

## 뉴로내비게이션 시스템 표면정합에 대한 병변 정합 오차의 회전적 특성 분석: 팬텀 연구

박현준 · 문정환 · 유학제 · 신기영<sup>1</sup> · 심태용\*

성균관대학교 바이오메카트로닉스학과, <sup>1</sup>한국전기연구원

### Rotational Characteristics of Target Registration Error for Contour-based Registration in Neuronavigation System: A Phantom Study

Hyun-Joon Park, Jung Hwan Mun, Hakje Yoo, Ki-Young Shin<sup>1</sup> and Taeyong Sim\*

*Department of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Korea*

*<sup>1</sup>Korea Electrotechnology Research Institute, Korea*

(Manuscript received 10 March 2016; revised 27 April 2016; accepted 28 April 2016)

**Abstract:** In this study, we investigated the rotational characteristics which were comprised of directionality and linearity of target registration error (TRE) as a study in advance to enhance the accuracy of contour-based registration in neuronavigation. For the experiment, two rigid head phantoms that have different faces with specially designed target frame fixed inside of the phantoms were used. Three-dimensional coordinates of facial surface point cloud and target point of the phantoms were acquired using computed tomography (CT) and 3D scanner. Iterative closest point (ICP) method was used for registration of two different point cloud and the directionality and linearity of TRE in overall head were calculated by using 3D position of targets after registration. As a result, it was represented that TRE had consistent direction in overall head region and was increased in linear fashion as distance from facial surface, but did not show high linearity. These results indicated that it is possible for decrease TRE by controlling orientation of facial surface point cloud acquired from scanner, and the prediction of TRE from surface registration error can decrease the registration accuracy in lesion. In the further studies, we have to develop the contour-based registration method for improvement of accuracy by considering rotational characteristics of TRE.

**Key words:** Neuronavigation, Image-guided surgery, Contour-based registration, Target registration error, Rotational characteristics

## 1. 서 론

뉴로내비게이션 시스템(Neuronavigation system)은 수술 도구의 3차원적 위치를 수술 전에 촬영한 환자의 영상위

에 실시간으로 가시화하여 정확한 수술을 수행할 수 있도록 지원하는 의료장비이다. 이러한 뉴로내비게이션의 임상적 유용성을 검증하는 연구는 지속적으로 수행되고 있으며[1-6], 최근에는 정확한 수술의 계획과 수행을 위해 필수적인 장비로 인식되고 있어 그 사용이 지속적으로 증가하고 있다.

뉴로내비게이션의 정확도를 결정하는 핵심적인 단계는 수술 중에 획득한 환자의 해부학적 신체정보와 수술 전에 획득한 의료영상정보를 일치시키는 단계이며[7,8], 이를 환자-의료영상 간 정합(Image-to-patient registration)이라고 한다. 정합 방식은 크게 점정합(Paired-point registration)과 표면정합(Contour-based registration)으로 분류될 수

Corresponding Author : Taeyong Sim  
Department of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University 2066 Seobu-ro, Jangan-gu, Suwon-si, Gyeonggi-do 440-746, Korea  
TEL: +82-31-290-7903 / E-mail: tysim@skku.edu  
이 논문은 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. NRF-2015R1C1A1-A02036784).

있다[8]. 점정합은 표지자 마커(Fiducial marker)를 환자의 머리에 부착한 후 수술 직전에 영상데이터를 획득하고 수술 중에는 추적장치를 이용해 대응되는 표지자 마커의 위치를 획득하여 의료영상공간과 실제 환자공간 상의 변환을 계산하는 방법이다. 점정합은 정확하고 안정된 결과를 제시하기 때문에 현재 임상에서 가장 많이 활용되고 있지만, 수술 직전에 추가적인 의료영상 촬영이 필요하여 방사선 노출 또는 의료비용 증가가 발생하며, 영상 획득 후 수술실로 이동하여 정합이 완료될 때까지 표지자 마커들이 고정되어 있어야만 정확도를 보장할 수 있다는 단점이 있다[9]. 반면에 표면정합은 추가적인 의료영상촬영이 필요 없고 편리하지만, 정합이 수행되는 얼굴 표면부 보다 실제 병변이 존재할 수 있는 머리 심층부에서 병변 정합 오차(Target registration error, TRE)가 증가하는 문제점을 가지고 있다[8,10-12].

