

상악골 이동 확인을 위한  
악교정 수술에서의  
3차원 위치 추적 시스템

연세대학교 대학원

치 의 학 과

최 지 욱

상악골 이동 확인을 위한  
악교정 수술에서의  
3차원 위치 추적 시스템

지도 교수 이 상 휘

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2009년 12월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

최 지 욱

# 최지욱의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2009년 12월 일

## 감사의 글

논문이 완성되기까지 따뜻한 배려와 함께 세심한 지도와 격려를 아끼지 않으신 이상휘 지도 교수님께 진심으로 감사 드리며, 많은 관심과 조언으로 부족한 논문을 세심하게 살펴주신 이충국 교수님, 유선국 교수님께 깊이 감사 드립니다. 또한 따뜻한 말씀과 가르침으로 보살펴주신 박형식 교수님, 차인호 교수님, 강정완 교수님, 김형준 교수님, 정영수 교수님, 남 옹 교수님, 민연숙 교수님, 김학진 교수님께도 감사 드립니다.

3년 동안 함께하며 수련 생활의 큰 힘이 되어준 네 명의 동기들, 든든한 재영이, 승원이, 예과 시절부터 구강외과 수련까지 10년의 고락을 함께한 세경이와 종명 오빠, 그리고 의국 식구들에게 이 자리를 빌어 감사의 마음을 전합니다. 또 논문의 기초를 마련해 주신 박원서 교수님과 실험에 도움을 주신 이채은 선생님께도 감사 드립니다.

마지막으로 항상 변함없는 사랑으로 돌봐주시고 모든 일을 전폭적으로 지원해주시는 가족과 친구들에게 고마운 마음을 전합니다.

2010년 1 월 저자 씀

# 차 례

표 차례	iii
그림 차례	iv
국문 요약	v
I. 서론	1
II. 연구 대상 및 방법	4
1. 연구대상	4
2. 연구방법	8
2.1. 카메라 보정(camera calibration)의 영향	8
2.2. 추적기(tracking tool) 디자인의 영향	9
2.3. 주변 조명의 영향	9
2.4. 악골 모형을 이용한 실험	10
2.5. 악교정 수술에의 적용	11
III. 연구결과	13
1. 카메라 보정의 영향	13
2. 추적기 디자인의 영향	14
3. 주변 조명의 영향	15
4. 악골 모형을 이용한 실험	16
5. 악교정 수술에의 적용	18
IV. 고찰	19

V. 결론.....	27
참고문헌.....	29
영문요약.....	32

## 표 차례

Table 1. The range of jitter before and after the camera calibration	13
Table 2. The range of errors by the modification of tool design	14
Table 3. The rate of detection failure by the light condition in the operation room	15
Table 4. The range of gain value by different light condition	15
Table 5. Total registration error of the tracking system after the movement of rapid prototyping model with 4 reference points and 5 tracking points	16
Table 6. Total registration and tracking error for an orthognathic surgical case	18

## 그림 차례

Figure 1. MicronTracker(Claron Technology, Canada) and its driving software .....	4
Figure 2. Design of the tracking tool .....	9
Figure 3. Implantation of miniscrews as tracking points to the rapid prototype model .....	10
Figure 4. Miniscrews implanted to the maxillary anterior wall for the reference points .....	12
Figure 5. Tracking points marked on intermediate wafer .....	12
Figure 6. A view of applied tracking system in the operation room .....	12
Figure 7. Fusion of preoperative and postoperative laser-scanned craniofacial model created by the maxillary Le Fort I surgery and movement based on the reference points at the proximal maxilla .....	17
Figure 8. Registration between pre-operative data and post-operative data for the orthognathic surgical subject .....	18



## 상악골 이동 확인을 위한 악교정 수술에서의 3 차원 위치 추적 시스템

악교정 수술에서 상악골의 미세한 위치 변화는 얼굴의 큰 변화를 가져올 수 있다. 수술 중 상악골의 이동은 중간 장치(intermediate wafer)를 기준으로 시행하고, 구강 내, 구강 외 계측 방법으로 확인한다. 그러나 개인 차가 큰 하악골의 움직임(회전 중심, 악관절 상태 등)과 중심위(central relation)를 재현하여 3 차원적인 상악골 이동을 추적, 확인하는 것은 매우 어렵다. 그래서 현재는 이를 평가하는 수단으로 외과의의 느낌 등이 계측치 측정과 함께 이용되어 주관적 요소가 비교적 강하게 작용한다.

수술 중 상악골의 움직임을 3 차원적으로 확인하는 새로운 방법으로 광학식 스테레오 카메라 시스템(MicronTracker, Claron Technology)을 악교정 수술에 적용하였다. 수술 전 후 상악골의 위치를 3 차원적으로 추적하여 수술계획과 일치하는지를 평가하고자 하였다.

악교정 수술에 적용하기 위하여 필요한 조건을 확인하고 악골 모형을 이용한 실험 후 악교정 수술에의 적용하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 위치 추적을 위하여 사전에 카메라 보정 및 추적기의 디자인 변경을 시행하고, 추적 대상과 카메라의 거리를 1000mm 이내로 위치시켜 연속 측정값의 평균값을 이용하면 추적 결과의 정확성을 향상시킬 수 있다.
2. 조명이 밝을 경우, 반사에 의해 시스템 마커(marker)의 인식율이 약 10%정도 감소한다. 조명이 어두울 경우 게인(gain) 값의 증가로 인하여 지터(jitter)가 증가할 수 있으나, 수술실 조명 조건에서 지터의 증가는 미미하다.
3. 악골 모형의 단순 위치 변경 실험에서 시스템으로 기록 후 정합하여 위치 추적하였을 때, 기준점에서 평균 0.28mm, 추적점에서 0.64mm 의 오차를 보였다. 또 악골 모형의 상악골을 모의 수술하며 추적하였을 때 레이저 스캔 결과와 비교하면 평균 0.69mm 의 오차를 보였다.
4. 악교정 수술에 적용한 결과 기준점 정합 시 평균 1.66 mm, 상악골의 추적점 정합 시 평균 4.24 mm 의 오차를 보였다. 이 오차는 적절한 환자 머리 고정 방법과 변경된 디자인의 추적기를 사용하여 감소시킬 수 있다.

앞으로 삼차원 컴퓨터 단층 촬영 영상과의 결합이나 검증, 소프트웨어 개발 등을 통하여 악교정 수술에 영상 안내 수술(image-guided surgery)를 도입하는 방향의 연구가 진행되어야 할 것이다.

---

핵심 되는 말 : 악교정 수술, 3 차원, 상악골, 스테레오 카메라, 마이크론트래커

# 상악골 이동 확인을 위한 악교정 수술에서의 3 차원 위치 추적 시스템

(지도교수 : 이 상 휘)

연세대학교 대학원 치의학과

최 지 욱

## I. 서론

양악 악교정 수술에서 상악골의 미세한 위치 변화는 얼굴에 큰 변화를 가져올 수 있다. 그리하여 통상적으로 양악 수술을 계획할 때에는 0.5mm 단위의 상악골 움직임을 계획한다. 수술 계획과 일치하는 바람직한 수술 결과를 얻기 위해서는 수술 중 상악골의 움직임에 대한 정확한 측정이 요구된다.

