



삼각측량기법을 이용한 광학추적장치의 상악골 변위 계측에 대한 정확성 검증

경규영¹ · 김성민^{1,2} · 이종호^{1,2} · 명 훈^{1,2} · 김명진^{1,2}

서울대학교 치의학대학원 ¹치위학과, ²구강악안면외과학교실, 치학연구소

Abstract

Accuracy Verification of Optical Tracking System for the Maxillary Displacement Estimation by Using of Triangulation

Kyu Young Kyung¹, Soung Min Kim^{1,2}, Jong Ho Lee^{1,2}, Hoon Myoung^{1,2}, Myung Jin Kim^{1,2}

Departments of ¹Dentistry, ²Oral and Maxillofacial Surgery, Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

Purpose: Triangulation is the process of determining the location of a point by measuring angles to it from known points at either end of a fixed baseline. This point can be fixed as the third point of a triangle with one known side and two known angles. The aim of this study was to find a clinically adaptable method for applying an optical tracking navigation system to orthognathic surgery and to estimate its accuracy of measuring the bone displacement by use of triangulation methods.

Methods: In orthognathic surgery, the head position is not fixed as in neurosurgery, so that a head tracker is needed to establish the reference point on the head surface byusing an optical tracking system. However, the operation field is interfered by its bulkiness that makes its clinical use difficult. To solve this problem, we designed a method using an Aquaplast splinting material and a mini-screw in applying a head tracker on a patient's forehead. After that, we estimated the accuracy of measuring displacements of the ball marker by an optical tracking system with a conventional head tracker (Group A) and with a newly designed head tracker (Group B). Measured values of ball markers' displacements by each optical tracking system were compared with values obtained from fusion CT images for an estimation of accuracy.

Results: The accuracy of the optical tracking system with a conventional head tracker (Group A) is not suitable for clinical usage. Measured and predictable errors are larger than 10 mm. The optical tracking system with a newly designed head tracker (Group B) shows 1.59 mm, 6.34 mm, and 9.52 mm errorsin threeclinical cases.

Conclusion: Most errors were brought on mainly from a lack of reproducibility of the head tracker position. The accuracy of the optical tracking system with a newly designed head tracker can be a useful method in further orthognathic navigation surgery even though the average error is higher than 2.0 mm.

Key words: Accuracy, Head tracker, Optical tracking system, Orthognathic surgery, Triangulation

원고 접수일 2011년 11월 2일, 원고 수정일 2011년 12월 13일,
게재 확정일 2011년 12월 13일

책임저자 김명진
(110-768) 서울시 종로구 연건동 275-1, 서울대학교 치과대학 서울대학교치과병원
구강악안면외과
Tel: 02-2072-2632, Fax: 02-766-4948, E-mail: myungkim@snu.ac.kr

RECEIVED November 2, 2011, REVISED December 13, 2011,
ACCEPTED December 13, 2011

Correspondence to Myung Jin Kim
Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Seoul National University Dental
Hospital, School of Dentistry, Seoul National University
275-1, Yeongeon-dong, Jongno-gu, Seoul 110-768, Korea
Tel: 82-2-2072-2632, Fax: 82-2-766-4948, E-mail: myungkim@snu.ac.kr

© This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

구강악안면외과 의사에게 필수적인 수술 분야인 악교정 수술을 성공적으로 진행하기 위해서는 정확한 측정을 통하여 상악골 및 하악골의 골편을 적절한 위치에 고정시키는 것이 무엇보다 중요하며, 동시에 심미적으로 환자가 만족할 수 있고 기능적으로도 좋은 결과를 얻기 위한 상악골과 하악골이 이상적인 정중선을 유지하며 좌우 대칭을 이루면서 3차원적으로 계획된 위치에 잘 고정되어야 하는 것이 기본 술기라 할 수 있다. 이를 위해 현재까지 일반적으로 활용되고 있는 방법은 반조절성 교합기(semiadjustable articulator)에 인기된 모형상에서 치료 계획에 따라 모형 수술을 시행한 후, 이를 바탕으로 제작된 중간스프린트(intermediate splint)를 수술중에 사용하여 하악골에 기준하여 상악골을 재위치시키는 것이었다. 이는 실제 수술에서 환자 하악골의 움직임이 최소한이라는 가정하에 중간스프린트를 하악골에 기준하여 두개골에서 분리된 상악골을 원하는 위치에 고정하는 것으로서 재위치된 상악골은 수술 전에 계획한 측정점 간의 거리 변화 및 술자의 경험적인 판단에 의존하여 고정됨으로써 수술이 진행되게 된다. 그러나, 이 방법은 수술 도중에 임상적인 수작업으로 변위되는 정도를 측정해야 하며, 환자 머리의 위치, 부종 정도 및 근육이완제의 사용 정도 등의 수술 시 변화하는 환경의 영향을 많이 받게 될 뿐 아니라, 수작업에 의존하는 기존의 방사선 사진과 모형 분석 및 교합기상의 모형 제작에 의존하는 방법에서 크게 벗어나지 못하는 단점이 있어 왔다[1-3].

정확성을 보다 향상시키기 위한 방안으로서 악교정 수술에서 상악골 고정을 위한 실시간 측정을 바탕으로 하는 광학추적장치(optical tracking system)를 이용한 항법수술법이 외국에서 일부 제안되었고, 여러 선행연구들이 이루어져 왔다. 광학추적장치를 이용한 항법 수술을 하기 위해서는 광학추적 카메라, 적외선 반사체(infrared reflector) 및 이를 운용하기 위한 컴퓨터 프로그램으로 구성된 시스템이 구축되어야 한다[3-8]. 컴퓨터 프로그램은 수술계획 정보를 바탕으로 술 전 상악골의 위치로부터 술 후 상악골의 고정 위치를 계산해내어 삼차원 컴퓨터 단층촬영(3-dimensional computed tomography, 3D CT)의 화면상에 표시하여 수술중 원하는 목표위치로 안내할 수 있어야 한다. 본 연구진은 최근에 이러한 수술 전후의 상악골의 변화 양상에 대한 유사변환 공식을 적용하여 변환 알고리즘 변환식을 구한 바 있었으며, 급속조형모델(rapid prototyping model)을 이용하여 가상 수술을 시행하여 상악골 이동 시 기준점에 대한 거리를 측정하여 광학추적장치의 악교정 수술 시 적용에 대한 일관된 연구를 진행한 바 있었다[3,4].

삼각측량기법(triangulation)은 대표적인 위치측도 기법으로 인공위성 위치확인 시스템(global positioning system, GPS)의 측위원리이며, 동시에 삼면법 측위방법이라고도 불리는 측위 방

식 중 하나로서 본 연구에서 수술 전후의 공간적 위치를 측정하기 위하여 의학적으로 적용하였다[9,10]. 최근까지 시판되고 있는 광학추적장치는 악교정 수술을 목적으로 개발된 것이 아니어서 그 적용방식이 번거롭고 술자를 비롯한 수술진의 시술을 방해하는 측면이 있어 왔다. 또한, 광학추적장치를 이용한 측정 자체의 정확성도 아직 충분한 검증이 이루어지지 않았기에 본 연구에서는 수술 중에 광학추적장치를 시술에 방해 없이 적용하기 위한 보다 실용적이면서 정확성과 재현성을 담보할 수 있는 방안을 강구하고자 프로씨 제1형 골절단술(Le Fort I osteotomy)을 시행한 환자를 대상으로 광학추적장치를 적용하기 위한 방법을 삼각측량기법을 이용하여 고안하였기에 보고하고자 한다.

연구방법

1. 하드웨어 및 소프트웨어 구성

본 연구에서는 광학추적 방식으로 NDI사의 Polaris Vicra (Northern Digital Inc Co., Ontario, Canada) 광학 카메라(Fig. 1A)의 수동적 방식을 사용하였고 수술기구에 적외선 반사체(Fig. 1B)를 부착하였다. 구표지자 스프린트는 2가지 용도로 사용하여 악교정 수술 전의 3D CT와 피험자와의 정보를 연동시키기는 등록과정에서 사용하였고, 동시에 구표지자의 위치 변화를 통해 골편의 이동을 측정하는 측정점의 용도로 사용하였다. 이러한 두 가지 용도를 감안하여 스프린트 설계 시 구표지자의 위치는 수직적 높이를 달리하여 우측 구치부, 우측 견치부, 전치부, 좌측 견치부 및 좌측 구치부의 다섯 부위로 위치시켜서 제작하였다(Fig. 1C). Computed tomography (CT)상에서 표지가 잘 되게 하기 위해 표지자는 직경 5.0 mm의 금속구로 제작하였으며, 등록과정과 측정을 위해서는 여러 Probe의 말단부를 금속구 부분에 정확하고 재현성 있게 적합시켜야 하므로 금속구에 라운드 버를 이용하여 직경 약 1.5 mm 크기의 반구 형태의 홈을 파서 사용하였다. 구표지자의 수직적 높이를 달리함으로써 등록과정에 있어 범위를 넓혀 악교정 수술 범위 내에서 정확성을 높이도록 고려하였다.

