



악교정수술에서 광전자 포인트 마커를 이용한 상악골 위치 변화의 계측 및 계산 방법 연구

박종웅¹ · 김성민^{1,2,3} · 어미영^{2,3} · 박정민³ · 명 훈^{1,2,3} · 이종호^{1,2,3} · 김명진^{1,2,3}

서울대학교 치의학대학원 ¹치위학과, ²구강악안면외과학교실, ³치학연구소

Abstract

Measurement and Algorithm Calculation of Maxillary Positioning Change by Use of an Optoelectronic Tracking System Marker in Orthognathic Surgery

Jong Woong Park¹, Soung Min Kim^{1,2,3}, Mi Young Eo^{2,3}, Jung Min Park³, Hoon Myoung^{1,2,3}, Jong Ho Lee^{1,2,3}, Myung Jin Kim^{1,2,3}

Departments of ¹Dentistry, ²Oral and Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, ³Dental Research Institute, Seoul National University

Purpose: To apply a computer assisted navigation system to orthognathic surgery, a simple and efficient measuring algorithm calculation based on affine transformation was designed. A method of improving accuracy and reducing errors in orthognathic surgery by use of an optical tracking camera was studied.

Methods: A total of 5 points on one surgical splint were measured and tracked by the Polaris Vicra[®] (Northern Digital Inc Co., Ontario, Canada) optical tracking system in two cases. The first case was to apply the transformation matrix at pre- and postoperative situations, and the second case was to apply an affine transformation only after the postoperative situation. In each situation, the predictive measuring value was changed to the final measuring value via an affine transformation algorithm and the expected coordinates calculated from the model were compared with those of the patient in the operation room.

Results: The mean measuring error was $1,027 \pm 0,587$ using the affine transformation at pre- and postoperative situations and the average value after the postoperative situation was $0,928 \pm 0,549$. The farther a coordinate region was from the reference coordinates which constitutes the transform matrixes, the bigger the measuring error was found which was calculated from an affine transformation algorithm.

Conclusion: Most difference errors were brought from mainly measuring process and lack of reproducibility, the affine transformation algorithm formula from postoperative measuring values by using of optic tracking system between those of model surgery and those of patient surgery can be selected as minimizing the difference error. To reduce coordinate calculation

원고 접수일 2011년 2월 20일, 게재 확정일 2011년 4월 14일

책임저자 김성민
(110-768) 서울시 종로구 창경궁로 62-1, 서울대학교 치의학대학원 구강악안면외과학교실
Tel: 02-2072-0213, Fax: 02-766-4948, E-mail: smin5@snu.ac.kr, smin_kim@msn.com

RECEIVED February 20, 2011, ACCEPTED April 14, 2011

Correspondence to Soung Min Kim
Department of Oral and Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Seoul National University
62-1, Changgyeonggung-no, Jongno-gu, Seoul 110-768, Korea
Tel: 82-2-2072-0213, Fax: 82-2-766-4948, E-mail: smin5@snu.ac.kr, smin_kim@msn.com

© 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.

errors, minimum transformation matrices must be used and reference points which determine an affine transformation must be close to the area where coordinates are measured and calculated, as well as the reference points need to be scattered.

Key words: Affine transformation, Coordinate measurement, Navigation surgery, Orthognathic surgery, Point maker

서론

구강악안면외과에서 널리 시행하고 있는 악교정 수술에서 계획된 위치로 골절편을 정확히 이동시키는 것은 매우 중요한 수술 과정이라 할 수 있다. 상악골과 하악골이 이상적인 정중선을 유지하고 좌우 대칭을 이루면서 3차원적으로 계획된 위치에 잘 고정되어야 기능적이고 심미적인 좋은 결과를 얻을 수 있게 된다. 이를 위해 현재까지 일반적으로 활용되고 있는 방법은 반조절성 교합기(semiadjustable articulator)에 인기된 모형 상에서 치료 계획에 따라 모형 수술을 시행한 후, 이를 바탕으로 제작된 중간 스프린트(intermediate splint)를 수술 중에 사용하여 상악골을 재위치시켰는데, 실제 수술에서는 환자의 하악골의 움직임이 최소한이라는 가정 하에 중간 스프린트를 하악골에 기준하여 두개골에서 분리된 상악골을 원하는 위치에 고정하는 것으로, 재위치된 상악골은 수술전에 계획한 계획점 간의 거리 변화 및 술자의 경험적인 판단에 의존하여 고정되어 수술이 진행되게 된다. 그러나, 수술

도중에 임상적인 수작업으로 변위 양을 측정해야 하며, 환자의 머리의 위치, 부종 정도 및 근육이완제 등의 사용 정도에 따라 수술시 변화하는 환경의 영향을 많이 받게 되고, 무엇보다 수작업에 의존하는 기존의 모형 분석과 교합기상의 모형 제작에 의존하는 방법에서 크게 벗어나지 못하는 단점을 지녀왔다^{1,2)}.

