, 2} · 박해정^{1, 2} · 김대진^{2, 3}¹연세대학교 의과대학 의과학과²연세대학교 의과대학 핵의학과 및 영상의학교실³Psychological and Brain Sciences, Indiana University, USA

목적 : 자기공명영상(MRI) 획득시 피험자의 머리 움직임은 영상의 품질에 영향을 줄 수 있다. 영상 왜곡의 발생 원인이 되는 피험자의 움직임을 감지하기 위한 3차원 광학 추적 시스템을 제작하였다.

대상 및 방법 : 시스템은 두 대의 CCD 카메라 및 적외선 조명, 구형 반사 마커, 프레임 그래버(frame grabber)와 데스크탑 컴퓨터로 구성되었다. 두 대의 카메라를 이용하여 마커의 움직임을 관측하는 스테레오 비전 시스템을 제작하고, 카메라의 내부/외부 매개변수를 측정하는 캘리브레이션(calibration)과 측정된 매개변수를 이용하여 3차원 움직임 정보를 계산하는 삼각측량(triangulation)기법을 적용하였다. 캘리브레이션 보드와 피험자용 안경을 제작하여 움직임 추적의 정확도와 실제 MRI 영상 촬영 동안의 움직임 검출의 유효성을 평가하였다.

결과 : 반사 마커가 부착된 안경을 쓴 피험자들이 MRI 영상 촬영 동안 머리를 규칙적으로 움직였을 때, 시스템은 MRI의 고자장 환경 내에서도 영상에 영향을 주지 않고 피험자들의 움직임을 잘 감지했다.

결론 : 제작한 스테레오 비전 시스템은 피험자의 머리 움직임을 잘 감지하였고, 실시간 알림 기능을 통해 피험자의 움직임을 중지할 수 있도록 알려줌으로써 MRI 영상에 영향을 주는 것을 최소화할 수 있다.

서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 방사선을 사용하지 않는 비침습적인 방법으로 3차원의 인체 해부 영상을 획득할 수 있고, 대조도(contrast)와 공간 해상도(spatial resolution)가 뛰어나 질병의 진단을 위해 널리 사용되고 있다 (1). MRI는 자기장을 이용해 인체 내의 수소 원자를 이용하는 방식으로 인체 내의 연조직을 검사하는 데에 장점을 가지는데, 특히 뇌의 병변을 검사할 때 양전자방출단층촬영(positron emission tomograph, PET)이나 컴퓨터단층촬영(computerized tomography, CT) 등에 비

해 매우 우수한 성능을 보인다 (2, 3). MRI의 활용 방법 중 기능자기공명영상(functional MRI, fMRI)을 이용하면 뇌 기능(function)에 대한 정보를 얻을 수 있는 장점이 존재하는데, 이것은 주로 뇌에 특정한 활성화자극(active stimulation)을 주고 자극에 반응하는 뇌 영역을 규명하는 방법이다 (4, 5). fMRI를 이용하면 뇌에는 특정한 자극이 주어지지 않은 휴지 상태(resting-state)에서도 자발적으로 요동하는 혈액산소수준의존(blood oxygen level dependent : BOLD) 신호를 감지해낼 수 있으며, 이러한 BOLD 신호의 자발적 요동을 이용한 연구도 최근 들어 많이 이루어지고 있다 (6). MRI가 갖는 이런 우수한 활용도에도 불구하고, 자성 재질로 만든 물체에 영상이 영향을 많이 받는 문제점이 있고 fMRI영상의 경우 패러다임에 따라 피험자의 뇌 기능을 측정하는데 필요한 영상 획득시간이 오래 걸린다는 등의 단점이 있다. 즉 MRI를 촬영하는 동안 피험자가 움직이면 영상이 왜곡(distortion)되어 임상 진단에 필요한 병변의 탐색에 어려움을 겪을 수 있으며 이에 따라 환자의 치료가 지연되는 문제가 유발될 수 있는 것이다. 특히 뇌 MRI와 관련하여 피험자의 머리 움직임은 6개의 자유도(degree of freedom, DOF)를 가지는 강체(rigid-body)의 운동으로 모델링 할 수 있는데, 두 대의 카메라를 이용한 스테레오 비

• Received; December 13, 2011 • Revised; April 13, 2012

• Accepted; April 17, 2012

This work was supported by the National Research Foundation of Korea Grant funded by the Korean Government (NRF-2009-351-D00048).

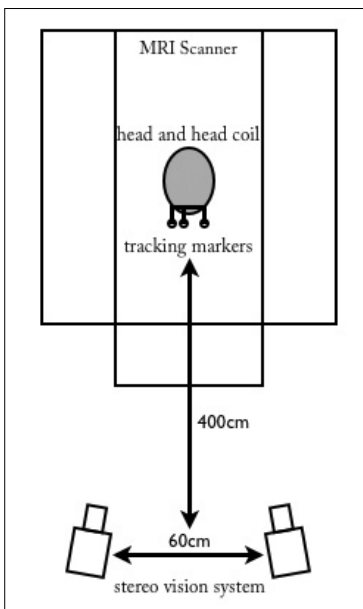
Corresponding author : Dae-Jin Kim, Ph.D., Department of Radiology and Division of Nuclear Medicine, College of Medicine, Yonsei University, 134 Shinchon-dong, Sudaemoon-gu, Seoul 120-749, Korea.

Tel. 82-2-2228-2363, Fax. 82-2-312-0578

E-mail : daejkim@indiana.edu

전 시스템(stereo vision system)을 이용하면 움직임에 대한 3차원 좌표를 측정할 수 있다. MRI를 사용하지 않는 일상적인 상황에서의 움직임은 일반 카메라와 조명, 반사 마커 등 비교적 간단한 장비를 이용해도 쉽게 검출해 낼 수 있다. 그러나 MRI를 사용하는 환경에서는 영상 촬영 도중에 발생하는 자장에 의해 피험자의 움직임을 측정하는 장비가 영향을 받을 수 있고, 반대로 움직임을 측정하는 장비가 MRI의 자장에 영향을 주어 최종영상의 품질에 영향을 줄 수 있다. 그러므로 특수하게 제작된 비자성체 재질의 장비를 사용하거나 움직임을 측정하는 장비와 MRI 장비 간의 영향을 최소화 하려는 노력이 필요하지만, 특수 제작된 비자성재질의 장비는 일반적인 장비와 비교해 보았을 때 매우

고가에 속하고 쉽게 구입할 수 없다는 단점이 있기 때문에 비전문적인 환경에서는 쉽게 이용하기 어렵다. 이러한 점에서 상대적으로 저가이면서 MRI 영상 획득에 영향을 미치지 않는 장비를 이용하여 피험자의 움직임을 측정하는 시스템이 특히 유용하다 할 수 있다. 이 연구의 주 목적은 비자성 재질의 특수 장비가 아닌 일반적인 장비를 이용하여, MRI 영상을 획득 할 때 발생할 수 있는 피험자 또는 환자의 머리 움직임을 검출하고 그것을 실시간으로 알려주는 시스템을 개발하는 것이다.



a

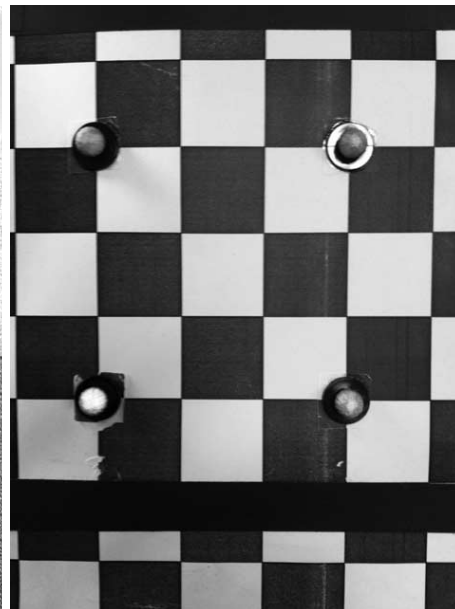


b

Fig. 1. (a) experimental setup in the magnet shielding room. (b) passive-type reflective marker attached on goggles (c) CCD camera with 850nm infrared illuminator. (d) calibration board



c



d

재료 및 방법

시스템 (System)

이 시스템에 사용된 장비는 Philips 3T MRI를 사용하는 환경에서 두 대의 소형 CCD 카메라, 컴퓨터 시스템에서 카메라 영상 신호를 받아 처리할 수 있게 해주는 프레임 그래버 (frame grabber), 850 nm파장의 특성을 가지고 있는 적외선 조명과 AMD Athlon64 4400+(Intel Core2Duo 2.2GHz 상당) CPU와 2.75GB의 램을 장착한 데스크탑 PC가 Windows XP운영 체제와 함께 사용되었다.