표면정합의 병변 정합 오차를 감소시키기 위해서는 먼저 병변 정합 오차의 특성을 이해하는 것이 중요하지만, 아직까지 표면정합의 병변 정합 오차 특성은 점정합에 비해 명확하게 구명되지 않았다. 일부 선행연구에서는 표면정합의 병변 정합 오차가 점정합에 비해 크다고 제시하였으나[13, 14], 또 다른 연구들에서는 유사한 오차가 나타난다고 제시되어[3,15] 일관된 결과를 보여주지 못하고 있다. 최근, Wang and Song[16]은 표면정합에서 병변 정합 오차의 분포 특성을 기존 연구들보다 구체적으로 분석하였다. 저자들은 시뮬레이션을 통해 병변 정합 오차의 분포에 영향을 미치는 요인들로 획득되는 점군집(Point cloud)의 좌우 대칭성, 획득 위치, 스캐닝 에러의 양을 제시하였으며, 전후방향(Anterior-posterior)에서는 얼굴 표면부가 대체로 낮은 병변 정합 오차를 나타냈고, 내외측방향(Medial-lateral)과 상하방향(Superior-inferior)에서는 머리 중심부에서 낮은 병변 정합 오차를 나타낸다고 하였다. 또한 Ledderose et al. [12]은 표면정합을 위해 얼굴을 스캐닝 할 경우 정면에서 좌우 대칭성을 유지하며 점군집을 획득하는 것이 측면에서 획득하는 경우보다 병변 정합 오차가 감소한다고 보고하였고, Schicho et al.[17]은 레이저 스캐너를 이용하여 최대한 많은 수의 점을 획득하는 것이 병변에서의 정합 정확도를 향상시킬 수 있다고 제시하였다. 위와 같은 선행연구들은 공통적으로 표면정합 시 얼굴 표면부 보다 머리 심층부에서 정합오차가 증가한다는 결과를 제시하였고, 얼굴 표면 점군집을 획득하는 방법(스캐닝 점의 개수, 대칭성, 위치 등)을 조정하여 표면부를 보다 정확하게 정합시킴으로써 병변 정합 오차의 감소 효과를 얻고자 하였다.

표면정합 시 머리 심층부에서 병변 정합 오차가 증가하는 것은 정합 과정에서 얼굴 표면 정보만이 이용되고 강체 변환(Rigid transformation)이 수행되기 때문이다[8,11]. 표면정합의 기본적인 개념은 수술 전에 의료영상(CT, MRI 등)

에서 획득한 얼굴 표면 점군집과 수술 중에 위치 추적장치 또는 스캐너를 이용해 획득한 환자의 얼굴 표면 점군집의 대응점 간 오차를 최소화 함으로써 두 얼굴 표면 형상을 최대한 일치시키는 것이다. 하지만 이 두 점군집은 서로 다른 장비에서 획득되기 때문에 이를 구성하는 점들의 좌표, 개수, 분포, 영역 등이 상이할 수 밖에 없다. 따라서 정합 후 두 점군집은 현실적으로 완벽하게 일치되지 못하고 약간의 자세방위(Orientation) 차이가 발생할 수 밖에 없으며, 이 차이에 의해 얼굴 표면부에서는 병변 정합 오차가 작게 나타나지만, 머리 심층부로 갈수록 병변 정합 오차가 점점 증가하는 회전 오차(Residual rotation error, RRE)의 특성이 발생하게 된다(그림 1). 그림에도 불구하고 기존 연구들에서는 머리 심층부의 일부 병변에서 병변 정합 오차가 크다는 결과만을 주로 제시하였을 뿐, 현재까지 머리 심층부에서의 회전 오차 특성에 대한 정량화 및 분석이 구체적으로 수행되지 않았다. 따라서 본 연구에서는 뉴로내비게이션 표면정합 시 머리 심층부에서 나타나는 회전 오차의 특성을 정량화하여 분석함으로써 병변 정합 오차 증가 문제의 원인에 대한 객관적 기초 자료를 제시하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 데이터 획득 방법

임상적 환경에서는 병변 정합 오차를 측정하기 위해 머리 안쪽 전체에 많은 수의 타겟점(가상의 병변)을 배치하는 것이 불가능하므로, 본 실험에서는 서로 다른 얼굴을 가지는 두 개의 머리 모형을 자체적으로 설계하였다(그림 2). 먼저 머리 안쪽 공간에 전체적으로 타겟점을 배치하기 위해 산업용 3D 프린터(ZPrinter 650, 3DSYSTEMS, Rock Hill, South Carolina, USA)를 이용해 타겟프레임이 제작되었다(그림 3). 타겟점들은 얼굴 표면부에서 가까운 첫 번째 타겟점의 위치를 기준으로 10 mm 간격으로 머리 뒤쪽으로 배치되었고, 관상면상에서 머리의 중앙, 우측, 좌측에 3열(35 mm 간격)로, 윗입술 부분에서부터 이마 위쪽까지 5단(35 mm 간

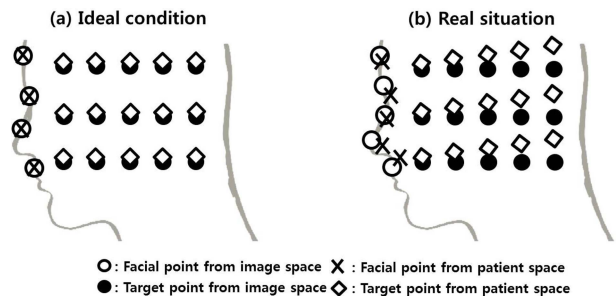


그림 1. 표면정합 시 회전 오차에 의한 병변 정합 오차 증가.  
Fig. 1. Conceptual description of residual rotation error in contour-based registration.