상악골의 움직임을 확인하기 위하여 수술 중에 사용되는 전통적인 방법은 구강 내, 구강 외 측정법이 있다. 구강 내 측정법은 상악골의 골절단선 상하방에 기준점을 잡아 이 기준점들의 상대적인 위치 변화를 확인하는 방법이다(Manna and Berger, 1996). 구강 외 측정법은 보통 soft tissue nasion 에 K-wire 를 식립하여 상악 전치부까지의 거리의 변화를 측정하는 방법이다(Johnson, 1985; Ellis, 1999). 그 외에 Gil 등은 최근 좀 더 정확한 측정을 위해 2 개의 K-wire 를 이용한 구강 내 측정법을 발표하기도 하였다(Gil et al., 2007).

이러한 방법으로도 상악골의 3 차원적으로 정확한 이동량을 평가하기는 어렵다. Mischkowski 등은 상악골이 일단 하방골절(down fracture)된 후에는 이상적인 상악골 위치 평가는 어려우며, 3 차원적인 위치 변화는 거의 측정이 불가능하다고 언급한 바 있다(Mischkowski et al., 2006).

따라서 악교정 수술의 정확도를 향상시키기 위해서 기존의 방법들과는 다른 수술 중의 측정 방법이 필요하다. 여기에서 저자가 주목한 것은 영상 안내 내비게이션 수술(image-guided navigation surgery) 등에서 흔히 사용되는 위치 추적(position tracking) 방법이다. 이를 통해 영상 안내 수술에서는 정확하고 객관적인 수술 상태를 파악할 수 있다.

위치 추적에 쓰이는 시스템의 종류로는 광학식, 전자기식 장비, 전자기계식, 초음파식의 추적 장비가 있다(Strong et al., 2008). 이중 광학 추적 장치와 전자기 추적 장치만이 현재 상업적으로 상용화되어 내비게이션 수술에 쓰이고 있다(Glossop, 2009).

전자기 추적 장치는 장치 크기를 작게 만들 수 있고, 실시간으로 추적 결과의 분석이 가능하여 널리 사용된다. 그러나 광학 추적 장치에 비하여 주변 금속이나 자기장에 의하여 왜곡이 발생하기 때문에 정확성이 떨어지는 단점이 있다. 이러한 이유로 전자기식 추적 장치는 금속 교정 장치가 부착된 구강 내 환경에서 미세한 움직임의 추적을 요하는 악교정 수술 영역에는 적용이 어렵다.

광학 추적 장치는 추적 장비 중 가장 정확하다고 알려져 있다. 추적 대상으로 마커(marker)를 이용하는데, 마커가 카메라의 시야에서 벗어나거나 장애물에 가려지거나 적절한 조명이 없으면 인식 실패가 발생한다. 이러한 특성으로 인하여 광학 추적 장치는 정확성은 높으나 안정적인 좌표의 획득이 어렵다. 예비 실험을

통해 저자는 악교정 수술에서의 상악골 위치 변화 확인에 이 광학 추적 장치를 이용하는 것이 가장 유리하다고 판단하고 그 적용 가능성을 확인하려고 하였다 (Park et al., 2008)

본 연구는 스테레오 광학 카메라를 이용한 영상 기반의 3 차원 위치 추적 시스템을 이용하여 양악 악교정 수술 중 상악골의 위치 변화 추적이 가능한지 평가하고자 하였다. 이러한 목적을 위하여 위치 추적 장비의 특성, 필요한 환경 및 설치 조건 등에 관한 실험을 통해 최적의 조건을 알아내려고 하였다. 또 위치 추적 장비를 수술실에 도입하여 시행착오를 경험하며 적용 가능성을 검토하였다. 결론적으로 3 차원 위치 추적장비를 악교정 수술에 적용하기 위하여 변화된 상악골의 위치를 확인하고 이를 통해 수술 계획대로의 이행 여부를 검토할 수 있는지 확인하였다.

이러한 위치 추적 장비의 적용은 향후 악교정 수술에서 영상 기반의 수술을 현실화하는 토대가 될 것으로 생각하였다. 이러한 수단을 통하여 상악골을 의도한 위치로 설정하여 이상적인 수술 결과를 얻고자 함이 이 연구의 최종적인 목표이다.

## II. 연구대상 및 방법

### 1. 연구 대상



Figure 1. MicronTracker H60 (Claron Technology, Toronto, Canada) and its driving software

상악골의 3차원 위치 추적을 위한 장비로 마이크론트래커 (MicronTracker H60, Claron Technology, Toronto, Canada)를 사용하였다(Figure 1). 이것은 광학식 스테레오 추적 카메라로서 두 개의 CCD(Charge coupled device) 카메라로 구성되어 있다(Zhou et al., 2008). 부피가 작아 이동과 설치가 용이하며 간편하게 노트북과 연결하여 사용이 가능한 장점이 있다. 15Hz 측정율(measurement rate)과 0.35mm rms 이내의 오차를 가진다고 보고되어 있다(Claron Technology, 2008).

다른 의료 분야에서도 이 장비가 적용된 사례가 보고되어 있으며, 이비인후과 영역의 수술, 약교정 수술의 하악 시상분할 골절단술, 보철 분야의 계속가공의치의 교합면 형성, 임플란트 수술 등이 그 예이다(Balachandran, Fitzpatrick and Labadie, 2008; deLouvain, Interaction and Louvain; Heath et al.; C. Lenze et al., 2004; Carsten Lenze and Hein, 2005).

스테레오 카메라(stereoscopic camera)는 카메라 두 대를 통해 좌 우 영상을 취하고, 그 영상의 차이를 통해 깊이를 측정한다(변 등, 2008). 좌우 카메라를 연결하는 수평면을 X축, 수직 축을 Y축, 카메라로부터 정면으로 떨어진 깊이를 Z축으로 하여 3차원 좌표계를 인식한다.

스테레오 카메라의 Z축 인식에는 근본적인 한계가 있다. 일반적으로 좌우 카메라 사이의 거리가 일정할 경우, 스테레오 카메라에서 사물이 멀어질수록 깊이 정해도(depth resolution)는 떨어진다. Lenze 등은 마이크론트래커를 사용한 실험에서 마이크론트래커와 사물 사이의 거리가 1000mm 이상 멀어졌을 때 오차가 증가하였음을 보고하였다(C. Lenze et al., 2004).

능동 센서 방식의 광학 추적 장치는 대부분 적외선을 방출하는 몇 개의 발광다이오드(light-emitting diodes)를 추적한다(Akay and Marsh, 2001). 이에 비하여 본 연구에서 사용한 수동적 방식의 장치의 경우 특이한 무늬 등을 마커로 이용하며 마커 자체에 광원을 요하지 않는다. 따라서 마커에 배터리 등을 장착할 필요가 없으므로 비교적 사용이 간단하다. 그러나 능동 센서에 비하여 조명조건의 변화, 마커의 재질, 빛의 반사에 의한 인식 실패 가능성이 크다.