카메라

카메라는 SONY XC-EI50모델을 사용하였다. 최대 해상도는 768*494이고, 30Hz로 동작한다. 표준 C-mount 형식을 사용하여 렌즈 확장성이 좋다는 장점이 있어 사용하고 자 하는 환경에 따라 렌즈를 자유로이 교체할 수 있고 비슷한 가격의 타 카메라 대비 비교적 높은 적외선 파장 민감도를 지닌 것이 특징이다. 카메라의 위치를 고정시키기 위해 아크릴 프레임을 제작하였고, 카메라 상단에 적외선 조명이 고정 되어 있다. 반사 마커를 쉽게 검출하기 위해서는 마커에 반사된 적외선광의 효율적인 입사가 필요하다. 이를 이끌어 내기 위해 반사된 적외선이 카메라의 CCD센서에 직각 입사할 수 있도록 조명의 주광축과 카메라 이미지에서 깊이 (depth)를 나타내는 축과 평행을 이루도록 설정하였다.

프레임 그래버

프레임그래버는 Matrox(<http://www.matrox.com/imaging>) 社の Morphis제품을 이용하였다. 표준 아날로그 신호를 획득할 수 있으며, 4대의 카메라를 동시에 연결하여 독립적인 영상 획득 및 고속 스위칭이 가능하다. 이 연구에서는 두 대의 카메라를 프레임 그래버에 동시에 연결하여 카메라 간에 약 60 cm의 거리를 두고 이미지를 촬영함으로써 두 영상이 시차를 가지고 같은 물체의 이미지 프레임에 동시에 획득, 처리할 수 있도록 하였다.

개발 환경

Windows XP 운영체제에서 개발이 진행되었고, Matrox사의 Matrox Imaging Library 소프트웨어를 이용하였다. 화상입출력에 최적화된 라이브러리고 프로젝트에 사용한 morphis 프레임 그래버와 잘 연동되어 실시간으로 입력영상의 편집과 확인이 가능하다. 어플리케이션은 C/C++를 이용하여 개발되었으며, 연구를 위해 사용된 장비의 대략적인 모식도와 장비의 정보가 Fig. 1에 소개되어 있다.

이 론

스테레오 비전 시스템을 구성하기 위해서는 기본적으로 두 가지 과정이 필요한데, 첫번째는 양쪽 카메라에서 보이

는 이미지 간의 기하학적 변수를 밝혀내는 과정인 캘리브레이션(Calibration), 두번째는 각 카메라의 내부적 기하학 변수와 두 카메라 간의 위치 정보에 기반하여 3차원 좌표를 계산해내는 삼각측량(Triangulation)이다. 전체적인 과정에 대한 흐름도가 Fig. 2에 소개되어 있다.

캘리브레이션(Calibration)

스테레오 비전에서 각각의 카메라에서 입력받는 두 개의 이미지를 이용하여 깊이(depth) 정보를 계산해 내려면 적어도 서로 다른 위치에서 얻은 두 개 이상의 2차원 영상이 요구된다. 기본적으로 두 개의 서로 다른 위치에서 본 이미지를 분석하여 3차원 공간상의 한 점을 찾아내는 과정이 필요하게 된다. 이런 스테레오 이미지 내의 대응점들이 결정되면 대상의 공간상 좌표가 이 대응점들과 영상 기하학(imaging geometry)의 관계에 의해 구해지는데, 이 때 영상 기하학의 매개변수(parameter)들이 결정되어야 한다. 이러한 영상 기하학의 매개변수를 결정하는 과정을 카메라 캘리브레이션(Calibration)이라 한다 (7-9). 이 과정은 카메라 재구획화(camera resectioning)라고도 불리는데, 카메라 자체가 가지고 있는 변수를 찾아내는 과정이다. 카메라 변수는 실제 3차원 상의 어떤 점이 카메라의 영상면에 투영되는 과정에서의 관계를 담고 있는 변수이며, 내부 변수와 외부 변수가 존재한다 (10). 이 중 내부 변수는 3×3 행렬로 표현될 수 있고 카메라 내부 행렬(intrinsic parameter)라 부른다. 이 내부 행렬은 카메라가 가지는 초

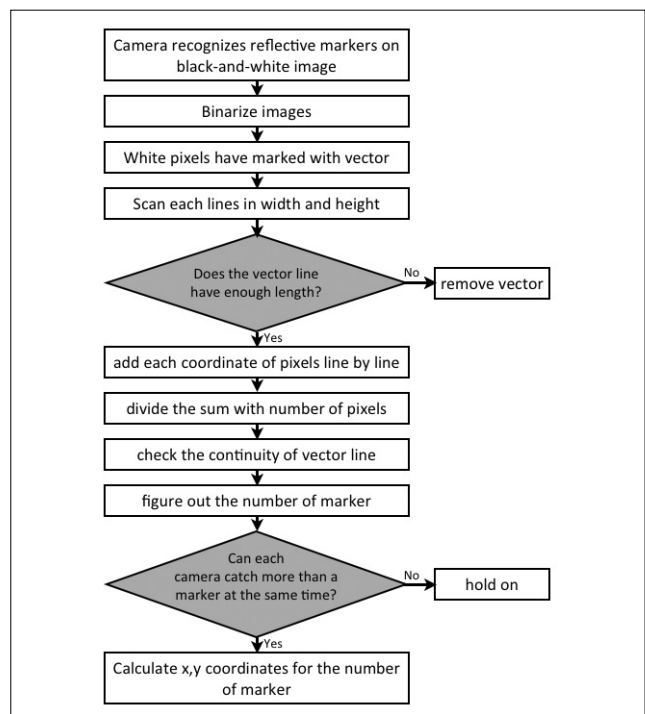


Fig. 2. Flowchart of calibration and triangulation process using camera.

점거리(focal length), 꼬임 척도(skew point), 주점(principal point) 등의 내부적 특성을 가지며 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$A = \begin{bmatrix} \alpha & c & u_0 \\ 0 & \beta & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [1]$$

이 내부 행렬은 5개의 매개 변수를 가진다. α, β 는 이미지의 두 축(u, v)에 대한 중횡비를 고려한 카메라에서 주점까지의 거리를 나타내는 초점거리(focal length), c 는 두 이미지 축(u, v)의 꼬인 정도(skew amount)를 나타내는 척도, u_0, v_0 은 주점(principal point)를 뜻한다 (Fig. 3a).

각각의 카메라가 가지고 있는 특성인 고유의 내부 매개변수를 구한 후 카메라 외부 행렬(extrinsic parameter)을 구한다. 이 외부 매개변수 행렬은 변수 R과 T로 나타낼 수 있는데, R은 회전행렬(rotation matrix), T는 이동 행렬(translation matrix)를 뜻한다. 이 매개변수들은 카메라 중심축과 카메라가 실제 좌표에서 어느 쪽을 향하고 있는지를 나타낸다. 이 매개변수들을 통해 카메라의 좌표계를 실제 세계 좌표계로 다음과 같이 변환시킬 수 있다. 2차원 상에서의 한 점을 $m = [u, v]^T$, 3차원 상에서의 점을 $M = [X, Y, Z]^T$ 라고 할 때, m 과 M 을 homogeneous coordinates(동차 좌표계)로 나타내면 $\tilde{m} = [u, v, 1]^T$, $\tilde{M} = [X, Y, Z, 1]^T$ 로 표현할 수 있다. 일반적인 핀홀(camera model)을 생각하였을 때, 3차원 상의 점 \tilde{M} 과 투영된 점 \tilde{m} 사이에는 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$s\tilde{m} = A[R \ t] \tilde{M} \quad [2]$$

여기서 s 는 임의의 축적 인자(scale factor)이고, $[R \ t]$ 는 카메라 외부 매개변수이다. t 는 3×1 의 벡터로 이동 행렬을

뜻하고, R은 3×1 의 회전벡터로 회전축과 회전각도를 이용하여 표현한다. 이것은 회전의 정도를 두 개의 값으로 표현할 때, 방향을 나타내는 단위벡터와 회전한 양을 나타내는 각도이다.