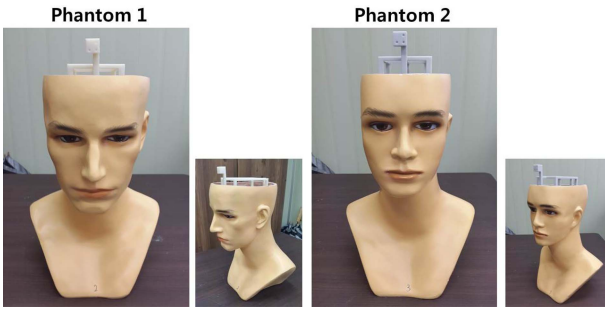


그림 2. 자체 제작된 실험용 머리 모형.  
Fig. 2. View of the rigid head phantoms.

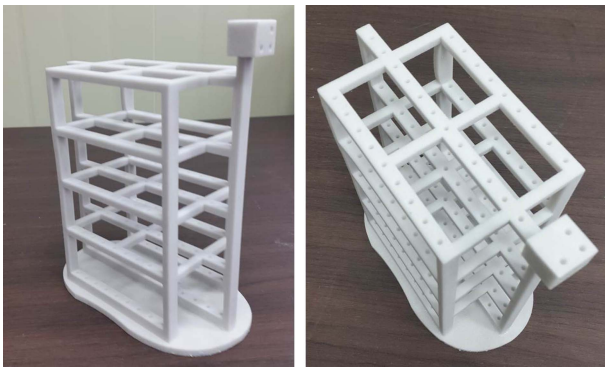


그림 3. 타겟프레임 디자인.  
Fig. 3. Target frame design.

격)으로 배치되었다. 타겟의 총 개수는 135개이며 위와 같이 제작된 타겟프레임은 공업용 접착제를 이용해 마네킹의 머리 안쪽에 삽입되어 단단히 고정되었다.

제작된 모형의 데이터를 획득하기 위해서는 두 가지 장비가 사용되었다. 먼저 컴퓨터 단층촬영장비(Computed tomography, CT; GE Lightspeed 16, General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin, USA)를 이용하여 0.625 mm 간격, 512×512의 해상도(픽셀 사이즈 = 0.5332 mm)로 방사선 영상 촬영하여 이 영상을 모형의 수술 전 영상이라 가정하였다. CT 영상에서는 보편적으로 사용되는 Marching cube[18]를 이용해 모형의 얼굴 표면 점군집의 3차원 좌표를 획득하였고, 타겟점들의 좌표는 The Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) workbench [19]를 이용하여 매뉴얼 방식으로 획득하였다. 두 번째로 3차원 스캐너(Global Advantage, Hexagon Metrology, North Kingstown, RI, USA)를 이용해 모형의 얼굴 표면과 타겟프레임의 상단에 고정되어 있는 정육면체의 형상(그림 3)을 스캐닝 하였다. 실제로 모형의 머리 안쪽에 고정되어 있는 타겟점들의 좌표는 3D 스캐너를 이용해 직접적으로 스캐닝 할 수 없다. 따라서 타겟프레임에는 타겟점들과의 상대 위치가 미리 정의되어 있는 정육면체를 이마 위쪽에 추

가로 설계하였고, 3D 스캐너에서는 이 정육면체의 형상을 스캐닝한 후 면과 꼭짓점을 이용해 지역좌표계를 생성하여 이 좌표계에 대한 타겟점들의 3차원 좌표를 획득하였다. 최종적인 타겟점들의 좌표는 스캐너 좌표계(scanner coordinate system)와 정육면체의 지역좌표계 간 변환을 통해 산출하였다. 위와 같은 과정으로 3D 스캐너를 이용해 모형의 얼굴 표면 점군집과 타겟점들의 3차원 좌표를 동시에 획득하였고, 이를 수술 중에 획득한 모형의 해부학적 신체정보로 가정하였다. 스캐닝 과정에서 얼굴 표면 점군집의 좌표는 윗입술에서부터 이마 윗부분까지 획득되었는데, 이는 일반적으로 수술 중에 입에 튜브가 삽입되어 변형이 일어나는 부분을 배제시켰기 때문이다. 모든 스캐닝 과정은 30회 반복되었고 최종적으로 각 모형에 대해 30개의 스캔 데이터를 획득하였다.

