

정모 및 측모 두부 방사선 규격사진을 이용한 3차원 계측 프로그램의 개발

1. 단일 방사선원으로 촬영된 두부 방사선사진의 두부 위치 보정을 이용한 3차원 좌표의 산출

이근호 · 이상한 · 장현중 · 권대근*

경북대학교 치과대학 구강악안면외과학교실, 계명대학교 의과대학 치과 구강외과학교실*

Abstract

DEVELOPMENT OF THREE DIMENSIONAL MEASURING PROGRAM WITH FRONTAL AND LATERAL CEPHALOMETRIC RADIOGRAPHS

- PART 1. COMPUTATION OF THE THREE-DIMENSIONAL COORDINATES BY COMPENSATION OF THE ERROR OF THE HEAD POSITION IN ORDINARY NON-BIPLANAR CEPHALOSTAT

Geun-Ho Lee, Sang-Han Lee, Hyon-Joong Jang, Tae-Geon Kwon*

Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Dentistry, Kyungpook National University

*Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Medicine, Keimyung University**

The clinical application of the three-dimensional radiographic technique had been limited to standard Broadbent-Bolton cephalometer with biplanar stereoradiography. We developed a new method for compensating the error of head position in ordinary non-biplanar cephalostat. It became to possible to use the three dimensional cephalogram commonly in clinical bases.

1. The method of methemetical compensation of head positioning error in non-biplanar condition was evaluated with dry skull. The error of the method of first and the second trial was 0.46 ± 1.21 , 0.33 ± 0.90 mm, which means the error of the head positioning correction in conventional cephalogram was within clinical acceptance.
2. The reproducibility of this system for clinical application was 0.54 mm (-2.99 ~ 2.26mm) which defines the absolute mean difference of the first and second trial. Compare to the The landmark identification error 1.2 ± 1.6 mm, the error of the measurement was within the range of landmark identification error.

The result indicates the adequate clinical accuracy of the computation of three-dimensional coordinates by compensation of the error of the head position in ordinary non-biplanar cephalostat.

Key words : Three dimensional coordinates, Non-biplanar cephalostat

I. 서 론

안면 비대칭을 포함하는 치열과 안모변형에 대한 구강외과 및 교정과의 치료에 있어서 분석 방법의 정확도는 치료 결과에 중요한 영향을 미친다. 정모 두부 방사선 규격사진은 계측점 인식의 정확도, 재현성의 문제 등의 제약에도 불구하고 촬영이 간편하고 어느 정도 표준화되어 있기 때문에 두개악안면의 진단 및 치료 계획에 널리 이용되어져 왔다. 그러나 정모 두부 방사선 사진만으로는 술전·후의 비율적인 분석이 가능하지만 시상면상의 형태적인 관계는 제대로 진단하기가 어렵다. 최근 3-D CT를 이용하여 악안면구조의 입체구조를 파악할 수 있게 되었으나

아직 정량적인 분석의 정확도가 확립되어 있지 않다¹⁾.

악안면의 입체적 구조를 파악하기 위한 하나의 방법으로 정모 및 측모 두부 방사선 규격사진을 이용하여 3차원 좌표값을 추출하는 여러 가지 방법이 제시 되어져 왔다. 2차원적인 두부 방사선 계측사진으로부터 3차원 좌표를 추출하는 방법에 대하여 Broadbent(1931)²⁾가 처음으로 언급한 바 있으며 이것은 일종의 삼각측량의 원리를 이용한 것이었다. 이후 이 방법은 직각을 이루는 두 방향의 방사선원으로부터 동시에 촬영 되어진 정모 및 측모 사진(biplanar stereoradiography : BSR)을 이용하여 3차원적인 형태를 파악하려는 시도로 이어졌다^{3,4)}. 이 경우 정모 및 측모 방사선 사진상의 좌표를 동시에 입력하여 X, Y, Z 입체좌표값을 한꺼번에 산출하기 때문에, 두개골의 곡면에 위치한 계측점의 경우 정면 및 측면 모두 명확한 한 점으로 나타내는 것이 불가능 하였다. 이러한 오차를 극복하기 위하여 Grayson 등(1988)⁵⁾은 정모와 측모에서 파악된 좌표값의 최단 거리의 중점을 계산하는 "averaging algorithm"을 제시하였다. Brown과 Abbott(1989)⁶⁾는 측모 방사선 사진상의 계측점 좌표값이 정면에서 식별될 수 있는 "manual adjust algorithm"을 컴퓨터 프로그램에서 구현하여 이와

이 상 한

700-422, 대구광역시 중구 동인동 2가 101
경북대학교 치과대학병원 구강악안면외과

Sang-Han Lee

Dept. of OMFS, College of Dentistry, Kyungpook National University

101, Dongin-Dong 2ga, Jung-Gu, Taegu, 700-422, Korea

Tel: 82-53-420-5911 Fax: 82-53-426-5365

E mail: shalee@kyungpook.ac.kr

같은 한계를 극복하고자 하였다.

이와는 달리 일부 연구자들은 정모와 측모의 방사선사진상의 좌표값을 각각 따로 생각하고 확대율 보정, 두부위치 보정을 거친 후 X, Y, Z 좌표값을 각각 따로 얻는 방법을 제시하였다^{8,10}. 이 경우 3차원 좌표값을 산출하기 위하여 보정의 각 단계마다 복잡한 수학적계산이 필요하여 프로그램의 개발단계에서 상당한 노력을 필요로 하는 점이 단점이기는 하지만 Motoyoshi(1986)⁹, Miyajima(1996)¹⁰ 등은 건조 두개골 및 생체계측에 있어서 이 system이 어느 정도의 정확도를 가지고 있음을 보고한 바 있다.

