

3 차원 두부방사선 규격사진 구현시 컴퓨터를 이용한 두부위치의 보정방법에 관한 연구

연세대학교 치과대학 교정학교실 최광철, 김경호, 김인달

A B S T R A C T

A study on computerized head posture compensation in three dimensional cephalogram

Kwangchul Choy DDS MS,
Kyungho Kim DDS PhD, Indal Kim DDS

Cephalogram is one of the most important tool in researching growth and development of craniofacial area, orthodontic diagnosis and treatment planning. But its inherent distortion of actual length and angles during projecting three dimensional object to two dimensional plane might cause errors in quantitative analysis of shape and size.

Three dimensional high quality images can be obtained using computerized tomogram and have reported in literatures. Considering its expenses and amount of exposure to radiation, limitations still remain to be solved in its application to routine practice.

Construction of three dimensional image using principle of orientator can be obtained by biplanar stereoradiography. Theoretically two images, lateral and P-A can be used to construct three dimensional image provided that those are taken at same time by two different focal spots. As two images(lateral and P-A) obtained by conventional cephalogram have different head posture, those need compensation to construct three dimensional images.

This study introduced principle of computerized head posture compensation and showed that conventional cephalogram could be used to construct three dimensional image and could be applied to routine orthodontic practice.

Key words : biplanar stereoradiography, computerized head posture compensation, estimation line, three dimensional cephalogram

I. 서론

Broadbent에 의해 소개된 두부방사선 규격사진은 두개 안면부의 성장 연구와 교정적 진단, 치료계획 수립에 중요한 도구의 하나이다. 그러나 이것은 3 차원적인 물체를 2 차원적으로 투영하는 것이므로 길이, 각도, 형태의 왜곡 현상이 발생하며^{1,2,3)} 이러한 왜곡 현상으로 인해 형태나 크기의 정량적인 평가시 부적절한 결과가 야기될 수 있다. 또한 악교정 수술의 발달로 악안면기형의 치료 한계가 넓어지고 악안면 형태의 3 차원적인 평가의 필요성이 대두되면서 기존의 평면적인 두부방사선 규격사진 만으로는 치료계획 수립에 한계를 느끼게 되었다. 이러한 인식은 두부방사선 규격사진이 처음 소개된 이후 부터 계속되었으며 이의 한계를 극복하기 위한 노력이 지속적으로 있어 왔다. Broadbent의 orientator⁴⁾, Wylie의 compensator⁵⁾, Vogel의 modified compensator⁶⁾ 같은 차등적인 확대를 보상하고자 하는 시도나 P-A view, submental vertex view, multiplane cephalometric analysis 같은 부가적인 상의 분석을 통해 정보를 얻고자 하는 시도들이 있었다^{7,8,9)}.

컴퓨터의 발달과 함께 교정학 분야에서도 이의 응용이 이루어졌는데 그 결과로 3 차원 전산화 단층촬영(computed tomograph)이 개발되어 두개안면부의 3 차원적인 영상을 구성할 수 있게 되었다. 이것의 임상적인 응용예들이 보고 되었지만^{10,11)} 고가의 장비를 필요로 하고 환자의 방사선 피폭량, 비용 등을 고려할 때 임상적으로 널리 사용되기에는 해결해야 할 과제들이 많이 있다.

반면 orientator의 원리를 적용시켜 컴퓨터로 3 차원 상을 구성하는 biplanar stereoradiography¹²⁾는 일상적으로 얻어지는 정모, 측모 두부방사선 규격사진 두 장을 이용하여 비교적

쉽게 3 차원 상을 구성할 수 있고 정확도가 매우 높다고 검증되었지만¹³⁾ 다음과 같은 두가지 문제점으로 인해 널리 사용되지 못하고 있다. 첫째는 정모, 측모 두부방사선 규격사진 간에 동일한 두부 위치를 가져야 하기 때문에 두 개의 관구로부터 2장의 상을 동시에 촬영해야 할 필요가 있다. 따라서 대부분 보급되어 있는 한 개의 관구를 가지고 cephalostat을 회전시켜 두 번 상을 채득해야 하는 기계에서는 두부위치에 오차가 발생하게 된다. 둘째는 각 상에서 동일한 계측점의 위치 선정의 어려움으로 인해 오차가 발생하게 된다. 두부계측 분야에서 사용되는 많은 계측점들이 곡면상에 위치하고 최전방, 최후방, 최하방 같은 모호한 정의를 사용하므로 두부 위치에 따라 그 위치가 변화될 수 있다.

