

논문 2016-53-1-14

스테레오 비전을 이용한 마커리스 정합 : 특징점 추출 방법과 스테레오 비전의 위치에 따른 정합 정확도 평가

(Markerless Image-to-Patient Registration Using Stereo Vision : Comparison of Registration Accuracy by Feature Selection Method and Location of Stereo Bision System)

주 수 빈*, 문 정 환*, 신 기 영**

(Subin Joo, Jung-Hwan Mun, and Ki-Young Shin[Ⓞ])

요 약

본 논문에서는 얼굴 영역 수술용 네비게이션을 위한 스테레오 비전과 CT 영상을 이용하여 환자-영상 간 정합(Image to patient registration) 알고리즘의 성능을 평가한다. 환자 영상 간 정합은 스테레오 비전 영상의 특징점 추출과 이를 통한 3차원 좌표 계산, 3차원 좌표와 3차원 CT 영상과의 정합 과정을 거친다. 스테레오 비전 영상에서 3가지 얼굴 특징점 추출 방법과 3가지 정합 방법을 사용하여 생성될 수 있는 5가지 조합 중 정합 정확도가 가장 높은 방법을 평가한다. 또한 머리의 회전에 따라 환자 영상 간 정합의 정확도를 비교한다. 실험을 통해 머리의 회전 각도가 약 20도의 범위 내에서 Active Appearance Model과 Pseudo Inverse Matching을 사용한 정합의 정확도가 가장 높았으며, 각도가 20도 이상일 경우 Speeded Up Robust Features와 Iterative Closest Point를 사용하였을 때 정합 정확도가 높았다. 이 결과를 통해 회전각도가 20도 범위 내에서는 Active Appearance Model과 Pseudo Inverse Matching 방법을 사용하고, 20도 이상의 경우 Speeded Up Robust Features와 Iterative Closest Point를 이용하는 것이 정합의 오차를 줄일 수 있다.

Abstract

This study evaluates the performance of image to patient registration algorithm by using stereo vision and CT image for facial region surgical navigation. For the process of image to patient registration, feature extraction and 3D coordinate calculation are conducted, and then 3D CT image to 3D coordinate registration is conducted. Of the five combinations that can be generated by using three facial feature extraction methods and three registration methods on stereo vision image, this study evaluates the one with the highest registration accuracy. In addition, image to patient registration accuracy was compared by changing the facial rotation angle. As a result of the experiment, it turned out that when the facial rotation angle is within 20 degrees, registration using Active Appearance Model and Pseudo Inverse Matching has the highest accuracy, and when the facial rotation angle is over 20 degrees, registration using Speeded Up Robust Features and Iterative Closest Point has the highest accuracy. These results indicate that, Active Appearance Model and Pseudo Inverse Matching methods should be used in order to reduce registration error when the facial rotation angle is within 20 degrees, and Speeded Up Robust Features and Iterative Closest Point methods should be used when the facial rotation angle is over 20 degrees.

Keywords : Surgical navigation, Stereo vision, Feature selection, Markerless registration

* 정회원, 성균관대학교 바이오메카트로닉스학과
(Department of Bio-Mechatronic Engineering,
Sungkyunkwan University)

** 정회원, 한국전기연구원
(Korea Electrotechnology Research Institute)

Ⓞ Corresponding Author(E-mail: kyshin@keri.re.kr)

※ 이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임
(No. NRF-2013R1A2A2A03068269)

Received ; September 10, 2015 Revised ; December 21, 2015

Accepted ; December 28, 2015

I. 서 론

부비동염은 부비동 내부를 덮고 있는 점막에 염증이 생기는 것을 통칭하는 것으로 비염과 함께 발생하는 염증성 질환이다. 감기로 인해 급성 세균성 부비동염으로 진행되며, 증상이 12주 이상 지속되는 경우 만성 부비동염이라고 한다^[1]. 만성 부비동염의 진단은 X-ray나 CT와 같은 방사선 영상을 통해 진단하며, 치료 방법은

항생제와 같은 약물치료와 부비동 내시경 수술과 같은 외과적인 치료 방법이 있다^[2].

부비동 내시경 수술의 경우 부비동 내부의 구조가 복잡하며, 해부학적으로 뇌, 눈과 같은 주요 장기가 부비동과 근접하여 있기 때문에 수술 후 출혈, 안와 손상, 뇌척수액 유출과 같은 합병증이 나타날 수 있다^[3]. 내시경을 이용한 수술은 영상에서 수술 부위의 깊이에 대한 정보를 알 수 없기 때문에 정밀한 수술이 어려워 이러한 합병증이 나타날 수 있다. 따라서 최근 수술의 정확도를 높이기 위해 수술용 네비게이션 시스템을 이용한 수술이 증가하고 있다^[4].