적외선 반사체(infrared reflector)가 달린 두부장착 추적장치(head tracker)는 신경외과 수술 시 많이 활용되는 장치이나 악교정 수술은 신경외과 수술과는 달리 수술 중 두부가 고정되지 않는 단점이 있어서, 광학추적장치를 사용할 경우 절대 좌표계를 기반으로 할 수 없고, 두부의 특징점을 기준점으로 하여 이로부터 상대적인 좌표관계를 확립해야 측정 시 두부의 위치가 변해도 그 위치관계가 변하지 않음을 고려하였다. 광학추적장치 체계에서는 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치가 두부상에 기준점을 설정해 주는 역할을 하므로 재부착 시 기존의 헤어밴드 형태의 상품인 Polaris Vicra의 부속품을 활용하였으며 적외선 반사체

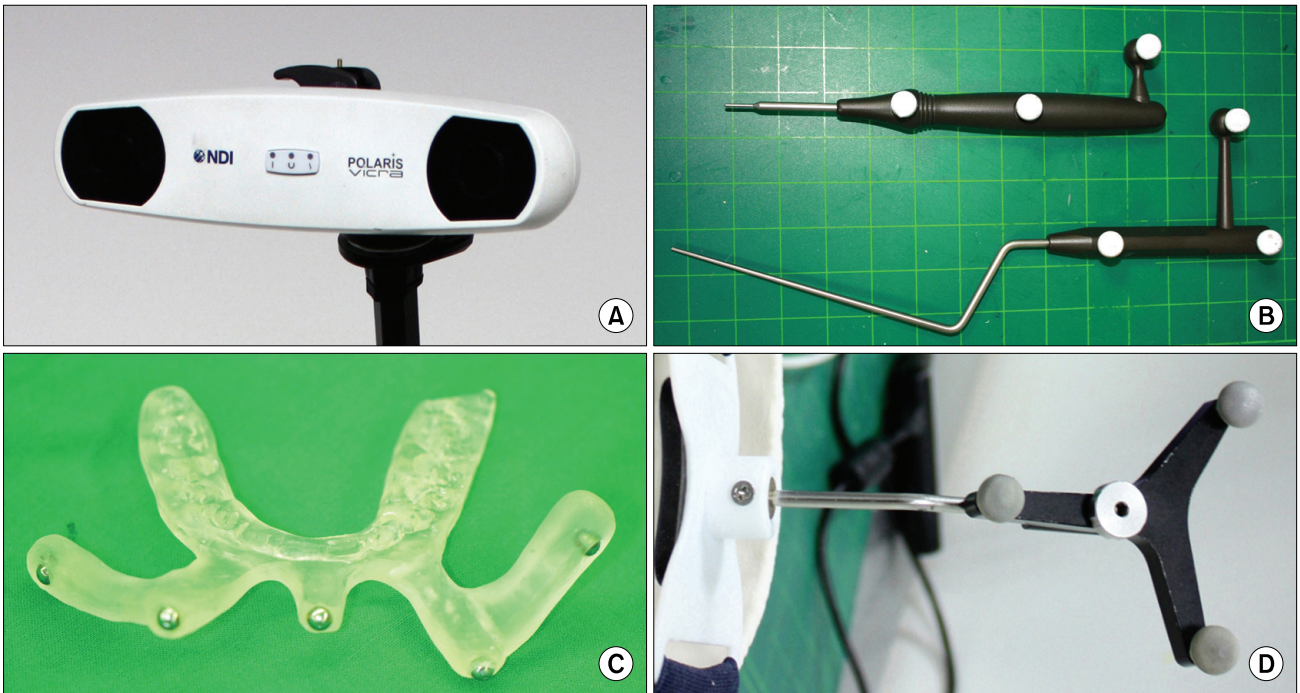


Fig. 1. Hardwares used in this clinical study, (A) Infrared Polaris Vicra (Northern Digital Inc Co., Ontario, Canada) camera, (B) Registration probe with infrared reflectors (upper) and TSA Probe (lower, Cybermed Co., Seoul, Korea), (C) Surgical stent with five metal ball markers in different positions designed for this study, (D) Head Tracker with infrared reflectors (Cybermed Co.).

가 달려 있는 기구의 위치는 기준점이 되는 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치와의 상대적 위치 관계를 통해 결정되도록 고안하였다(Fig. 1D). 또한, 고정을 확고히하고 보다 높은 재현성을 위해 아쿠아플라스터(Aquaplast splinting material, Jeonseong, Seoul, Korea)와 작은 고정나사를 이용하여 재장착 되도록 동시에 고안하여 진행하였다(Fig. 2). 안면 인상체는 비근점(nasion)보다 약간 하방에서 시작하여 비근점을 포함하고 안와 부위는 피해야 하며 이마의 2/3 정도를 덮도록 디자인하였다. 악교정 수술 시 계측을 위하여 비근점에 작은 고정 나사를 식립하게 되는데 이를 이용하여 첫 고정을 시행하고, 좌, 우 상안와연 부근에 2개의 작은 고정나사를 더 식립하여 고정성을 높였다. 안면 인상체 위에 다시 고정나사를 이용하여 두부장착 추적장치를 고정하였는데 고정된 나사만 풀거나 조여 줌으로써 탈착 및 재장착 과정을 정확하고 재현성 있게 수행하도록 하였다.

Cybermed사에서 개발된 Ondemand3D (Cybermed Co., Seoul, Korea) 항법 수술용 프로그램을 활용하여 광학추적장치의 제어 및 이를 활용한 계측을 시행하였다. 우선 대상 환자의 CT 영상 파일을 이 프로그램의 데이터베이스에 입력해야 하는데 이 때 CT 영상 파일은 이차원적인 단층촬영상을 의학용 디지털 영상통신(digital imaging and communications in medicine, DICOM)으로 변환하여 입력하였다. 이 프로그램은 적외선 카메라가 인지한 기구 및 탐침(probe)의 현 위치를 CT 화면에 표시할 수 있으며 CT 화면상에서 거리 계측이 가능하다. 지정된 복수의

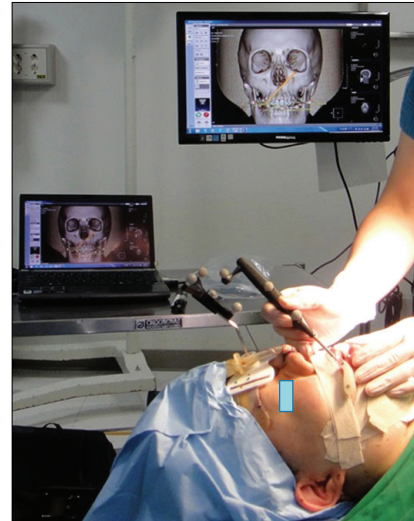


Fig. 2. Registration Process for mapping between the person and computed tomography image. Aquaplast (Jeonseong, Seoul, Korea) splinting material and mini-screw were used for fixation of head tracker.