이에 본 연구에서는 biplanar stereoradiography를 임상적으로 쉽게 사용하기 위해 computer를 이용해 이 두가지 문제를 해결할 수 있는 방법을 소개하고 이 방법의 정확성에 대한 검증을 실험 모형상에서와 임상적인 적용시에서 각각 시행하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

가. biplanar stereoradiography의 원리

서로 일정한 관구-객체, 객체-필름간 거리를 가지는 두 개의 관구로부터 정모, 측모 두부방사선 규격사진을 동시에 촬영한다고 전제하였을 때 biplanar stereoradiography의 기본 원리는 다음과 같다.

그림 1에서와 같이 porionic axis(좌우 mechanical porion을 잇는 축)를 X축으로 하고, 이 축의 중점에서 각각 Y축, Z축을 형성한 직교좌표계를 형성하고 정해진 위치에 방사선 광원과 필름을 위치시키도록 한다. 객체내의 임의의 한점의 3차원 좌표는 각 방사선 광원으로부터 각 필름상에 투영된 점간을 연결한 선의 교점을 구함으로써 얻어질 수 있다(그림 2). 그러나 계측시 오차로 인하여 두 선이 정확히 만나지 않는 경우가 생기게 되는데 이 경우 두 직선의 최단거리를 잇는 선의 중점의 좌표를 선택한다(그림 3). 삼각함수를 이용하여 이 교점의 X,Y,Z 좌표를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\tan \theta_1 = \frac{x_1}{f+d}$$

$$\tan \theta_2 = \frac{z_1}{f+d}$$

$$x = f \cdot \tan \theta_1 \cdot (1 + \tan \theta_2) / (1 - \tan \theta_1 \cdot \tan \theta_2)$$

$$z = f \cdot \tan \theta_2 \cdot (1 + \tan \theta_1) / (1 - \tan \theta_1 \cdot \tan \theta_2)$$

$$y_1 = (z+f) \cdot \tan \theta_3$$

$$y_2 = (x+f) \cdot \tan \theta_4$$

$$\bar{y} = (y_1 + y_2) / 2$$

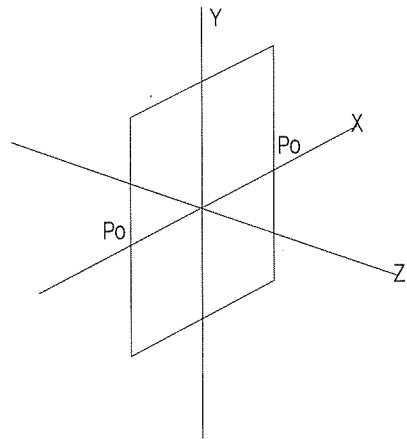


그림 1. 직교 좌표계

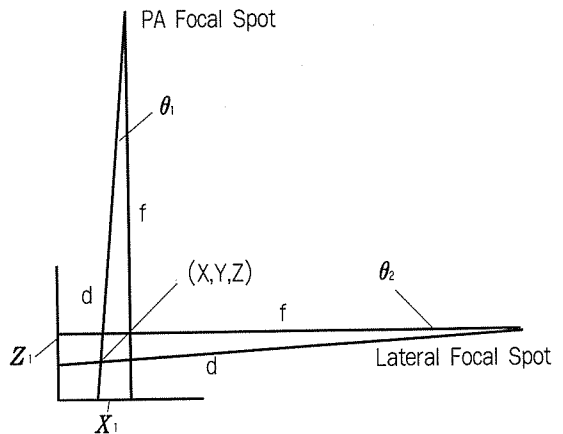


그림 2. 객체내의 3 차원 좌표

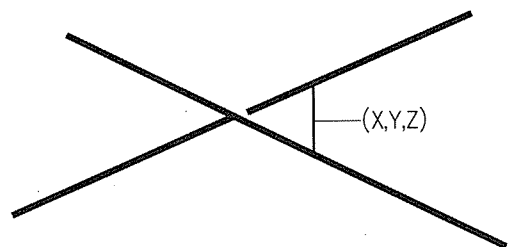


그림 3. 두 선이 만나지 않는 경우 두 선간의 최단 거리를 잇는 선분의 중점의 좌표를 택함

나. 두부위치 차이의 보정

두 개의 관구로부터 동시에 두장의 상을 촬영하는 경우 두 상간의 두부위치의 차이가 없게 되지만 한 개의 관구를 가지는 기계를 이용하여 두 번 촬영(측모와 정모)을 하는 경우 각 상에서 두부위치의 차이가 발생하게 되므로 이 차이를 보정해야 할 필요가 있다.