## 2. 회전 오차의 특성 정량화(방향성, 선형성)

두 가지 장비에서 획득된 얼굴 표면 점군집을 정합하기 위해 표면정합에서 가장 일반적으로 사용되는 Iterative closest point (ICP)가 이용되었다[20]. 표면정합에서는 두 표면 간 정합이 정확하게 이루어졌는지 평가하기 위해 보통 표면 정합 오차(surface registration error, SRE)가 사용된다. 그러나 이는 정합 후 두 표면 점군집의 평균 거리를 의미하는 것이며, 임상에서는 실제 병변에서의 오차를 나타내는 병변 정합 오차가 더 중요하게 고려된다. 병변 정합 오차는 정합 후 대응되는 각 타겟점(병변)에 대한 유클리디안 거리이며, 다음과 같이 정의된다.

$$TRE = \sqrt{\frac{1}{N_T} \sum_{i=1}^{N_T} (T_i^s \cdot P_i^s - P_i^c)^2} \quad \text{식(1)}$$

$N_T$ 는 전체 타겟점들의 수 이고,  $T_i^s$ 는 스캐너 공간에서 CT 공간으로의 변환이며,  $P_i^s$ 는 스캐너 공간에서 타겟점의 좌표,  $P_i^c$ 는 CT 공간에서의 타겟점 좌표이다.

병변 정합 오차는 많은 선형연구들에서 정확도를 나타내는 지표로 사용되어 왔으며, 대응되는 두 타겟점 간의 거리를 의미하므로 스칼라량 이다. 그러나 머리 심층부에서 병변 정합 오차가 커지는 것은 회전 오차에 기인한다(그림 1). 본 연구에서는 이러한 회전 오차의 특성을 분석하기 위해 회전 오차의 방향성( $RRE_d$ -similarity)과 선형성( $RRE_l$ )을 정량화 하였다. 먼저 회전 오차의 방향성을 정량화 하는 과정은 다음과 같다(그림 4(a)).

1. 정합 후 CT와 스캐너에서 각각 획득한 대응되는 타겟점들 중 머리 앞쪽에서 뒤쪽으로 배치되어 있는 한 계열의 타겟점들을 한 개의 그룹으로 정의한다. 따라서 한 개의 타겟 그룹에는 2개(CT와 스캐너) 열의 타겟점 좌표들이 포함된다.

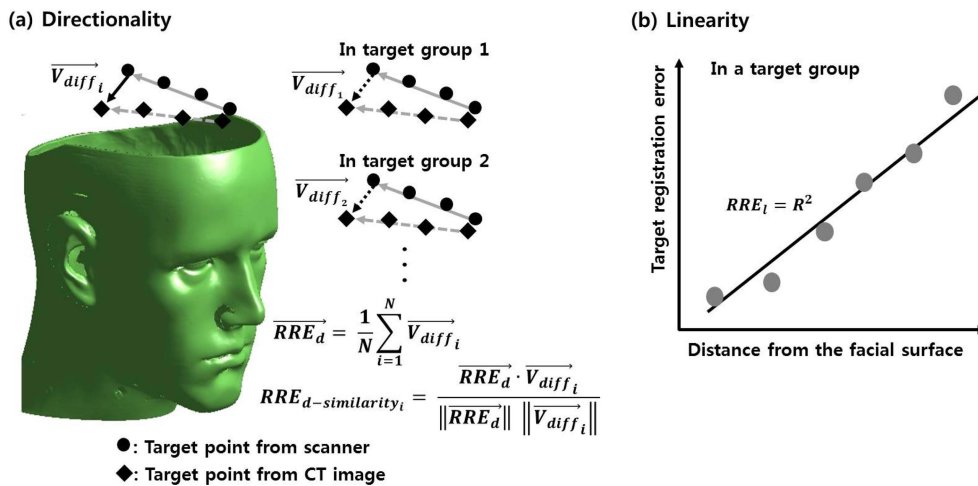


그림 4. 회전 오차의 방향성( $RRE_{d-similarity}$ ) 및 선형성( $RRE_l$ ) 정의.  
 Fig. 4. Definition of  $RRE_{d-similarity}$ , and  $RRE_l$ .