광학 카메라는 렌즈의 굴곡, CCD 소자의 불완전성, 렌즈의 중심축과 CCD 중심의 불일치 및 렌즈와 CCD 소자의 불평행 등에 의해 왜곡이 발생한다. 이러한

곡을 해소하기 위하여 카메라 내부 변수의 교정을 위한 사전 카메라 보정 (camera calibration)작업이 필요하다. 스테레오 카메라의 경우 보정은 두 개의 스테레오 영상을 정합하는 데에 필요한 외부 변수의 설정도 포함한다.

디지털 스테레오 카메라에서 얻어진 3차원 좌표값은 고정된 한 점에서 얻어진 측정값이어도 시간에 따라 조금씩 다르다. 이러한 좌표값의 떨림 현상을 지터(jitter)라고 일컫는다. 지터의 본래적인 의미는 아날로그 신호를 디지털 신호로 바꿀 때에 파동의 일부 양상이 일탈하거나 변위되는 것으로, 현재는 모든 디지털 신호의 전송에 있어서 시간 축에 대해 일어나는 신호의 떨림을 말한다. 영상 기반 수술을 위한 전기 신호 전달에 있어 지터는 극복해야 난제라고 할 수 있다. 일반적으로 지터의 크기는 RMS (root mean square) error를 사용하여 표현한다. 이 값은 오차의 제곱해서 평균한 값의 제곱근을 뜻하며, 통계학에서의 표준편차와 유사한 의미를 갖는다(Bankman, 2008).

추적 결과의 정확성은 추적기(tracking tool)의 디자인에 의해서도 영향을 받는다. 추적하고자 하는 수술 부위는 입술에 가려지므로 광학 카메라의 시야 안으로 확보될 수 없다. 시야 안으로 확보될 수 없는 추적 대상은 추적기를 이용하여 카메라의 시야에 있는 추적기의 마커 위치를 이용해 계산된다. 추적기는 3 개 마커의 위치 정보를 벡터로 이용하여 추적기 침단의 위치를 계산한다. 이러한 방식으로 계산된 좌표값은 마커 간의 거리 및 마커와 기구 침단의 거리에 따라 정확도가 달라진다.

수동 센서 방식의 광학 카메라의 영상 획득은 주변 조명에 영향을 받는다. 본 연구에 사용한 추적 장치는 좌표 추적 시 자동노출시스템이 작동되어 조명의 변화에 따라 자동적으로 카메라의 게인(gain) 값과 노출시간을 조정한다.



카메라의 게인 값은 디지털 픽셀(pixel) 값으로 전환하기 전에 아날로그 신호의 확대의 양을 결정하며, 게인 값 1 은 가장 낮은 설정 값으로 확대가 없음을 의미한다.

주변 조명이 어두울 경우 카메라는 게인 값을 증가시킨다. 높은 게인 값은 영상 밝기의 증가의 결과를 초래하지만, 픽셀의 잡음도 함께 증가한다. 움직이는 물체에서 지터는 게인 값의 제곱근에 비례하여 커진다. 따라서 조명의 변화에 따라 마이크론트래커의 노출 값이 자동 변경되지만, 게인 값이 증가하는 경우 지터도 비례적으로 증가하여 좌표의 떨림 현상은 더 심해질 수 있다. 그 외에도 주변 조명이 매우 밝을 경우 마커의 반사로 인한 인식 실패, 과도노출(overexposure)로 인한 영상의 흐려짐(burn-out) 등에 따른 정확도의 감소가 발생할 수 있다.

## 2. 연구 방법

본 연구에서는 추적 결과의 정확도에 영향을 미치는 카메라 보정, 추적기 디자인, 조명 영향에 대하여 확인하였다. 그리고 악골 모형과 실제 사람에서의 악교정 수술에도 적용하여 그 결과를 확인하였다.

### 2.1. 카메라 보정(camera calibration)의 영향

카메라 보정 후 지터의 변화를 확인하였다. 실험실 환경에서 마커 1에서 포인터까지의 거리  $d=171\text{mm}$ , 마커 1에서 마커 2까지의 거리  $l=105\text{mm}$ 인 기성품 추적기를 카메라의 시야의 중앙부에 위치시켰다(Figure 2). 보정이 시행되지 않은 상태로 같은 점에 대한 45회 연속된 추적 결과를 얻었다. 그리고 제조사에서 제공하는 소프트웨어인 R-Fine을 이용하여 카메라 보정을 시행하고 위와 같은 실험을 반복하였다. 카메라 보정 전후의 평균 오차, RMS 오차를 확인하였다. 평균 오차 값은 오차의 절대값을 이용하여 계산하였다.

## 2.2. 추적기(tracking tool) 디자인의 영향

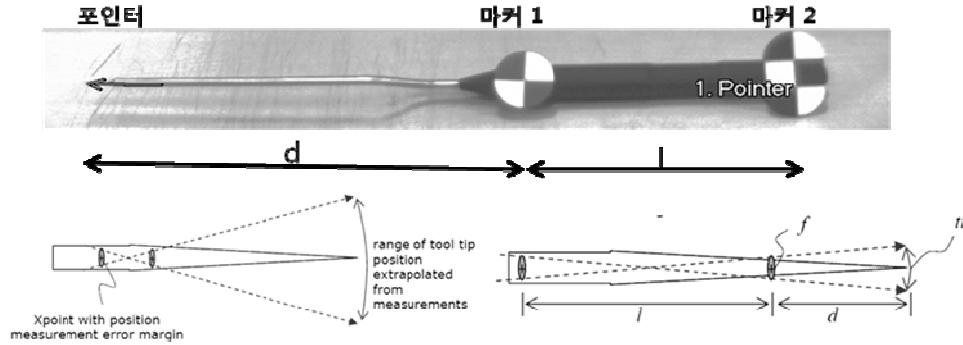


Figure 2. Design of the tracking tool (MicronTracker Developer' s Manual  
MTC 3.0 November, 2008, Claron Technology 에서 인용함)

추적기의 디자인에 따른 지터의 크기의 변화를 확인하였다. Figure 2와 같이  $d/l$  값이 감소할수록 추적기의 정확도가 증가하므로,  $d/l$  값을 감소시킨 추적기를 제작하였다. 실험실 환경에서  $d/l$  값이 서로 다른 3개의 추적기를 이용하여 고정된 한 점을 45회 측정하여 평균 오차와 RMS 오차를 비교하였다. 평균 오차는 오차의 절대값을 이용하여 계산하였다.

## 2.3. 주변 조명의 영향

치과 외래 환경과 수술실에서 시행한 추적값을 대상으로 무영등을 켜 경우와 끈 경우의 인식 실패율을 조사하였다. 또 이때의 카메라의 게인 값 변화 범위도 확인하였다.