1980년대 말과 1990년대 초에 위와 같이 다양한 방법을 이용하여 2차원 두부방사선 규격사진을 이용한 3차원 좌표의 산출 방법이 개발되었으나 임상적인 진단 및 술전 술후의 비교분석에 이용되었음이 발표되기 시작한 것은 최근의 일이다. 현재까지 여러 연구자에 의하여 개발된 3차원 두부 방사선 계측시스템 중 술전, 술후, 장기관찰을 직접 비교 가능한 정도의 정확도가 있음을 증명하고 이를 임상에 적용하여 수치적 분석을 보고한 것은 Mayo clinic의 Gurstein 등¹¹과 Osaka대학의 Mori 등¹², Kwon 등¹³이다. 이들은 상악골절단술 후의 장기적인 위치변화를 3차원적으로 분석하였다^{11,12}. 하지만 이러한 연구들이 동시에 조사된 두 방향의 방사선사진으로부터 얻어진 방사선사진을 기준으로 하거나 두가지 방사선사진을 촬영하는 중에 환자의 위치변화가 전혀 없다는 것을 전제로 하기 때문에 국내 연구환경에서는 이를 충족시키기가 어려웠다.

단일 방사선원에 의하여 한 쌍의 정면 및 측면두부방사선사진을 촬영할 때 두부위치를 보정하는 방법에 대하여 최 등(1998)¹³이 보고한 바가 있으나 연구의 결과가 좌표치가 아닌 거리계측의 정확성을 언급한 것이어서 임상적 운용시 두부위치의 정확성을 입증하기가 어려웠다. 단일방사선원에 의하여 촬영된 사진으로 3차원 좌표치를 비교한 권 등(1999)¹⁴의 연구에 따르면 실제 환자의 경우 일부 좌표치의 재현성에 상당한 오차가 있을 수 있음을 보고한 바 있다. Kusnoto 등(1999)¹⁵의 경우 단일 방사선원으로 한 쌍의 정면 및 측면 방사선 사진을 따로 찍을 때 특별한 face-bow를 장착한 후 BSR의 원리⁹를 그대로 적용하여 3차원 좌표값을 산출하였다. 이 방법을 이용하면 3차원 좌표값을 얻을 수 있으나 술전과 술후 비교를 시행할 때 중첩의 정확도가 환자의 두부위치를 face-bow에 얼마나 정확히 다시 재위치 시키는가에 좌우된다는 한계가 있다. 최근에 Miyajima 등(1996)¹⁰은 술전과 술후 중첩의 정확성을 높이기 위하여, 어떠한 위치에서 촬영된 BSR이라도 하나의 좌표계로 유도할 수 있는 두부 위치 보정 방법을 개발하여 술전과 술후 중첩의 문제를 해결할 수 있음을 보여주었다. 따라서 이를 단일 방사선원에 의하여 촬영된 한 쌍의 두부 규격 방사선 사진에 적용할 수 있다면 계측점의 정확도와 중첩의 정확도를 모두 높일 수 있을 것으로 기대된다.

이에 본 연구에서는 단일 방사선원으로 각각 촬영된 정모 및 측모 두부 방사선사진으로부터 BSR의 조건으로 유도하는 방법을 개발하고 이 방법의 정확성과 재현도를 평가하고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 정모두부방사선사진에 의거한 측모두부방사선계측사진의 위치결정

일반적인 BSR, 즉 두 개의 각기 다른 관구로부터 나오는 방사선에 의해 동시에 촬영된 한 쌍의 정모 및 측모 두부 방사선 사진의 경우 두 방사선 사진 간의 두부 위치 변화가 없으나 단일 방사선원에 의한 방사선사진의 경우 두장의 사진 간에 두부위치의 차이가 있을 수 있다. 특히 ear rod를 중심으로 하는 두부의 회전 이동으로 인하여, 정면사진을 촬영하였을 때와 동일한 두부 위치를 측면 사진상에서 파악하는 것이 불가능하고 따라서 수평기준선을 설정할 수가 없다. 즉 정모 두부 방사선 사진상에서는 ear rod의 중점끼리 연결한 선이 Z축이 되고 Ear rod의 수직이등분선이 Y축이 설정될 수 있지만 측모사진상에서 X축(수평기준선)과 Y축(수직기준선)을 설정할 기준이 없고 단지 좌우 ear rod의 중점만이 중첩되어 나타날 뿐이다. 따라서 다음의 공식에 의거한 X축의 설정, 즉 θ_x 를 파악하는 것이 필요하다.