위치로부터 특정 위치까지의 거리를 동시에 측정할 수도 있는데 본 연구에서는 술 후 구표지자의 위치좌표를 추정하기 위하여 이 기능을 이용하여 술 전 5개의 구표지자들의 위치로부터 술 후 변환된 위치에 놓여 있는 각 구표지자까지의 거리를 측정하였다(Fig. 3). 이 프로그램에는 maximal mutual information

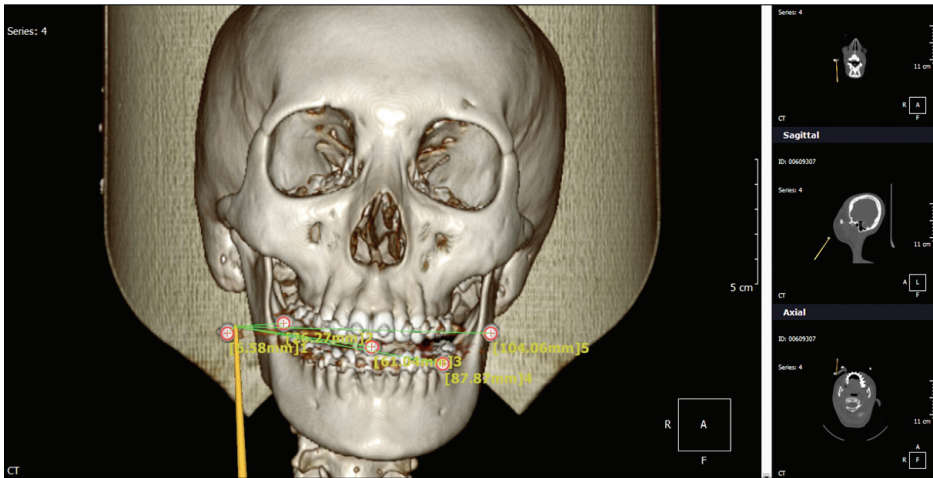


Fig. 3. Measuring the distances between preoperative positions of five ball markers and postoperative position of ball marker. Distances can be measured simultaneously by Ondemand 3D (Cybermed Co., Seoul, Korea).

(MMI) 알고리즘에 기반하며 상호 최대한의 일치율을 나타내도록 두 CT 상을 중첩해주는 기능이 있는데, 이 기능을 활용하여 수술 전과 수술 후의 두 CT 상을 중첩시켜서 수술 전후의 골편의 변위를 확인할 수 있었다. 술 전 CT와 술 후 CT의 중첩상으로 구표지자의 술 전, 술 후 변위량을 계측하였고, 이로부터 술 후 구표지자의 좌표를 정하였으며(Fig. 4), 광학추적장치를 이용하여 계측한 위치 좌표 값과 술 전, 술 후 CT 비교를 통해 계측한 위치 좌표 값을 비교함으로써 광학추적장치를 이용한 측정의 정확성을 검증하였다.

2. 연구 대상 및 수술 전 준비

서울대학교치과병원 구강악안면외과에서 르포씨 제1형 골절 단술을 포함한 악교정 수술이 시행된 환자 7명(남자 4명, 여자 3명)을 대상으로 진단 준비 과정에서 인상을 채득하고 구표지자 스프린트(ball marker splint)를 제작하여 이 스프린트를 구강 내에 장착한 상태에서 술 전 CT를 촬영하였다. 악교정 수술을 진행하기 전에 피험자는 구표지자 스프린트와 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치를 장착하고 촬영된 3D CT 사진과 환자의 위치정보를 연동하기 위한 등록과정(registration process)을 거쳤으며, 이 과정에서 7명의 피험자는 무작위로 각각 4명과 3명으로 군별로 나뉘었다. A군은 두부장착 추적장치의 고정 및 재부착 시 기존의 헤어밴드 형태의 상용품을 적용하였으며, B군은 이쿠이플라스터 및 작은 고정나사를 이용하여 고정 및 재부착을 시행하였다.

피험자는 악교정 수술을 위한 진단준비과정에서 진단을 위한 인상 채득과 동시에 구표지자 스프린트를 제작하기 위한 인상을 한번 더 채득하고, 이를 이용하여 제작한 스프린트를 장착한 상태로 3D CT를 촬영하게 된다. 촬영된 3D CT 영상 화면에는 구표지자 스프린트의 금속구가 표시되며, 촬영된 3D CT 영상정보는 DICOM 파일로 컴퓨터에 전송되어 Ondemand 3D 프로그램상

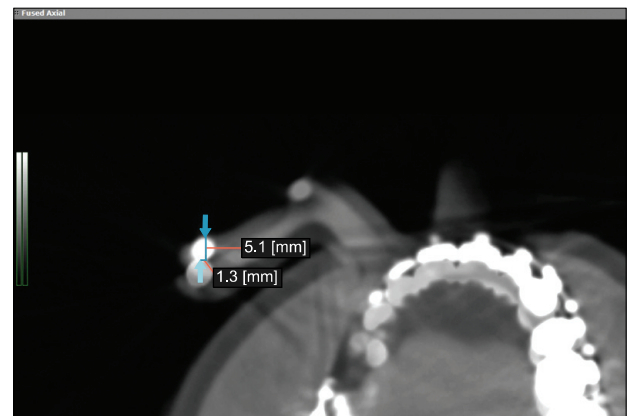


Fig. 4. The fused image from pre-, and post-operative computed tomography images. Image fusion is performed by Ondemand3D Fusion software (Cybermed Co., Seoul, Korea) which based on mutual maximal information algorithm.

에 등록되도록 하였다. 이후의 수술 준비 과정은 기존 악교정 수술 준비 과정과 동일하게 진행하였다. 수술장에 광학추적 카메라인 Polaris Vicra의 인지범위를 고려하여 피험자의 1.5 m 상방에서 카메라 전방부가 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치를 바라보는 방향으로 수술장 내에 설치하였으며, 광학추적장치는 컴퓨터와 USB 포트에 연결되어 통신함으로써 Ondemand 3D 프로그램상에서 장치를 제어하였다. 따라서 등록과정과 계측과정은 모두 Ondemand 3D 프로그램상에서 진행하였고, 그 외 등록 과정 및 계측을 위하여 적외선 반사체가 달린 탐침 및 두부장착 추적장치 그리고 구표지자 스프린트를 준비하였으며 B군의 환자들에서는 수술 전에 이쿠이플라스터를 이용하여 안면부의 인상을 채득하였다.

3. 등록과정(registration process) 및 수술 후 데이터

수술을 시작하기 전에 등록과정을 거쳐야 하는데 이 과정은

피험자와 3D CT 사이의 위치관계를 사상(mapping)하는 것으로 두 위치를 연동시키는 과정이라 할 수 있다(Fig. 2). 이 과정을 거치고 나면 술자가 계측용 탐침을 피험자의 어느 특정 부위에 올려 놓으면 CT 화면상에 나타난 계측용 탐침 또한 동일한 특정 부위를 가리키게 된다. 이를 위해 CT 화면상에 피험자와 사상시킬 부위로 3부위 이상 선정하여야 하는데, 이는 피험자와 CT 사진 간에 3차원적 위치 관계를 사상하려면 최소 3부위 이상의 점대 점(point to point) 관계를 둘 사이에 지정해 주어야 하기 때문이다. 광학추적장치는 이 사상 부위를 둘레로 한 범위 안에서 프로그램상에서 등록과정이 종료된 후에 근제곱평균의 오차값으로 주어지는 등록오차만큼의 정확도를 보장하여야 하므로 정확성을 높이기 위해서 사상될 부위의 위치가 변하지 않도록, 동시에 술자가 인지하기 쉽고 탐침에 의한 적합이 정확하고 재현성이 있도록 조작하였다. 고정성과 재현성의 측면에서 연조직보다는 경조직 부위를 대상으로 하여야 하고 경조직 중의 끝은 연조직에 있어 정확한 위치를 재현하기 어렵고 침습적으로 진행할 수 있으므로 치아부위를 이용하여 상악 치아에 적합시키는 구표지자 스프린트를 활용하였다.

전술한 바와 같이 스프린트상의 5개의 금속구 표지자는 각각의 수직적 높이를 달리 제작하고, 동시에 구 표면에는 등록 및 계측용 탐침이 정확하고 재현성 있게 적합될 수 있도록 라운드 버로 약 1.5 mm의 홈을 파서 준비하였다. 환자는 구표지자 스프린트를 착용하고 술 전 CT를 촬영했으므로 CT 사진상에는 금속구표지자에 의한 구 모양의 표지가 남아 있으며 1.5 mm의 홈이 파여진 부분은 CT 화면에서 보다 흐릿하게 구분되어서 구 모양으로 표지된 부분 중에서도 이 부위를 CT상의 사상 부위로 정하였고, 구표지자는 다섯 점 모두 사상 부위로 활용하였고, 또한, 다섯 점의 사상 부위는 또한 골편의 이동양상의 변화를 보기 위한 계측점으로도 같이 활용되었다.