카메라의 내부 변수를 구해내는 것은 다음과 같은 과정을 기반으로 한다 (11). 모델 평면(model plane)이 실제 좌표 시스템에서 $Z=0$ 의 값을 갖는다고 가정할 때, 카메라의 외부 변수 중 회전행렬 R의 i 번째 행을 r_i 라 하면 Eq.[2]에서 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$s \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = A[r_1 \ r_2 \ r_3 \ t] \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = A[r_1 \ r_2 \ t] \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 1 \end{bmatrix}$$

편의상 Eq.[2]에서의 M을 모델 평면에서의 한 점을 나타내는 데에 사용한다. 하지만 모델 평면에서는 Z값이 언제나 0이기 때문에 $M = [X, Y]^T$ 이고, 그에 따라 $\tilde{M} = [X, Y, 1]^T$ 이다. 따라서 모델 평면 위의 점 M과 그에 대한 이미지 m 은 호몰로지(homology) H에 의해 관련지어진다.

$$s\tilde{m} = H\tilde{M}, \quad H = A[r_1 \ r_2 \ t] \quad [3]$$

여기서 H는 3×3 행렬의 형태를 가진 축적 요소이고 두 2차원 평면 사이의 관계를 나타낸다. 모델 평면에 존재하는 이미지를 이용하면 H를 계산할 수 있는데, $H = [h_1 \ h_2 \ h_3]$ 으로 나타내면 Eq. [3]에 의해 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$[h_1 \ h_2 \ h_3] = \lambda A[r_1 \ r_2 \ t]$$

여기서 λ 는 임의의 스칼라이다. r_1, r_2 가 정규직교(orthonormal)를 이룬다는 특성을 이용하여 다음과 같은 식을 이끌어낼 수 있다.

$$h_1^T A^{-T} A^{-1} h_2 = 0 \quad [4]$$

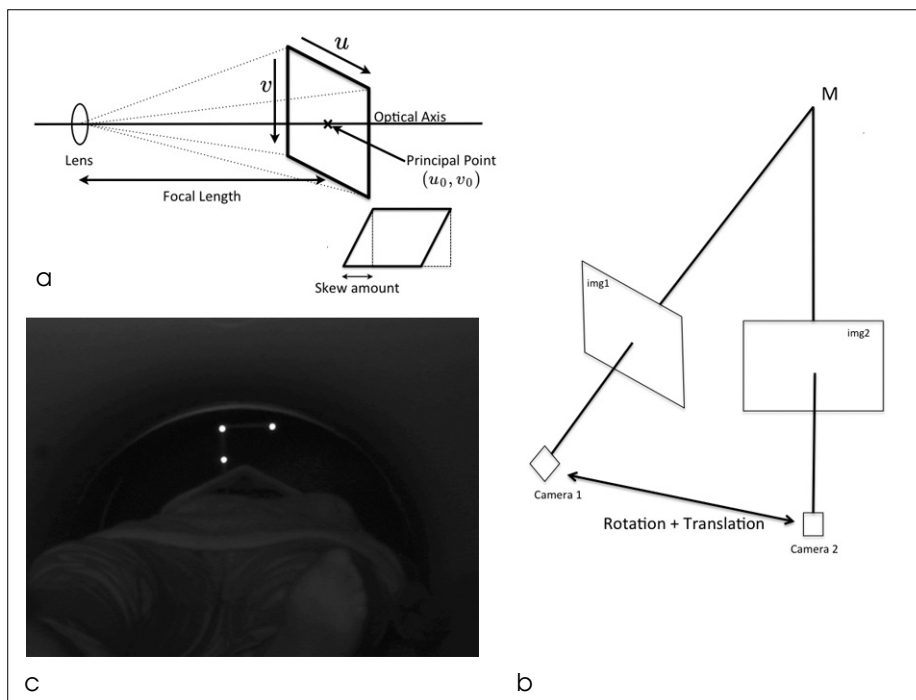


Fig. 3. (a) Intrinsic parameters of camera. (b) Extrinsic parameters of camera (c) Reflective marker tracking in MRI.

$$h_1^T A^{-T} A^{-1} h_1 = h_2^T A^{-T} A^{-1} h_2 \quad [5]$$

주어진 하나의 호몰로지를 이용하여 내부 매개변수의 두 기본 제약(constraint)을 만들어 내었다. 호몰로지는 8개의 DOF을 갖고 6개의 외부 매개변수가 존재하기 때문에 내부 매개변수의 두 제약을 구할 수 있다.

$$B = A^{-T} A^{-1} \equiv \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} \\ B_{12} & B_{22} & B_{23} \\ B_{13} & B_{23} & B_{33} \end{bmatrix} \quad [6]$$

$$= \begin{bmatrix} \frac{1}{\alpha^2} & -\frac{c}{\alpha^2\beta} & \frac{cv_0 - u_0\beta}{\alpha^2\beta} \\ -\frac{c}{\alpha^2\beta} & \frac{c^2}{\alpha^2\beta^2} + \frac{1}{\beta^2} & -\frac{c(cv_0 - u_0\beta)}{\alpha^2\beta^2} - \frac{v_0}{\beta^2} \\ \frac{cv_0 - u_0\beta}{\alpha^2\beta} & -\frac{c(cv_0 - u_0\beta)}{\alpha^2\beta^2} - \frac{v_0}{\beta^2} & \frac{c^2(cv_0 - u_0\beta)^2}{\alpha^2\beta^4} + \frac{v_0^2}{\beta^2} + 1 \end{bmatrix}$$

라고 할 때 B는 대칭이고 6D 벡터에 의해 다음과 같이 정의된다.

$$b = [B_{11} \ B_{12} \ B_{22} \ B_{13} \ B_{23} \ B_{33}]^T \quad [7]$$

H의 i번째 행 벡터를 $h_i = [h_{i1} \ h_{i2} \ h_{i3}]^T$ 라 하면

$$h_i^T B h_j = v_{ij}^T b \quad [8]$$

($v_{ij} = [h_{i1}h_{j1}, h_{i1}h_{j2} + h_{i2}h_{j1}, h_{i2}h_{j2}, h_{i3}h_{j1} + h_{i1}h_{j3}, h_{i3}h_{j2} + h_{i2}h_{j3}, h_{i3}h_{j3}]^T$)

따라서, 주어진 호몰로지로부터 나온 Eq. [3,4]의 주요 제한식들은 b를 이용한 하나의 동차식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{bmatrix} v_{12}^T \\ (v_{11} - v_{12})^T \end{bmatrix} b = 0 \quad [9]$$

만약 n개의 이미지가 모델 평면에서 관찰되었다면, n개의 식을 차례대로 쌓아 Eq. [9]의 형태로 만든다.

$$Vb = 0 \quad [10]$$

여기서 V는 $2n \times 6$ 의 행렬이다. n이 3 이상이라면 유일해를 가질 것이고 n이 2라면 $c=0$ 을 대입하여 Eq. [10]을 계산해낼 수 있다. b가 구해지면 b의 각 성분을 토대로 카메라 내부 행렬A를 구한다. 또한 A가 구해지면 각 이미지에 대한 외부 변수도 쉽게 구할 수 있다. Eq. [3]을 토대로,

$$r_1 = \lambda A^{-1} h_1, \quad r_2 = \lambda A^{-1} h_2, \quad r_3 = r_1 \times r_2, \quad t = \lambda A^{-1} h_3$$

$$\left(\lambda = \frac{1}{\|A^{-1} h_1\|} = \frac{1}{\|A^{-1} h_2\|} \right)$$

식을 이용하여 카메라 외부 매개변수인 R과 t를 구한다.

이렇게 카메라의 매개변수들을 알아내기 위한 캘리브레이션에 필요한 정보를 얻기 위해서는 기준이 되는 좌표 정보가 필요하다. 이것을 위해 4개의 적외선 반사마커를 정확한 정사각형 모양으로 만들어 캘리브레이션 패널을 만든다. 이 캘리브레이션 패널을 미리 설치된 두 대의 카메라 앞에서 임의의 방향으로 움직이고, 네 점의 마커 좌표를 기록한 후 이 데이터를 이용하여 캘리브레이션을 행한다. 한번에 각 카메라가 수십개의 다른 방향과 원점을 가진 패턴을 관측하고 이

패턴을 기반으로 내부 매개변수와 외부 매개변수를 계산해 낸다. 이 과정은 Zhang's Methods에 기초한 Camera Calibration Toolbox를 참고하였다 (11, 12). 정사각형의 캘리브레이션 보드를 이용하여 픽셀 단위로 얻은 측정 수치들을 이용하여 캘리브레이션을 행하였으며, 캘리브레이션 과정에는 이미지의 노이즈나 주변 환경으로 인해 정사각형인 캘리브레이션 패턴이 비정상적인 사각형으로 인식되는 경우도 있는데, 이런 경우에는 비정상적인 사각형에 대한 측정치를 버릴 수 있도록 설계하였다. 캘리브레이션 과정이 끝나면 카메라의 내부 매개변수와 외부 매개변수가 하나의 파일에 담겨 출력되도록 하였고, 이 파일을 이용하여 두 카메라의 각 점의 좌표를 받아 계산하면 3차원 좌표를 얻어낼 수 있다.