정모 두부 방사선 사진상에서

l = 좌우 ear rod를 그은 선의 중점에서 U1(상악중절치절단면)까지 거리

측모 두부 방사선 사진상에서

l' = ear rod의 중점에서 U1까지의 거리(확대된 사진상의)

θ_x = 직선 l 과 수평기준선 X축과의 각도

$\theta_1 = \angle F-O-U1$ $\theta_2 = \angle E-U1-O$

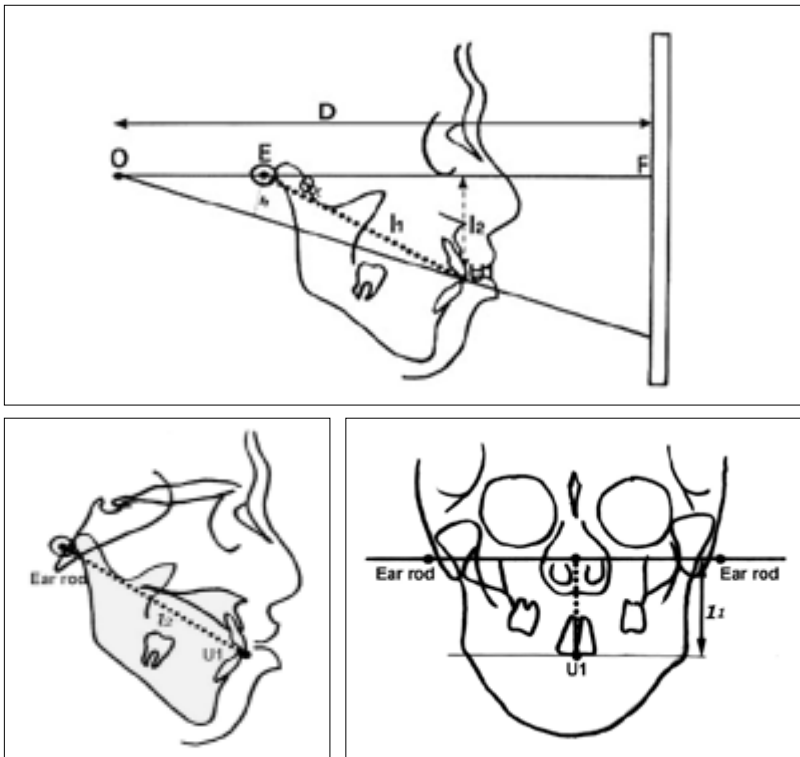
이때 l' = 방사선 사진상의 확대율을 고려한 실제 거리로 두고 여기서 D = focus - film distance (1,650mm), FOD = focus - object distance (1,500mm)라고 정의하면 $\theta_x = \theta_1 + \theta_2$ 이므로 다음과 같이 정리된다(Fig. 1).

$$\tan\theta_1 = \frac{l}{D}, \theta_1 = \arctan(l/D) \cdot 180/\pi$$

$$\sin\theta_1 = \frac{h}{FOD}, \quad l' = \frac{FOD}{D} \times l, \theta_2 = \frac{h}{l'}$$

$$\text{따라서 } \theta_2 = \arcsin \left(\frac{FOD \cdot \sin \theta_1}{l'} \right)$$

즉, 측모 두부 방사선 사진상의 거리 l' 와 정모 두부 방사선 사진상의 거리 l 를 알면 θ_x 가 산출될 수 있다. 측모 두부방사선사진상에서 ear rod와 U1을 이은 선을 긋고 Ear rod를 중심으로 θ_x 만큼의 각도를 주어 선을 그으면 이것이 정모 두부 방사선 사진을 촬영하였을 당시의 central ray가 지나는 선이 된다. 즉, 측모두부방사선사진상의 X축은 ear rod를 통과하면서 직선 l 에서 θ_x 만큼 상방에 위치한 직선이 되며, Y축은 X축에 수직이면서 ear rod의 중점을 통과하는 선이 된다. 이로써 단일방사선원에 의하여 따로 촬영된 각각의 정모 및 측모두부방사선사진을 동일한 좌표계 내에서 계측할 수 있게 된다.



E = ear rod, O = focal spot, F = central ray on the film, U1 = upper incisor tip, D = focus - film distance (1650mm), FOD = focus - object distance (1500mm).

θ_x = angle between line h and horizontal reference axis X

$$(\theta_x = \theta_1 + \theta_2,$$

$$\theta_1 = \angle F-O-U1, \theta_2 = \angle E-U1-O)$$

h = distance from mid point of bilateral ear rods to U1(upper incisor tip) in frontal cephalogram,

k = distance from mid point of bilateral ear rods to U1(upper incisor tip) in lateral cephalogram,

Fig. 1. Schematic outline of the method of determining the reference axis X.