최근 악교정 수술을 위한 광학추적(optical tracking) 항법장치 시스템(navigation system)과 사용 방법이 해외에서 일부 제안되고 있는데, 이는 광학추적 카메라, 적외선 표지자(infrared marker) 및 컴퓨터 프로그램을 이용하여 구성된 시스템을 가지고 컴퓨터 상에서 삼차원적으로 수술 전에 미리 재현 가능한 알고리즘이 계산되어 있어야 가능한 방법이라 할 수 있다³⁻⁶⁾. 점 표지자(point marker)를 이용한 측정의 편의성과 정확성, 그리고, 일정한 알고리즘 변환식의 정확한 사용 여부가 항법장치 시스템의 정확성과 편의성에 많은 영향을 가져오며, 이에 본 연구에서는 시뮬레이션 과정에서 측정된 좌표 데이터를 이용하여 수술 전후의 변화 양상을 나타내는 변환식을 구하기 위해 유사변환(아핀변환,

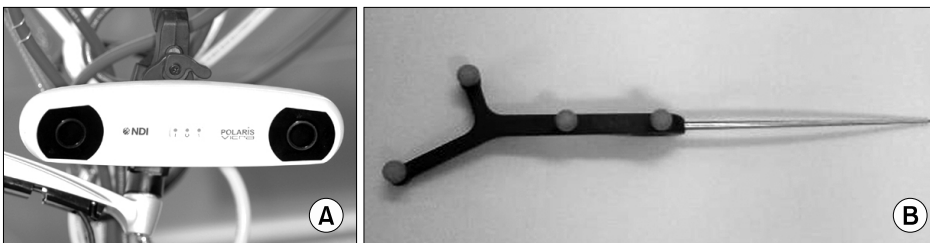


Fig. 1. Infrared Polaris Vicra[®] (Northern Digital Inc Co., Ontario, Canada) camera (A), and Registration point marker, TSA prove[®] (Cybermed Co., Seoul, Korea) marker (B) used in this study.



Fig. 2. Surgical stent with five marking points, individually used in this study.

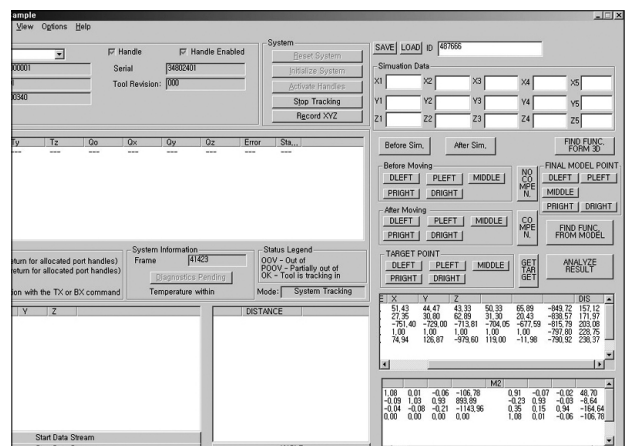


Fig. 3. Microsoft Foundation Class Library[®] (Microsoft Co., USA) software program showing affine transformation algorithm, which was based on Visual studio[®] (Microsoft Co., USA) software developer's kit program.

affine transform, affine transformation) 공식을 적용하여 변환 알고리즘을 고안하여, 이를 통해 1) 시술 전후 계측을 통한 시술전 후의 유사변환식을 적용하는 방법과, 2) 시술 후 계측만을 통한 유사변환식 적용 방법을 각각 시행하여 이들의 유용성 여부를 조사하였다.

연구방법

1. 하드웨어 및 소프트웨어 구성

광학추적방식의 카메라와 적외선 표지자로 구성된 Polaris Vicra[®] (Northern Digital Inc Co., Ontario, Canada) 시스템 (Fig. 1)을 활용하여 점 표지자를 이용하였으며 적외선 카메라에서 얻은 데이터를 컴퓨터 프로그램 상에서 처리하여 원하는 삼차원 좌표(three dimensional coordinates)를 구하고, 유사변환을 시행하였다. 점 표지자로 측정하는 점들은 수술시 사용하는 스프린트 상에 위치시켰으며 이 스프린트를 모형과 환자의 구강 내에 각각 적용시켜 측정하였다(Fig. 2).

유사변환식은 Polaris Vicra[®] 시스템 구동을 위한 NDI사에서 제공한 소프트웨어개발도구(software developer's kit, SDK) 프로그램을 기반으로 윈도우용 프로그램 개발 라이브러리인 Microsoft Foundation Class Library[®] (Microsoft Foundation Classes, MFC)를 이용하여 Visual studio[®] (Microsoft Co., USA) 프로그램상에서 만들었다(Fig. 3). 프로그램에서는 점 표지자로 측정된 좌표를 가지고 수술 전후의 이동 정보를 갖는 변환식 및 모델 좌표계와 환자 좌표계를 매칭(matching)시키는 변환식, 그리고, 원하는 좌표 값을 구하도록 하였으며, 변환식은 아래와 같은 기본 원리의 유사변환식을 이용하였다[7-9].

$$\begin{array}{cccc}
 A=a & b & c & B=\alpha \\
 d & e & f & \beta \\
 g & h & i & \gamma \\
 X=x_1 & & & Y=y_1 \\
 & & & y_2 \\
 & & & z_1 \\
 & & & z_2
 \end{array}$$

$$Y=AX+B$$

유사변환은 위의 A, B 두 변환식에 의해 결정되며, 변환식은 4개 이상의 이동된 점을 측정하여 구할 수 있고, 스프린트상의 5개의 표지중 4점을 이용하여 변환하도록 설계하였다(Fig. 3).