삼각측량(Triangulation)

삼각측량은 카메라 캘리브레이션 과정에서 구한 카메라 매개변수와 양 영상 간 서로 대응되는 점들을 이용하여 3차원의 좌표를 계산해 내는 과정이다 (13). 즉 스테레오 영상은 두 개의 화면을 이용하여 대상 물체에 대한 각각의 좌표를 이용하여 계산되는데, 현실적으로 카메라를 통해 들어오는 모든 화소의 좌표를 측정하여 일일이 계산한다는 것은 매우 비효율적인 일이다. 따라서 특징점을 찾아 한 화면의 특징점이 다른 화면의 특징점에 대응하는데, 이 대응점들의 관계를 찾는 것이 중요하다. 이 대응점들의 기하학적 관계를 얻어낸 것이 바로 앞에서 계산해 낸 카메라 매개변수이다.

스테레오 비전 시스템에서는 어떠한 한 점의 포인트가 왼쪽 카메라에 잡히는 점을 3차원상의 좌표 XL, 오른쪽에 잡히는 점을 3차원상의 좌표 XR로 가정하면, 한 개의 점은 양쪽의 카메라에 각각 다른 좌표로 보인다는 점을 고려해 봤을 때, XL과 XR은 다음과 같은 강체운동(rigid-body motion)으로 설명된다 (Fig. 3b).

$$XR = Rod(om) \times XL + T \quad [11]$$

Eq. [11]의 om은 두 카메라가 한 공간을 동시에 보고 있는 것을 이용하여 각 카메라의 외부 매개변수 중 양측의 R 값을 이용하여 3차원 공간에서의 3×1 회전벡터를 얻어낸 것이다. 이 벡터 om을 3×3 의 회전 행렬로 변환시키기 위해 로드리게즈 변환 (Rodrigues Transform, Rod)을 이용하였고, 여기서 사용한 로드리게즈 변환은 축과 회전의 각도가 주어진 지수좌표계의 3×1 의 벡터정보를 가진 상태에서 공간상의 벡터 회전을 3×3 의 행렬로 나타낼 수 있는 알고리즘이다 (14, 15).

$$V_{rot} = V \cos \theta + (k \times V) \sin \theta + k(k \cdot V)(1 - \cos \theta) \quad [12]$$

여기서 V는 3차원상에서의 벡터, k는 회전시키고 싶은 방향의 단위벡터, θ 는 각도를 뜻한다. Eq. [11]에서 T는 3×1 형식의 이동 행렬이다.

사람의 눈은 두 개가 있어서 실제로 사물을 볼 때 입체적으로 보이게 하는 역할을 하지만, 주로 사물을 보는 눈은 사

랍마다 다르다. 이것을 안우위(Ocular Domianace)라 한다 (16). 스테레오 비전에서도 마찬가지로 두 카메라가 가지고 있는 정보 중 한 쪽의 정보만 사용한다. 두 정보 중 어느 쪽을 이용해도 무관하나, 이 연구에서는 왼쪽 카메라를 주시(dominant vision)으로 설정하여 XL만을 이용함으로써 3차원 정보를 처리하였다.

카메라 트래킹(Camera Tracking)

카메라 트래킹은 스테레오 비전 시스템을 이용하여 이미지에 나타난 마커의 위치를 추적하고 움직임을 3차원 좌표로 계산하고 기록하는 과정이다. 트래킹의 흐름도를 Fig. 4에서 확인할 수 있다. 카메라를 이용한 트래킹에는 움직임을 검출할 수 있게 하기 위해 특징점을 쉽게 인식할 수 있게 하기 위한 마커가 필요한데, 이 연구에서는 광학식 마커를 이용하였다. 광학식 마커는 방식에 따라 능동형(active)과 수동형(passive)마커 두가지로 분류할 수 있다. 첫번째로 능동형 방식은 마커 자체가 스스로 발광할 수 있는 능력을 가지고 있어서 외부의 도움 없이도 스스로 카메라에 검출될 수 있는 기능을 하는 마커를 뜻하고, 보통 LED를 많이 이용한다. 수동형 방식은 반사식마커(reflective marker)나 모서리(edge) 등 물체의 자연적인 특징을 특징점으로 인식하는 방식을 뜻한다. 능동형 방식은 멀리서도 뚜렷이 검출이 가능하고 주위 환경에 영향을 덜 받는 장점이 있는 대신, 조리개가 있는 카메라에서는 조리개의 날 수에 따라 빛의 회절로 인한 빛의 쪼개짐 현상이나 전원 전압의 리플로 인한 요동(fluctuation) 현상 때문에 마커 이미지를 이용한 중점 계산 등을 할 때 정확도가 떨어질 수 있고, 전원을 항상 공급해줘야 한다는 단점이 존재한다. 반면에 수동형 방식은 능동형 방식에 비해 마커를 설치 또는 제거하는 것이 용이하고, 빛의 흔들림 등에 의한 오차가 거의 없다. 단점으로는 조명의 상태에 영향을 많이 받고 사용자 시점이 변할 때 형태가 다르게 보일 수 있으며 특히 엣지디텍션(edge detection)등의 기법을 사용하는 경우에는 검출하고자 하는 특징을 지닌 모서리가 전혀 다른 형태로 인식이 되어 인식률이 떨어지는 결과를 보일 수 있다. 통상적인 환경에서는 능동형 마커를 사용하는 것이 실험 환경 구성에 용이하나 능동형 마커에 사용되는 LED는 MRI를 사용하는 환경상에서 영상과 피험자 모두에게 부정적인 영향을 끼칠 수 있으므로 이 연구에서는 수동형 마커 중 하나인 구형 반사 마커(sphere-type reflective marker)를 사용하였다.

MRI 스캐너 외부에서 카메라를 통해 마커의 움직임을 관찰할 수 있도록 하기 위하여 안면 보호용 안경과 마커 사이에 고정바를 장착시켜 MRI의 헤드 코일 위쪽으로 마커를 관찰할 수 있도록 위치시켰다. MRI를 사용하는 환경에서 피험자와 마커가트래킹이 이루어지는 장면을 Fig. 3c에서 확인할 수 있다.

MRI 영상을 획득하는 동안 피험자는 일정한 시간 간격으로 번갈아가며 머리를 움직였고, 그에 따른 움직임을 트래

킹하였다. MRI 영상을 획득하는 시간 동안 피험자의 움직임이 나타난 시간에 획득한 결과물을 확인하려면 좌표가 기록된 시간과 실제 MRI 영상 획득이 시작되는 시점이 정확하게 맞아야 하는데, 이를 위해서 National Instrument사의 USB타입 DAQ 보드를 사용하여 MRI에서 발생하는 트리거(trigger)를 DAQ 보드로 받아 프로그램 시작 지점과 동기화 하여 프로그램을 동시에 시작할 수 있도록 하였다. 기록된 결과물은 관찰자가 피험자의 움직임 여부를 쉽게 확인하고 원하는 수준 이상의 움직임만 찾아낼 수 있도록 UI를 통해 움직임에 대한 기준값(threshold)을 조절할 수 있도록 하였다.

이 스테레오 비전 시스템을 이용할 때에는 먼저 카메라가 마커의 움직임을 측정할 범위를 동시에 볼 수 있도록 임의의 각도로 배치를 한 후, 먼저 캘리브레이션을 통해 두 카메라의 내부와 외부 매개변수를 측정된 결과물을 이용하여 삼각 측량을 실행하면 마커의 3차원 결과물을 얻어낼 수 있다. 이 얻어낸 3차원 좌표 결과물은 실시간으로 기록되며, 네트워크를 통해 다른 PC로 전송하여 어느 정도의 움직임을 보이는지도 관찰이 가능하다. CCD 카메라 2대를 통하여 영상을 받아들일 때 카메라 주위에 위치한 적외선 조명을 통해 투사된 적외선이 마커 표면에 반사되어 카메라에 인식될 수 있게 하였다. 카메라로 받은 적외선 빛을 인식하고 주위와의 명암차를 이용하여 이진화(binaring)를 거친 후, 밝은 부분을 마커로 인식하여 연산을 행할 수 있게 하였다.