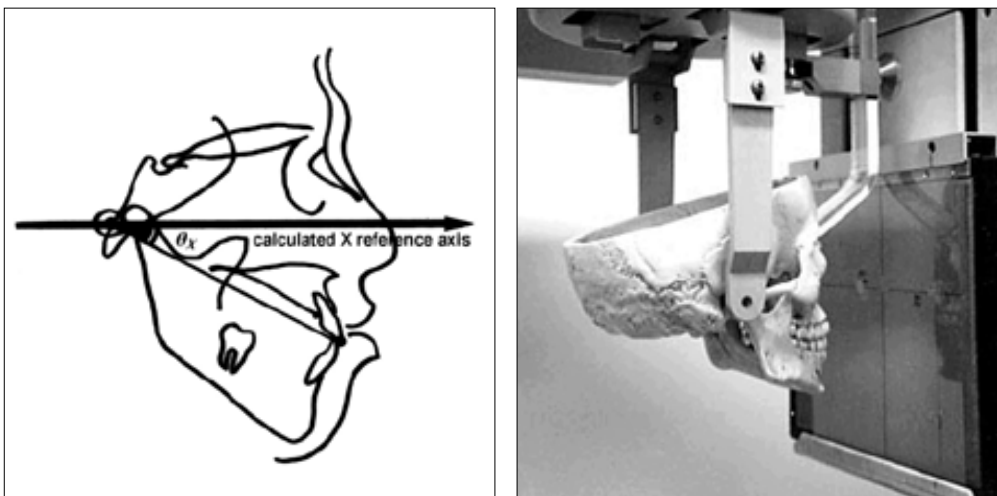


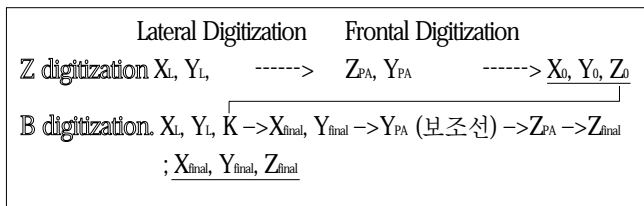
Fig. 2. The line with arrow is X reference axis which is counterclockwise above the line h in θ_x degree(left). To examine the accuracy of the mathematical formula, dry skull was used to determine the difference between real X reference axis and calculated x axis(right).

위와 같은 공식에 의거한 X축의 설정이 정확하지 파악하기 위하여 10개의 건조두개골에 소형 금속구(지름 0.45mm)의 위치를 세 번 달리하여 부착하였다. 이로써 총 30쌍의 정모 및 측모 두부 방사선 사진을 얻을 수 있었고 방법적 오차를 파악하기 위하여 날짜를 달리하여 2회 트레이싱하였다. 한 쌍의 측모와 정모 방사선 사진을 촬영할 때 ear rod와 nasion relator에 완전히 두개골을 고정하고 정모 및 측모를 촬영하여 한 쌍의 사진을 촬영할 때 최대한 동요가 없도록 하였다. 방사선 사진상에 focal spot 및 수평

기준선이 나타나게 하였다. 정모 및 측모 방사선 사진을 tracing 할 때 이 수평기준선은 그리지 않고 상기의 공식에 의거하여 산출된 X축을 tracing용지에 표시하고 난후 이를 실제 방사선사진상의 수평기준선과 비교하여 그 각도적 차이, 즉 계산에 의하여 얻어진 θ_x 와 방사선사진상에서 실제 X축과 ear rod-U1을 이은선이 이루는 각도 θ 를 비교하였다. 측정점의 입력은 0.05mm의 정밀도를 가진 digitizer (Summagraphics II)를 이용하였으며 계산은 Microsoft Excel 7.0으로 하였다(Fig. 2).

2. 3차원 좌표의 산출

위와 같이 하여 산출된 X 축을 보면 방사선 사진상의 Or을 지나지 않는 경우도 있으나 정모와 측모 두부 방사선 사진을 동일한 좌표계속으로 두는 기준선이 있어야 하므로 일단 아래와 같이 좌표값을 산출하였다. 이때 이 좌표값은 두부 위치 보정이 되기 전의 좌표값으로써 측모 사진상의 좌표값을 (X_L, Y_L), 정모 사진상의 좌표값을 (Z_{PA}, Y_{PA})라고 하였을 때 일단 3차원 좌표값 (X₀, Y₀, Z₀)를 산출하게 된다. 이를 Z digitization 이라고 하며, 여기에서 나온 Z₀를 상수 K 로 입력하여 두부위치를 보정하는 과정을 거친 후 최종적인 3차원 좌표값(X_{final}, Y_{final}, Z_{final})이 나오게 되는데 이를 B digitization 이라고 하였다. Miyajima¹⁰⁾가 개발한 최초의 프로그램에서는 상수 K를 입력하는 과정이 일본인 두개 안면 평균 계측 거리를 이용하였으므로 이를 보완하여 본 프로그램에서는 환자 개개인의 계측거리를 이용하여 상수 K를 입력하게 되어있다.



구체적인 수학기공식은 다음과 같이 전개된다.

1) Z Digitization (K 상수의 결정)

3차원 좌표값 (X₀, Y₀, Z₀)는 다음과 같이 정의된다.

$$X_0 = \frac{X_L \times (1500 - Z_0)}{1650} \rightarrow (1)$$

$$Y_0 = \frac{Y_L \times (1500 - Z_0)}{1650} \rightarrow (2), Y_0' = \frac{Y_{PA} \times (1500 + X_0)}{1650} \rightarrow (3)$$

$$Z_0 = \frac{Z_{PA} \times (1500 + X_0)}{1650} \rightarrow (4)$$

(4)에서 (1)을 대입하면

$$X_0 = \frac{X_L(1500 \cdot 1650 - Z_{PA} \cdot 1500)}{1650^2 + Z_{PA} \cdot X_L}$$

(1)에서 (4)를 대입하면

$$1650 \cdot 1650 \cdot Z_0 = Z_{PA} \cdot 1650 \cdot 1500 + Z_{PA} X_L \cdot 1500 - Z_{PA} X_L \cdot Z_0$$

$$Z_0 = \frac{Z_{PA} (1500 \cdot 1650 + X_L \cdot 1500)}{1650^2 + Z_{PA} \cdot X_L}$$

(4)에서 (2)를 대입하면

$$Y_0 = \frac{Y_L(1500 \cdot 1650 - Z_{PA} \cdot 1500)}{1650^2 + Z_{PA} \cdot X_L}$$

(1)에서 (3)를 대입하면

$$Y_0 = \frac{Y_{PA}(1500 \cdot 1650 + X_L \cdot 1500)}{1650^2 + Z_{PA} \cdot X_L}$$

산출되는 Y값이 두가지 이므로 중점을 택한다. $Y_{0(Final)} = \frac{Y_0 + Y_0'}{2}$

위의 공식은 다음과 같이 프로그램에서 표현된다.