2. 각 열에 배치되어 있는 타겟점들의 모든 좌표를 이용하여 회귀직선을 계산한다. 이 회귀직선의 방향은 각 열에 배치된 타겟점들의 대표 방향을 의미한다.
3. 각 열의 타겟점들 중 얼굴에서 가장 가까운 타겟점과 가장 먼 타겟점의 좌표를 회귀직선 방정식에 대입하여 각 열 타겟점들의 방향에 대한 대표 벡터를 구한다. 한 개의 타겟 그룹에서는 2개의 대표 벡터가 산출되며, CT의 타겟점들 대표 벡터( $V_{CT}$ )에서 스캐너의 타겟점들 대표 벡터( $V_{scanner}$ )를 빼서 두 벡터의 차이에 대한 정규화된 방향 벡터( $\vec{V}_{diff}$ )를 구한다.

$$\vec{V}_{diff} = \frac{(\vec{V}_{CT} - \vec{V}_{scanner})}{\|(\vec{V}_{CT} - \vec{V}_{scanner})\|} \quad \text{식(2)}$$

4. 한 개의 타겟 그룹에서는 한 개의 방향벡터가 산출되는데, 1-3단계와 동일한 과정을 모든 타겟 그룹에 대해 시행하고 이들에 대한 평균벡터를 전체 타겟의 회전 오차 벡터( $RRE_d$ )로 사용한다.  $RRE_d$ 는 다음과 같이 정의된다. (본 연구에서는 모형의 머리 안쪽 전반에 걸쳐 15개의 그룹이 존재하므로 15개의 방향벡터가 산출되며, 이들에 대한 평균벡터를 사용하였다).

$$\vec{RRE}_d = \frac{1}{N_{TG}} \sum_{i=1}^{N_{TG}} \vec{V}_{diff_i} \quad \text{식(3)}$$

여기서  $N_{TG}$ 은 타겟 그룹의 개수 이다.

5. 4단계 에서 구한 평균벡터를 기준벡터로 선정한 후 각 타겟 그룹의 방향벡터와 코사인 유사도(cosine similarity)를 계산한다.

$$RRE_{d-similarity_i} = \text{cosine similarity}(\vec{RRE}_d, \vec{V}_{diff_i}) = \frac{\vec{RRE}_d \cdot \vec{V}_{diff_i}}{\|\vec{RRE}_d\| \|\vec{V}_{diff_i}\|} \quad \text{식(4)}$$

결과적으로  $RRE_d$ 는 정합 후 머리 전체 타겟점들의 회전 오차에 대한 평균 방향을 의미하며,  $RRE_{d-similarity}$ 는 각 타겟 그룹의 회전 오차 방향이 평균적인 회전 오차 방향과 얼마나 유사한 지를 나타내고 그 값이 1에 가까울수록 유사성이 크다는 것을 의미한다.

$RRE$ 은 얼굴 표면부에서 머리 심층부로 갈수록 병변 정합 오차의 크기가 선형적으로 증가하는지를 정량화한 것으로, 각 타겟 그룹에서 얼굴 표면으로부터의 거리에 대한 병변 정합 오차 값으로 선형회귀식을 계산한 후 이것의 결정 계수( $R^2$ )로 정의하며, 그 값이 1에 가까울수록 선형성이 크다는 것을 의미한다(그림 4(b)).

### 3. 통계분석

각 타겟점의 병변 정합 오차 및 각 타겟 그룹의  $RRE_{d-similarity}$ 와  $RRE_l$ 은 30회 반복 데이터에 대한 평균을 대표값으로 사용하였다. 얼굴 표면으로부터의 거리에 따른 병변 정합 오차는 상관계수를 이용하여 증가 또는 감소 경향을 나타냈으며, 양의 상관계수는 증가 경향을, 음의 상관계수는 감소 경향을 나타낸다.  $RRE_{d-similarity}$ 와  $RRE_l$ 은 각 타겟 그룹의 방향성과 선형성을 나타낸다. 그러나 회전 오차의 특성을 정량화 하기 위해서는 머리 속의 모든 타겟 그룹에 대해 유사성을 판단해야 한다(그림 1). 따라서 본 연구에서는 급내상관계수(Intraclass correlation coefficient, ICC)를 사용하였다. 모든 통계 분석에서는 SPSS statistics 21.0 (SPSS Institute, Armonk, New York, USA)이 사용되었으며, 모든 유의수준은 0.05로 설정하였다.