2. 측정 및 계산 방법

1) 시술 전후 계측을 통한 유사변환식 적용 방법

처음 방법으로는 교합기 위의 모델에서 수술 전후의 이동 변환식을 구하고 이를 환자에게 적용하도록 하였다. 이를 위해 먼저 Fig. 2의 스프린트와 같이 5개의 계측점을 지닌 스프린트를 제작하고, 이 스프린트를 수술 전의 상악 모형에 위치시켜서 5개의 계측점을 적외선 카메라와 점 표지자를 이용하여 계측하였다. 이 때 모델의 수술 전후 측정에서 교합기의 위치가 변할 수 있으므로 전후의 좌표를 고정시키기 위한 기준 좌표를 교합기상에 5군데 설정하여 함께 측정하였다. 모델 수술을 시행한 후에 동일한 방법으로 상악 모형에 스프린트를 위치시키고 계측점에 대해 좌표를 측정한 후에, 기준 좌표를 사용하여 시술전후의 좌표 계측점을 매칭시켜서 이러한 좌표 변화를 이용하여 모델 수술 전후의 이동 변환식을 계산하였다. 수술실에서 실제로 환자에게 적용하기 위해서는 움직이지 않은 교합기 모델상에서 스프린트상의 계측점과 기준 좌표와 같은 측정 좌표들을 두번씩 측정하여 변환식들이 이상적인 항등변환(identity transformation)이 나오도록 프로그램 값을 조정하였다[8,9].

실제로 환자의 수술 시 동일한 방법으로 수술 전에 스프린트를 위치시키고 스프린트상의 계측점 좌표와 미리 설정된 기준 좌표를 적외선 카메라와 점 표지자로 측정하였다. Le Fort씨 1형 골절단술을 시행한 후에 분리된 상악 골편을 계획된 위치로 이동, 고정시킨 후에 다시 상악에 스프린트를 장착시켜서 스프린트상의 계측점들을 다시 적외선 카메라와 점 표지자로 측정하였고, 이들 측정치를 모델상에서 구한 이동 변환식에 대입하여 예상 좌표를 구하였다. 수술 전후에 환자의 움직임으로 발생할 수 있는 오차는 기준 좌표를 통해 보정하였으며, 계산한 예상 좌표와 수술 후에 실제로 구한 좌표를 비교하였다. 이 때 이동 변환식들은 유사변환 공식으로 구하였으며 예상 좌표를 구하기 위하여 유사변환을 두 번씩

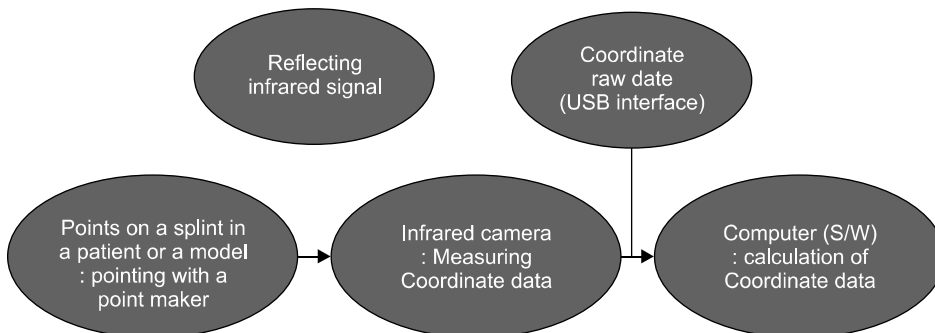


Fig. 4. Schematic expression of whole algorithm process of this study.

Table 1. Three dimensional coordinates of predictive measuring value (P) and final measuring value (F) and their difference (E1) in the five points of splint (m1~m5)

	Splint	P	F	E1 (mm)
Model 1	m1	(219.12, -275.29, -1,028.86)	(218.18, -275.63, -1,028.83)	1.09
	m2	(202.08, 275.96, -1,018.85)	(201.62, -276.88, -1,017.66)	0.79
	m3	(192.81, -270.43, -1,001.34)	(192.17, -270.84, -1,001.31)	0.77
	m4	(206.58, -266.87, -981.87)	(205.69, -267.35, -982.61)	1.84
	m5	(220.03, -262.15, -972.41)	(218.86, -263.20, -974.01)	2.06
Model2	m1	(218.20, -275.52, -1,028.57)	(218.26, -275.70, -1,029.60)	1.05
	m2	(201.61, -276.62, -1,018.41)	(201.67, -276.46, -1,018.59)	0.25
	m3	(191.91, -270.78, -1,002.15)	(192.15, -270.80, -1,001.49)	0.70
	m4	(205.25, -266.90, -983.11)	(205.52, -267.05, -982.90)	0.37
	m5	(218.25, -261.71, -974.64)	(218.80, -262.83, -974.10)	1.35

Table 2. Three dimensional coordinates of four patients, preoperative measuring value (P) and postoperative measuring value (F) and their difference (E2) in the five points of splint (m1~m5)