CT상에서 사상될 부위를 정한 후 피험자의 두부에 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치를 착용시키고 구강 내에는 상악 치아에 맞춰 구표지자 스프린트를 장착시키며, 두부장착 추적장치는 두부가 고정되지 않는 수술에서 상대적 기준점의 역할을 하도록 하였다. 스프린트의 금속구 홈 부분은 피험자에게 있어 CT상의 사상 부위의 대응점이 되며, CT상에 사상 부위를 선정해 주고 광학추적장치가 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치와 등록용 탐침을 인정한 상태에서 등록용 탐침을 사상 부위에 위치시키면 등록 과정이 진행된다. 등록 순서는 우측부터 좌측으로 순차적으로 하였고 등록 후 등록 오차값을 참고하면서 오차값이 높은 경우에는 다시 등록과정을 반복하였다. 등록과정 종료 후, 구표지자 스프린트와 적외선 표지자가 달린 두부장착 추적장치를 탈착한 후에 통상적인 악교정 수술을 진행하였다.

수술 종료 후 피험자에게 적외선 반사체가 달린 두부장착 추적장치를 재착용하고, 구표지자 스프린트를 다시 상악에 맞추어

장착한 후에 광학추적장치를 이용하여 수술 전의 각 구표지자의 위치에서부터 술 후 변화된 구표지자의 위치까지의 거리를 구하였다. 그리고, 수술 후 5일 내에 다시 상악의 구표지자 스프린트를 맞추어 물고 술 후 CT 촬영을 하여 CT상의 변위치를 확인하였다.

4. 삼각측량기법을 이용한 계측치 분석

정확한 계측치 분석을 위해 수술 전 CT 사진상에서 구표지자들의 좌표를 정하였는데 구표지자들의 좌표는 첫 번째 사상 부위로 활용된 부분인 가장 우측에 있는 구표지자의 홈이 파여진 부분의 좌표를 (0,0,0)으로 정한 후 Ondemand 3D 프로그램에서 시상면과 수평면상의 CT 결과를 계속하여 나머지 4개의 구표지자의 좌표로 계산하였다. 피험자를 기준으로 X축은 좌우측 방향으로 Y축은 전후방 방향으로 Z축은 상하 방향으로 하여 좌측, 전방 및 상방을 + 방향으로 정하였다. 이 좌표와 광학추적장치를 이용하여 얻은 술 전 구표지자들의 위치로부터 술 후 이동된 각 표지자까지의 거리정보를 이용하여 술 후 구표지자의 좌표를 구하였으며, 이 때 좌표는 GPS의 측위원리인 삼면법 측위방법을 이용하여 구하였다. 이는 좌표를 알고 있는 4개의 지점으로부터 좌표를 구하고자 하는 지점까지 계속된 4개의 거리정보로부터 좌표(x, y, z)의 추정좌표(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z})값을 계산하는 과정으로 Fig. 5에 그 기하학적 원리를 도식으로 정리하였다^{9,10}.

5개의 점에서 거리를 측정하였으므로 5개의 거리 정보를 바탕으로 5개로부터 4개를 조합하는 경우의 수는 5가지이고 이 5가지 조합으로부터의 좌표(x, y, z)의 추정좌표(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z})를 모두 계산하고, 계산된 추정좌표(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z})값을 미지수(x, y, z) 대신 거리 계산식에 대입하여 추정좌표와 술 전 구표지자들 사이의 거리(\tilde{d})를 계산하였다. 추정좌표값이 정확할수록 추정좌표를 통해 계산한 거리 \tilde{d} 와 실제 측정된 거리 d는 일치하게 나와야 하므로, 가능한 추정 좌표 값들(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z}) 중에서도 추정좌표와 5개의 구표지자 사이에서 계산된 거리(\tilde{d})과 광학추적장치로 측정된 거리(d)의 평균

$$\text{평균 제곱근 오차(root mean square error)} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^5 (\tilde{d}_k - d_k)^2}{5}}$$

를 최소로 만드는 추정좌표값이 가장 정확한 술 후 구표지자 좌표의 후보로서 선정하였다. 이 평균 제곱근 오차를 최소로 나타내는 좌표를 CT 영상에 나타난 탐침의 위치와 대조해 보아 모순이 없다고 본 경우 이를 술 후 구표지자의 좌표값으로 확정하였고, 타당하지 않다고 판단된 경우에는 그 다음으로 낮은 평균 제곱근 오차를 보이는 좌표값을 후보로 하여 CT 영상의 탐침 위치와 다시 대조함으로써 타당성이 있을 경우에 이를 술 후 구표지자의 좌표값으로 확정하였다. 추정좌표의 경우 수 5가지 모두에서 평균 제곱근 오차값이 너무 높게 나타나거나, 혹은 평균 제곱근 오차값이 높지 않더라도 CT 영상에 나타난 탐침의 위치와 대조하였을 때의 모순이 있는 등의 이유로 적합한 좌표값을 얻지 못하는 경우에는 CT 영상의 탐침의 위치를 보고 추정되는 위치의 범위를 대략적

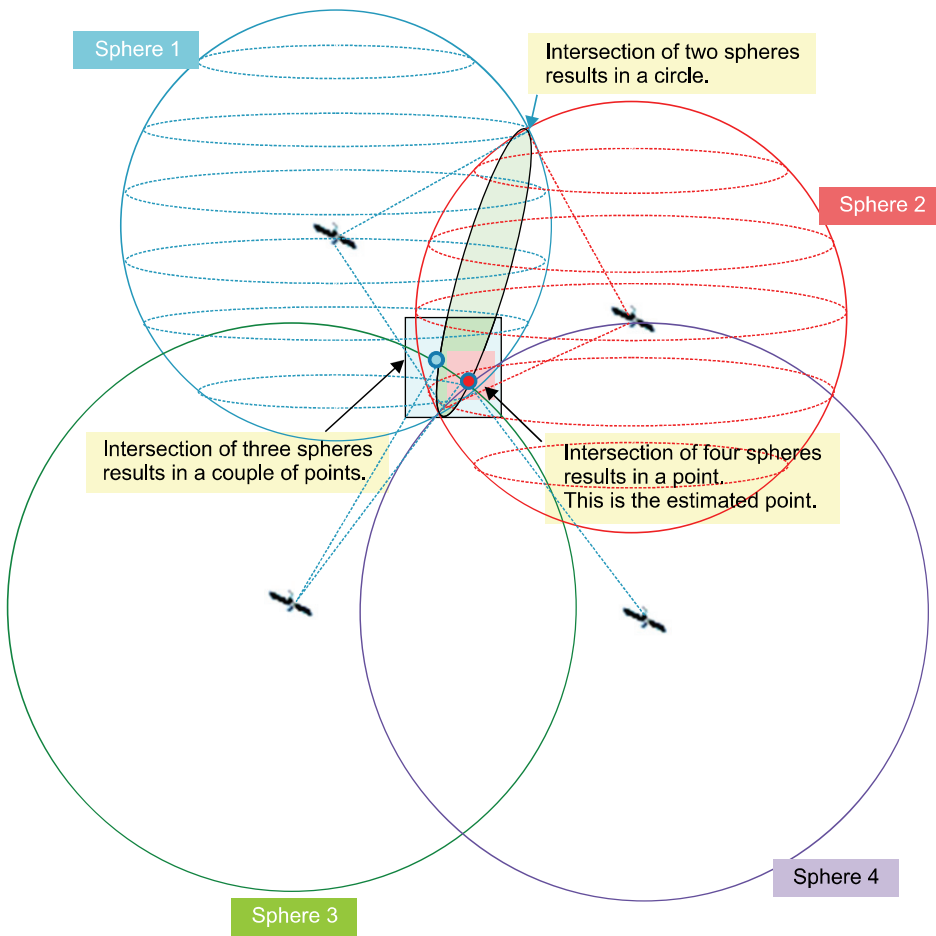


Fig. 5. Schematic diagram of the triangulation combined by global positioning system tracking principle.

으로 설정한 후 그 구간 내의 값을 0.01 mm 단위로 끊어 순차 반복 대입하여 평균 제곱근 오차의 값을 최소로 나타내는 (\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z})를 찾아 이를 구표지자의 좌표값으로 정하였다. 이와 같은 순차 반복 대입에는 Microsoft Excel (Microsoft Co., Redmond, WA, USA) 프로그램을 활용하였다.