실 험

깊이 정보의 정확도

스테레오 비전 시스템을 통해 얻어낼 수 있는 3차원 좌표 중 카메라에서 얼마나 떨어져 있는가의 척도가 되는 깊이(depth)정보의 정확도를 실험하였다. 1 cm 두께의 아크릴

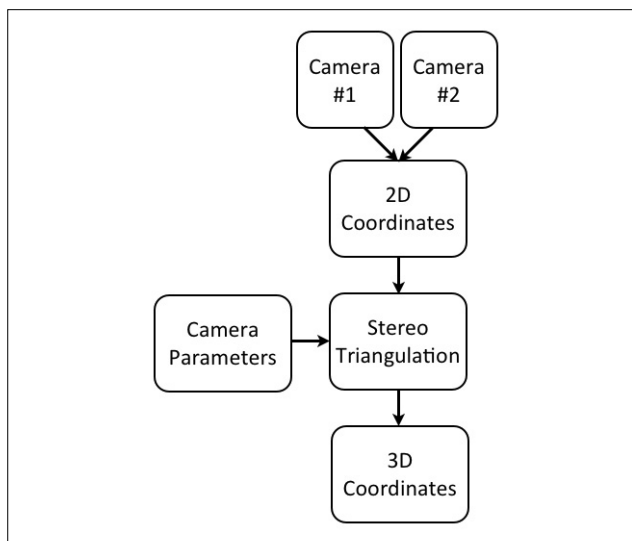


Fig. 4. Flowchart of 3 dimensional camera tracking.

판에 I자 모양으로 구멍을 뚫고 받침대를 설치하였으며, 받침대가 구멍을 따라 일직선으로 움직일 수 있도록 가공하였다. 주 시각을 담당하는 왼쪽 카메라의 센서 위치를 중심으로 수직으로 움직일 수 있게 가이드라인을 만든 다음, 아크릴판에 일정 간격 단위로 표시를 한 후 한 칸씩 뒤쪽으로 움직여가며 10개 지점의 깊이 정보를 체크하였다. 근거리(500 mm)와 중간거리(1500 mm), 그리고 원거리(3000 mm)에서 거리 별로 체크되어 있는지점마다 각각 10 mm씩 뒤로 옮겨가며 측정을 하였다.

마커 위치 정보의 정확도

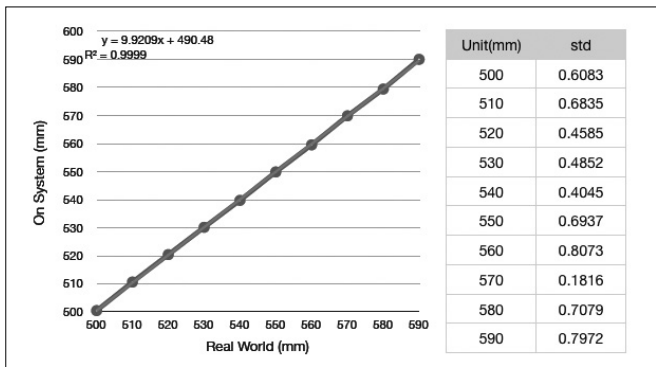
3차원으로 계산된 마커의 각 좌표들이 일정한 기준에 의해 일관적으로 표현되고 있는지 확인하기 위해 두 마커 사이의 거리를 측정하는 테스트를 시행하였다. 102 mm의 길이를 갖는 막대 양 끝에 마커를 부착시킨 후 임의의 위치에서 두 마커의 3차원 좌표를 구한 후 이를 이용하여 두 마커 사이의 거리를 계산한다. 마커는 단단히 고정되어 있고, 막대는 탄성이 없는 아크릴로 만들어져 있다. 카메라 주변의 적외선 조명이 아크릴 막대 표면에 반사되어 의도하지 않은 다른 마커로 인식되거나 다른 오차의 원인이 될 수 있어서 아크릴 막대 표면을 저반사 테이프로 감은 후 실험을 진행하였다.

T1 강조 영상 획득 환경에서의 시스템 테스트

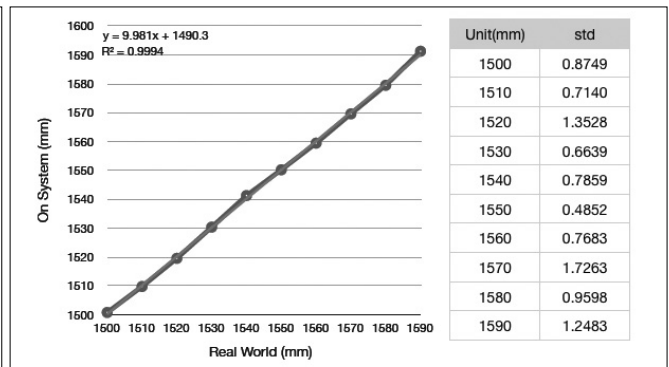
MRI 실딩 룸 내에서 자장의 변화도가 심하지 않은 T1 촬

영시의 환경에서 스테레오 비전 시스템을 비롯한 장비들이 제대로 동작하는지의 여부와 MRI 결과영상에 줄 수 있는 영향을 확인하기 위해 Philips 3T MRI 내에서 반사 마커가 부착된 안경을 착용하고 약 4 m 떨어진 곳에 시스템을 위치하고 약 5분동안 T1 강조 영상을 촬영하였다.

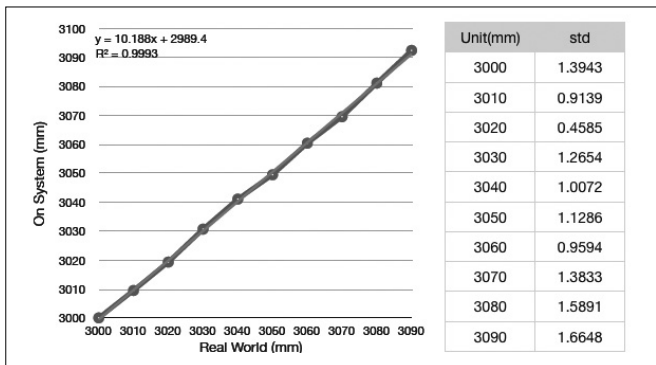
fMRI 영상 획득 환경에서의 피험자의 머리 움직임 감지
기 실험한 환경과 동일한 환경에서 피험자의 머리 부분에 안경을 이용한 반사 마커를 부착하고 약 2분동안 RF신호와 그레디언트 자장이 가해지는 기능 뇌영상(fMRI) 프로토콜을 이용하여 촬영하였다. (Field EchoEPI, EPI factor=55, FOV=210 mm, matrix size=80×80, TR=2000 ms, TE=30 ms, slice thickness=3.5 mm)각 스캔 시간 동안 피험자는 10개의 영상 단면을 찍는 시간인 20초마다 번갈아가며 머리를 움직였다. fMRI 영상 획득을 하는 동안 피험자는 초반 10개의 단면에 머리를 움직이지 않으려 노력하였고, 그 후 10개의 단면마다 움직이는 것과 멈추는 것을 번갈아가며 반복하였다. 약 4 m 떨어진 곳에서 미리 캘리브레이션을 마쳐 놓은 스테레오 비전 시스템을 이용하여 MRI 영상을 획득하는 시간 동안 피험자의 머리에 부착된 반사 마커의 움직임을 촬영하고 기록하였다. 이 결과와 피험자가 움직이는 동안 MRI 상에서 각 단면의 이미지 변화를 감지한 움직임의 결과를 비교하였다.



a



b



c

Fig. 5. Accuracy of 3 dimensional depth information from reference point.