수술용 네비게이션 시스템을 이용한 수술은 환자의 CT 영상과 통합된 내시경 영상을 한 화면에서 동시에 볼 수 있기 때문에 환부에 대한 관찰 및 환부의 해부학적 구조에 대한 정확한 정보를 획득할 수 있다. 이러한 수술용 네비게이션 시스템은 하드웨어적으로는 카메라 또는 자기장을 이용한 위치 정보 센싱 부분과 영상 정합을 위한 마커부분으로 나눌 수 있으며, 알고리즘적으로는 센서 캘리브레이션 모듈, 3차원 좌표 복원 모듈, 영상 정합 모듈, 실시간 마커 트래킹 모듈 등으로 나눌 수 있다. 특히 영상 정합 모듈은 좌표계가 서로 다른 3D CT영상의 좌표와 네비게이션 장비의 3D 좌표를 일치시키는 역할을 하며, 환자의 영상과 3D CT 영상을 융합하는 과정은 수술의 정확도를 결정하는데 중요한 역할을 한다^[5-6].

영상 정합을 위해서는 수술 전 환자의 얼굴에 마커를 부착한 뒤 추가적인 CT영상을 촬영하여, 마커가 부착된 환자의 3D CT 영상을 획득한다. 다음으로 네비게이션 시스템을 통해 계산된 마커의 3차원 좌표와 3D CT에서 획득된 마커의 좌표를 일치시키는 절차를 진행한다. 최근에는 마커와 같은 외부적인 장비와 추가적인 CT 촬영 없이 스테레오 비전 시스템으로 얼굴의 특징점을 추출하여 영상을 정합하는 기술들이 소개되고 있다^[7-8].

이런 과정을 통해 CT의 좌표축과 환자의 좌표축 사이에 정합이 이루어지면, 환자의 얼굴을 프레임에 고정시켜 움직이지 않도록 한다. 수술 도중 환자의 얼굴이 움직이게 되면, 정합의 오차가 증가하기 때문에 정합과정을 처음부터 다시 수행하게 된다^[9]. 이로 인해 의사는 수술시 환자의 얼굴을 움직일 수 없기 때문에, 수술 도구의 접근 자유도가 떨어지는 문제가 발생한다. 하지만 수술용 네비게이션 시스템을 사용하지 않은 기존의 얼굴 영역 수술에서는 머리의 각도를 30도 까지 움직이는

경우가 있기 때문에^[10-11], 수술용 네비게이션 시스템에서도 얼굴의 회전에 대한 영상 정합이 고려되어야 한다.

기존 수술용 네비게이션 시스템은 영상 정합의 정확도를 높이기 위해 환자 머리의 움직임을 제한시켰지만, 수술의 자유도를 높이기 위해 환자의 머리가 회전된 경우에도 CT와 환자를 정합 할 수 있는 알고리즘 개발이 필요하다. 따라서 본 연구의 목적은 다양한 얼굴 특징점 추출알고리즘을 이용하여 환자의 머리를 좌우로 0도에서 30도가량 회전시켰을 때 영상 정합의 정확도를 높일 수 있는 알고리즘을 제안하는데 있다.

II. 스테레오 비전을 이용한 환자-영상 간 정합 방법

1. 특징점 추출 방법

수술용 네비게이션의 주요 기능은 물리적 공간에 있는 환자의 좌표 정보를 획득하여 미리 준비된 3D CT와 정합 시키는 기능이다. 스테레오 비전 시스템과 특징점 추출 알고리즘을 이용하면 환자 얼굴 표면의 3차원 정보를 획득할 수 있으며 그 과정은 다음과 같다.

얼굴 표면의 포인트 세트를 획득하기 위해선 스테레오 비전으로 촬영된 두 개의 환자 얼굴 이미지에서 각각 특징점을 추출한 뒤, 서로 상응하는 점끼리 스테레오 매칭을 한다. 스테레오 매칭으로 3차원 좌표를 획득하기 위해 가장 보편적으로 사용되는 특징점 추출 방법은 C. Harris et al. (1988)가 제안한 모서리 검출기 (corner detector)를 사용한 방법 이다. 또 다른 방법으론 Harris 모서리 검출기 보다 계산 속도가 향상되고 회전/왜곡된 영상에서 특징점 추출 능력이 개선된 SURF가 있다^[13-14].

또한 본 연구에서는 환자의 얼굴 전역에 고르게 분포되어있는 포인트 세트를 뽑기 위해 active appearance model (AAM)을 사용하였다. AAM은 얼굴의 형태학적인 특징을 이용하여 눈썹, 눈, 코, 입 등의 특징을 추출하는 방법으로 본 연구에서는 G. Tzimiropoulos 의 AAM DB가 사용되었다^[15]. 스테레오 비전에서 획득된 두 이미지에 Harris 모서리 검출기, Speeded Up Robust Features (SURF), AAM 알고리즘을 적용하여 얼굴의 특징점을 추출한 뒤 Matlab - funtion matchFeature를 사용하여 두 이미지 사이에 서로 상응하는 점끼리 매칭하고, 매칭된 점들은 삼각법을 이용하여 3차원 좌표 값으로 복원 되었다 (그림 1).