	Splint	P	F	E2 (mm)
Patient 1	m1	(249.82, 59.34, -706.02)	(134.89, -6.50, -809.79)	168.26
	m2	(244.48, 72.87, -636.08)	(112.62, -4.93, -793.25)	219.41
	m3	(240.51, 74.63, -613.75)	(109.78, -5.77, -772.03)	220.47
	m4	(239.57, 67.49, -624.42)	(121.03, -7.12, -755.2)	191.63
	m5	(240.90, 57.88, -653.32)	(136.38, -8.80, -747.74)	155.84
Patient 2	m1	(71.00, 84.50, -968.66)	(111.79, -9.70, -849.72)	157.12
	m2	(58.46, 90.94, -969.19)	(100.26, -12.81, -838.57)	171.97
	m3	(52.06, 107.84, -972.67)	(94.30, -14.02, -815.79)	203.08
	m4	(63.38, 120.73, -977.14)	(106.90, -14.43, -797.80)	228.75
	m5	(74.94, 126.87, -979.60)	(119.00, -11.98, -790.92)	238.37
Patient 3	m1	(103.69, -701.60, -684.29)	(110.25, 30.79, -827.03)	746.20
	m2	(107.38, -608.71, -680.12)	(97.32, 28.41, -816.69)	651.67
	m3	(110.21, -584.58, -666.77)	(91.99, 26.99, -797.56)	625.67
	m4	(112.70, -710.98, -623.43)	(101.46, 25.42, -777.35)	752.40
	m5	(111.94, -877.66, -592.69)	(118.66, 25.31, -773.43)	920.90
Patient 4	m1	(-37.73, 149.51, -974.33)	(171.51, 3.64, -871.98)	274.84
	m2	(-31.23, 131.30, -946.84)	(151.26, 3.55, -864.07)	237.64
	m3	(-5.70, 105.87, -908.93)	(140.35, 3.83, -842.79)	190.04
	m4	(26.89, 88.69, -881.48)	(146.94, 4.82, -823.77)	157.41
	m5	(68.83, 75.16, -860.92)	(168.40, 4.25, -810.70)	132.15

활용하여 적용하였다.

2) 시술 후 계측만을 통한 유사변환식 적용 방법

두 번째 방법에서는 시술 전후의 이동 변환식을 구하지 않고 모델과 환자 수술 후 상태만을 비교하여 계측하였다. 이 때에도 실제 환자와 모델상에서 공유하는 기준 좌표가 필요하므로 미리 스프린트를 제작하고 5개의 계측점을 만들어서 상악골의 수술후 상태의 모델에 상악 스프린트를 위치시키고, 각각 상악과 하악에 각각 5개씩의 10개의 점을 적외선 카메라와 점 표지자로 계측하였다. 그리고, 실제로 수술 후 고정된 상악골에 스프린트를 위치시켜 같은 방법으로 상악의 각각 5개씩 총 10점을 적외선 카메라와 점 표지자로 계측하였다. 하악측 스프린트의 다섯 개의 계측점을 통해 모델과 환자에서의 좌표 공간을 맞추고 모델에서 계측된 상악 스프린트에서의 좌표와 실제 환자에서 계측된 상악 스프린트의 좌표를 유사변환을 활용하여 비교하였다. 첫번째 방

법과 같이 움직이지 않는 교합기 모델에서 장착된 상악 스프린트 상에서 앞서 설명한 측정 좌표들을 적외선 카메라와 점 표지자로 두 번씩 측정하여 변환식이 이상적인 항등변환이 나오도록 조정하였다.

SPSS for Windows (version 12.0, SPSS Inc., Chicago, USA) 프로그램을 통해 Two-way analysis of variance (ANOVA)와 paired t-test 를 통한 통계적 유의성을 검증하였고 $P < 0.05$ 의 값만을 유의한 것으로 해석하였다. 전체 연구방법 및 결과도출에 대한 모식도는 Fig. 4와 같다.

결 과

1. 시술 전후 계측을 통한 유사변환식 적용 결과

두 개의 모델상에서의 유사변환을 통한 예상 최종 측정값(P)과

Table 3. Three dimensional coordinates of four models from different patients, postoperative measuring value at first time (M1) and postoperative measuring value at second time (M2) and their difference (E3) in the five points of splint (m1~m5)

	Splint	M1	M2	E3 (mm)
Model 1	m1	(93.36, -59.15, -908.93)	(93.20, -58.74, -909.65)	0.84
	m2	(72.84, -49.70, -909.06)	(72.93, -49.10, -908.79)	0.67
	m3	(62.53, -28.66, -910.92)	(62.95, -27.92, -909.27)	1.86
	m4	(69.46, -10.37, -914.04)	(69.42, -9.64, -913.13)	1.17
	m5	(91.33, 2.69, -914.76)	(91.55, 2.83, -915.17)	0.48
Model 2	m1	(219.12, -275.29, -1028.86)	(218.30, -275.95, -1029.16)	1.09
	m2	(202.08, -275.96, -1018.85)	(201.47, -276.46, -1018.87)	0.79
	m3	(192.81, -270.44, -1001.34)	(192.11, -270.70, -1001.49)	0.77
	m4	(206.58, -266.87, -981.87)	(205.42, -267.26, -983.23)	1.84
	m5	(220.03, -262.15, -972.41)	(218.88, -262.81, -974.00)	2.06
Model 3	m1	(214.85, -132.72, -807.70)	(214.57, -132.79, -807.38)	0.43
	m2	(200.41, -133.10, -795.26)	(200.29, -133.02, -794.91)	0.37
	m3	(195.93, -132.11, -782.61)	(196.59, -131.91, -781.53)	1.29
	m4	(204.22, -130.27, -761.222)	(204.30, -130.10, -760.96)	0.32
	m5	(218.86, -128.88, -753.02)	(218.82, -128.78, -752.92)	0.15
Model 4	m1	(221.19, -79.17, -749.06)	(221.05, -78.97, -749.90)	0.87
	m2	(211.00, -80.31, -737.67)	(210.87, -80.08, -738.22)	0.61
	m3	(205.61, -76.73, -722.77)	(205.48, -76.41, -723.08)	0.47
	m4	(213.85, -73.84, -704.80)	(213.67, -73.48, -705.67)	0.96
	m5	(226.40, -66.66, -693.74)	(226.03, -65.72, -694.89)	1.53