### III. 연구 결과 및 고찰

그림 5는 얼굴 표면으로부터의 거리에 대한 머리 윗부분,

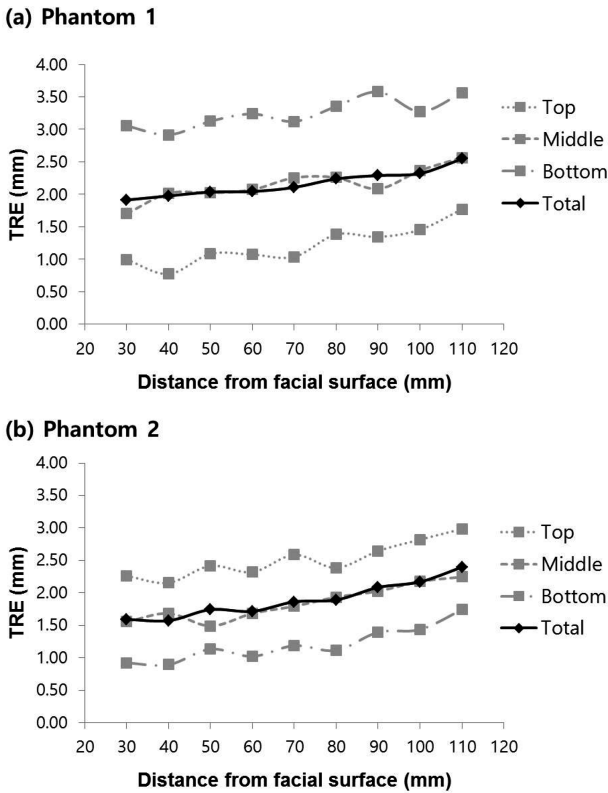


그림 5. 얼굴 표면으로부터의 거리에 대한 병변 정합 오차.

Fig. 5. Target registration error with respect to distance from facial surface.

72

중간부분, 아랫부분, 머리 전체 타겟점들의 병변 정합 오차 평균을 나타낸다. 대표적으로 머리 전체 타겟점들에 대하여 Phantom 1의 경우 얼굴 표면부와 가장 가까운 타겟점들의 병변 정합 오차는 평균 1.91 mm, 표준편차  $\pm 0.84$  mm, 범위 0.62-3.20 mm 이고, 가장 먼 타겟점들의 병변 정합 오차는 평균 2.55 mm, 표준편차  $\pm 0.75$  mm, 범위 1.19-3.97 mm로 나타났다. Phantom 2의 경우 얼굴 표면부와 가장 가까운 타겟점들의 병변 정합 오차는 평균 1.59 mm, 표준편차  $\pm 0.48$  mm, 범위 0.59-2.32 mm 이고, 가장 먼 타겟점들의 병변 정합 오차는 평균 2.40 mm, 표준편차  $\pm 0.56$  mm, 범위 1.13-3.37 mm로 나타났다. 또한 얼굴 표면부로부터의 거리와 병변 정합 오차 간의 상관계수는 Phantom 1의 경우 머리 윗부분이 0.91, 중간부분이 0.89, 아랫부분이 0.84, 머리 전체가 0.97로 나타났고, Phantom 2의 경우 머리 윗부분이 0.91, 중간부분이 0.95, 아랫부분이 0.92, 머리 전체가 0.97로 나타났다. 모든 상관계수는 통계적으로 유의한 양의 상관관계를 나타냈다( $p < 0.05$ ). Phantom 1, 2 모두에서 얼굴 표면부와 가까운 타겟점들에서는 병변 정합 오차가 낮게 나타났고 머리 심층부로 갈수록 병변 정합 오차는 증가하는 경향을 나타냈다(그림 5). 이는 선행연구들의 결과와 유사하며[8,11,12,16,17], ICP에 의해 강제변환이

표 1. 각 타겟 그룹의  $RRE_{d-similarity}$  및  $RRE_l$  결과.

Table 1. Results of  $RRE_{d-similarity}$  and  $RRE_l$  for each target groups.

No. of target group	Phantom 1		Phantom 2	
	$RRE_{d-similarity}$	$RRE_l$	$RRE_{d-similarity}$	$RRE_l$
1	0.96	0.80	0.93	0.76
2	0.95	0.55	0.93	0.65
3	0.97	0.72	0.89	0.64
4	0.97	0.45	0.91	0.57
5	0.95	0.85	0.90	0.85
6	0.96	0.71	0.89	0.55
7	0.97	0.82	0.83	0.79
8	0.97	0.49	0.92	0.49
9	0.97	0.36	0.93	0.83
10	0.97	0.64	0.91	0.19
11	0.87	0.66	0.92	0.84
12	0.94	0.48	0.89	0.76
13	0.97	0.79	0.92	0.69
14	0.97	0.10	0.89	0.77
15	0.97	0.46	0.93	0.63
Mean	0.96	0.59	0.91	0.67
S.D.†	0.02	0.20	0.02	0.17
ICC	0.96*	0.70*	0.95*	0.67*

†: Standard deviation; \*:  $p < 0.05$

수행되는 과정에서 회전 오차가 나타나기 때문이다[8,11].