## 2.4. 악골 모형을 이용한 실험

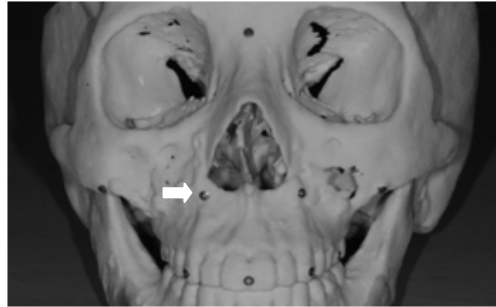


Figure 3. Implantation of miniscrews as tracking points to the rapid prototype model (Arrow indicated a miniscrew on maxilla as a three-dimensional tracking point).

첫 실험에서는 악골 모형의 처음 위치를 추적하고 다른 위치로 이동시킨 뒤 반복 실험하여 그 결과를 정합하고 추적점의 재현성을 확인하였다. 이를 위해 가상의 Le Fort I 골절단선 상방에 4 개의 기준점을 선정하고, 상악의 치아 교합면에 5 개의 추적할 점을 선정하여 각각의 기준점에 miniscrew(Martin co., Germany)를 식립하였다. 이러한 9 개의 점을 변화된 모형의 위치에서 3 회 측정하였다. 카메라와 모형의 거리는 1000mm 내외로 설정하였고,  $d=80\text{mm}$   $l=96\text{mm}$  로 제작한 추적기를 이용하였다.

한 점에 대하여 약 20 회의 반복측정을 통해 평균값을 취하였으며 이상값은 제거하였다. 얻어진 결과를 CAD 상용 소프트웨어인 CATIA 를 이용하여 기준점 4 개를 기준으로 정합하였다. 같은 점에 대한 추적값 간의 평균 오차와 표준편차를 확인하였다. 평균 오차는 오차의 절대값을 이용하여 계산하였다.

두 번째 실험에서는 악골 모형의 Le Fort I 골절단 후 상악골을 이동시키는 모의 수술을 시행하고 모의 수술 전후에 마이크론트래커를 이용한 위치 추적 및 Vivid 9i(Kornica Minolta, Japan; 정확도는  $\pm 50 \mu\text{m}$ ) 스캐너를 이용한 레이저 스캔을 시행하였다. 스캔한 데이터는 Rapidform 2006<sup>®</sup>((주 아이너스, Seoul, Korea)를 이용하여 3 차원 재구성된 악골 모형으로 변환하였다. 그리고 위치 추적 결과와 레이저 스캔 결과에서 추적점의 위치 변화량을 비교하여 정확성을 확인하여 보았다.

## 2.5. 악교정 수술에의 적용

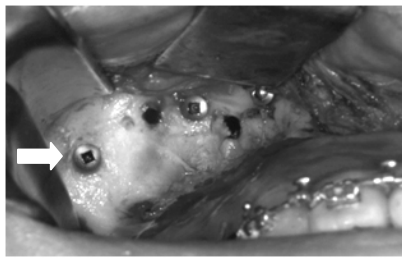


Figure 4. Miniscrews implanted to the maxillary anterior wall for the reference points (Arrow indicated a miniscrew for a reference point above the Le Fort I osteotomy line).

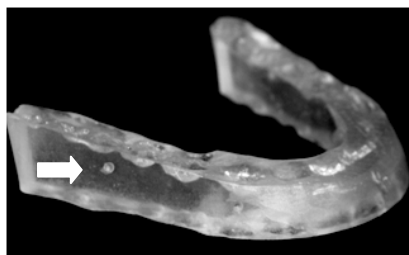


Figure 5. Tracking points marked on intermediate wafer (Arrow indicated a notch for tracking of Rt. Maxillary 1<sup>st</sup> molar).



Figure 6. A view of applied tracking system in the operation room.

수술실에서 위치 추적을 시행하고 그 결과를 정합하여 수술 전, 수술 후의 비교 및 정합의 재현성을 확인하였다. Le Fort I 골 절단선 상방에 6 개의 기준점을 선정하여 miniscrew 를 식립하고, 중간장치(intermediate wafer) 상에 추적할 5 개의 점을 선정하여 홈을 형성하였다. 카메라와 환자의 추적 부위와의 거리는 약 1600mm 내외로 설정하였으며,  $d=171\text{mm}$ ,  $l=105\text{mm}$  의 기성품 추적기를 이용하였다. 수술 전, 후 각각 3 회의 측정을 시행하였으며 한 점에 대하여 약 6 번의 반복측정을 통해 평균값을 취하였고 악골 모형 실험과 동일한 방식으로 정합하고 오차를 확인하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. 카메라 보정의 영향

카메라 보정 후 지터의 감소가 일어났으며 평균적인 감소율은 각 좌표값에서 평균 오차 70.95%, RMS 오차 69.01% 였다(Table 1). 평균 3차원 거리 오차는 추적기 마커 부위에서 82.81 %, 추적기 침단에서 84.44 % 수준으로 감소하였다. 지터의 크기는 추적기의 마커 부위가 침단보다 작은 값을 가졌으며 z축에서 가장 큰 값을 나타내었다.

Table 1. The range of jitter before and after the camera calibration

calibration		marker				tip			
		x	y	z	3D	x	y	z	3D
before	mean difference	0.01	0.02	0.07	0.07	0.04	0.07	0.37	0.38
	RMSE*	0.01	0.01	0.07	0.07	0.04	0.07	0.36	0.35
after	mean difference	0.01	0.01	0.06	0.06	0.01	0.06	0.32	0.32
	RMSE	0.01	0.01	0.05	0.05	0.01	0.05	0.27	0.26

(N=45, mm)

\*RMSE; root square mean error

## 2. 추적기 디자인의 영향

추적기의 침단과 가까운 마커 1 사이의 거리(d)가 짧고 d/l값이 작을수록 추적기 침단의 지터가 감소하였다(Figure 2). d/l=0.61, d=171mm 의 상품화된 추적기에 비해 d/l = 0.76 형태로 제작한 추적기를 사용하였을 때 RMS 오차는 평균 65.36%의 비율로 감소하였다. d/l = 0.43 형태의 추적기를 사용하였을 때는 평균 34.17% 비율로 감소하였다.

Table 2. Root mean square error changed by modification of tool design

tool design			marker				tip			
d/l	d*	l**	x	y	z	3D	x	y	z	3D
0.43	42	97	0.01	0.01	0.03	0.03	0.01	0.02	0.08	0.08
0.76	80	105	0.01	0.02	0.06	0.06	0.02	0.03	0.09	0.10
1.62	171	105	0.01	0.02	0.07	0.07	0.04	0.07	0.36	0.37

(N=45, mm)

\*d ; distance between tool tip and closed marker

\*\*l ; distance between markers on longitudinal axis



### 3. 주변 조명의 영향

수술실에서 수술등을 켜고 실험한 경우 10.46%의 인식 실패가 확인되었다. 수술실 조건에서 수술등을 끈 경우 게인 값이 최대 1.3002 까지 증가하였으며, 외래에서 무영등을 끈 경우 게인 값이 최대 5.0000 까지 증가하였다. 움직이는 추적 대상에 대하여 게인 값의 제곱근에 비례하여 지터의 크기가 증가하므로 게인 값이 지터에 미치는 영향을 계산할 수 있다. 조명에 따른 게인 값의 변화에 의해 지터는 수술실에서 1.1406 배, 외래에서 2.2361 배까지 증가할 수 있다.