두부위치의 보정은 두가지 가정을 전제로 한다. cephalostat 이 정모, 측모 두부방사선 규격사진 촬영시 정확히 90° 회전해야 하고 cephalostat 내에서의 객체의 움직임은 X축을 중심으로 한 회전에만 국한된다. 첫 번째 가정은 현재 상품화되어 있는 대부분의 cephalostat이 만족하고 있으며 두 번째 가정은 이전의 보고에서 이미 검증된 바 있다¹⁴⁾. Frankfort Horizontal plane(FH plane)이 지면에 평행한 상태에서 촬영된 경우 porion(Po)과 orbitale(Or)간의 수직적 차이가 없게 되지만 ear rod를 중심으로 두부가 회전하는 경우에는 Po과 Or 간에 수직적 차이가 발생하게 된다. 정모 두부방사선 규격사진에서 Po과 Or 간의 수직적 차이를 v_1 , midporionic axis(좌우 ear rod를 연결한 선)와 film간의 거리를 d_1 라고 할 때 ear rod를 중심으로 수평면에 대한 FH plane의 회전각 θ_5 는 다음과 같다 (그림 4).

$$\theta_5 = \arctan \frac{v_1}{d_1}$$

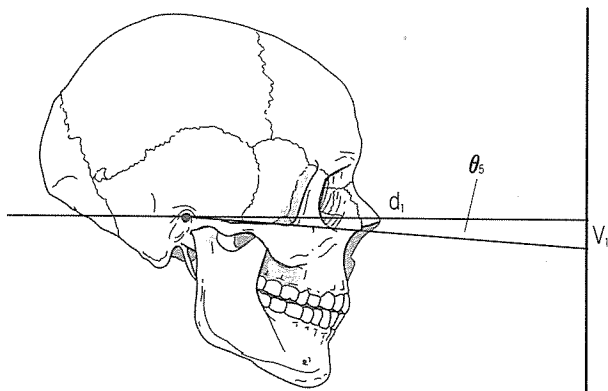


그림 4. 정모 두부방사선 규격사진에서 지면에 대한 FH plane의 회전각 (θ_5)

측모 두부방사선 규격사진에서의 Po과 Or간의 수직적 차이를 v_2 , Po과 Or간의 거리를 d_2 라고 하면 ear rod를 중심으로 수평면에 대한 FH plane의 회전각 θ_6 는 다음과 같다 (그림 5).

$$\theta_6 = \arcsin \frac{v_2}{d_2}$$

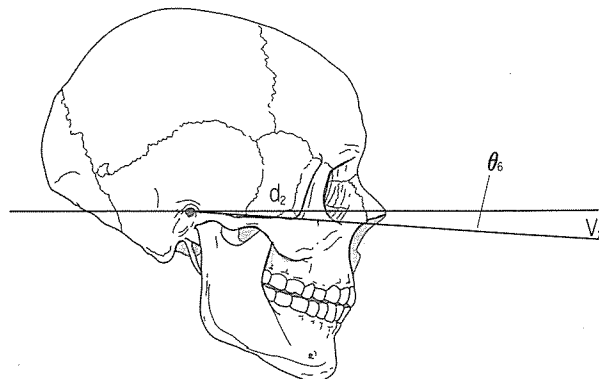


그림 5. 측모 두부방사선 규격사진에서 지면에 대한 FH plane의 회전각 (θ_6)

θ_5 , θ_6 의 각도 차이만큼 ear rod를 중심으로 측모 두부방사선 규격사진을 회전시켜 보상하면 정모 두부방사선 규격사진에 대해 측모 두부방사선 규격사진이 동일한 두부위치를 얻을 수 있게 된다.

다. 동일한 계측점의 위치 선정

Tasman은 서로 다른 두장의 사진에서 동일한 계측점의 위치 선정의 어려움을 해소하기 위해 estimation line이라는 것을 제시하였다¹⁵⁾. 이는 한 방사선 광원에서 나온 방사선이 객체내의 계측점을 지나 필름상에 투영된 경로를 잇는 여러 개의 선을 다른 필름상에 투영한 것으로서 이 선상에 동일한 계측점이 위치하게 된다. 본 연구에서는 불연속적인 Tasman의 방법을 보완하여 computer를 사용하여 임의의 estimation line을 만들 수 있도록 하였다. 즉각 계측점의 입력시 다른 필름상에 그 계측점을 지나는 estimation line이 나타나도록 하여 컴퓨터 모니터 상에서 방사선의 경로를 직접 확인하면서 각 계측점을 입력할 수 있도록 하였다 (그림 6).