$RRE_{d-similarity}$ 는 Phantom 1의 경우 15개 타겟 그룹에서 평균 0.96, 표준편차  $\pm 0.02$ , 범위 0.87-0.97로 나타났으며, 급내상관계수는 0.96( $p < 0.05$ )으로 나타났다. Phantom 2의 경우 평균 0.91, 표준편차  $\pm 0.02$ , 범위 0.83-0.93으로 나타났으며, 급내상관계수는 0.95( $p < 0.05$ )로 나타났다(표 1).  $RRE_{d-similarity}$ 는 각 타겟 그룹 간 회전 오차 방향의 유사성을 나타낸다. 본 연구에서 사용된 15개의 타겟 그룹은 머리에 전체적으로 배치되어 있는데, 2개의 모형에서 모든 타겟 그룹의  $RRE_{d-similarity}$ 는 1에 매우 가까운 값을 나타냈고, 이에 대한 급내상관계수 또한 매우 높은 값으로 나타났다. 이는 머리 전 영역에 분포되어 있는 모든 타겟 그룹의 회전 오차가 일관된 방향으로 나타나는 것이라 할 수 있으며 다시 말하면, 표면 정합 후 스캐너에서 측정된 타겟점들의 위치는 CT에서 측정된 타겟점들의 위치에 대해 모두 일정한 방향으로 회전되어 있음을 나타낸다. 이러한 결과는 선행연구들에서 정량적으로 제시하지 못했던 회전 오차의 특성을 명확하게 제시해 주는 것이며, 정합에 사용되는 표면 점군집의 회전량 조절을 통해 병변 정합 오차를 감소시킬 수 있다는 가능성을 보여준다.

$RRE_L$ 은 Phantom 1의 경우 15개 타겟 그룹에서 평균 0.59, 표준편차  $\pm 0.20$ , 범위 0.10-0.85로 나타났으며, 급내 상관계수는 0.70( $p < 0.05$ )으로 나타났다. Phantom 2의 경우 평균 0.67, 표준편차  $\pm 0.17$ , 범위 0.19-0.85로 나타났으며, 급내상관계수는 0.67( $p < 0.05$ )로 나타났다(표 1).  $RRE_L$ 은 각 타겟 그룹에서 나타나는 병변 정합 오차 크기의 선형성을 의미하는데, 본 연구의 결과에서는 병변 정합 오차가 머리 심층부로 갈수록 선형적으로 증가하는 경향을 나타내기는 하지만 매우 높은 선형성을 가지는 것은 아니며, 그것의 일관성 또한 높지 않게 나타났다. 이는 결국 병변의 위치에 따라 병변 정합 오차의 증가량이 달라질 수 있다는 것을 의미한다. Shamir et al.의 연구[10]에서는 표면정합 시 머리 심층부의 병변 정합 오차를 거리에 따라 완벽하게 선형적으로 증가하는 것으로 예측하였으나 이는 그림 1과 같은 회전 오차의 성질을 단순하게 CT영상에 표시해주는 정도로 제시한 것으로, 실제 병변에서의 정합 오차를 측정하여 그것의 특성을 반영하지 않았기 때문에 임상에서 직접 활용되기는 어렵다. 또한 본 연구에서 나타난 것처럼 병변 정합 오차는 얼굴 표면부에서 멀어질수록 완벽하게 선형적으로 증가하지 않기 때문에 얼굴 표면에서의 오차를 이용해 병변에서의 오차를 예측하는 것은 매우 주의해야 할 사항이라 사료된다.

#### IV. 결 론

표면 정합은 쉽고 추가적인 의료영상이 필요없다는 장점에도 불구하고 병변에서의 정합 정확도가 낮아 점정합에 비해 상대적으로 활용도가 낮다. 본 연구에서는 표면 정합의 정확도를 향상시키기 위한 사전연구로 먼저 병변 영역에서 나타나는 회전 오차의 특성을 정량화하여 분석하였고, 결론적으로 회전 오차는 머리 전체 영역에서 일관된 방향을 나타내며, 얼굴 표면에서 멀어질수록 선형적으로 증가하는 경향을 나타내지만 그 선형성은 높지 않다는 사실을 제시하였다. 이러한 결과는 정합에 사용되는 표면 점군집의 방향 조절을 통해 병변 정합 오차를 감소시킬 수 있다는 가능성을 보여주는 것이며, 회전 오차의 특성은 정합 정확도를 향상시킬 수 있는 새로운 정합 방법 연구에 활용될 수 있을 것으로 기대된다. 그러나 본 연구에서 제시한 회전 오차 측정 방법은 실제 타겟점이 존재해야만 이용할 수 있기 때문에 아직 임상에서 직접 활용되기 어렵다. 따라서, 연구자들은 병변 영역에서 나타나는 회전 오차의 특성을 이해하는 것에만 초점을 맞추어야 한다. 향후 연구에서는 회전 오차를 야기하는 표면 점군집 간 불일치 현상을 분석하고, 병변 정합 오차를 감소시킬 수 있도록 표면 점군집의 회전량을 조절하는 방법이 개발되어야 한다.