Table 3. The rate of detection failure by the light condition in the operation room

	light on	light off
failure rate	10.46 %	0.00 %

(N=115)

Table 4. The range of gain value by different light condition

	light condition	gain
operation room	light on	1.0000
	light off	1.0000 ~ 1.3002
OPD Dental chair	light on	1.0000 ~ 2.5008
	light off	2.5000 ~ 5.0000

(N=115)

#### 4. 악골 모형을 이용한 실험

악골 모형을 단순 위치 변화시켜 정합한 결과 기준점 정합 시 평균 0.28mm, 추적점 정합 시 평균 0.64mm의 오차를 보였다. 그리고 지터의 경향과 유사하게 z 좌표값의 정합 오차가 다른 축보다는 큰 경향을 보였다.

악골 모형의 상악골 악교정 수술 후 추적점의 3차원적인 위치 변화량을 마이크론트래커로 구한 값과 레이저 스캔을 통해 계산한 위치 변화량을 비교하였을 때 두 값의 평균 오차는 0.69mm, 표준편차는 0.47mm 로 나타났다.

Table 5. Total registration error of the tracking system after the movement of rapid prototyping model with 4 reference points and 5 tracking points

		<b>x</b>	<b>y</b>	<b>z</b>	<b>3D</b>
<b>reference points</b>	<b>mean difference</b>	0.14	0.07	0.23	0.28
	<b>RMSE</b>	0.12	0.11	0.30	0.34
<b>tracking points</b>	<b>mean difference</b>	0.26	0.24	0.53	0.64
	<b>RMSE</b>	0.18	0.13	0.43	0.48

(reference points N=4, tracking points N=5, 3 circuits, mm)

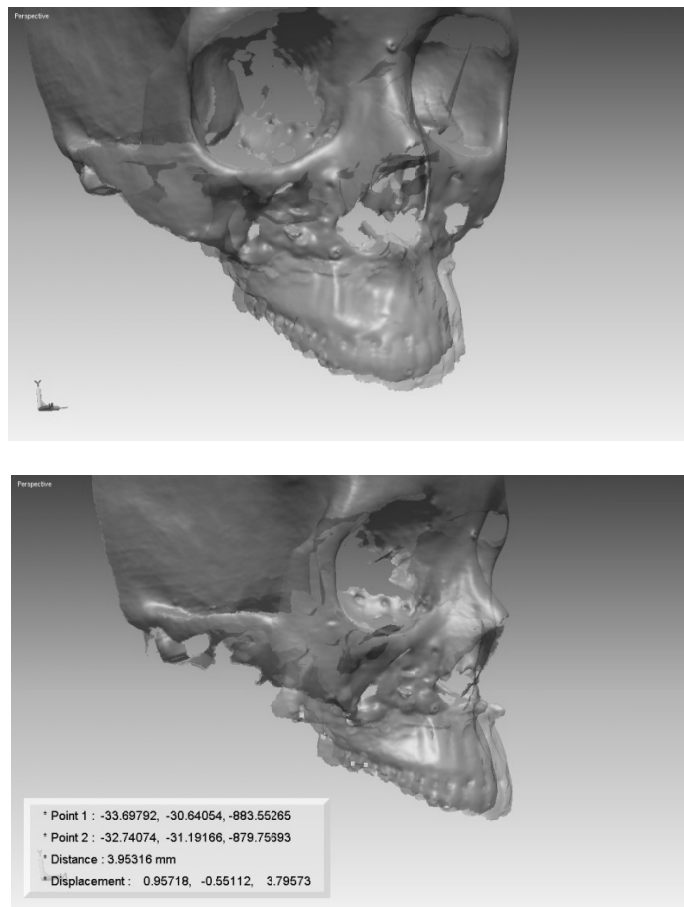


Figure 7. Fusion of preoperative and postoperative laser-scanned craniofacial model created by the maxillary Le Fort I surgery and movement based on the reference points at the proximal maxilla.

## 5. 악교정 수술에의 적용

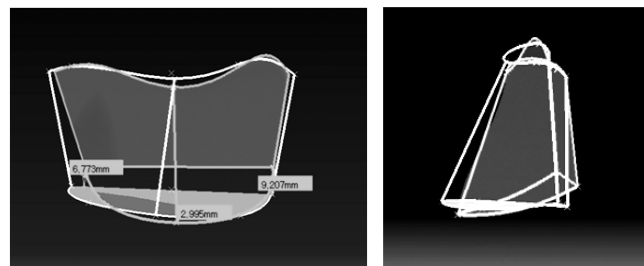
실험 결과, 기준점 정합 시 평균 3.54mm, 추적점 정합 시 평균 4.24mm의 오차를 보였다.

Table 6. Total registration and tracking error of the tracking on an orthognathic surgical case

		<b>x</b>	<b>y</b>	<b>z</b>	<b>3D</b>
<b>reference points</b>	<b>mean difference</b>	2.67	1.63	1.66	3.54
	<b>RMSE</b>	1.28	2.97	0.92	3.36
<b>tracking points</b>	<b>mean difference</b>	2.55	0.39	2.30	4.23
	<b>RMSE</b>	1.53	0.23	1.67	2.28

(reference points N=6, tracking points N=4, 3 circuits, mm)

Figure 8. Registration of two sets of reference points based on the pre-operative and post-operative data for the orthognathic surgical subject.



## IV. 고찰

3 차원 광학 추적 장치를 악교정 수술에 적용함에 있어서 정확성의 확보는 편의성 등에 앞서는 가장 중요한 문제이다. 악교정 수술 중의 상악골 위치 확인 작업은 수술 중간에 수술 계획과의 일치를 결정해주는 척도로 이용하고자 하는 것이므로, 신뢰할만한 정확도를 가지지 못한다면 그 목적을 달성할 수 없다. 그러나 광학 위치 추적 시스템의 오차 원인은 다양하고, 이 원인들은 때때로 복잡하고 상호의존적인 영향을 끼친다. 따라서 이러한 오차의 원인을 적절하게 통제해야 추적 시스템의 정확성을 제고할 수 있다.

본 연구에서는 오차를 감소시키는 방법의 하나로 카메라 보정을 수행하였고, 카메라 보정 후 지터가 약 84%의 수준으로 감소함을 확인하였다. 카메라의 보정 오차는 카메라의 보정 과정에서 발생하며, 다시 보정을 시행하지 않는다면 변하지 않는 상태로 장기간 동안 지속될 수 있다. 또 다른 오차 요인으로 카메라의 온도가 있으며 오차 감소를 위해 이에 대한 확인이 필요하다. CCD 센서를 사용하는 디지털 카메라는 온도에 따라 드리프트(drift) 오차가 발생하는데, 온도가 높을수록 카메라 CCD 센서의 음전하 발생량이 많아져 잡음을 증가시키기 때문이다. 따라서 카메라가 이상적인 온도에 도달할 때까지 적절한 시간이 필요하다.