Table 4. Three dimensional coordinates of four patients with individual model, postoperative measuring value from marked splint positioned at each model (M1) and postoperative measuring value from same splint positioned at each patient (R2) and their difference (E4) in the five points of splint (m1~m5)

	Splint	M	R	E4 (mm)
Patient 1	m1	(168.04, 16.98, -879.35)	(166.25, 19.16, -877.20)	3.55
	m2	(148.38, 17.69, -873.60)	(145.36, 20.01, -867.55)	7.11
	m3	(138.68, 17.28, -854.64)	(134.33, 20.17, -848.91)	7.75
	m4	(146.60, 16.13, -836.32)	(140.95, 19.37, -830.67)	8.63
	m5	(168.20, 12.83, -820.50)	(162.87, 15.67, -815.79)	7.65
Patient 2	m1	(153.46, 65.43, -794.94)	(151.60, 68.35, -794.15)	3.55
	m2	(136.40, 61.86, -786.22)	(134.09, 64.58, -782.05)	5.49
	m3	(126.59, 61.89, -771.69)	(125.68, 62.78, -768.30)	3.63
	m4	(139.29, 59.46, -754.83)	(138.97, 60.81, -744.86)	10.06
	m5	(152.50, 60.10, -747.22)	(152.13, 62.46, -739.37)	8.20
Patient 3	m1	(132.600, -58.748, -857.341)	(131.949, -56.636, -857.494)	2.22
	m2	(118.497, -56.480, -845.693)	(117.565, -53.434, -845.308)	3.21
	m3	(114.434, -54.207, -833.437)	(113.588, -50.793, -832.554)	3.63
	m4	(123.194, -52.393, -811.633)	(121.332, -49.265, -812.372)	3.71
	m5	(137.925, -52.595, -802.610)	(135.795, -50.671, -803.844)	3.13
Patient 4	m1	(218.71, 26.15, -699.43)	(215.22, 27.19, -701.05)	3.98
	m2	(207.43, 24.68, -688.81)	(204.27, 25.33, -690.02)	3.44
	m3	(201.79, 26.03, -673.89)	(198.82, 26.14, -673.99)	2.98
	m4	(207.69, 22.72, -656.62)	(206.00, 22.53, -656.45)	1.70
	m5	(220.09, 23.77, -643.83)	(218.05, 23.95, -644.22)	2.09

실제로 계측한 최종 값(F)을 비교하였다(Table 1). 스프린트상의 5군데 위치(m1~m5)에 대해 P 값과 F 값에 대해 삼차원 좌표를 각각 표시하여 x, y, z값을 측정하여 이들간의 측정오차(E1) 값을 구하였는데, 측정오차는 0.25에서 1.84까지 다양함을 보였다. 이상적으로는 예상최종 측정값(P)과 실제로 계측한 최종 값(F)은 같게 나와야 하나, 이들의 측정 오차를 확인하였으며, 평균 1.027 ± 0.587 로 통계적 유의성을 보였다. 이는 유사변환 식에서의 오차이기보다는 측정 시 표지자의 정확한 위치 표시가 이루어 지지 않았기 때문인 것으로 사료되었다.

4명의 환자에서 측정된 결과에서는 5개의 계측점에 대해 매우 다양한 결과값을 보였으며 오차의 범주도 모델상에서 계측한 값에 비해 평균 332.191 ± 249.333 으로 상대적으로 크게 계산되었다 (Table 2, $P > 0.05$). 이는 유사변환식을 설정함에 있어서 항등변환식에 대한 호환요소를 부족하게 적용한 것으로 사료되었으며, 진행되는 추후 연구에서는 변환 요소 값을 추가하여 기준 값 설정이 새로이 필요할 것을 시사하였다.

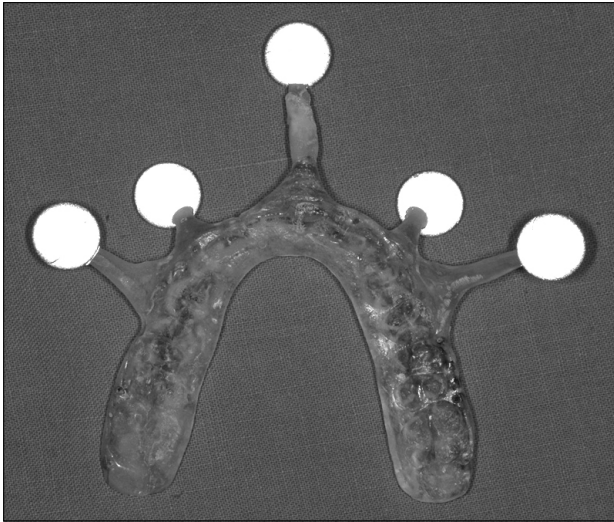


Fig. 5. New designed surgical stent with five infrared ball markers in different positions.