(a) 500 mm (b) 1500 mm (c) 3000 mm

UI를 이용한 피험자 머리 움직임 검출 확인

QT(<http://qt.nokia.com>) 툴킷을 이용하여 피험자의 머리 움직임을 실시간으로 확인할 수 있는 UI를 제작하였다. 머리에서 움직임이 발생하였을시 이를 추적한 결과물을 실시간으로 나타내고, 움직임을 그래프로 나타낼 수 있도록 설계하였다. 필요에 따라 네트워크를 이용하여 움직임을 직접 처리하는 연산PC와는 별도의 PC에서 움직임 그래프를 확인할 수 있도록 하였고, 피험자가 위치하는 환경에 따라 UI의 다이얼을 이용하여 일정 크기 이상의 움직임만을 필요 없는 움직임으로 감지하고 알림 메시지를 줄 수 있도록 설계하였다.

실험 및 결과

깊이(depth) 정보의 정확도

실험 과정을 5번 반복 한 후 평균을 내어 비교한 결과 선형에 가까운 결과가 나타났다 (Fig. 5). 이것은 3차원 공간 상에서 실제로 움직인 거리와 스테레오 비전 시스템 상에서의 움직인 거리간의 관계가 일정하다는 것을 뜻하므로 높은

선형 정확도를 보여주는 시스템이라 할 수 있다.

마커 위치 정보의 정확도

실험 과정 동안 카메라의 트래킹 시야 범위 내에서 막대를 움직였고, 두개의 마커를 6646개의 프레임동안 관찰하였다. Fig. 6a의 히스토그램이 거리 오차에 대한 분포를 보여주고 있고 표준편차는 1.5779 mm 이다. 전체 6646개의 프레임 중 86.2%인 5730개의 프레임이 2 mm의 오차범위 내에 들었다.

T1 강조 영상 획득 환경에서의 시스템 테스트

실험 결과, 스테레오 비전 시스템이 MRI를 이용해 획득한 T1 강조 영상에 주는 영향은 감지되지 않았고 MRI에서 영상을 획득하는 동안 발생하는 자장 또는 RF 신호로 인해 스테레오 비전 시스템이 자장이 발생하는 쪽으로 끌려가거나 실험 과정에 다른 영향을 주는 일도 발생하지 않았다. 피험자가 실험에 참여하고 있는 환경에서 달라질 수 있는 영향을 확인하기 위해 MRI 영상을 획득하는 중간에 피험자가 원하는 때에 머리를 흔들었고, 피험자가 들어가 있을 때에도 영상의 품질에 자성 물체로 인한 영향을 받지 않았다. 이

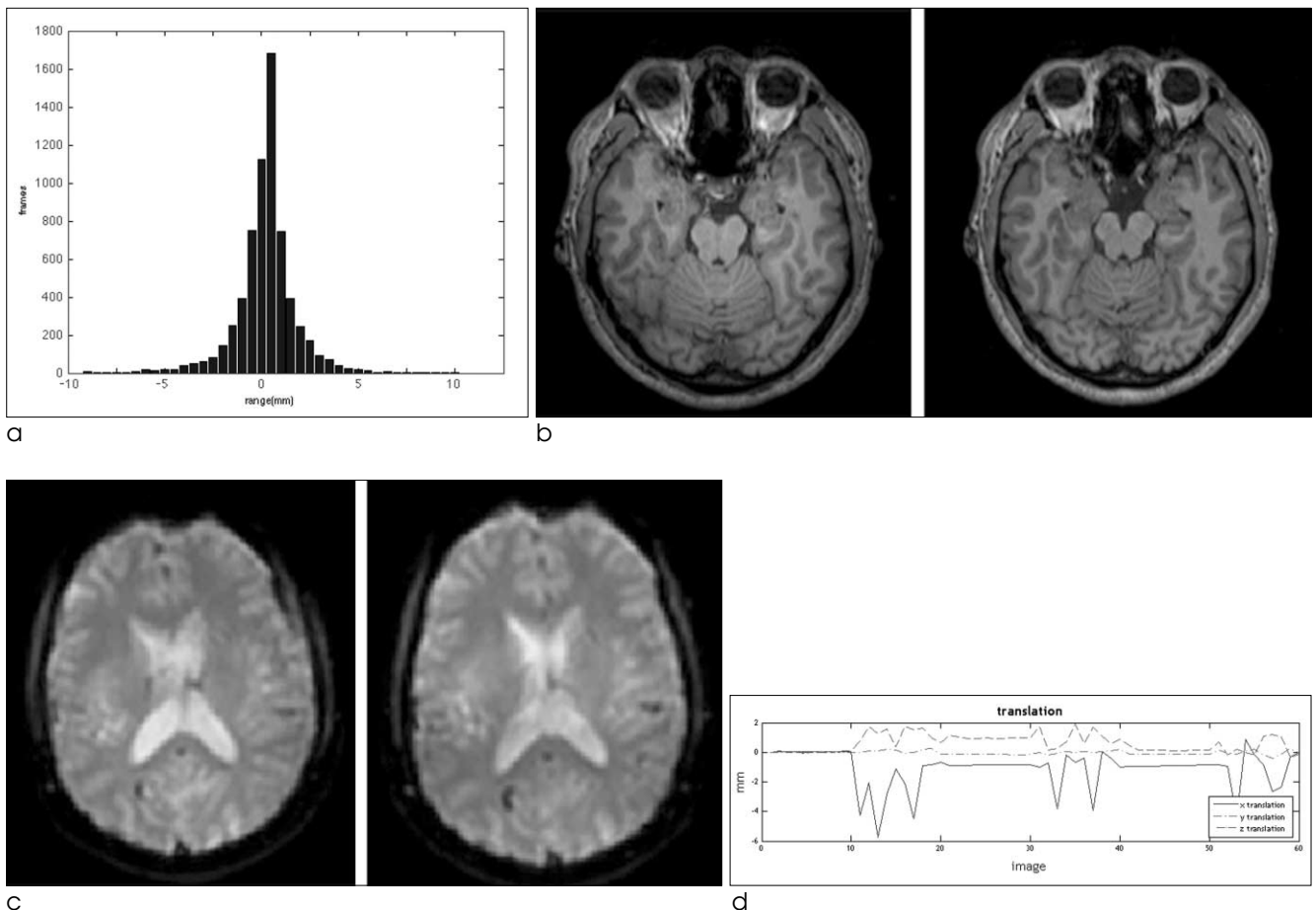


Fig. 6. (a) Error distribution between markers with fixed distance. (b) No component of the system affects result MR image quality. (c) fMRI image. (d) Head motion tracking of subject during fMRI image acquisition by using SPM

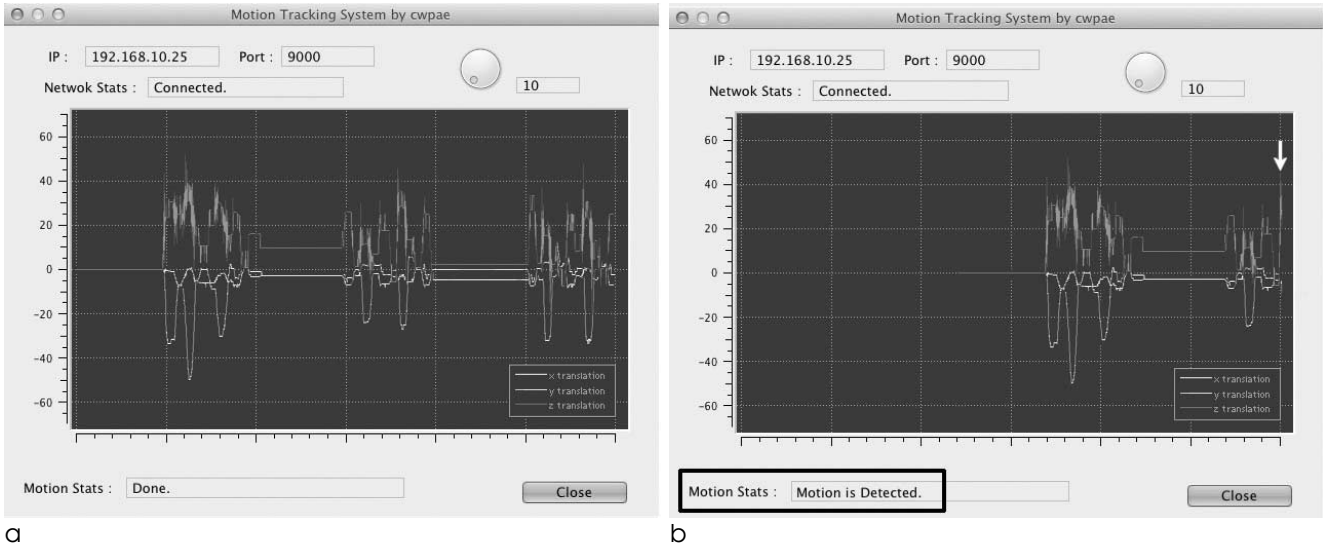


Fig. 7. Head motion tracking of subject during fMRI image acquisition by using stereo vision system and alert function. (left) result of patients head movement during MRI scanning (right) alarm message appeared when head motion is occurred.