그 다음으로 발생 가능한 오차를 감소시키는 방법으로 추적기의 디자인이 있을 수 있다. 추적기의 원리는 손잡이에 부착된 3 개의 마커를 잇는 벡터(vector)를 이용하여 추적기 침단의 좌표값을 외삽하는 방식이다. 따라서 추적기의 디자인에 따라 지터를 감소시킬 수 있다. 정확한 추적기 침단 좌표값을 얻기 위해서는 수술

시의 조작이 용이한 범위 내에서 추적기 첩단과 가까운 마커 간의 거리(d)는 되도록 짧아야 한다. 반대로 추적기 첩단 인식에 쓰이는 벡터를 이루는 3 개의 마커 간의 거리는 되도록 길어야 한다. 또 사용하는 마커 크기를 증가시키면 좀더 정확한 위치 좌표의 획득이 가능하다.

실제 수술에 적용할 때에는 정확성 확보와 함께 조작의 용이성을 고려하여 추적기를 디자인하여야 한다. 정확성만을 고려하여 추적기 길이를 너무 길게 제작하면 다루기가 어려워지기 때문이다. 추적기 첩단과 마커 사이의 거리는 윗입술에 가리는 정도를 고려하여, 마커 부위가 가려지지 않을 정도로 길게 설정하여야 한다.

본 연구에서는 기성품 추적기( $d=171\text{mm}$ ,  $l=105\text{mm}$ )보다 추적기의 첩단부터 가까운 마커 사이의 거리  $d$  를 약 80mm, 42mm 로 감소시키고  $l$  값은 100mm 내외로 유지한 형태의 추적기를 제작하여 오차를 측정해보았다.  $d$  의 값이 80mm 이하일 때 RMS 오차가 0.1mm 이내로 측정되었다. 이러한 결과에 따라  $d=80\text{mm}$ ,  $l=100\text{mm}$  정도의 거리를 가지는 디자인의 추적기를 제작하여 사용하면 악교정 수술에서 실용적이면서도 적절한 정도의 정확도를 얻을 수 있을 것으로 사료되었다. 덧붙여 실제 악교정 수술에 쓰이기 위해서 추적기는 내구성이 있으며 소독이 가능하고 빛의 반사가 적은 재질로 제작하는 것이 바람직하다.

주변 조명에 의한 카메라의 계인 값의 변화에 의해 지터의 크기가 변화하고 인식 실패가 일어나므로 오차를 감소시키기 위하여 조명의 조절도 필수적이다. 계인 값은 주변이 어두울수록 커지므로 주변의 조명은 되도록 밝게 유지하는 것이 좋다.

본 연구에서 측정된 계인 값을 보면 외래보다 조명이 밝은 수술실에서는 무영등을 켜지 않은 상태에서도 계인 값의 증가가 적어 오차 증가의 가능성은 무영등을 켜진 상태에 비해 약 1.14 배 수준이다. 따라서 수술실에서는 계인 값의 변화에 의한 오차 증가 가능성이 매우 미미하고 할 수 있다. 그러나 수술등을 켜면 마커의 빛 반사에 의하여 영상의 흐려짐이 일어나 10% 가량의 마커의 인식 실패가 생기므로 이러한 현상을 피하기 위한 조명의 조절이 필요하다.

치과 외래에서 위치 추적 시스템을 사용할 경우는 수술실에 비해 조명이 어두우므로 계인 값의 증가에 대해 고려하여야 한다. 외래에서 무영등 없이 사용하는 경우 최대 2.24 배까지의 지터의 증가 가능성이 있다.

실제로 악교정 수술에서 상악골의 3 차원 위치 변화를 확인하기 위해서는 수술 전후에 측정된 위치 좌표를 비교하는 과정이 필요하다. 수술 전 후에 얻어진 동일한 영역을 촬영한 영상에서 변화를 찾아내기 위하여 두 개의 좌표를 일치시키는 과정을 정합(registration)이라고 한다. 이러한 정합 과정에서 상악골의 위치 변화에 대한 기준으로 사용하기 위해서 기준점을 설정하고 추적하는 작업이 필요하다.

악골 모형을 이용한 실험에서 모형의 위치 변경 후 정합하여 얻은 총 정합 오차 (total registration error)는 기준점에서  $0.28 \pm 0.34\text{mm}$ , 추적점에서  $0.64 \pm 0.48\text{mm}$  정도로 측정되어 오차가 1mm 내로 존재함을 확인하였다. 기존의 악교정 수술 시 사용하는 계측법의 평균 오차가 약 1~2mm 정도로 알려져 있으므로(Polido, Ellis, and Sinn, 1990; Van Sickels, Larsen, and Triplett, 1986) 위치 추적 시스템을 이용한 계측의 정확도는 기존의 방법과 비교하여 신뢰할 정도의 정확도를 가짐을 확인하였다.

악골 모형의 레이저 스캔 결과를 얻어 추적점의 위치 변화를 비교한 실험에서도 앞선 정합 오차 실험과 매우 유사한 크기의  $0.69 \pm 0.47\text{mm}$  의 오차를 확인하였다. 레이저 스캔 데이터는 매우 정확함이 입증되어 있으므로 실제의 위치 변화 값과 같다고 가정하였을 때 위치 추적 결과는 실제와 비교하여 1mm 이내의 오차를 가진다고 볼 수 있다.

마지막으로 실제 악교정 수술 환자에 적용하였을 때, 여러 가지 조건에 대한 고려가 필요하였다. 우선 기준점 위치 설정의 경우, 이 실험에서는 기준점을 상악골 Le Fort I 골절단선 상방에 위치시켰다. 이 부위는 기준점이 위치될 수 있는 부위 중 유일하게 경조직인 부위로 연조직을 이용하는 경우에 비해 안정적인 결과를 얻을 수 있다.

그러나 이 부위는 직접적으로 마커를 부착할 수 없기 때문에 추적기 침단을 이용한 좌표 획득이 필요하다. 마커 자체에서보다 추적기 침단에서 지터는 더 큰 값을 가지므로 상악 전벽에 기준점을 설정하는 경우 직접 마커를 부착하는 방법보다는 정확도가 떨어진다.

또한 상악동 전벽 부위의 골이 매우 얇기 때문에 기준점을 표시하기 위하여 드릴링을 하거나 나사못을 고정 할 때에 예기치 않은 골절이 일어날 수 있다. 상악 전방부의 상방 이동이 필요한 수술의 경우, 부주의하게 설정한 기준점은 상악골 전벽의 제거에 의해 상악골 이동 후 없어질 수도 있다.

이 부위는 추적기를 접촉시키기 위하여 윗입술의 견인을 요하며 이로 인하여 기준점들의 추적 도중에 환자의 머리가 움직이면 기준점 간의 관계가 부정확해져서 정합 과정이 어려워지고 오차가 커진다. 수술에 적용한 실험에서 기준점의 정합 시 발생한 RMS 오차가 3mm 이상인 것은 기준점 추적 중의



머리의 움직임이 가장 큰 원인이라고 생각된다. 위치 추적 중 머리의 움직임을 없애기 위해 환자의 머리 고정이 반드시 필요하다.