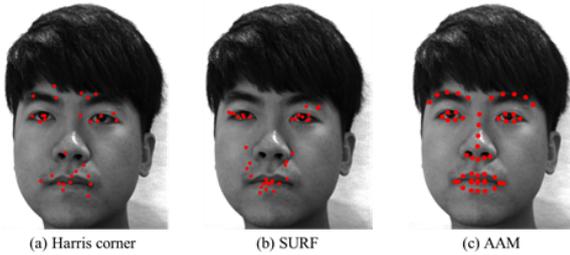


그림 1. 특징점 추출 알고리즘과 스테레오 매칭을 이용해 획득된 얼굴 표면의 3D 포인트 세트 (a) Harris 모서리 검출기 (b) SURF (C) AAM

Fig. 1. 3D point set on the surface of face acquired by using feature extraction algorithm and stereo matching (a) Harris corner detector (b) SURF (C) AAM.

2. 정합 방법

특징점 추출을 통해 스테레오 비전으로부터 획득된 환자 얼굴의 3차원 좌표는 정합 알고리즘을 이용해 3D 의료 영상과 합쳐진다. 두 좌표 세트를 정합시키기 위해 보편적으로 사용되는 Iterative Closest Point (ICP) 알고리즘은, 스테레오 매칭을 통해 획득된 환자의 얼굴 표면 포인트 세트와 3D 의료 영상에서 획득된 얼굴 영역 포인트 세트 사이에 전역 에러 값이 최소가 될 수 있는 회전/이동 행렬을 계산한다^[16]. 두 좌표 세트를 정합시키기 위해 사용된 ICP 알고리즘은 식 (1)과 같다.

$$f(R, t) = \operatorname{argmin}_f \sum_{i=1}^N \| (R s_i + t) - c_i \|^2 \quad (1)$$

R 과 t 는 회전 행렬과 이동 행렬을 의미하며 s_i 와 c_i 는 각각 스테레오 매칭으로 획득한 소스 포인트 세트와 수술 전 CT로 복원된 3D 의료 영상의 타겟 포인트 세트를 의미하며 식 (1)을 사용하여 두 포인트 세트의 전역 에러 값을 최소화 시킬 수 있는 회전/이동 행렬을 획득할 수 있다.

본 논문에서는 두 포인트 세트의 정합을 위해 추가적으로 Pseudo inverse matching (PIM) 알고리즘과 RANSAC 알고리즘을 사용하였다. 두 알고리즘 또한 소스 포인트 세트와 타겟 포인트 세트 사이의 거리를 최소로 만드는 변환행렬을 계산할 수 있으며 특히 양 데이터 세트 사이에 1:1로 상응하는 점을 알고 있을 경우 빠르고 정확한 매칭이 가능하다^[5,17].

$$S \times M = C \quad (2)$$

$$M = (S^T S)^{-1} S^T C \quad (3)$$

PIM의 계산식은 식 (2)와 식 (3)과 같다. S 는 스테레오 비전에서 획득된 특징점의 좌표이고, C 는 CT로부터 획득된 특징점의 좌표를 의미한다. 결과 적으로 4 by 4의 변환행렬 M 을 획득할 수 있다.

RANSAC 알고리즘을 사용하여, 상응하는 두 개의 포인트 세트를 정합하는 과정은 다음과 같다^[5].

1) 좌표세트 S 와 C 에서 각각 임의의 포인트 3개를 선택한다. S 는 스테레오 비전에서 획득된 특징점 세트이고 C 는 CT로부터 획득된 특징점 세트이다.

2) 앞서 선택된 3개의 포인트를, 나머지 포인트 세트에 매칭 시킬 수 있는 변환행렬 M 을 계산한다.

3) 좌표세트 S 의 포인트 s_i 를 변환행렬 M 으로 변환한 뒤, 근접한 C 의 포인트 c_i 와의 거리 d 를 계산한다. 이때 d 값이 임계치 이내이면 s_i 와 c_i 는 서로 상응하는 포인트라 정의한다.

4) 서로 상응하는 포인트의 개수와 포인트 세트를 저장한다.

5) 1) ~ 4)번 과정을 반복한 뒤, 가장 많은 상응 포인트 개수를 갖는 포인트 세트와 Horn's method를 사용하여 정합을 위한 변환행렬을 계산한다.

III. 실험 방법

1. 실험 환경과 흐름도

본 실험에서는 환자의 얼굴 이미지를 획득하기 위해 스테레오 비전 (OjOcamStereo-M031, Withrobot Co., Ltd., Korea)을 사용하였다. 이 스테레오 비전은 알루미늄 바디로 구성되어있으며 두 개의 cam은 120mm 간격으로 떨어져 있다. 스테레오 비전은 환자의 얼굴을 촬영하기 전 준비 단계에서 7x10 체스판 무늬를 이용해 캘리브레이션 되었으며 환자 얼굴의 정면으로부터 50cm 떨어진 곳에 설치되어 피험자를 촬영하였다. 스테레오 비전으로부터 획득된 두 개의 이미지는 먼저 카메라의 파라미터 값을 이용하여 카메라의 왜곡 값을 보정한 뒤, 이미지 간 수평방향 시차를 맞춰주기 위해 정류과정을 진행하였다^[18]. 다음으로, 특징점 추출의 정확도와 계산 속도를 높이기 위해 이미지로부터 환자의 얼굴 영역을 검출한 다음 획득된 얼굴 이미지에 특징점 추출 알고리즘을 적용하였다. 두 개의 환자 얼굴 이미지에서 각각 추출된 특징점들은 서로 상응하는 점끼리 매칭 되었으며, 매칭으로 획득된 특징점은 삼각법을 사용하여 3차원 좌표로 복원되었다^[19]. 이렇게 획득된 환자의 얼굴 표면의 포