결과물은 Fig. 6b에서 확인할 수 있으며 왼편과 오른편의 영상은 각각 스테레오 비전 시스템이 없을 때와 있을 때의 MRI 촬영 결과물이다.

fMRI 영상 획득 환경에서의 피험자의 머리 움직임 감지

fMRI 프로토콜이 T1 강조영상을 획득할 때보다 자장의 변화가 심함에도 불구하고 피험자가 움직인 동안 fMRI 영상의 품질에 자성 물체로 인한 영향을 받지 않았다(Fig. 6b). fMRI영상 중 왼편과 오른편은 각각 스테레오 비전 시스템이 있을 때와 없을 때의 fMRI 촬영 결과물이다. fMRI를 촬영하는 동안 머리가 움직인 내역은 Fig. 6c에서 확인할 수 있다. 실험을 진행한 후 MRI 영상 단면마다의 움직임을 Parametric Mapping toolbox (SPM)으로 분석하였고(17), 이동한 결과물과 비교한 결과 비슷한 형태의 움직임을 나타내는 것을 볼 수 있다.

피험자 머리 움직임 감지 시스템

Fig. 7a에서는 피험자의 머리 움직임을 추적한 결과물을 볼 수 있으며, Fig. 7b에서는 피험자의 머리 움직임이 나타나는 순간 UI 하단 부위에서 움직임을 감지하고 메시지로 알려주고 있는 것을 확인할 수 있다.

고 찰

이 연구에서 MRI를 이용하여 영상을 획득할 때의 피험자의 움직임을 감지하고 알려주는 기술을 개발하고 평가하였다. 기존에 행해진 MRI에서의 피험자 움직임 검출과 움직임을 보정하는 연구(18, 19, 20)에서는 MRI를 사용하는 환경을 고려하여 MRI의 보어 내에서 피험자의 움직임을 검출할

수 있도록 MRC社의 12M카메라(21)를 사용하였다. 이 카메라는 자기장의 영향을 받지 않아 MRI 실험실 안에서 자유롭게 사용할 수 있다는 장점이 있으나, 카메라와 영상촬영을 위한 부속품의 가격이 고가이다. 특히, 스테레오 시스템을 사용하는 환경에서는 카메라와 부속 장비가 두 세트씩 필요하게 되는데, 그 가격이 20,000 EUR에 달한다. 반면에 이 논문에서 이용한 시스템은 앞의 장비보다 저렴하고 구성이 쉬워 비교적 용이하게 구축, 사용할 수 있는 장점이 존재한다. L.Qin, et al.의 방식(18)은 MRI의 보어 안에서 특수한 카메라와 임의로 제작한 MRI 팬텀을 이용하여 캘리브레이션을 행하고 피험자의 움직임을 검출, 보정하였으나 보어 안에서 사용하는 방식은 노이즈를 탈 수 있다는 단점이 있고, 트래커의 성능이 10 Hz에 불과하기 때문에 이보다 빠른 움직임이 있을 시에는 감지하기 어렵다는 단점이 존재한다. Forman C, et al.의 방식(19)은 정확하게 피험자의 움직임을 검출해낼 수 있다는 장점이 있으나 자가인코딩(self-encoded) 마커를 쉽게 제작하기 어렵고 시스템의 전체적인 대기 시간이 길어서 MRI 촬영 시간이 길어진다는 단점이 있다. M. Zaitsev, et al.의 방식(20)은 정확한 캘리브레이션이 어렵고 촬영 환경에 방해받는 경우가 많으며, 노이즈에 취약하다는 단점이 존재한다. 본 논문에서 제안하는 방식은 가격적인 면 이외에도 쉬운 캘리브레이션이 가능하며 카메라와 조명, 안경 형식의 마커 이외의 다른 장비가 추가로 필요하지 않다는 장점이 있다.

충분한 트래킹 정확도를 얻기 위해 저왜곡(non-distortion) 카메라 렌즈를 사용하였다. 3차원 스테레오 비전의 정확도는 두 카메라 사이의 각도와 거리를 이용하여 매개변수를 계산해내는 캘리브레이션의 정확도에 달려 있고, 이 두 카메라에 대한 최적의 설정이 3차원 상에서의 좌표에 대한 정확도를 높여 주기 때문에 캘리브레이션은 이 연구에서

가장 중요한 과정 중 하나라 할 수 있다.

카메라 캘리브레이션의 방식에는 여러 가지가 있으나, 크게 시각 기반 캘리브레이션과 자가 캘리브레이션의 두 종류로 나눌 수 있다 (11). 첫째로 시각 기반 캘리브레이션은 기본적으로 3차원의 캘리브레이션 대상을 관찰함으로써 시작되고 매우 효율적이며 우수한 정확도를 가진다 (14). 캘리브레이션 대상은 보통 서로 직교하는 2~3개의 평면을 이용한다. 필요에 따라 가끔씩 아주 정밀한 움직임을 가지고 캘리브레이션을 행하는 방법도 존재한다 (10). 둘째 자가 캘리브레이션은 어떠한 캘리브레이션 대상도 사용하지 않는다. 고정된 배경을 토대로 카메라 자체를 움직임으로써, 카메라에 촬영된 고정된 배경이미지 정보만을 가지고 카메라의 이동 경로를 이용하여 2개의 제한점(constraint)를 얻어낸다 (22). 따라서 만약 같은 내부 변수를 가진 같은 카메라를 가지고 이미지를 획득했다면, 3장 이상의 이미지를 얻어냈을 때 이들 이미지 사이의 관계를 이용하여 카메라 변수들을 얻어낼 수 있다 (23, 24). 이 방식은 매우 flexible하지만 획득해야 하는 변수는 굉장히 많은 반면에 믿을 수 있는 결과물이 항상 정확하게 나올 정도의 충분한 연구가 진행되지 않았다 (25). 이 연구에서 사용한 캘리브레이션 방법은 전자이다.

다른 관점에서 보자면 움직임을 측정할 결과의 정확도는 카메라 이미지상에서 마커가 얼마나 깨끗히 검출되는냐의 정도에도 영향을 받는다. 만약 마커가 빛의 요동 등으로 인해 고정된 형태의 이미지가 아니거나 노이즈가 다수 존재하여 마커 자체의 이미지 상태가 일정하지 않다면 마커의 위치 정보도 일정하지 않게 되어서 정확도가 떨어지는 결과가 나올 수 있다. 패시브 형식의 마커는 일정 거리 내에서 사용할 때 이런 점들을 해결 할 수 있다는 장점이 있다.

캘리브레이션이 정상적으로 끝난 후에는 두 카메라 이미지에서 관찰할 수 있는 각각의 마커 중심 좌표를 대응시켰으며, 이 대응된 점들과 캘리브레이션 변수들을 이용하여 3차원 좌표를 계산해낸다. 계산되어 나온 3차원 좌표들의 단위는 밀리미터(mm)이다.

이 연구에서 사용된 fMRI는 TR이 2초이므로 2초마다 영상을 획득하며 피험자의 움직임을 찾아낼 수 있지만, 피험자가 2초 사이에 아무리 많이 움직인다 해도 다음 이미지를 얻는 순간에 원래의 위치에 가까이 있으면 움직임이 없는 것으로 인식할 수 있다. 그러나 카메라는 영상에서 마커가 얼마나 복잡하게 움직이느냐에 따라 다르지만 초당 최소 25 프레임 이상을 처리 가능하므로, 적어도 40 ms 마다의 움직임을 처리 가능하다는 장점이 있다. 다만 카메라의 재질에 따라 MRI에서 획득하는 영상에 영향을 줄 수 있으므로 되도록이면 자장에 영향을 최소화할 수 있는 재질의 카메라를 사용하는 것이 좋다.