2. 시술 후 계측만을 통한 유사변환식 적용 결과

4명의 환자에서의 모델상에서의 값은 Table 3과 같으며 0.37~2.06의 다양한 오차를 보였다. 평균 0.928 ± 0.549 으로 수술 전의 계측 치와 비교한 첫번째 방법에 비해 오차가 더 크지 않음을 알 수 있었다($P < 0.05$).

또한, 시술 후 모델상에서 측정한 값과 실제 환자의 시술후 계측 값을 측정하여 이를 유사변환식을 적용한 결과 1.70에서 10.06까지의 다양한 계측치를 보였고, 평균 오차 값을 지니서 평균 4.785 ± 2.495 의 값을 보였다(Table 4, $P < 0.05$). 이는 시술 전후 유사변환식을 적용한 값에 비해 오차 값을 많이 줄인 수치로 평가되고, 따라서 유사변환의 적용을 위해서는 시술전 술식과 관련하여 계측치를 계산하는 방법보다는 모델수술 후 계측한 값에 변환식을 적용하여 이 값과 실제 수술후 환자의 변화된 값과의 비교가 보다 정확함을 시사하였다.

고 찰

악교정 수술에서 컴퓨터보조 항법장치를 사용하는 것은 골편의 움직임을 실시간으로 삼차원적인 확인이 가능하고, 수술 전 계획대로 수술이 진행되고 있는지를 즉각적으로 확인할 수 있다는 장점을 지닐 수 있다. 특히, 상악구치부 및 상악동 후방부 등과 같이 심부 구조물로 접근시 제한적인 시야의 단점을 최소화하여 침습적인 수술을 최소화하는 장점도 지니게 된다. 그러나, 여러 다양한 임플란트 수술 및 악교정, 구강악안면 영역의 재건술에 실제적으로 적용시키기에는 극복해야 할 여러 한계점들도 동시에 지니고 있다^{5,6}. 이에 본 연구에서는 향후 컴퓨터보조 항법수술을 직접 악교정 수술에 적용하기 위한 단계별 접근으로 수술

전후 및 수술 후 모델과 환자에서의 변화량을 광학추적 장치를 이용한 계측을 통해 유사변환식의 유용성을 알아보고자 하였으며, 이러한 연구 결과를 바탕으로 실시간 계측이 가능하기 위한 예비 연구를 진행하였다.

점 표지자를 이용하기 위해서는 각 좌표의 점에 정확히 표지하는 것이 가장 중요하며, 이를 위해서는 우선 점 표지자가 재현성 있고 독립적으로 유일하게 놓일 수 있도록 스프린트 상에 정확한 점 표지 위치가 제작되어야 한다. 그리고, 측정 시 환자의 위치를 고정시킬 수 있는 방법도 같이 고안되어야 하는데, 스프린트상의 좌표표를 구강 밖으로 위치시키는 방향으로 스프린트를 고안하는 것이 측정 시의 시야 확보나 견인에 의한 환자의 움직임을 최소화하고 예방할 수 있어 오차를 크게 줄일 수 있을 것으로 사료된다. 이를 위해서 점 표지자 측정을 위한 스프린트는 정밀한 디자인으로 가공되어 만들어져야 하며, 본 연구에서 사용하였던 스프린트에서의 표지점보다는 Fig. 5와 같이 스프린트상에 볼 표지자(ball marker)를 미리 위치시켜서 이를 이용하여 수술 전 단층촬영상을 얻고 이후 등록 과정을 비롯한 모든 항법장치 기술에서 적용하는 방법이 향후 연구에서 진행되고 있으며, 이에 대한 정확성을 기존의 방법과 비교할 계획으로 있다. 점 표지자를 사용하는 술자의 실수를 보완하기 위해 여러 개의 많은 점을 사용하여 이중 짝힌 점을 최소자승법(least-squares method, 최소이승법) 등으로 프로그램에서 선택할 수 있겠으나^{8,9}, 대부분의 환자에서 상악하 치아에 교정용 브라켓과 와이어를 가지고 있기 때문에 스프린트 제작이 쉽지 않고, 여러 번 짝는 것은 번거로울 뿐 아니라 모든 경우에서 성의 없게 측정 될 경우에는 많은 오차가 발생하게 된다. 또한, 부가적으로 스프린트가 움직이지 않는 정확한 위치에 장착하는 것도 매우 중요하다고 할 수 있다.