1st step : Lateral tracing - Ear rod 점 입력 => X, Y 축 결정
 - 좌표 입력 = (X_L, Y_L)

2nd step : Frontal tracing - Ear rod (좌, 우) 입력 => Z, Y 축 결정
 - 좌표입력 = (Z_{PA}, Y_{PA})

Result - 컴퓨터상에서 X₀, Y_{0(Final)}, Z₀ 산출, 저장

2) B Digitization (K = -Z₀)

두부위치보정을 이용한 3차원 두부방사선사진의 좌표값 산출은 환자가 방사선 사진을 촬영할 때마다 다르게 형성되어지는 기계적인 X, Y, Z 축 (즉 양쪽 ear rod로 구성되는 좌표계)과 환자의 두개골상의 방사선학적, 해부학적인 특징점으로 이루어지는 3차원적인 축들 (즉 환자의 양쪽 Porion, 양쪽 Orbitale 등을 이용한 축)과의 차이를 행렬과 벡터식으로 보정하는 것이다. 최초의 좌표값은 기계적인 좌표축에 의존하여 산출할 수 있으나 동일한 환자에 대하여 술전과 술후를 비교할 경우 이러한 기계적인 좌표계는 한계가 있다. 따라서 다른 날짜에 촬영되었다고 하더라도 동일한 좌표계를 재현할 수 있어야 하므로 이러한 해부학적인 좌표계가 필요한 것이다.

현재의 프로그램에서 Z digitization에서 얻어진 Z₀를 -K 상수로 입력한 후 X, Y, Z 축 회전에 대한 보정에 대하여 앞서 언급한 보고¹⁰⁾에서 잘 나타나 있다.

3. 단일방사선원으로부터 얻어진 3차원 두부방사선 사진의 3차원 좌표값 비교

지금까지 다른 연구자에 의하여 개발된 3차원 두부 계측 방사선 사진은 90도 각도에서 동시에 조사된 두개의 방사선원으로부터 얻어졌으나 앞서 제시된 공식을 이용하면 단일 방사선원으로부터 각각 따로 얻어진 정면 및 측면 두부방사선사진을 가지고 3차원 두부 계측 방사선 사진을 구성 할 수있게 된다. 이때 단순한 좌표값의 추출이 문제가 아니라 술전 술후의 비교등이 가능해야만 하므로 시간을 두고 촬영된 두 가지의 3차원 두부계측방사선 사진이 얼마나 재현성이 있는가에 대한 연구가 필요하다.

경북대학교 구강악안면외과학교실에서 하악지 시상골절단술을 받은 환자 240명 중 무작위로 추출된 8명의 환자를 대상으로 하여 수술전, 수술직후, 술후 1개월에 촬영된 방사선사진을 트레이싱하여 상기의 Z, B digitization과정을 통하여 3차원 좌표값을 얻었다. 하악단독수술이었기 때문에 상악의 좌표값은 변화하지 않아야 한다고 가정하고 PoR, PoL, OrR, OrL, N, ANS, A point, UR7(#17 teeth bracket tip), UL7(#27 teeth bracket tip) 에 대하여 검토했었다. Ear rod를 제외하고는 환자의 두부 위치 고정을 위하여 추가적인 기구나 술식은 이용되지 않았다. 이러한 계측의 계측오차를 파악하기 위하여, 촬영된 16쌍의 방사선 사진 모두를 두 번 트레이싱하여 계측점 인식의 오차를 측정하였다.

Ⅲ. 결 과

단일방사선원에 의하여 한 쌍의 정모 및 측모두부방사선 사진을 얻고 이를 수학적 보정을 통하여 정확한 3차원 좌표치를 얻은 후 이 좌표치의 정확도와 재현성을 다음과 같이 검토하였다.

1. 정모두부방사선사진에 의거한 측모두부방사선사진의 위치결정 방법 - 정확도 검증

두 번 트레이싱을 한 후 측정점 인식의 오차는 θ_x 가 0.58° , θ 가 0.48° 로 나타났다. θ_x 와 θ 의 차이, 즉 정모두부방사선사진에 의거한 측모두부방사선계측사진의 위치결정시 오차는 1차와 2차 측정시 각각 평균 $0.46 \pm 1.21^\circ$, $0.33 \pm 0.90^\circ$ 로 나타났으며 높은 상관관계를 나타내었다. ($R = 0.96, 0.98$) (Table 1, 2)

2. 단일방사선원으로부터 얻어진 3차원 두부방사선 사진의 3차원 좌표값 - 임상적 재현성 검토

수술에 의하여 변화하지 않는 좌표점의 3차원 값을 비교하여

본 결과 술전 술직후 차이의 절대값이 X 좌표값은 평균 $0.59 \pm 0.49\text{mm}$, Y 좌표값은 평균 $0.60 \pm 0.51\text{mm}$, Z 좌표값은 평균 $0.42 \pm 0.31\text{mm}$ 의 차이를 나타내었다. 이중 가장 큰 차이를 나타낸 항목은 한 환자의 UR7의 Y 좌표로 2.31mm 의 차이를 보였다. 전체적으로 평균 1mm 이내의 차이를 보였다(Table 3). 측정점의 인식의 오차는 평균 $1.2 \pm 1.6\text{mm}$ 로 나타났다.