SPM을 이용한 결과와 실제로 마커를 추적하여 얻어낸 움직임의 크기가 다른 이유는, SPM은 머리를 촬영한 이미지 자체가 움직인 정도를 계산해낸 것인 반면, 스테레오 비전

시스템에서 사용한 마커는 머리 표면에서 15 cm 떨어져 있었기 때문에 머리가 약간 움직였더라도 마커의 움직임은 크게 나타나게 된다. 이렇게 마커의 움직임을 크게 함으로써 미세한 머리의 움직임도 잘 잡아 낼 수 있는 것이 하나의 장점이다.

현재의 시스템은 피험자의 머리에 직접 부착하여 움직임의 여부를 관측하는 방식이기 때문에 피험자의 머리 움직임에 직접적인 영향을 받게 된다. 실제로 이 시스템을 사용하는 데에는 한 가지 고려해야 할 점이 있는데, 피험자의 머리가 항상 완벽히 고정되어 있는 것이 아니기 때문에 아주 약간이라도 움직임이 있으면 MRI 촬영이 이루어지는 시간 내 피험자의 움직임이 검출될 수 있다. 따라서 MRI영상에 영향을 줄 수 있다고 판단되는 움직임의 크기를 직접 UI를 통해 조정하여 그 이상의 움직임이 발견될 시에만 머리가 움직였다는 경고 메시지를 주도록 설계하였다. 이것은 Fig. 7 하단 그림에서 움직인 순간과 그에 따른 메시지가 나타나는 것을 확인할 수 있다. 현재의 시스템은 촬영 중에 피험자가 머리를 움직였는지의 여부만 관측하는 것을 목적으로 하고 있지만 더 나아가서 궁극적으로 MRI내에서의 피험자의 움직임의 방향과 정도를 검출해내고 그에 따라 손상된 MRI영상의 흔들림이나 품질을 역으로 보정하여 원래의 정상적인 영상에 가깝게 복원할 수 있는 시스템을 구축하고자 한다.

결론

MRI 영상 획득 중에 광학식으로 피험자의 머리 움직임을 감지하는 스테레오 비전 시스템을 제작하였다. 이 시스템은 실시간으로 피험자의 머리 움직임을 3차원 상에서 감지하여 MRI 영상 획득시 피험자의 움직임 여부를 관찰할 수 있게 함으로써 영상 획득 중에 피험자에 의해 발생할 수 있는 움직임이 과도해지기 전에 미리 피험자의 움직임을 감지하고 실험자가 피험자의 움직임을 방지시킬 수 있어 영상 획득 중의 움직임으로 인한 영상 손상을 최소화할 수 있다.

Acknowledgements

This work was supported by the National Research Foundation of Korea Grant funded by the Korean Government (NRF-2009-351-D00048).

참고문헌

1. 대한자기공명영상학회, 자기공명영상학, 일조각, 2008
2. Allen ED, Bryd SE, Darling CF, et al. The clinical and radiological evaluation of primary brain neoplasm in children, Part II: radiological evaluation. J Natl Med Assoc 1993;85:546-553
3. Deck MD, Hanschke C, Lee BC, et al. Computed tomography versus magnetic resonance imaging of the brain. Clin Imaging

- 1989;13:2-15
4. Bandettini PA, Wong EC, Hinks RS, Tikofsky RS, Hyde JS. Time course EPI of human brain-function during task activation. *Magn Reson Med* 1992;25:390-397
 5. Ogawa S, Tank DW, Menon R, et al. Intrinsic signal changes accompanying sensory stimulation-functional brain mapping with magnetic-resonance-imaging, *Proc. Natl Acad Sci USA*, 1992;89:5951-5955
 6. Na SM, Park HJ, Chang Y. Low Frequency fluctuation component analysis in active stimulation fMRI paradigm. *J Korean Soc Magn Reson Med* 2010;14:115-120
 7. G.Sudhir, S.Banerjee and A.Zisserman. Finding point correspondence in motion sequence preserving affine structure, *Computer Vision and Image Understanding* 1997;68:237-246
 8. V.A. Christopoulos, P. DeMuyneck and J. Cornelis. Contour simplification for segmented stillimage and video coding: algorithms and experimental results, *Signal Processing : Image Communication*, 1999;14:335-357
 9. H Chen, D Ye, et al. A technique for binocular stereo vision system calibration by the nonlinear optimization and calibration points with accurate coordinates, *Institute fo Physics Publishing Journal of Physics: Conference Series* 48, 2006
 10. Tsai RY. A versatile camera calibration technique for high accuracy 3D machine vision metrology using offtheshelf TV cameras and lenses, *IEEE Jouenal of Robotics and Automation* RA-3(4):323-344, 1987
 11. Zhengyou Zhang. A flexible new technique for camera calibration, *Technical report, Microsoft Research*, 2002
 12. B.Jean Yves, P.Pietro. Camera calibration from points and ones in dual-space geometry, *European conference on computer vision*, 1998
 13. R.I.Hartley and A. Zisserman. *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge University Press 2000:237-361
 14. O. Faugeras. *Three-dimensional computer vision: a geometric viewpoint*. MIT Press, 1993
 15. Don Koks. *A roundabout route to geometric algebra, explorations in Mathematical Physics*, Springer Science+ Business Media, LLC. 2006;144-183
 16. Chaurasia BD, Mathur BB (1976). Eyedness. *Acta Anat (Basel)* 96(2):301-305
 17. SPM, Statistical Parametric Mapping, <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>
 18. Qin L, van Gelderen P, Derbyshire JA, et al. Prospective head-movement correction for high-resolution MRI using an in-bore optical tracking system, *Magn Resonin Med* 2009;62:924-934
 19. Forman C, Aksoy M, Hornegger J, Bammer R. Self-encoded marker for optical prospective head motion correcection in MRI. *Med Image Anal* 2011;15:708-719
 20. M.Zaitsev, C.Dold, G. Sakas, et al. Magnetic resonance imaging of freely moving objects: prospective real-time motion correction using an external optical motion tracking system, *Neuroimage* 2006;31:1038-1050
 21. <http://www.mrc-systems.de/englisch/products/mrcamera.html>
 22. S.J. Maybank and O.D. Faugeras. A theory of selfcalibration of a moving camera. *The international Journal of Computer Vision* 1992;8:123-152
 23. Q.-T. Luong and O.Faugeras, Self-calibration of a moving camera from point correspondences and fundamental matrices *The International Journal of Computer Vision* 1997;22:261-289
 24. R.I. Hartley. An algorithm for self calibration from several views, *In Proc. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 908-912, Seattle, WA, June 1994
 25. S. Bounoux. From projective to euclidean space under any practical situation, a criticism of self-calibration, *In Proc. 6th International Conference on Computer Vision*, 1998;790-796

Head Motion Detection and Alarm System during MRI scanning

Chongwon Pae^{1,2}, Hae-Jeong Park^{1,2}, Dae-Jin Kim^{2,3}

¹Brain Korea 21 Project for Medical Science, Yonsei University, Seoul, Korea

²Department of Radiology and Division of Nuclear Medicine, College of Medicine, Yonsei University, Korea

³Psychological and Brain Sciences, Indiana University, 1101 East 10th Street, Bloomington Indiana 47401 USA

Purpose : During brain MRI scanning, subject's head motion can adversely affect MRI images. To minimize MR image distortion by head movement, we developed an optical tracking system to detect the 3-D movement of subjects.

Materials and Methods: The system consisted of 2 CCD cameras, two infrared illuminators, reflective sphere-type markers, and frame grabber with desktop PC. Using calibration which is the procedure to calculate intrinsic/extrinsic parameters of each camera and triangulation, the system was designed to detect 3-D coordinates of subject's head movement. We evaluated the accuracy of 3-D position of reflective markers on both test board and the real MRI scans.

Results: The stereo system computed the 3-D position of markers accurately for the test board and for the subject with glasses with attached optical reflective marker, required to make regular head motion during MRI scanning. This head motion tracking didn't affect the resulting MR images even in the environment varying magnetic gradient and several RF pulses.

Conclusion: This system has an advantage to detect subject's head motion in real-time. Using the developed system, MRI operator is able to determine whether he/she should stop or intervene in MRI acquisition to prevent more image distortions.

Index words : Magnetic resonance imaging, Functional MRI, Head motion, Motion detection

Address reprint requests to :Dae-Jin Kim, Ph.D., Department of Radiology and Division of Nuclear Medicine,
College of Medicine, Yonsei University, 134 Shinchon-dong, Sudaemoon-gu, Seoul 120-749, Korea.
Tel. 82-2-2228-2363 Fax. 82-2-312-0578 E-mail: daejkim@indiana.edu