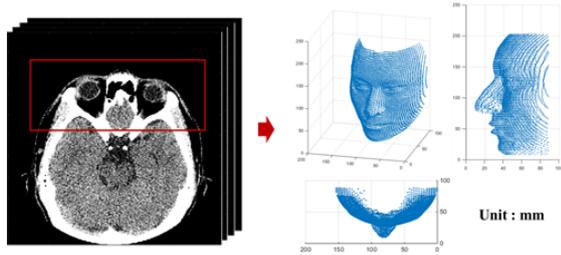


그림 2. 수술 전 촬영된 CT의 3D 모델에서 추출된 얼굴 영역의 포인트 세트

Fig. 2. Point set extracted on the facial area of preoperative CT.

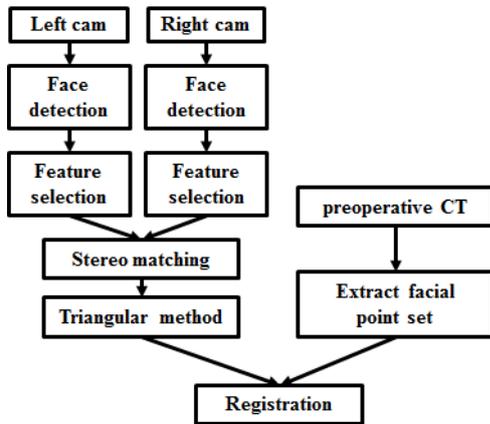


그림 3. 스테레오 비전을 이용한 마커리스 정합 실험의 흐름도

Fig. 3. Flow chart of markerless registration using stereo vision system.

인트 세트는 정합 알고리즘을 이용하여 환자의 수술 전 CT에서 복원된 얼굴 영역의 포인트 세트와 정합 되었다(그림 2). 본 실험에서 사용된 CT 이미지는 총 240장이며, 각각 512 x 512개의 픽셀과 12 bits의 해상도를 갖는다. 모든 알고리즘과 계산식은 MATLAB (Mathworks Inc., USA) 을 사용하여 구현 되었으며 전체 실험 절차는 그림 3과 같다.

2. 환자-영상 간 정합 실험

환자 얼굴 이미지에 Harris 모서리 검출기, SURF, AAM 알고리즘과 스테레오 매칭을 적용하여 복원된 얼굴의 3차원 특징점은 ICP 알고리즘을 이용하여 수술 전 CT로부터 획득된 3D 의료 영상과 정합되었다. AAM 알고리즘을 사용하여 획득된 3차원 특징점 세트의 경우 해부학적 지표 (anatomical landmarks : lateral and medial canthi of both eyes, subnasale, labiale superius)가 포함 되어 있기 때문에, 3D 의료 영상으로부터 획득된 동일한 위치의 특징점과 PIM, RAN

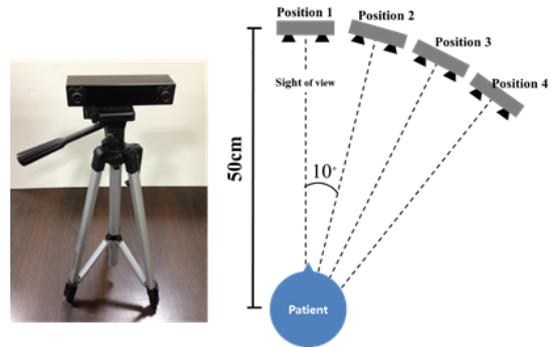


그림 4. 다양한 각도에서 환자의 얼굴을 촬영하기 위한 스테레오 비전의 위치

Fig. 4. Location of stereo vision for shooting patient's face from various angles.

SAC 알고리즘을 이용한 대응 점간(paired-point)정합이 가능하다. 특정 해부학적 지표만 추출하기 어려운 Harris 모서리 검출기와 SURF와는 다르게 AAM으로 획득된 포인트 세트의 정합에는 ICP알고리즘뿐만 아니라 대응 점간 정합을 위한 PIM, RANSAC 알고리즘도 사용되었다. 따라서 본 연구에선 환자-영상 간 정합을 위하여 Harris 모서리 검출기 + ICP, SURF + ICP, AAM + ICP, AAM + PIM 알고리즘의 조합과 AAM + RANSAC 조합을 이용한 총 5가지 방법의 정합을 수행하고 각 정합 방법들의 정확도를 비교하였다.