술 후 CT 결과는 술 전 CT와의 비교를 통해 술 후 CT에 나타난 구표지자의 좌표를 정하였으며, 영상 중첩은 MMI 알고리즘에 기반하여 상호 최대한의 일치율을 나타내도록 두 CT 상을 중첩하였다. 첫 번째 시상 부위로 활용된 부분인 술 전 CT의 가장 우측에 있는 구표지자의 흡이 파어진 부분을 통해 변화 여부를 수술 전 후의 구표지자의 변위로서 변위를 계측하였는데, 이 중첩상을 시상면과 수평면 그리고 3차원상에서 분석하여 술 후 구표지자의 변위된 좌표를 정하였다. 광학추적장치를 통한 계측의 정확성을 검증하기 위해서 광학추적장치의 거리계측과 삼각측량법을 활용해 추정된 술 후 구표지자들의 추정좌표(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z})와 술 후 CT를 통하여 구한 술 후 구표지자들의 좌표(x, y, z)를 비교하였다.

결 과

1. 광학추적장치를 이용한 거리계측으로부터 추정된 술 후 구표지자의 좌표

수술 전 구표지자의 3차원 좌표인 P 값과 수술 후 광학추적장치를 이용한 거리계측 및 삼각측량기법에 의해 추정된 구표지자의 좌표인 F는 Table 1과 같다. 각각의 추정된 구표지자 좌표에 대한 평균 제곱근 오차인 $\sqrt{\frac{\sum_{k=1}^5 (\tilde{d}_k - d_k)^2}{5}}$ 값도 Table 1에 기술하였으며 추정된 좌표와 수술 전 구표지자의 좌표 사이의 거리를 계산한 값과 광학추적장치로부터 계측된 거리 값인 d 값의 평균 제곱근 오차가 작을수록 추정된 좌표는 실 좌표값에 근접하여 산출되었다. 장착된 구표지자 스프린트에는 5개의 구표지자가 있으므로 술 후 측정에 참여한 7명의 환자 모두에서 총 35개의 구표지자 좌표를 추정하였으며, 추정된 구표지자 좌표들의 평균 제곱근 오차값의 평균은 0.883 mm이고 표준편차는 0.509 mm였다. 평균 제곱근 오차값에 대한 기여도가 각 축에서 동일하다고 가정하면 한 축에 대한 평균 제곱근 오차값은 0.510

Table 1. Three dimensional coordinates of pre-operative (P) and post-operative ball markers (F) by optical tracking system (mm)

Patient	Splint	P			F			RMSE ^a
		\bar{x}	\bar{y}	\bar{z}	\tilde{x}	\tilde{y}	\tilde{z}	
A1	Ball 1	0.0	0.0	0.0	-4.73	17.93	-14.27	0.089
	Ball 2	14.5	24.0	-24.8	15.91	27.86	-45.92	0.134
	Ball 3	53.0	45.5	11.8	62.97	48.50	-12.91	0.390
	Ball 4	88.2	36.5	-9.9	96.98	22.03	-32.11	0.416
	Ball 5	111.2	12.0	11.0	113.97	-5.99	-4.49	0.953
A2	Ball 1	0.0	0.0	0.0	-2.47	22.45	9.59	0.306
	Ball 2	23.0	28.6	11.6	23.32	44.02	22.83	0.611
	Ball 3	50.4	16.1	7.9	49.15	37.31	14.48	0.762
	Ball 4	79.4	23.7	-0.7	79.48	37.24	7.99	1.016
	Ball 5	98.9	12.7	14.7	97.80	19.01	20.40	0.912
A3	Ball 1	0.0	0.0	0.0	-4.51	-4.40	-4.18	1.629
	Ball 2	20.3	22.0	8.3	11.41	15.69	4.37	1.146
	Ball 3	61.2	26.7	2.4	52.21	32.30	-2.70	1.171
	Ball 4	84.7	15.4	-4.3	82.32	19.77	-10.31	0.911
	Ball 5	97.9	-2.4	4.4	98.48	5.62	0.32	1.121
A4	Ball 1	0.0	0.0	0.0	-0.10	13.75	4.42	0.721
	Ball 2	22.3	22.8	-15.8	19.41	39.7	-10.80	0.823
	Ball 3	55.5	21.1	-3.7	54.01	33.70	-1.40	0.800
	Ball 4	83.1	29.4	8.8	82.61	42.41	10.60	1.967
	Ball 5	105.9	5.8	-2.6	109.54	17.57	-5.62	0.369
B1	Ball 1	0.0	0.0	0.0	1.80	3.39	4.00	1.280
	Ball 2	23.0	18.1	3.8	24.69	19.54	5.88	1.602
	Ball 3	58.1	20.4	-6.1	59.69	22.02	-4.41	1.087
	Ball 4	87.2	19.6	-13.2	89.30	22.01	-11.19	1.065
	Ball 5	107.3	13.7	0.1	108.49	16.10	1.20	0.407
B2	Ball 1	0.0	0.0	0.0	-5.97	11.74	2.37	0.649
	Ball 2	24.7	11.1	9.0	20.71	19.79	13.00	1.115
	Ball 3	56.4	16.8	-5.7	53.50	25.00	-4.50	1.995
	Ball 4	85.4	3.9	-12.6	80.90	9.00	-12.50	1.694
	Ball 5	113.9	-11.4	-6.0	108.50	-12.10	-8.00	1.690
B3	Ball 1	0.0	0.0	0.0	-7.83	2.40	6.48	0.444
	Ball 2	17.9	9.2	11.0	9.55	15.50	14.32	0.478
	Ball 3	50.5	18.7	-2.9	42.99	20.80	-0.59	0.444
	Ball 4	81.9	4.4	-4.7	75.79	8.25	-7.15	0.333
	Ball 5	100.3	-6.2	5.1	96.61	-5.43	-2.19	0.390
Average of RMSE								0.883
STD of RMSE								0.509

Coordinates of post-operative ball markers are obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system. Average root mean square errors (RMSE*) are also described. As the error decreases, the estimated coordinates (\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z}) is closer to real value (\bar{x} , \bar{y} , \bar{z}).

$$a = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^5 (\tilde{d}_k - d_k)^2}{5}}$$

$$d_k = \sqrt{(\bar{x}_k - \bar{x})^2 + (\bar{y}_k - \bar{y})^2 + (\bar{z}_k - \bar{z})^2}, \quad \tilde{d}_k = \sqrt{(\tilde{x}_k - \tilde{x})^2 + (\tilde{y}_k - \tilde{y})^2 + (\tilde{z}_k - \tilde{z})^2}$$

d_k : measured distances by optical tracking system.

\tilde{d}_k : calculated distances from coordinates of pre-operative ball markers and estimated coordinates.

(\bar{x} , \bar{y} , \bar{z}): Three dimensional coordinates of pre-operative ball markers.

(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z}): Estimated coordinates of ball markers obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system.

(x , y , z): Real coordinates of ball markers (in this study, we measured them from fused computed tomography image).

RMSE, room mean square error; STD, standard deviation.

mm이고 그 표준편차는 0.294 mm였다. 이는 구표지자의 실제 x 좌표에 대하여 추정좌표 \tilde{x} 는 평균적으로 약 0.510 mm 오차를 지니고 오차 값이 0.216~0.804 mm 구간에 있을 확률은 약 68%라는 것을 의미하였다.

2. CT 영상의 중첩으로부터 계측한 구표지자의 변위

계측된 구표지자의 변위를 수술계획에 대조하여 분석한 결과는 각각의 수술 계획과 5개의 구표지자의 변위, 변위량의 평균 및 표준편차를 Table 2에 정리하였다. 구표지자들의 변위의 전체적인 경향은 수술 계획과 부합하였으나 변위 양에 있어서는 수술

Table 2. The displacements of five ball markers of of three patients (Group B) by optical tracking system (mm)