본 연구에서의 첫번째 실험군은 교합기 위의 모델에서 수술전후의 이동 변환식을 구하고 이를 환자에게 적용할 수 있는지를 확인하기 위한 것으로 5개의 계측점을 지닌 중간상 스프린트를 제작하고, 이를 수술 전의 상악 모형에 위치시켜서 5개의 계측점을 적외선 카메라와 점 표지자를 이용하여 계측한 후에 모델 수술을 시행한 후에 동일한 방법으로 상악 모형에 스프린트를 위치시키고 계측점에 대해 좌표표를 측정 한 후에, 기준 좌표표를 사용하여 시술 전후의 좌표 계측점을 매칭시켜서 이러한 좌표 변화를 이용하여 모델 수술전후의 이동 변환식을 계산한 것이다. 반면에, 두 번째 실험군은 시술 전후의 이동 변환식을 구하지 않고 수술 후 모델과 환자 상태에서 직접 계측하여 비교한 것으로 실제 환자와 모델상에서 공유하는 기준 좌표가 필요하기 때문에 미리 스프린트를 제작하고 5개의 계측점을 만들어서 상악골의 수술후 상악과 하악에 각각 5개씩의 점, 모두 10개의 점을 적외선 카메라와 점 표지자로 계측함을 우선하였다. 그리고, 실제로 수술후 고정된 상악골에 스프린트를 위치시켜 같은 방법으로 상악의 각각 5개씩 총 10점을 적외선 카메라와 점 표지자로 계측함으로써

다섯 개의 계측점을 통해 모델과 환자에서의 좌표 공간을 맞추고 모델에서 계측된 상악 스프린트에서의 좌표와 실제 환자에서 계측된 상악 스프린트의 좌표를 유사변환을 활용하여 비교한 것이다.

첫번째 데이터인 시술 전후 계측을 통한 유사변환식 적용에 있어서 점 표지자가 재현성 있게 각 좌표점에 재위치시킬 수 있는가의 여부에 관하여 살펴보고자 하였다. Table 1에서 보이는 것과 같이 가장 오차가 적은 경우 1.29 mm 정도였는데, 실제 약교정 수술에서는 0.5~1.0 mm의 오차 범위도 수술 결과에 큰 영향을 미칠 수 있기 때문에, 이러한 계측치가 임상으로 바로 적용시키기에는 한계점을 지닌다고 할 수 있다. 큰 오차가 발생한 원인으로는 유사변환식에서 오차가 지속적으로 축적되었고, 또한, 스프린트상에서 점 표지자를 동일한 좌표에 재위치시키는 과정의 재현성 부족으로 사료된다[5,6]. 실제로 각 좌표점은 교합 상에서 라운드 바를 사용하였고 추가로 펜으로 표시하였는데, 표시된 점마다 크기, 깊이 및 모양에 있어 완전한 동일성은 재현하기 어려웠고, 많은 경우에서 표지자 홀(point hole) 내부에서 표지자 첨부의 미세한 움직임이 허용되는 정도였다. 따라서, 보다 정밀한 가공을 통해 표지자 첨단부가 정확하게 위치될 수 있는 표지자 홀을 형성하는 것이 매우 중요하다고 사료된다.

Table 2와 같은 4명의 환자에서 측정된 결과에서는 평균 332.191 ± 249.333 으로 상당히 큰 결과치가 측정되었는데, 이는 유사변환식을 설정함에 있어서 항등변환식에 대한 호환요소를 부족하게 적용한 것으로 사료되며, 유사한 추후 연구에서는 변환요소값을 추가하여 기준값 설정 항목을 수정하여야 할 것임이 시사되었다. 수술실에서 실제 계측 시 광학 추적장치가 점 표지자를 인지하여 여러 좌표를 측정할 때, 환자 두부 위치 변화가 없어야 하는데, 실제 환자의 위치를 고정된 상태로 유지하기 어렵고 수술과정에서 스프린트 주변부 연조직을 견인시켜 측정을 해야 하기 때문에 오차가 더욱 커진 것으로 사료되었다[10]. 또한, 제한적인 수술 시야, 좌표 측정시 재현성 부족, 모델상에서의 측정자와 수술상에서의 측정자가 다른 사람일 경우도 오차 발생에 큰 영향을 미치게 되고, 이러한 여러 영향이 동시에 반영되면 유사변환식의 변수 추가와 무관하게 더 큰 오차가 발생할 수 있겠다. 실제로 측정 오차가 유사변환에 축적되면 더 큰 오차가 발생되며, 특히, 유사변환의 특성상 오차가 있는 경우에 유사변환을 구한 좌표에서 멀리 있는 영역일수록 변환의 왜곡이 심하게 된다. 유사변환은 많은 변환 내용을 담고 있으며, 계측시 발생하는 오차는 원하지 않는 변환을 추가로 발생시키고, 이러한 유사변환을 구하는 기준 좌표에서 먼 영역에서의 좌표 변환은 오차가 더욱 커지게 되므로, 추가적인 유사변환식으로 축척(scaling) 및 전단변형(shearing transformation)식을 고려하여야 한다. 그러나, 유사변환식을 2번 이상 반복하면서 오차가 누적될 가능성이 많고, 변환식을 구하는 좌표인 기준점과 상악 스프린트의 좌표 거리가 상당히 멀게 설정되게 되면, 변환식만으로 해결되기 어려우므로 기술적이 기

공과정에서의 노력이 필요할 것으로 사료된다[7-9].