3. 다양한 각도에서 촬영된 환자 이미지를 이용한 환자-영상 간 정합

스테레오 비전 시스템의 촬영 위치 또는 환자 얼굴 회전 각도는 이미지상의 얼굴 형상을 변화 시키고 환자 얼굴의 3차원 특징점 세트의 획득에 영향을 미친다. 따라서 카메라가 환자를 바라보는 각도에 따른 정합 정확도가 조사되어야 한다. 얼굴 영역 수술에서 환자의 얼굴 방향을 30°까지 틀어서 수술하는 경우가 있기 때문에^[10-11], 본 연구에서는 스테레오 비전의 위치를 약 30°까지 변경하며 얼굴 표면 3차원 특징점을 추출하였다. 또한 얼굴이 좌우 대칭의 특성을 갖는다는 점을 고려하여 얼굴의 오른쪽 측면방향으로 카메라 각도를 변화시키며 실험을 진행하였다^[20]. 실험의 진행을 위해 스테레오 비전은 그림 4와 같이 환자의 시선 방향으로부터 정면에 해당하는 position 1과, 약 10°~30°에 해당하는 position 2~4에 번갈아 가며 설치하였다.

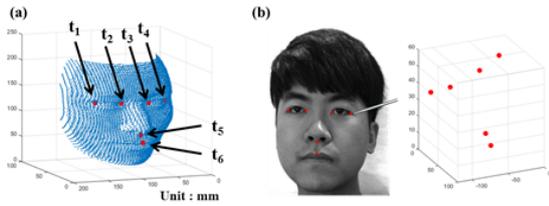


그림 5. (a) CT영상에서 추출된 해부학적 지표 (b) 스테레오 비전에서 추출된 해부학적 지표

Fig. 5. (a) Anatomical landmarks extracted from preoperative CT (b) Anatomical landmarks extracted from stereo vision.

4. 검증 방법

환자-영상 간 정합의 정확도를 검증하기 위해서, 수술 전 CT에서 획득한 검증용 타겟 포인트 세트와, 스테레오 비전으로부터 획득된 검증용 타겟 포인트 세트 사이의 거리 오차를 계산 하였다. 본 연구에서는 정합의 검증을 위해 얼굴의 해부학적 지표를 검증용 타겟 포인트로 사용하였다. 검증의 방법으로는 먼저 그림 5 (a)와 같이 수술 전 CT로부터 획득된 포인트 세트의 해부학적 지표를 target 1~6으로 정의하였다. 다음으로 그림 5 (b)와 같이 스테레오 비전과 탐침을 이용하여 환자 얼굴 중 그림 5 (a)의 포인트와 상응하는 해부학적 지표를 추출하였다^[5]. 이렇게 추출된 해부학적 지표들 간의 오차 값은 target registration error (TRE) 을 이용하여 계산 되었으며 공식은 식 (3)과 같다.

$$TRE_n = \sqrt{(X_{C_n} - X_{S_n})^2 + (Y_{C_n} - Y_{S_n})^2 + (Z_{C_n} - Z_{S_n})^2} \quad (3)$$

$X_{C_n}, Y_{C_n}, Z_{C_n}$ 은 수술 전 CT로부터 획득된 n번째 검증용 타겟 포인트를 의미하며, $X_{S_n}, Y_{S_n}, Z_{S_n}$ 는 스테레오 비전으로부터 획득된 n번째 검증용 타겟 포인트를 의미한다^[21]. 본 연구에서는 TRE를 이용하여 특징점 추출 알고리즘과 정합 알고리즘 조합에 따른 정합 정확도를 비교 검증 하였다. 본 연구에서는 총 4가지 정합 방법이 제안되었다. 제안된 방법 중 정확도가 가장 높은 알고리즘을 찾기 위한 통계적 처리 방법으로 반복측정 분산분석(repeated measure ANOVA)을 시행하였고, 통계적 유의수준은 0.05로 설정하였다^[22]. 또한 카메라가 환자의 얼굴을 향하는 각도가 알고리즘에 미치는 영향을 분석하기 위해 촬영 각도별 정합 정확도를 계산하였다.

표 1. 알고리즘 종류에 따른 TRE

Table 1. TRE by kinds of algorithms.

TRE (mm)	AAM + PIM	AAM + ICP	AAM + RANSAC	SURF + ICP	Harris Corner + ICP
Target 1	3.27	3.40	4.78	4.05	3.63
Target 2	3.08	3.23	3.79	3.80	3.75
Target 3	2.64	3.33	3.28	3.26	3.92
Target 4	2.36	3.74	3.35	2.92	3.88
Target 5	0.54	1.32	1.99	1.16	1.79
Target 6	0.32	1.93	1.80	1.08	1.43
Average	2.03 (1.29)	2.82 (0.96)	3.17 (1.12)	2.71 (1.30)	3.07 (1.14)