Patient	Splint	Δx	Δy	Δz	ΔL^a	OP Plan
B1	Ball 1	1.5	4.5	3.5	5.89	Mx: Le Fort I osteotomy 1) Midline Correction: Shift to Lt 0.5 mm 2) Canting correction: #16 (1.5 mm ↑), #26 (0 mm) 3) Anterior impaction: 1 mm 4) A-P Advance: 2 mm
	Ball 2	1.5	3.7	3.8	5.51	
	Ball 3	1.2	3.4	3.3	4.89	
	Ball 4	1.3	3.2	2.0	3.99	
	Ball 5	1	2.3	0.9	2.66	
	Average	1.3	3.42	2.7	4.59	
B2	S.D (σ)	0.19	0.71	1.09	1.16	Mx: Le Fort I osteotomy 1) Midline Correction: No change 2) Canting correction: #16 (0 mm), #26 (0.5 mm ↑) 3) Posterior impaction: 2.5 mm 4) A-P Advance: 4 mm
	Ball 1	-1.7	4.3	-1	4.73	
	Ball 2	-0.5	5.1	0	5.12	
	Ball 3	-1.6	4	-0.4	4.33	
	Ball 4	-1	4.2	1	4.43	
	Ball 5	-0.6	4.7	0.6	4.78	
B3	Average	-1.08	4.46	0.04	4.68	Mx: Le Fort I osteotomy 1) Midline Correction: Shift to Rt 2 mm 2) Canting correction: #16 (2 mm ↑), #26 (0 mm) 3) A-P Advance: 2 mm
	S.D (σ)	0.50	0.39	0.71	0.28	
	Ball 1	-0	-0.2	2.6	2.61	
	Ball 2	-0.5	-0.3	3.8	3.84	
	Ball 3	-0.7	1.7	4.5	4.86	
	Ball 4	-0.3	2.4	4.5	5.11	
Average of $ \Delta ^a$	Average	-0.3	1.32	3.84	4.25	
	S.D (σ)	0.28	1.34	0.69	0.93	
	Average of S.D (σ)	0.55	1.46	1.55	0.89	

The displacements of five ball markers of of three patients (Group B) are computed from the difference between pre-operative ball markers' coordinates and post-operative ball markers' coordinates obtained from fused image. The fused image is created from pre and post-operative CT images using the ondemand 3D program. The average and standard deviation of the five ball markers' coordinates and operation plans are also described.

$$^a = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

OP, operation; Mx, maxilla; A-P, anterior posterior.

계획과 비교하였을 때 대략 0.5~2.0 mm 정도의 차이를 보였다. 피험자 별로 5개의 구표지자들의 Δx , Δy , Δz 에 대한 표준편차를 구하고 다시 이에 대한 3명의 피험자의 평균값을 구하여 분석해본 결과 좌-우 방향인 Δx 의 표준편차의 평균값이 0.55 mm로 가장 적었고 전-후 방향인 Δy 값이나 상-하 방향인 Δz 의 표준편차의 평균값은 1.46 mm, 1.55 mm로 Δx 의 표준편차에 비해 확연히 높았다. 이는 Δx 가 주로 평행이동(translation)에 의해 야기되는 반면 Δy , Δz 에서는 평행이동 외에 교합면 경사 수정(canting correction)을 위한 회전이동(rotation)에 의한 영향도 크기 때문에 나타난 결과로 생각되었다. 5개의 구표지자들은 스프린트상에 고정되어 같이 움직이지만 평행이동이 아닌 회전운동의 경우는 각 구표지자의 위치에 따라 변위가 서로 달라지게 되며 이로 인하여 구표지자들 사이의 변위에 편차가 발생하였고, 5개 구표지자들의 변위량 ΔL 의 표준편차의 평균값은 0.89 mm로서 5개의 구표지자는 스프린트상에 고정되어 같이 움직이는 관계에 있으므로 구표지자들의 변위에 대한 표준편차가 크지 않았음을 알 수 있었다.

3. 광학추적장치를 이용하여 측정한 구표지자의 변위 및 CT 중첩에 의한 측정값과의 비교

A군 피험자들의 수술에서 계획된 상악골의 변위량은 술 후

CT를 촬영한 3명의 B군 피험자들의 수술 계획과 비교하였을 때 그 값이 크지 않고 전체적으로 보면 동등한 수준의 변위량이 계획되었다고 할 수 있다. 피험자 대부분은 상악골의 정중선 이동 및 전방변위, 교합면 경사수정에 있어 대략 1~2 mm 정도의 변위량이 보였는데, A군 피험자들의 술 후 구표지자들의 평균 변위량은 술 후 CT를 촬영한 3명의 B군 피험자에서 나타난 평균값과 유사하였다. 그러나 광학추적장치로 측정한 변위량에 대한 A군 피험자들의 평균값은 16.64 mm, 각 축에 대한 변위량의 평균값은 x축 방향으로 3.34 mm, y축 방향으로 11.64 mm, z축 방향으로 8.67 mm로서 수술 계획으로부터 예측한 변위값과는 큰 차이를 보였다. 술 후 CT 영상을 촬영한 3명의 B군 피험자에서 CT 영상의 중첩으로부터 측정한 변위량의 평균값은 4.51 mm였으며, 각 축에 대한 변위량의 평균값은 x축 방향으로 0.89 mm, y축 방향으로 3.13 mm, z축 방향으로 2.38 mm였다(Table 2, 3).

B군에서는 CT 중첩에 의해 측정한 좌표값과 대비하여 가장 오차가 적은 케이스는 피험자 1에서였는데 5개의 구표지자에 대한 오차의 평균값은 1.59 mm였으며, 평균하여 x축 좌표에서는 0.38 mm, y축 좌표에서는 1.21 mm, z축 좌표에서는 0.81 mm의 오차가 발생하였다. 가장 오차가 큰 케이스는 피험자 3의 경우로 평균 9.52 mm의 차이를 보였으며 x축에서 6.40 mm, y축에서 2.66 mm, z축에서 4.92 mm의 오차가 발생하였다. 남은 한

Table 3. The displacements of five ball markers of four patients (Group A) by optical tracking system (mm)

Patient	Splint	Δx	Δy	Δz	ΔL^a	OP Plan
A1	Ball 1	-4.73	17.94	-14.27	23.40	Mx: Le fort I osteotomy 1) Canting correction: #16 (1 mm ↑), #26 (0 mm) 2) Ant elongation: 2 mm 3) Posterior impaction: 2 mm
	Ball 2	1.41	3.86	-21.12	21.51	
	Ball 3	9.97	3.00	-24.71	26.82	
	Ball 4	8.78	-14.47	-22.21	27.93	
	Ball 5	2.77	-17.99	-15.49	23.90	
	Average	3.64	-1.53	-19.56	24.71	
A2	S.D (σ)	5.33	13.17	4.01	2.34	Mx: Le fort I osteotomy 1) canting correction: #16 (1 mm ↑) #26 (0 mm) 2) ant elongation: 1 mm 3) posterior impaction: 1 mm
	Ball 1	-2.47	22.45	9.59	24.54	
	Ball 2	0.32	15.42	11.23	19.07	
	Ball 3	-1.25	21.21	6.58	22.25	
	Ball 4	0.08	13.54	8.69	16.09	
	Ball 5	-1.10	6.31	5.70	8.57	
A3	Average	-0.88	15.79	8.36	18.10	Mx: Lefort I osteotomy 1) Midline correction: 2 mm to right 2) Canting correction: #16 (1.5 mm ↑), #26 (0 mm) 3) Post-impaction: 1 mm 4) No AP change
	S.D (σ)	1.01	5.81	2.01	5.55	
	Ball 1	-4.51	-4.40	-4.18	7.56	
	Ball 2	-8.89	-6.31	-3.93	11.58	
	Ball 3	-8.99	5.60	-5.10	11.76	
	Ball 4	-2.38	4.36	-6.01	7.80	
A4	Ball 5	0.58	8.02	-4.08	9.02	Mx: Lefort I osteotomy 1) Midline correction: 1.5 mm to left 2) Canting correction: #16 (2 mm ↓), #26 (2 mm ↑) 3) No posterior impaction 4) No AP change
	Average	-4.83	1.45	-4.66	9.54	
	S.D (σ)	3.72	5.71	0.79	1.81	
	Ball 1	-0.10	13.75	4.42	14.45	
	Ball 2	-2.88	16.90	5.00	17.86	
	Ball 3	-1.49	12.60	2.30	12.89	
Average of $ \Delta ^a$	Ball 4	-0.49	13.01	1.80	13.14	Average of S.D (σ)
	Ball 5	3.64	11.77	-3.02	12.69	
	Average	-0.26	13.61	2.10	14.20	
	S.D (σ)	2.17	1.77	2.83	1.93	
	Average of $ \Delta ^a$	3.34	11.64	8.67	16.64	
	Average of S.D (σ)	3.20	5.90	7.19	6.46	

The displacements of five ball markers of four patients (Group A) are computed from the difference between pre-operative ball markers' coordinates and post-operative ball markers' coordinates. Coordinates of post-operative ball markers are obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system. The average and standard deviation of five ball markers' coordinates and operation plans are also described.

$$^a = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

OP, operation; Mx, maxilla; A-P, anterior posterior.