#### References

- [1] A. Mert, L. S. Gan, E. Knosp, G. R. Sutherland, and S. Wolfsberger, "Advanced cranial navigation" *Neurosurgery*, vol. 72 Suppl 1, pp. 43-53, 2013.
- [2] R. Marmulla, T. Lüth, J. Mühling, and S. Hassfeld, "Automated laser registration in image-guided surgery: evaluation of the correlation between laser scan resolution and navigation accuracy" *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 33, no. 7, pp. 642-648, 2004.
- [3] W. K. Pfisterer, S. Papadopoulos, D. A. Drumm, K. Smith, and M. C. Preul, "Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy" *Neurosurgery*, vol. 62, no. 3 Suppl 1, pp. 201-7; discussion 207-8, 2008.
- [4] J. Schlaier, J. Warnat, and A. Brawanski, "Registration accuracy and practicability of laser-directed surface matching" *Comput. Aided Surg.*, vol. 7, no. 5, pp. 284-290, 2002.
- [5] N. McLaughlin, R. L. Carrau, A. B. Kassam, and D. F. Kelly, "Neuronavigation in endonasal pituitary and skull base surgery using an autoregistration mask without head fixation: an assessment of accuracy and practicality" *J. Neurol. Surg. A. Cent. Eur. Neurosurg.*, vol. 73, no. 6, pp. 351-357, 2012.
- [6] A. I. Omara, M. Wang, Y. Fan, and Z. Song, "Anatomical landmarks for point-matching registration in image-guided neurosurgery" *The Int. J. Med. Robot. Comp.*, vol. 10, no. 1, pp. 55-64, 2014.
- [7] J. M. Fitzpatrick, "The role of registration in accurate surgical guidance" *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, vol. 224, no. 5, pp. 607-622, 2010.
- [8] G. Eggers, J. Mühling, and R. Marmulla, "Image-to-patient registration techniques in head surgery" *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 35, no. 12, pp. 1081-1095, 2006.
- [9] Y. Fan, D. Jiang, M. Wang, and Z. Song, "A new markerless patient-to-image registration method using a portable 3D scanner" *Med. Phys.*, vol. 41, no. 10, pp. 101910, 2014.
- [10] R. R. Shamir, M. Freiman, L. Joskowicz, S. Spektor, and Y. Shoshan, "Surface-based facial scan registration in neuronavigation procedures: a clinical study: Clinical article" *J. Neurosurg.*, vol. 111, no. 6, pp. 1201-1206, 2009.
- [11] A. Raabe, R. Krishnan, R. Wolff, E. Hermann, M. Zimmermann, and V. Seifert, "Laser surface scanning for patient registration in intracranial image-guided surgery" *Neurosurgery*, vol. 50, no. 4, pp. 797-803, 2002.
- [12] G. J. Ledderose, K. Stelter, A. Leunig, and H. Hagedorn, "Surface laser registration in ENT-surgery: accuracy in the paranasal sinuses-a cadaveric study" *Rhinology*, vol. 45, no. 4, pp. 281, 2007.
- [13] C. R. Mascott, J. C. Sol, P. Bousquet, J. Lagarrigue, Y. Lazorthes, and V. Lauwers-Cances, "Quantification of true in vivo (application) accuracy in cranial image-guided surgery: influence of mode of patient registration" *Neurosurgery*, vol. 59, no. 1 Suppl 1, pp. ONS146-56; discussion ONS146-56, 2006.
- [14] P. A. Woerdeman, P. W. Willems, H. J. Noordmans, C. A. Tulleken, and van der Sprenkel, Jan Willem Berkelbach, "Application accuracy in frameless image-guided neurosurgery: a comparison study of three patient-to-image registration methods" *J. Neurosurg.*, vol. 106, no. 6, pp. 1012-1016,

- 2007.
- [15] S. M. Hardy, C. Melroy, D. R. White, M. Dubin, and B. Senior, "A comparison of computer-aided surgery registration methods for endoscopic sinus surgery" *Am. J. Rhinol.*, vol. 20, no. 1, pp. 48-52, 2006.
- [16] M. N. Wang and Z. J. Song, "Properties of the target registration error for surface matching in neuronavigation" *Comput. Aided Surg.*, vol. 16, no. 4, pp. 161-169, 2011.
- [17] K. Schicho, M. Figl, R. Seemann, M. Donat, M. L. Pretterklieber, W. Birkfellner, A. Reichwein, F. Wanschitz, F. Kainberger, and H. Bergmann, "Comparison of laser surface scanning and fiducial marker-based registration in frameless stereotaxy: technical note" *J. Neurosurg.*, vol. 106, no. 4, pp. 704-709, 2007.
- [18] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," in *ACM SIGGRAPH computer graphics 1987*, pp. 163-169.
- [19] <http://mitk.org/wiki/MITK>
- [20] P. BESL and N. MCKAY, "A method for registration of 3-D shapes" *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 14, no. 2, pp. 239-256, 1992.