IV. 실험 결과

1. 특징점 추출 방법과 정합 알고리즘에 따른 정합 정확도

본 논문에서는 마커리스 정합을 위한 특징점 추출 방법으로 Harris 모서리 검출기, SURF, AAM 총 3가지가 알고리즘이 사용되었다. AAM은 해부학적인 특징점 추출이 가능하기 때문에 ICP 알고리즘 이외에 PIM, RANSAC 알고리즘의 사용이 가능하다. 따라서 본 연구에서는 표 1과 같이 총 5가지 알고리즘의 조합을 이용하여 환자-영상 간 정합을 수행하였다. 각 알고리즘 간의 정합 정확도를 비교하기 위해 6개의 검증용 포인트에서 TRE 값을 계산하였다. 5개의 알고리즘 조합을 사용하여 환자-영상 간 정합을 수행한 결과, 정합의 오차는 $AAM + PIM < SURF + ICP < AAM + ICP < Harris$ 모서리 검출기 + ICP $< AAM + RANSAC$ 순으로 나타났으며, 반복측정 분산분석(repeated measure ANOVA)을 실시한 결과 AAM + PIM 정합 방법은 다른 알고리즘들과 유의한 차이를 보인다 ($p < 0.05$).

AAM의 알고리즘의 경우 환자의 얼굴의 형태학적 특징을 이용하여 특징점을 추출하기 때문에, 수술 전 CT로부터 획득된 해부학적 지표와 동일한 위치의 특징점을 추출 할 수 있다. 따라서 두 포인트 세트의 상응하는 점들끼리 매칭이 가능하며 높은 정확도로 환자-영상 간 정합이 가능하다. 결과적으로 AAM + PIM의 정합 방법은 TRE값이 2.03mm로 4가지 방법 중 가장 높은 정합 정확도를 보인다.

2. 카메라의 촬영 위치와 정합 방법에 따른 정확도 비교

본 연구에서는 스테레오 비전으로 찍힌 이미지 내의 환자 얼굴 방향이 환자-영상 간 정합 정확도에 영향을

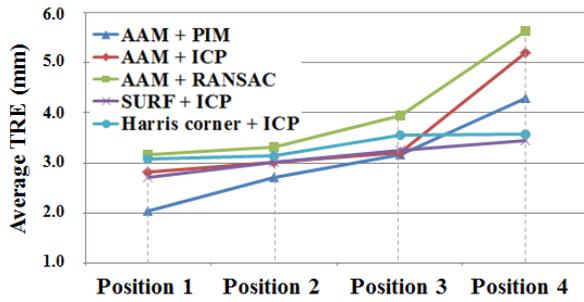


그림 6. 각 특징점 추출 방법별로 카메라 위치에 따른 정합 오차 값

Fig. 6. Registration error value according to camera location by each feature extraction method.

미치는 영향을 조사하기 위해 그림 4와 같이 카메라가 환자를 바라보는 4가지 위치(position 1~4)에 설치한 뒤 실험을 진행하였다. 실험 결과는 그림 6과 같으며, position 1~3의 위치에서는 AAM + PIM방법이 가장 높은 정합 정확도를 보였고 (TRE : 2.03mm), position 4의 위치에는 SURF + ICP를 사용한 방법이 가장 높은 정확도를 보였다 (TRE : 3.44mm).

AAM은 학습용 이미지를 이용해 제작된 DB가 필요한 통계 기반의 특징점 추출 알고리즘이기 때문에 DB로 사용된 학습용 이미지의 다양성에 영향을 받는다^[23]. 즉, AAM을 이용한 특징점 추출은 사전에 학습된 환경 및 얼굴과 유사한 이미지에선 뛰어난 성능을 보이기 때문에 그림 7 (a)와 같이 카메라가 환자의 얼굴을 정면으로 바라보는 상황일 때, 보다 정확한 특징점을 추출할 수 있다. 반면 그림 7 (c)와 같이 환자의 얼굴이 비스듬하게 찍히는 상황에선 추출된 특징점의 정확도가 정면인 경우에 비해 상대적으로 떨어진다. 특히 카메라와 멀리 떨어져 있는 특징점의 경우, 작은 픽셀의 오차라도 특징점의 3차원 좌표를 계산하는데 큰 오차를 발생시킬 수 있다. 따라서 스테레오 비전의 위치에 따른 AAM + PIM, AAM + ICP, AAM + RANSAC 방법의 정합 오차의 변화량이 SURF + ICP나 Harris 모서리 검출기 + ICP 보다 크게 나타난다.