Ⅳ. 고 찰

인체를 3차원적으로 시각화하려는 욕구는 CT, MRI 등의 등장으로 현실화되었고, 특히 해부학적으로 복잡한 두개골 내부구조를 파악하기 위하여 이미지의 3차원적 합성을 이용할 경우 가장 정확한 정보를 얻을 수 있게 되었다. 그럼에도 불구하고 두부 방사선 계측 사진은 방사선 피폭량이 현저하게 적고 촬영이 간단하다는 이유로 아직도 진단학적으로 유용한 자료로 이용되고 있다.

2차원적인 방사선사진에서 3차원적인 좌표값을 추출할 경우, 그 정확도가 가장 관건이 된다. 이를 위하여 생체에 직접 implant를 식립하여 성장에 따른 변화등을 관찰하였던 Rune 등¹⁷⁾은 그

Table 1. Landmark identification errors of replicate measurements. (n=30)

Difference between the replicate measurement(°)	Method error	t-test	R
θ_x (calculated measurement)	0.58	0.23	0.984
θ (real measurement)	0.48	0.34	0.988

R; pearson correlation coefficient, Method error¹⁸⁾ = $\sqrt{\frac{\sum (R - R)^2}{2n}}$

Table 2. Difference between the calculated and real measurement. (n=30)

Difference between the θ_x and θ (°)	Mean ± SD	t-test	R
First trial	0.46 ± 1.21	0.047*	0.963
Second trial	0.33 ± 0.90	0.058	0.980

R; pearson correlation coefficient

Table 3. Difference between the repeated three dimensional cephalograms (n = 8)

(mm)	X coordinates		Y coordinates		Z coordinates	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
PoR	0.76	0.68	0.68	0.56	0.37	0.50
PoL	0.61	0.60	0.78	0.51	0.28	0.54
U1	0.56	0.24	0.46	0.46	0.31	0.63
OrR	0.58	0.47	0.50	0.30	0.28	0.37
OrL	0.35	0.23	0.53	0.28	0.20	0.38
N	0.40	0.22	0.40	0.47	0.17	0.36
ANS	0.43	0.48	0.57	0.56	0.54	0.80
A	0.26	0.38	0.41	0.36	0.39	0.66
UR7	0.90	0.49	0.73	0.83	0.25	0.41
UL7	1.03	1.08	0.92	0.81	0.34	0.58

* Mean and SD defines absolute mean difference and its standard deviation.

정확도가 0.05mm가 됨을 보고하였으며 Spoyler 등¹⁸⁾은 Image corrected cephalometric analysis에서 0.03mm의 오차가 나타났다고 보고하였다. 이때 오차는 현실적으로 도저히 해결할 수 없는 오차, 즉 digitizer 자체의 정확도, 방사선 사진 촬영시 FOD의 변화, focal spot의 변화 등의 축적된 결과로 나타나는 것이라고 하였다. 의료 윤리의 측면과 비용면에서 볼 때 우리가 일반적인 임상에서 모든 환자들에게 이러한 implant 식립을 할 수는 없으므로 다른 방법이 모색 되어져야 할 수밖에 없다.

통상적으로 3차원 두부 방사선 계측 사진이라 함은 두 방향에서 동시에 촬영된 한 쌍의 정모 및 측모 두부 방사선 사진(BSR)을 대상으로 하는 것이었다. 이때 두 가지 방사선 사진의 위치가 정확히 파악되어야 하고, 피사체상의 점이 어떤 특정한 공간상의 좌표로 표현될 수 있어야 하고, 방사선 선원의 위치를 파악할 수 있어야 한다는 조건을 만족해야 한다. BSR을 이용한 3차원적 계측은 Grayson 등⁶⁾, Trocme 등²⁰⁾, Brown과 Abbott⁷⁾ 등이 대표적이며 한 쌍의 방사선사진상에서 해부학적 위치를 정확히 식별하기 어려운 문제를 해결하기 위하여 Ray intersection method⁶⁾, estimation line⁷⁾을 이용하였다. 이러한 방법으로 건조 두개골에서 실험하였을 때 Brown과 Abbott⁷⁾은 0.29~2.80mm의 재현성, 0.10~0.24의 정확성(실측치와의 차이평균 0.16mm)을 나타내었고 Trocme 등²⁰⁾은 0.36±0.33mm의 높은 재현성을 보고한 바 있다. 물론 이러한 방법으로 좌표점 인식의 정확도를 높일 수는 있지만 임상에서 성장발육을 파악하거나 술전 술후를 비교 한다고 하였을 때 중첩의 문제를 해결하는 것은 또 다른 과제로 남게 되었다. 반복 촬영시 두부 위치를 전회와 똑같이 위치 시키지 못하면 앞서 찍은 사진과의 정량적 비교분석이 불가능하다. 만일 Trocme 등²⁰⁾이 사용하였던 flexiglass frame이 부착된 Broadbent-Bolton cephalometer가 있다면 비교적 정확한 중첩이 가능하지만 이러한 번거로운 기구가 없다면 BSR로 촬영하였다고 하더라도 중첩할 수가 없다.