명의 피험자의 경우는 6.34 mm의 오차를 보여 B군의 피험자들은 평균하여 5.82 mm의 오차를 보였다. 등록과정에서의 오차는 발생된 오차에 큰 영향을 미치지 않았으며 이는 3명의 등록 오차는 각각 2.74, 2.58, 2.31로 큰 차이가 없었으며, 피험자 1의 경우에서 광학추적장치로 측정한 구표지자의 좌표값의 오차가 가장 적었는데, 따라서 등록과정에서의 오차보다 오차 발생에 더 큰 영향을 미치는 요인이 있었음을 알 수 있었다(Table 4).

B군의 피험자들에서의 광학추적장치를 이용해 측정한 구표지자의 평균 변위량은 7.24 mm로서 x축에서 4.31 mm, y축에서 4.07 mm, z축에서 2.83 mm였으며, 표준편차는 평균 x축 1.48 mm, y축 2.26 mm, z축 2.61 mm였다. 반면에 CT를 통해서 측정한 평균 변위량은 4.51 mm로서 x축 0.89 mm, y축 3.13 mm, z축 2.38 mm였고, 구표지자들 간 변위의 표준편차는 x축 0.55 mm, y축 1.46 mm, z축 1.55 mm였다(Table 5).

광학추적장치 및 CT를 이용해 측정한 구표지자의 변위량에 대한 평균값과 표준편차에 대한 통계처리는 SPSS for Windows (version 12.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 프로그램을 통해

Mann-Whitney test와 paired t-test를 시행한 결과(Table 6), A군 피험자의 경우 CT에 의한 측정값과 비교하여 평균값 및 표준편차 모두에서 유의한 차이를 드러낸 반면($P < 0.05$), B군 피험자의 경우는 CT값과 비교하여 유의한 차이를 보이지 않았다($P > 0.05$). 또한, A군과 B군의 비교에 있어서는 평균값에 있어서는 유의한 차이를 보였으나($P < 0.05$), 표준편차에 있어서는 차이를 보이지 않았다($P > 0.05$).

직접적인 좌표 비교에 의한 오차값이나, 변위량의 평균 및 표준편차 값에 대한 통계적 유의성에서 나타난 바와 같이 B군의 실험 결과는 A군에 비하여 정확성(accuracy) 및 정밀도(precision) 측면에서 상당히 개선된 결과를 보였으나 임상적 적용을 고려하였을 때는 다소 미흡한 결과로 판단된다.

고찰

광학추적장치를 이용한 컴퓨터보조 항법 수술에서의 정확성에 미치는 주된 요인으로는 CT 데이터의 처리 및 시각화 과정에서

Table 4. The errors of five ball markers' coordinates (mm)

Patient	Splint	ϵ_x	ϵ_y	ϵ_z	ϵ	RMSE
B1	Ball 1	0.30	1.11	0.50	1.26	2.74
	Ball 2	0.19	2.26	1.72	2.84	
	Ball 3	0.39	1.78	1.61	2.43	
	Ball 4	0.80	0.79	0.01	1.12	
	Ball 5	0.19	0.10	0.20	0.30	
	Average	0.38	1.21	0.81	1.59	
B2	Ball 1	4.27	7.44	3.37	9.21	2.58
	Ball 2	3.49	3.59	4.00	6.41	
	Ball 3	1.30	4.20	1.60	4.68	
	Ball 4	3.50	0.90	0.90	3.72	
	Ball 5	4.80	5.40	2.60	7.68	
	Average	3.47	4.31	2.49	6.34	
B3	Ball 1	7.83	2.60	3.88	9.12	2.31
	Ball 2	7.85	6.60	0.48	10.27	
	Ball 3	6.81	0.40	2.19	7.16	
	Ball 4	5.81	1.45	6.95	9.17	
	Ball 5	3.69	2.23	11.09	11.90	
	Average	6.40	2.66	4.92	9.52	
Average		3.42	2.72	1.65	5.82	

The errors of five ball markers' coordinates obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system were described below. Error refers to the difference between the coordinates (x, y, z) obtained from fused CT image and the coordinates (\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z}) obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system.

$$\epsilon_x = |x_k - \tilde{x}_k|, \epsilon_y = |y_k - \tilde{y}_k|, \epsilon_z = |z_k - \tilde{z}_k|, \epsilon = \sqrt{\epsilon_x^2 + \epsilon_y^2 + \epsilon_z^2}$$

(\tilde{x} , \tilde{y} , \tilde{z}): Estimated coordinates of ball markers obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system.

(x, y, z): Real coordinates of ball markers (In this study, we measured them from fused computed tomography image).

RMSE, root mean square error.

Table 5. The displacements of five ball markers of three patients (Group B) by fused CT image (mm)

Patient	Splint	Δx	Δy	Δz	ΔL^a	OP Plan
B1	Ball 1	1.80	3.39	4.00	5.54	Mx: Le Fort I osteotomy 1) Midline Correction: Shift to It 0.5 mm 2) Canting correction: #16 (1.5 mm ↑), #26 (0 mm) 3) Anterior impaction: 1 mm 4) A-P Advance: 2 mm
	Ball 2	1.69	1.44	2.08	3.05	
	Ball 3	1.59	1.62	1.69	2.83	
	Ball 4	2.10	2.41	2.01	3.78	
	Ball 5	1.19	2.40	1.10	2.90	
	Average	1.68	2.25	2.18	3.62	
	S.D (σ)	0.30	0.69	0.98	1.02	
B2	Ball 1	-5.97	11.74	2.37	13.38	Mx: Le Fort I osteotomy 1) Midline Correction: No change 2) Canting correction: #16 (0 mm), #26 (0.5 mm ↑) 3) Posterior impaction: 2.5 mm 4) A-P Advance: 4 mm
	Ball 2	-3.99	8.69	4.00	10.37	
	Ball 3	-2.90	8.20	1.20	8.78	
	Ball 4	-4.50	5.10	0.10	6.80	
	Ball 5	-5.40	-0.70	-2.00	5.80	
	Average	-4.55	6.606	1.134	9.03	
	S.D (σ)	1.07	4.22	2.03	2.69	
B3	Ball 1	-7.83	2.40	6.48	10.45	Mx: Le Fort I osteotomy 1) Midline Correction: No change 2) Canting correction: #16 (0 mm), #26 (0.5 mm ↑) 3) Posterior impaction: 2.5 mm 4) A-P Advance: 4 mm
	Ball 2	-8.35	6.30	3.32	10.97	
	Ball 3	-7.51	2.10	2.31	8.13	
	Ball 4	-6.11	3.84	-2.45	7.62	
	Ball 5	-3.69	0.77	-7.29	8.21	
	Average	-6.70	3.08	4.37	9.08	
	S.D (σ)	1.68	1.88	4.82	1.36	
Average of $ \Delta ^a$		4.31	4.07	2.83	7.24	
Average of S.D (σ)		1.48	2.26	2.61	1.69	

The displacements of five ball markers of three patients (Group B) are computed from the difference between pre-operative ball markers' coordinates and post-operative ball markers' coordinates. Coordinates of post-operative ball markers are obtained from the triangulation method with distances measured by optical tracking system. The average and standard deviation of five ball markers' coordinates and operation plans are also described.

$$^a = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

OP, operation; Mx, maxilla; A-P, anterior posterior.

Table 6. Statistical evaluation of five ball markers' displacements

	$\overline{\Delta L}$ (P)	σ (P)
Optical (Group A) vs. CT	0.034	0.034
Optical (Group B) vs. CT	0.513	0.127
Optical (Group A) vs. Optical (Group B)	0.034	0.289

Statistical evaluation of the average ($\overline{\Delta L}^a$) and standard deviation (σ) of five ball markers' displacements by Mann-Whitney test.

$$a = \frac{\sum_{k=1}^5 \sqrt{\Delta x_k^2 + \Delta y_k^2 + \Delta z_k^2}}{5}$$

CT, computed tomography.