반면에 스테레오 비전에서 획득된 두 개의 환자 얼굴 이미지에 Harris 모서리 검출 또는 SURF를 이용하여 특징점을 추출한 경우 양쪽 이미지에서 동일한 포인트를 찾기 위한 스테레오 매칭 알고리즘이 사용되기 때문에, 추출된 특징점의 3차원 좌표 계산의 오차가 적다. 그러나 촬영 각도가 증가할수록 추출되는 특징점이 얼굴의 전반적으로 고르지 않고 얼굴의 한쪽 면으로 몰리기 때문에 결과적으로 그림 6과 같이 정합의 오차가 증

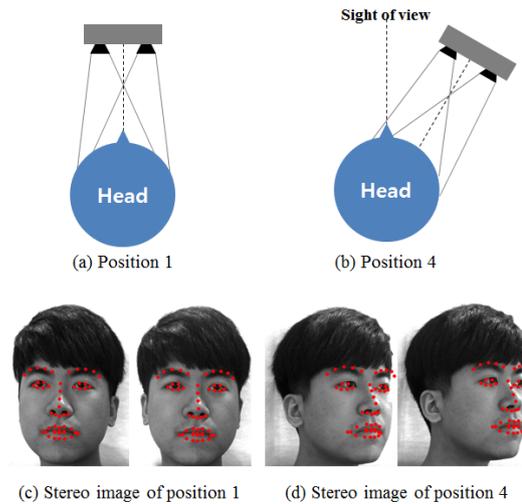


그림 7. (a) Position 1에 위치한 스테레오 비전 (b) Position 4에 위치한 스테레오 비전 (c) Position 1에서 스테레오 비전으로 촬영된 얼굴 (d) Position 4에서 촬영된 얼굴

Fig. 7. (a) Stereo vision located position 1 (b) Stereo vision located position 4 (c) Stereo vision image of position 1 (d) Stereo vision image of position 4.

가하게 된다.

V. 결론

본 논문은 스테레오 비전의 다양한 촬영 각도에서 높은 정확도로 환자와 의료 영상을 정합시킬 수 있는 마커리스 수술용 네비게이션 시스템을 제안한다. 기존 수술용 네비게이션 시스템은 환자의 공간 좌표를 획득하기 위해 감염문제가 있는 마커나 자기장에 의한 오차가 발생하는 자기식 장비들을 사용하였다. 이러한 문제 극복하기 위해 추가적인 장비가 필요 없는 마커리스 수술용 네비게이션 시스템을 제안하였다. 추가적으로, 특징점 추출 알고리즘의 종류와 스테레오 비전 시스템의 촬영 각도가 환자-영상 간 정합 정확도에 미치는 영향을 조사하였다.

스테레오 비전 카메라가 환자의 정면에 위치한 경우 제안된 5개의 특징점 추출 알고리즘(AAM + PIM, AAM + ICP, AAM + RANSAC, SURF + ICP, Harris 모서리 검출기 + ICP) 중 AAM + PIM의 조합을 이용한 환자-영상 간 정합의 오차가 2.03mm로 가장 정확한 결과를 보이며, 기존 정합 연구들이 갖는 오차 0.6~3.83mm와 유사한 결과를 보인다^[7-9]. 또한 카메라를 이용한 촬영 각도가 20도 이하인 경우에 AAM + PIM의 조합을 이용한 정합의 성능이 가장 우수하며 카메라의

각도가 20도를 넘어가는 경우 SURF + ICP의 알고리즘의 정합 성능이 우수하다.

본 연구에서 사용된 특징점 추출 알고리즘은 주변 조명 환경에 영향을 받을 수 있다는 문제와 AAM 알고리즘을 적용하기 위해 사전에 학습 데이터가 필요하다는 한계가 있으나, 제안된 기술을 이용하면 기존 수술용 네비게이션 시스템들보다 간단하고 빠른 수술준비가 가능해 질 것으로 기대된다. 또한 스테레오 카메라만을 사용하여 수술용 네비게이션 시스템 구축이 가능하기 때문에 전체 시스템의 비용도 감소되며, 수술실의 효율적인 공간 활용도 가능할 것이다.