Yamasaki(1981)⁸⁾, Motoyoshi(1986)⁹⁾, Mori(1999)¹⁹⁾ 등은 위의 개념과 달리 두부위치의 보정이라는 새로운 시각에서 접근하였다. Mori¹⁹⁾ 등은 정면과 측면의 두부위치를 보정하고 확대율을 보정한 뒤 두부위치가 이상적으로 FH평면상에 놓였을때 좌표변환한 상태의 좌표값을 얻어내는 방법을 개발해내었다. 맨 먼저 방사선사진상의 확대율을 보정하고 ear rod에 의하여 형성된 좌표축과 OrR, OrL, OrC 그리고 PoR, PoL, PoC가 이루는 좌표축계를 수학적으로 통합하는 방법이 적용되었다. 이 경우 생체계측시에도 오차가 0.8mm 이내에 있음을 보고하여 두부 위치 보정의 임상적 적용 가능성을 열었다. 이 방법을 이용하여 악교정 수술후의 위치 변화를 분석하거나 술전 계획과 술후 결과의 비교¹²⁾가 가능하게 되었다. 이러한 3차원 방사선사진이 비록 Broadbent-Bolton cephalometer를 사용한 완전한 BSR로 찍히진 않았다고 하더라도 방사선 사진 촬영중의 두부 위치 변화는 거의 일어나지 않는 환경에서 촬영되었으므로 단일방사선원에서 각각 따로 촬영된 한 쌍의 두부 계측 방사선 사진을 이용하여야만 하는 국내와 같은 상황에서 촬영중 두부 위치의 변화를 어떻게 조절하는가가 여전히 숙제로 남게된다.

본 연구에서는 촬영 중 두부 위치 변화를 최소화하기 위하여

Nasion relator를 세밀하게 적용하고 생체의 정모 및 측모를 촬영하였다. Nasion relator가 Z축을 중심으로하는 두부위치의 회전을 완전히 저항할 수 없으므로 만일 두부위치가 Z축(ear rod연결선)을 중심으로 회전되는 경우는 상기에서 제시한 보정식을 이용하면 오차를 줄일 수 있었다.

X축을 중심으로 하는 회전(고개를 가우뚱하는 움직임)이나 Y축을 중심으로 하는 회전(고개를 돌리는 회전)은 ear rod를 단단히 외이도에 고정시키면 그 오차가 계측점 식별의 오차보다 크지 않을것으로 판단하고²⁰⁾ 보정식을 추가하지 않았다. 일단 Z축을 이용한 보정이 끝나면 Mori 등¹⁹⁾이 제시한 두부보정식에 권¹⁴⁾ 등이 발표한 방법을 응용하여 새로이 작성한 3차원 두부 보정식을 이용하여 좌표값의 수정을 거쳐 최종 좌표값을 산출하였다. 이와같은 방법을 거쳐 단일 방사선원으로부터 3차원 두부 방사선 사진의 3차원 좌표를 얻었을 때 재현성을 파악하기 위한 본 연구의 실험 결과 오차가 절대값 평균 0.54mm (-2.99~2.26mm)로 나타났다. 계측점 인식의 오차가 평균 1.2±1.6mm 임을 고려하여 볼 때 이러한 계측 오차의 범위는 방사선 사진상의 계측점을 식별하는 오차의 범위내에 있는 것으로 사료된다. 이는 정모 두부 방사선 사진에 의거한 측모 두부 방사선 계측사진의 위치를 결정된 후 두부 위치 보정 공식을 도입하면 임상적으로 충분히 재현성 있는 3차원 계측을 할 수 있다는 것을 보여주는 것이다.

단일 방사선원으로부터 BSR을 얻는 본 연구와 같은 방법은 최근 Kusnoto 등(1999)¹⁵⁾이 발표한 바 있다. 이들은 한 쌍의 정모, 측모 두부 방사선 사진을 촬영하는 동안의 두부위치변화를 극복하기 위하여 교합기의 face-bow 형태와 유사한 장치물을 부착하여 방사선사진을 촬영하였다. 이 경우 face-bow를 창작하여 건조두개골상에서 실험한 경우 실측치와의 오차는 평균 1.5mm(1.10~2.20mm), 3.5°(2.7~4°)로 나타났으며 계측점 식별의 오차는 lineal measurement에서 2.9±1.7mm, angular measurement에서 4.4±2.6°였음을 보고 하였으며 이는 본 연구 결과보다 약간 더 크다는 것을 알 수 있었다. 이는 본 연구에서 이용되는 두부 위치 보정공식이 임상적으로 이용 가능한 정확성을 지니고 있음을 나타내는 것이다.

이와 같은 결과를 토대로 하여 볼 때 3차원 두부 계측에 있어 본 연구에 이용된 방법의 임상적인 유용성이 충분히 입증되었으나 향후 방사선 사진 자체의 해상도를 높이는 과정이 수반되어야 함을 나타내고 있다.