반면에 시술 후 계측만을 통한 유사변환식 적용에서는 유사변환을 1차레만 적용하였고 스프린트상의 기준 좌표와 실제 상악 계측점과의 거리가 멀지 않았기 때문에 보다 정확한 유사변환식이 적용되어 오차가 적은 값으로 표현되었다(Table 4). 이는 유사변환의 적용을 위해서 시술 전 술식과 관련하여 계측치를 계산하는 방법보다는 중간 스프린트 제작을 위한 모델상에서의 수술 후 계측한 값에 유사변환식을 적용하여 이 값과 실제 수술후 변화된 값에 적용하는 것이 보다 정확함을 시사하는 것으로 본 연구의 중요한 결과라 사료된다.

본 연구에서 응용한 유사변환은 2차원 평면도형의 선형, 일차 변환의 평행선을 변환 후에도 계속 유지하는 변환으로, 2차 선형 변환으로 평행이동(translation), 축척, 회전(rotation), 전단변형 등의 변환을 모두 고려하여 시행하였다[8,9].

x축 방향으로 평행이동 버튼을 위해 $X +$, $X -$ 버튼, y축 평행이동을 위한 $Y +$, $Y -$ 버튼, 그리고 x축의 축척변형을 위한 $XS +$, $XS -$ 버튼, y축으로의 축척변형을 위한 $YS +$, $YS -$ 버튼 및 회전이동을 위한 $R +$, $R -$ 버튼과 x축 및 y축으로의 전단변형을 위한 $XSH +$, $XSH -$ 버튼 및 $YSH +$, $YSH -$ 버튼을 설정하여야 하고, 이 중 Fig. 3에서와 같이 (x, y) 를 (x', y') 으로 변환하는 2차 아핀변환을 위해 $\begin{cases} x' = ax + by + e \\ y' = ax + dy + f \end{cases}$ 로 표현하고 이를 행렬로 아래와 같이 표시하

여, $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} e \\ f \end{pmatrix}$ 와 같이 유사변환의 행렬식을 고안

하여 그래픽 변환을 유도하도록 프로그램을 설계하였다.

그 밖에 평행이동 변환식은 $a=d=1, b=c=0$ 인 변환을 위해 x축으로 e만큼, y축으로 f만큼 평행이동한 것을 가정하여 $x' = x + e, y' = y + f$ 의 수식으로 나타내고, 이를 행렬식으로 $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} e \\ f \end{pmatrix}$ 과 같이 산출하였으며, 축척변환은 $a=m, d=n, b=c=0$ 이며 $e=f=0$ 인 변환을 표현하기 위하여 x축으로 m배 크기로 크게하고, y축으로 n배 만큼 크게 하는 축척식으로 $x' = kx, y' = ky$ 과 같이, 그리고 행렬식으로 $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m & 0 \\ 0 & n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix}$ 와 같이 변환하는 것을 기본으로 하였다.

또한, 회전변환은 $a=\cos \theta, b=-\sin \theta, c=\sin \theta, d=\cos \theta$ 로 하면서 e와 f는 임의의 값으로 하였는데

$x' = x \cdot \cos \theta - y \cdot \sin \theta + e, y' = x \cdot \sin \theta + y \cdot \cos \theta + f$ 의 변환식을 기본으로(e, f)의 점을 중심으로 seta (radian 단위)만큼 반시계 방향으로 회전이동함으로써 $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} e \\ f \end{pmatrix}$

의 행렬식을 지니고, 마지막으로 전단변형은 위의 축척변환 중에서 x와 y축 중의 한쪽만 변하는 것으로 x축 방향으로 m만큼, y축 방향으

로 n 만큼 쪼그러뜨리는 변형을 행렬식 $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & m \\ n & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix}$ 과

같이 표현하여 활용하게 된다.

유사변환을 사용할 때 가능한 적은 과정의 변환식을 사용하는 것이 오차가 축적되는 현상을 피할 수 있을 것이며, 유사변환을 구하는 좌표와 실제 변환식에 대입되는 좌표는 가능한 큰 범주 내에 있지 않는 가까운 값이 정확하며, 이를 위해 유사변환을 구하는 좌표를 가능한 넓게 잡기 위해 스프린트상의 점 표지도 넓게 위치시키는 것이 오차를 줄이기 위한 필수사항이라고 사료되었다.

Acknowledgements

This work was financially supported by the grant from the Industrial technology development program (10032004-2010-13) of the Ministry of Knowledge Economy (MKE) of Korea.

References

1. Schweska-Polly R, Roesse 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 Cranio-maxillofac Surg* 2000;28:287-93.

3. Schmelzeisen R, Schramm A. Computer-assisted reconstruction of the facial skeleton. *Arch Facial Plast Surg* 2003;5:437.

4. 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; discussion 462-3.

5. Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, et al. Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors. *Comput Aided Surg* 2000;5:343-52.

6. 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.

7. Goldberg JL, editor. *Matrix Theory with Applications*. McGraw-Hill; 1992.

8. Lee IH, editor. *Linear algebra*. JayuAcademy; 1996.

9. Metaxas D, Venkataraman S, Vogler C. Image-based stress recognition using a model-based dynamic face tracking system. In: *Computational Science - ICCS 2004*; 2004. p. 813-21.

10. Schramm A, Gellrich NC, Schmelzeisen R. Registration process. In: *Navigational surgery of the facial skeleton*. Navigation; Springer: 2007. p.1-24.