나타나는 오차, 광학추적장치 자체의 기계적 한계점에 의해 발생하는 오차, 계측 및 등록을 위한 탐침을 위치시키는 데에서 발생하는 오차, 등록체계에서 환자 두부를 등록하는 데에서 발생하는 오차 및 이용된 등록방법의 부정확성에 의한 오차 등의 5가지를 크게 고려할 수 있다[11]. Husstedt 등[12]은 상기 요인들 중에서 처음 4가지 요인에 의한 오차는 관련된 공학적 기술이 발전됨에 따라 0.2~0.3 mm 이내의 오차 범위로 유지될 수 있으나 가장 문제될 수 있는 원인은 등록방법의 부정확성에 의한 오차라고 하였다. 광학추적장치를 구강악안면외과 영역에서 항법 수술에 적용하기 위해서는 이와 같은 여러 오차 요인에도 불구하고 오차 2.0 mm 이하의 평균 위치 정확도(mean positional accuracy)를 보여야 하는데, 등록 방법으로 가장 정확성이 높은 방법은 골 내에 등록을 위한 표지자를 움직이지 않도록 위치시켜서 등록 과정에 활용하는 것이다. 그러나 침습도가 높고 경우에 따라서는 사용이 제한되고 심지어 불가능할 경우가 많아서 상대적으로 정확도가 높으면서도 침습도가 없는 레진상 스프린트를 활용하는 등록 방법이 대안으로 제시되었는데, 이를 활용 시 등록과정에서 발생하는 평균적인 오차는 1.0 mm 정도로 알려져 있다[13-15]. 그러나, 신경외과적 수술과 달리 악교정 수술과 같이 두부가 고정되지 않는 수술에 광학추적장치를 적용한 측정 혹은 수술을 시도하려는 경우에는 이번 연구에서 확인한 바와 같이 상기의 5가지 요인보다 더 심각한 영향을 미치는 새로운 오차의 요인이 발생하게 되는데, 이는 두부가 고정되지 않기 때문에 상대적 기준점을 두부에 설정해야 하고 이 역할을 수행하기 위해 두부장착 추적장치를 두부에 고정해야 한다는 점에서 비롯되고, 두부장착 추적장치는 비침습적인 방식이어서 유리하기는 하나 수술중 두부의 움직임에 의해 위치 변화가 일어나지 않을 만큼의 충분한 고정력은 가지지 못한다. 그리고, 착용 자체가 안면부 수술에 방해가 될 수 있어서 수술중에는 제거하고 항법 수술 혹은 계측 등을 위해서 필요할 경우 재장착을 할 때 원래의 위치에 재현성 있게 위치시키는 것이 어렵다고 할 수 있다. 두부장착 추적장치가 원래의 위치를 유지하지 못하면 등록과정에서 정한 CT 영상과 실제 환자와의 3차원적 위치의 사상관계가 어긋나서 오차가 커지게 된다.

본 연구에서는 기존의 헤어밴드 형태의 상용품을 이용하여

두부장착 추적장치를 착용하는 방법을 적용하면서 이러한 문제점을 계속 인식하고 오차를 줄이기 위하여 아쿠아플라스터와 작은 고정나사를 이용하여 두부장착 고정장치를 고정하는 방법을 고안하였다. 우선 고정성의 확보를 위하여 아쿠아플라스터 안면 인상을 환자별로 제작하여 안면에 적합한 후 3개의 작은 고정나사를 식립하여 안면에 고정하였다. 악교정 수술에서는 계측을 위한 목적으로 비근점 부위에 작은 고정나사를 수술 중에 식립하게 되므로 1개의 고정나사는 이를 같이 이용하고 추가적으로 안와 상연에 2개의 고정나사를 더 식립하여 가능한 침습도를 줄이도록 하였다. 탈착 후 재장착 시 위치 재현성을 확보하기 위한 방안으로서 두부장착 추적장치 자체의 고정은 아쿠아플라스터 안면 인상체에 작은 고정나사를 여러 개 이용하여 고정하였고, 탈착 시에는 아쿠아플라스터상에 두부장착 추적장치를 고정하기 위해 식립된 고정나사만을 풀어서 장치를 탈착하였다. 나사가 식립된 부위는 유성펜 등을 이용하여 표지해 둬으로써 추후 다시 재장착하는 경우에는 표지된 부위에 고정나사를 이용하여 두부장착 추적장치를 재고정함으로써 큰 어려움 없이 장치의 재현성 있는 위치가 가능하게 하였다.

그러나, 실험 결과에서 드러난 바와 같이 이러한 방법의 적용이 아직 충분한 정확성을 가져다 주지는 못하였는데, CT에 의한 계측 값과 비교하여 1.59 mm의 차이를 보여서 임상적 적용을 위한 기준인 2.0 mm 이내의 평균위치 정확도의 요건을 충족한 경우를 제외하고는 다른 2명의 피험자의 경우에서는 6.34 mm, 9.52 mm의 오차를 보여서 평균위치 정확도의 요건에는 들지 못하였으나, 상대적으로 헤어밴드에 의한 방식보다는 정확성과 정밀성 측면에서 우수한 결과를 보였다. 이러한 결과는 직접적 좌표 비교뿐만 아니라 통계적 결과에 의해서도 드러나는데 A군 피험자의 경우 CT에 의한 계측값과 비교하여 평균값 및 표준편차 모두에서 유의미한 차이를 드러낸 반면($P < 0.05$), B군 피험자의 경우는 CT에 의한 계측값과 비교하여 유의미한 차이를 보이지 않았다($P > 0.05$). 이는 상대적으로 A군에 비하여 B군의 실험결과가 CT에 의한 계측치와 더 유사함을 보여주는 것이다. 오차가 크게 발생한 경우는 주로 안면부에 아쿠아플라스터 안면 인상체가 충분히 적합되지 못하고 식립된 고정나사에 의한 고정이 충분치 않아 안면 인상체 자체가 안면부상에서 미세한 움직임을 보였던 경우로 생각한다. 또한, 수술중에 식립된 고정나사가 혈거 위치면서 아쿠아플라스터 안면 인상체가 약간 밀려나면서 위치가 틀어지는 경우도 오차의 원인으로 판단된다. 3명의 피험자로부터 얻어진 결과는 평균 5.82 mm의 오차를 보임으로써 적어도 2.0 mm 이내의 평균위치 정확도를 갖추어야 한다는 임상적 적용기준의 요건은 충족시키지 못하였다. 그러나, 연구된 증례 수가 적었고 등록과정을 위한 새로운 시도였으며 술자에 의해 발생한 오차도 무시할 수 없었던 점을 고려한다면, 향후 약간의 보완이 이루어진다면 2.0 mm 이내의 정확도를 달성하기에는 무리가 없을 것으

로 생각한다.

Acknowledgements

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2011-0005265).

References

1. Schweska-Polly R, Roese D, Kuhnt D, Hille KH. Application of the model-positioning appliance for three-dimensional positioning of the maxilla in cast surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1993;8:25-31.
2. Santler G. 3-D COSMOS: a new 3-D model based computerised operation simulation and navigation system. *J Craniomaxillofac Surg* 2000;28:287-93.
3. Park JW, Kim SM, Eo MY, et al. Measurement and algorithm calculation of maxillary positioning change by use of an optoelectronic tracking system marker in orthognathic surgery. *J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2011; 33:233-40.
4. Bu YJ, Kim SM, Kim JY, et al. Accuracy of simulation surgery of Le Fort I osteotomy using optoelectronic tracking navigation system. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2011;37:114-21.
5. Schmelzeisen R, Schramm A. Computer-assisted reconstruction of the facial skeleton. *Arch Facial Plast Surg* 2003;5:437.
6. Wagner A, Rasse M, Millesi W, Ewers R. Virtual reality for orthognathic surgery: the augmented reality environment concept. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:456-62.
7. Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, et al. Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors. *Comput Aided Surg* 2000;5:343-52.
8. Watzinger F, Wanschitz F, Rasse M, et al. Computer-aided surgery in distraction osteogenesis of the maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:171-5.
9. Jeon HS, Woo SH, Lee HE, Ryu IS, Yoon SK, Park HJ. A study on algorithm for efficient location tracking in indoor environment. *Journal of Information Technology Applications & Management* 2006;13(3):59-74
10. Kaplan ED, Hegarty CJ, editors. *Understanding GPS: principles and applications*. Norwood: Artech House; 2005.
11. Schramm A, Gellrich NC, Schmelzeisen R, editors. *Navigational Surgery of the Facial Skeleton*. Berlin: Springer; 2007.
12. Husstedt H, Heermann R, Becker H. Contribution of low-dose CT-scan protocols to the total positioning error in computer-assisted surgery. *Comput Aided Surg* 1999;4:275-80.
13. Brinker T, Arango G, Kaminsky J, et al. An experimental approach to image guided skull base surgery employing a microscope-based neuronavigation system. *Acta Neurochir (Wien)* 1998;140:883-9.
14. Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, Reinert S. Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20: 382-6.
15. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:609-14.