V. 요 약

안면비대칭이나 반안면왜소증과 같은 구강악안면영역의 기형에 대한 진단 및 치료 계획 수립을 위하여 두개 악안면 구조물에 대한 총체적인 접근이 필요하다. 이에 두부 규격 방사선 사진을 이용한 3차원 두부 계측 방사선 시스템의 임상적 적용이 계속 시도되었으나 주로 두 방향의 방사선원으로부터 동시에 얻어진 standard Broadbent-Bolton cephalometer에 한정되어 있었다. 이에 본 연구에서는 단일방사선원에 의하여 촬영된 한 쌍의 정모 및 측모두부방사선 사진으로 정확한 3차원 좌표치를 얻을 수 있는

방법을 개발하고 이렇게 얻어진 3차원 좌표치의 정확도와 재현성을 검증하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 정모, 측모 두부 방사선 사진을 동시에 촬영하지 않음으로 인하여 생기는 오차를 보정해주는 수학적 공식을 산출하고 이 공식에 의거하여 정모 두부 방사선 사진에 기준한 측모 두부 방사선 계측 사진의 위치 결정시의 오차를 건조 두개골을 이용하여 검증한 결과 1차와 2차 측정시 각각 평균 $0.46 \pm 1.21^\circ$, $0.33 \pm 0.90^\circ$ 로 나타났다.
2. 단일 방사선원으로부터 3차원 계측점의 좌표값을 얻을때의 재현성을 파악하기 위한 임상적 계측 결과 1, 2차 측정간의 오차가 절대값 평균 0.54mm ($-2.99 \sim 2.26\text{mm}$)로 나타났으며 이때 계측점 인식의 오차는 평균 $1.2 \pm 1.6\text{mm}$ 였다.

위와 같은 결과를 종합하여 볼 때 정모 두부 방사선 사진에 의거한 측모 두부 방사선 계측사진의 위치를 결정한 후 두부위치 보정공식을 도입하면 임상적으로 충분히 재현성 있는 3차원 계측을 할 수 있다는 것을 알 수 있었다.

참고문헌

1. Kragkov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S: Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiography and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J*, 34: 111-116, 1997.
2. Broadbent B : A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod*, 1:45-66, 1931.
3. Baumrind S, Moffitt F, Curry S : Three-dimensional x-ray stereometry from paired coplanar image : A progress report. *Am J Orthod*, 84:292-312, 1983.
4. Selvik G, Alberius P, Fahlman M : Roentgen stereophotogrammetry for analysis of cranial growth. *Am J Orthod*, 89:315-325, 1986.
5. Selvik G: Roentgeon stereophotogrammetric analysis. *Acta Radiologica*, 31:113-126, 1990.
6. Grayson B, Cutting C, Bookstein FL, Kim H, McCarthy JG: The three-dimensional cephalogram: theory, technique, and clinical application. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 94: 327-37, 1988.
7. Brown T, Abbott A : Computer-assisted location of reference points in three dimensions for radiographic cephalometry. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 95:490-498, 1989.
8. Yamasaki T, Iwasa T: A study on the three dimensional position and morphology of the mandible in cephalic region. *J Jpn Orthod*, 40: 205-227, 1981.
9. Motoyoshi M, Yamazaki T, Inoue K, Kura M, Yoshida T and Namura S : Studies on three dimensional evaluation of Maxillo-Mandibular morphology - Morphology of skeletal class III. *J Jpn Orthod Soc*, 45:181-195, 1986.
10. Miyajima T: Fundamental study of an integrated three dimensional measuring system for the oral and maxillofacial region. *J Osaka Univ Dental Soc*, 41:167-187, 1996.
11. Gurstein KW, Sather AH, An KN, Larson BE: Stability after inferior or anterior maxillary repositioning by Le Fort I osteotomy: A biplanar stereocephalometric study *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, 13: 131-143, 1998.
12. Kwon TG, Mori Y, Minami K, Lee SH, Sakuda M. Stability of simultaneous Maxilla and Mandibular osteotomy for treatment of Skeletal Class III malocclusion: An analysis of Three-dimensional cephalogram. *J Cranio Maxillofac Surg*. 28: 272-277, 2000
13. 최광철, 김경호, 김인달 : 3차원 두부방사선 규격사진 구현시 컴퓨터를 이용한 두부위치의 보정방법에 관한 연구. *대한치과의사협회지*, 36:135-143, 1998.
14. 권귀영, 이상한, 권대근: 두부방사선규격사진을 이용한 악안면구조의 3차원적 분석법. *대한악안면성형재건외과학회지*, 21: 174-188, 1999.
15. Kusnoto B, Evans CA, BeGole EA, Rijik W: Assessment of 3-dimensional computer generated cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 116:390-9, 1999.
16. Houston WJB. : The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod*. 83: 382-390, 1983
17. Rune B, Sarnas K, Selvik G, Jacobsson S : Roentgen stereometry with the aid of metallic implants in hemifacial microsomia. *Am J Orthod*, 231-247, 1983.
18. Spoylar JL, Vasileff W, MacIntosh RB: Image corrected cephalometric analysis(ICC): Design and evaluation. *Cleft Palate Craniofac J*, 30: 528-539, 1993.
19. Mori Y, Miyajima T, Minami K, Sakuda M: An accurate three-dimensional cephalometric system A solution for the correction of cephalic mal positioning. *Eur J Orthod* - (in press)
20. Trocme MC, Sather H, An KN : A biplanar cephalometric stereoradiography technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 98:168-75, 1990.
21. Cooke MS, Wei SHY : Cephalometric errors ; A comparison between repeat measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod*, 8:149-151, 1986.