REFERENCES

- [1] Seon-Tae Kim, "Medical Management of Chronic Rhinosinusitis," *Korean Journal of Otorhinolaryngology*, Vol. 54, no. 11, pp. 746-754, November 2011.
- [2] K. K. Min, J. H. Yoon, J. H. Jung, C. Y. Lim, I. G. Kang and S. T. Kim, "The Effect of Intensive Therapy Using Nebulized Antibiotics after Endoscopic Sinus Surgery," *Korean Journal of Otorhinolaryngology*, Vol. 51, no. 7, pp. 623-629, July 2008.
- [3] B. Kim, H. Lee, H. Song, T. Kim, M. Han and G. Oh, "Clinical Manifestations of Intracranial Complication Associated With Paranasal Sinus Infection," *Journal of the Korean Neurological Association*, Vol. 19, no. 5, pp. 457-463, 2001.
- [4] G. Strau, K. Koulechov, S. Röttger, J. Bahner, C. Trantakis, M. Hofer, W. Korb, O. Burgert, J. Meixensberger, D. Manzey, A. Dietz and T. Lüth, "Evaluation of a navigation system for ENT with surgical efficiency criteria," *The Laryngoscope*, vol. 116, no. 4, pp. 564-572, April 2006.
- [5] M. Yin, X. Shen, Y. Hu, and X. Fang, "An Automatic Registration Method Based on Fiducial Marker for Image Guided Neurosurgery System," *AsiaSim 2013*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 114-125, 2013.
- [6] 이종원, 정완균, "차세대 척추수술 로봇 기술의 현황과 전망," *대한전자공학회*, 제38권, 제11호, 55-60쪽, 2011년 11월.
- [7] J. Wang, H. Suenaga, K. Hoshi, L. Yang, E. Kobayashi, I. Sakuma, and H. Liao, "Augmented reality navigation with automatic marker-free image registration using 3-D image overlay for dental surgery," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 61, no. 4, pp. 1295-1304, 2014.
- [8] J. D. Lee, C. H. Huang, T. C. Huang, H. Y. Hsieh, and S. T. Lee, "Medical augmented reality using a markerless registration framework," *Expert Systems with Applications*, Vol. 39, no. 5, pp. 5286-5294, 2012.
- [9] O. Makiese, P. Pillai, A. Salma, S. Sammet, and M. Ammirati, "Accuracy validation in a cadaver model of cranial neuronavigation using a surface autoregistration mask." *Neurosurgery*, Vol. 67, no. 3, pp. 85-89, 2010.
- [10] Bilsky, M. H., Bentz, B., Vitaz, T., Shah, J., & Kraus, D. "Craniofacial resection for cranial base malignancies involving the infratemporal fossa," *Neurosurgery*, Vol. 57, (4 Suppl), pp. 339 - 347, 2005.
- [11] P. Cappabianca, L. Califano, and G. Iaconetta, "Cranial, craniofacial and skull base surgery," Springer, 2010.
- [12] C. Harris, and M. Stephens, "A combined corner and edge detector," In *Alvey vision conference*, Vol. 15, pp. 50, August 1988.
- [13] H. Bay, T. Tuytelaars, and L. Van Gool, "Surf: Speeded up robust features," In *Computer vision - ECCV 2006* (pp. 404-417). Springer Berlin Heidelberg, 2006.
- [14] Y. Pang, W. Li, Y. Yuan, and J. Pan, "Fully affine invariant SURF for image matching," *Neurocomputing*, Vol. 85, pp. 6-10, 2012.
- [15] G. Tzimiropoulos, and M. Pantic, "Optimization problems for fast aam fitting in-the-wild," In *Computer Vision (ICCV), 2013 IEEE International Conference on* (pp. 593-600), IEEE, December 2013.
- [16] B. Lee, C. Kim and R. Park, "Derivation of a Confidence Matrix for Orientation Components in the ICP Algorithm," *Journal of the Korean Institute of Telematics and Electronics S. S.*, Vol. 35, no. 12, pp. 69-76, September 1998.
- [17] M. Staroswiecki, "Fault tolerant control: the pseudo-inverse method revisited," In *23rd IFAC World Congress* (No. 2), July 2005.
- [18] K. Y. Shin, and J. H. Mun, "A multi-camera calibration method using a 3-axis frame and wand," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 13, no. 2, pp. 283-289, 2012.
- [19] S. Lee, Y. Han and H. Hahn, "A New Stereo Matching Method based on Reliability Space," *Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea SP*, Vol. 6, pp. 82-90,

November 2010.

- [20] Melfi, R., Kondra, S., & Petrosino, A. (2013). Human activity modeling by spatio temporal textural appearance. *Pattern Recognition Letters*, 34(15), 1990-1994.
- [21] A. Ahmadian, A. F. Kazerooni, S. Mohagheghi, K. A. Khoiy, and M. S. Hosseini, "A region-based anatomical landmark configuration for sinus surgery using image guided navigation system: A phantom-study," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, Vol. 42, no. 6, pp. 816-824, 2014.
- [22] T. Sim, H. Kwon, S. E. Oh, S. B. Joo, A. Choi, H. M. Heo, K. Kisun, and J. H. Mun, "Predicting Complete Ground Reaction Forces and Moments During Gait With Insole Plantar Pressure Information Using a Wavelet Neural Network," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 137, no. 9, 2015.
- [23] T. F. Cootes, G. V. Wheeler, K. N. Walker, and C. J. Taylor, "View-based active appearance models," *Image and vision computing*, Vol. 20, no. 9, pp. 657-664, 2002.

저 자 소 개

주 수 빈(정회원)

2013년 성균관대학교 바이오메카트로닉스 학사 졸업.

2015년 성균관대학교 바이오메카트로닉스 석사 졸업.

<주관심분야 : 생체신호처리, 생체신호계측, 의용전기전자>

신 기 영(정회원)

2004년 성균관대학교 바이오메카트로닉스 학사 졸업.

2006년 성균관대학교 생명공학과석사 졸업.

2011년 성균관대학교 생명공학과박사 졸업.

2011년~현재 한국전기연구원 선임연구원

<주관심분야 : 생체신호처리, 의료영상처리, 컴퓨터비전>

문 정 환(정회원)

1987년 성균관대학교 생물기전공학과 학사 졸업.

1989년 성균관대학교 생물기전공학과 석사 졸업.

1998년 Ph. D. in Biomedical Engineering
University of Iowa.

2000년~2006년 University of Iowa, Assistant
Professor

2002년~현재 성균관대학교 바이오메카트로닉스
학과 교수

<주관심분야 : 의용전기전자, 생체역학, 생체계측
신호처리>