또 상악골의 기준점 설정 시에는 가능한 한 직선을 이루지 않도록 기준점을 설정하는 것이 필요하다. 기준점이 일직선상에 형성되는 경우 삼차원적인 정합이 불가능하여 상악골의 전후방적 위치 이동에 대한 평가가 어려워진다.

이러한 기준점 설정 방식에 대한 대안으로 고려할 수 있는 방법에는 여러 가지가 있다. 이 중 영상 기반의 수술에서 가장 정확한 기준점으로 알려져 있는 것이 신경외과 수술의 머리 고정에 사용되는 정위 두부 프레임(stereotactic head frame)이다(Metzger et al., 2007). 그러나 이러한 두부 프레임은 악교정 수술 과정에서 방해물이 되고 삽입의 과정이 침습적이므로 사용의 제한이 있다. 침습적 방법이 아닌 단순한 부착으로 적용할 경우는 그 정확도가 높지 않음이 단점이 된다.

피부에 표면에 참조 마커를 부착하는 방식은 악교정 수술에 방해가 거의 없으며 가장 널리 쓰이는 방식이다. 피부에 부착하는 방식의 참조 마커로 이러한 방식은 골의 해부학적 기준점을 이용하는 방법과 거의 비슷한 정도의 정확성을 가진다고 보고되었다(Strong et al., 2008). 그러나 연조직의 견인에 의한 위치변화, 수술 중의 머리 움직임이나 부종 등으로 인하여 정확도가 떨어지는 단점이 있다. 악교정 수술 시 윗입술 견인에 의한 위치 변화가 거의 없는 관골 상방, 눈꺼풀 그리고 이마 부위가 참조 마커를 붙일 수 있는 공간이라고 생각된다. 이때 피부 표면에 직접적으로 붙인 마커는 추적기 침단을 통한 인식보다 지터의 양은 감소될 수 있다. 그리고 상악골에만 설정하는 것보다 기준점간의 거리를 넓게 확보할 수 있으므로 정합 시의 이점이 있다.

정합에 필요한 기준점의 수는 정합과정에 최소 4 개가 필요하다는 것이 일반적인 보고이다. 기준점 추적 시 사람에 의한 오차, 예를 들면 기구를 잘못 위치시키거나 좌표가 저장되기 전에 기구를 제거하는 등의 행위로 인한 이상값의 발생 또는 인식 실패의 가능성이 있으므로 4 개 이상의 기준점 설정이 추천된다.

카메라의 위치 설정도 다음의 조건을 고려해야 한다. 광학 카메라로 마커의 위치를 인식하기 위해서는 마커가 광학 카메라의 시야 내로 확보되어야 하며, 카메라의 시선과 마커의 표면이 이루는 각도가 60 도를 넘지 않아야 한다. 스테레오 카메라는 깊이의 정확도가 취약하므로  $z$  좌표의 정확성이 상악골 위치 결정에 가장 결정적인 부분이 되지 않도록 카메라를 위치시키는 것이 좋다. 악교정 수술의 경우 술자나 두 번째 보조의의 후방에 삼각대와 카메라를 설치하는 것이 가장 이상적일 것으로 생각된다.

본 실험에서는 카메라와 환자 사이의 거리를 약 1600mm 정도로 설정하여 악골 모형 실험에 비해 좋지 않은 결과를 얻었다. 정확한 측정값을 얻기 위해 카메라와 환자 사이의 거리는 1000mm 내로 확보하는 것이 추천된다.

위치 추적 후 얻어진 데이터를 정리하는 후처리 과정에서 오차를 줄이기 위해서는 먼저 비정상적인 이상값을 확인하고 제거하는 과정이 필요하며, 한 점에 대한 연속적인 여러 번의 측정을 시행하여 평균값을 이용하면 지터의 영향을 감소시킬 수 있다. 악골 모형 실험에서는 약 20 회의 측정을 통한 평균값을 이용한 데에 비해, 실제 수술에서는 약 6 회의 측정만을 통한 평균값을 이용하여 오차가 더 크게 발생한 것으로 생각된다.

실제 수술실 적용 시 기준점의 위치 변화를 통제하고, 카메라와 환자 사이의 가까운 거리를 확보한 상태로 반복 측정을 통해 평균값을 사용한다면 악골 모형 실험에서 얻은 정도의 정확도를 확보할 수 있을 것이다.

수술실에서의 실제 사용을 위해서는 위치 추적 결과를 빠른 시간 내에 확인할 수 있어야 한다. 이 실험에서 시행한 후처리와 정합은 모두 수작업으로 이루어져 상악골 수술 중 결과를 얻을 수 없었다. 수술 중에 결과를 얻어 의사결정에 사용하기 위해서는 빠르고 자동화된 후처리와 정합 알고리즘을 구현하여 수술 중 바로 분석할 수 있는 소프트웨어 개발이 필요하다.

정합의 방식은 술자의 수작업에 의하여 이루어지는 방식(manual registration), 의사가 일치하는 기준점을 잡아주는 반자동 방식(semi-automatic registration), 그리고 술자의 개입 없이 모든 과정이 자동으로 이루어지는 방식(automatic registration)으로 분류할 수 있다(Bankman, 2008). 현재까지 의료 분야에서 3 차원 영상에 대한 정합 기술은 대부분 수술 전과 후에 의사에 의해 지정된 일치점을 수동적으로 선정하여 정합의 정확도를 높이는 방식을 택하고 있다(Bootsma et al., 2008; Galloway and Maciunas, 1990; Wang et al., 1996). 악교정 수술에서도 반자동 방식의 정합 방법이 유용할 것으로 생각된다.

정합 방법을 이미지 기반의 정합, 이미지를 기반으로 하지 않은 정합으로 구분할 수도 있다. 이미지를 기반으로 하지 않은 정합은 3 차원 좌표값을 변환하는 식을 사용할 수 있을 때에 영상을 사용하지 않고 정합을 시행하는 방법이다. 마이크론트래커로 얻은 데이터는 좌표값으로만 되어 있어 이미지를 기반으로 하지 않은 정합 방법도 사용할 수 있다. 그러나 이미지를 기반으로 한 정합이 술자의 직관적인 판단을 가능하게 하며, 광학 추적 시 발생하는 이상값을

확인하고 제거하는데 유리하므로, 이미지 기반의 정합을 이용하는 것이 더 유용할 것으로 생각된다.

이러한 방법으로 수술 중 위치 추적이 이루어지고 상악골의 하방 골절 후 컴퓨터 단층 촬영을 시행하여 이 두 가지 데이터를 결합하면 상악골 위치를 결정하는 영상 안내 수술이 가능해질 것이다. 앞으로 위치 추적 데이터에 대한 검증 작업이 이루어지고 컴퓨터 단층 촬영 영상과 정합하는 연구가 더 필요하다.

## IV. 결론

본 연구에서는 광학식 스테레오 카메라를 이용한 3차원 위치 추적 시스템을 악교정 수술에 적용하여 상악골의 위치변화를 평가하였다. 이러한 장비를 악교정 수술에 적용하기 위한 조건에 대해 실험하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 카메라 보정과 추적기의 변형을 통하여 측정값의 지터를 감소시킬 수 있다.
2. 주변 조명이 너무 밝을 경우 반사에 의해 마이크론트래커의 마커에 대한 인식율이 감소한다.
3. 악골 모형을 이용한 실험에서 상악골의 단순 위치 이동 시 평균 0.28mm (기준점 정합으로 비교), 평균 0.64mm(상악골의 추적점 정합)의 오차를 보였다. 또 상악골 모형 수술 후 정합 시 오차는  $0.69 \pm 0.47$ mm 였다.
4. 악교정 수술에 적용한 결과 기준점 정합 시 평균 1.66mm, 상악골의 추적점 정합 시 평균 4.24mm 의 오차를 보였다.
5. 악교정 수술 적용 시, 카메라 보정 시행, 머리의 고정, 변형한 추적기 사용, 상악골과 카메라 간의 적절한 거리를 유지한 위치 설정, 반복 측정을 통한 평균값을 사용하면 신뢰할 만한 결과를 얻을 수 있을 것이다.

이러한 결과로 볼 때, 마이크론트래커는 악교정 수술에서 상악골의 위치 추적에 신뢰할만한 정확성을 가지는 방법의 하나로 사용될 수 있다. 앞으로 삼차원 컴퓨터 단층 촬영 영상 등을 이용한 정확성의 검증이 이루어지면, 악교정 수술에

영상 안내 수술의 도입에 사용될 수 있을 것이다. 이러한 영상 안내 수술을 통하여 이상적인 위치로 상악골과 하악골을 이동하여 외과 의사 의도한 수술 결과를 그대로 재현하며, 환자의 만족도를 높일 수 있을 것이다.

## 참고문헌

변기원, 임재욱, 김대동, 남기곤, Active Stereo Matching 기반의 3 차원 형상 재구성 시스템, 대한전자공학회 하계종합학술대회 2008; 31(1)

Akay, M., Marsh, A.: Information Technologies in Medicine, Volume 1, Medical Simulation and Education. 2001; Wiley-IEEE Press, p144

Balachandran, R., Fitzpatrick, J. M., Labadie, R. F. Accuracy of image-guided surgical systems at the lateral skull base as clinically assessed using bone-anchored hearing aid posts as surgical targets. Otol Neurotol 2008; 29(8): 1050-1055.

Bankman, I., Handbook of medical image processing and analysis. 2008; Academic Press, p542, 569-584

Claron Technology, MicronTracker Developer' s Manual MTC 3.0, 2008.

deLouvain, B., Interaction, H., Louvain, B. Computer Vision Guidance in Medical Applications.

Ellis, E., 3rd. Bimaxillary surgery using an intermediate splint to position the maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57(1): 53–56.

Gil, J. N., Claus, J. D., Manfro, R., Lima, S. M., Jr. Predictability of maxillary repositioning during bimaxillary surgery: accuracy of a new technique. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007; 36(4): 296–300.

Glossop, N. D. Advantages of optical compared with electromagnetic tracking. *J Bone Joint Surg* 2009; Am 91 Suppl 1: 23–28.

Heath, C. C., Balachandran, R., Majdani, O., Jurik, A., Edwards, T., Labadie, R. F., Fitzpatrick, J. M. Disablement of a surgical drill via CT guidance to protect vital anatomy. 2008

Johnson, D. G. Intraoperative measurement of maxillary repositioning: an ancillary technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 60(3): 266–268.

Lenze, C., Chaudhri, N., Volling, P., Hein, A. Concept for a navigated micro surgical assistant system for middle ear surgery. CURAC, Germany, 2004.

Lenze, C., Hein, A. Preliminary evaluation of an interactive milling system". *International Congress Series* 2005; 1281: 559–564.



Manna, L. M., Berger, J. R. Technique for vertical positioning of the maxilla after Le Fort I osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(5): 652.

Mischkowski, R. A., Zinser, M. J., Kubler, A. C., Krug, B., Seifert, U., Zoller, J. E. Application of an augmented reality tool for maxillary positioning in orthognathic surgery – a feasibility study. *J Craniomaxillofac Surg* 2006; 34(8): 478–483.

Park W., Rhee H.K., Kim B.–C., Kang Y.–H., Kim K.–D., Lee S.–H. Poster Session: 14th Computed Maxillofacial Imaging Congress. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2008; 3: 438.

Polido, W. D., Ellis, E., 3rd, Sinn, D. P. An assessment of the predictability of maxillary surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48(7): 697–701.

Strong, E. B., Rafii, A., Holhweg–Majert, B., Fuller, S. C., Metzger, M. C. Comparison of 3 optical navigation systems for computer–aided maxillofacial surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2008; 134(10): 1080–1084.

Van Sickels, J. E., Larsen, A. J., Triplett, R. G. Predictability of maxillary surgery: a comparison of internal and external reference marks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986;1(6): 542–545

Zhou, V. W., Kyme, A. Z., Meikle, S. R., Fulton, R. An event-driven motion correction method for neurological PET studies of awake laboratory animals. *Mol Imaging Biol* 2008; 10(6): 315–324.

Abstract

Three-dimensional position tracking system  
for maxillary orthognathic surgery

Ji-Wook Choi

Department of Dentistry  
The Graduate School, Yonsei University  
(Directed by Professor **Sang-Hwy Lee**, D.D.S., Ph.D. )

Delicate procedure is very important in orthognathic surgery. A small alteration of the maxillary position would make in larger changes of the final result. Although extra-oral and intra-oral measurement had been used for the measurement of vertical maxillary position, there were limitations in precise evaluation of the three dimensional changes. Also, the conventional method for the horizontal changes using the intermediate wafer and the range of mandibular movement is considered unpredictable due to limitation of the reproducibility of the centric relation by hand manipulation of the surgeon.

Therefore, author tried to establish the precise three dimensional position of the maxilla by using the MicronTracker during orthognathic surgery. The purpose of this study was to evaluate the accuracy and clinical applicability

of the MicronTracker in precise tracking of maxillary position during orthognathic surgery. The experimental results are as follows.

1. Jitter can be decreased by camera calibration, modification of tracking tool, and camera setting with proper distance to maxilla.
2. The detection rate of the MicronTracker decreases by light reflection if the operation light is too bright.
3. In experiments with rapid prototyping model, total registration errors of simple positional movement were 0.28mm(reference points) and 0.64mm(tracking points). Total registration error of model surgery was  $0.69 \pm 0.47$ mm.
4. In orthognathic surgery, total registration errors were 1.66mm(reference points) and 4.24mm(tracking points). This error could be decreased by firm fixation of the patient's head and by repeated measurements.
5. MicronTracker can be an available for the precise tracking of the maxillary position during orthognathic surgery.

---

Key word : three-dimesional, position, maxilla, orthognathic surgery, MicronTracker