그림 6. Estimation line

라. system의 구성요소

위에 설명한 방법에 따라 3 차원 두부방사선 규격사진을 구현할 수 있는 컴퓨터 프로그램을 작성하였다. Visual Basic (Microsoft Co.)을 사용하였으며 system의 구성 요소는 다음과 같다.

- Cephalometric Apparatus (Siemens Orthopos)
- Win95 Based Personal Computer
- Scanner (Hewlett Packard Scanjet 4C)
- Printing device (Hewlett Packard Laserjet 4L)
- Pointing device (Microsoft Mouse)

마. 3 차원 두부방사선 규격사진을 얻는 단계

1. 정모, 측모 두부방사선 규격사진의 촬영
2. 각 상의 Tracing
3. Image Scanning
4. 두부위치 차이의 보정을 위한 기준점의 입력
5. 각 계측점의 입력
6. 3 차원 두부방사선 규격사진의 획득

1. 정모, 측모 두부방사선 규격사진의 촬영

기존의 방법대로 측모와 정모 방사선사진을 촬영한다. 각 상의 촬영시 확대율을 일정하게 하기 위해 두부를 90°회전시 회전축이 되는 Y축과 필름 간의 거리를 일정하게 하는 것이 중요하다. 두부위치 보정을 위한 전방부의 기준점으로 orbitale를 이용하였지만 위치선정이 어려운 경우 이 부위의 연조직상에 metal marker를 부착시킨 상태에서 촬영하면 더욱 정확히 보정할 수 있다.

2. 각 상의 Tracing

두부위치 보정을 위한 기준점을 tracing하고 좌우의 계측점을 따로 tracing한다. 방사선

필름상에서 직접 계측점을 입력하는 경우 이 과정을 생략할 수 있다.

3. Image Scanning

적절한 scanning 해상도를 결정하여 시행한다. 계측점 입력의 용이성을 위해서는 scanning시 해상도를 낮춰 필름을 한 화면상에서 보는 것이 편리하지만 해상도를 높이는 것이 더 정확한 결과를 얻을 수 있으므로 적절한 수준에서 scanning 해상도를 결정하도록 한다. 컴퓨터에 입력된 상의 한 점(pixel)의 크기는 254/DPI(dot per inch) mm이므로 원하는 정확도에 따라 결정한다.

4. 두부위치 보정을 위한 기준점의 입력

좌우 ear rod 와 orbitale의 3 점을 두부위치 보정을 위한 기준점으로 입력한다. 가급적 전술한 바와 같이 orbitale대신 연조직상에 metal marker를 위치시키고 이를 전방부 기준점으로 이용하도록 한다. 기준점 입력을 마치면 두 사진의 위치를 자동적으로 보정하도록 프로그래밍 되어 있다.

5. 각 계측점의 입력

한 필름상에서 계측점을 입력시키면 다른 필름상에 estimation line이 표시되는데 이 선 상에 동일한 계측점이 놓이게 되므로 좌우의 해부학적 구조물을 구분해 낼 수 있다. 사용된 계측점은 표 1과 같다.

표 1. 계측점

Right and Left Porion	Right and Left Orbitale
Right and Left Superior Orbit Rim	Right and Left Lateral Orbital Rim
Right and Left Medial Orbital Rim	Nasion
Right and Left Piriform Aperture	Anterior Nasal Spine
A Point	Supradentale
Upper & Lower Incisal Edge	Upper & Lower Incisal Apex
Right and Left Upper & Lower Molar Cusp Tip	Right and Left Upper & Lower Molar Root Apex
Infradentale	B Point
Pogonion	Menton
Most Posterior Border of Symphysis	Right and Left Articulare
Right and Left Condylion	Right and Left Sigmoid Notch
Right and Left Coronoid Process	Right and Left Gonion
Posterior Nasal Spine	Sella

6. 3 차원 두부방사선 규격사진의 획득

위의 과정을 거쳐 얻어진 3 차원 두부방사선 규격사진은 그림 7, 8, 9와 같다. 그림에서와 같이 X, Y, Z축을 중심으로 자유로이 회전시킬 수 있으므로 촬영하지 않은 submentovertex view와 같은 상도 관찰 할 수 있으며 임의의 각도에서도 관찰이 가능하다. 또한 각 계측치가 왜곡이 없는 3 차원 좌표계로부터 얻어지므로 실제측치를 얻을 수 있다.

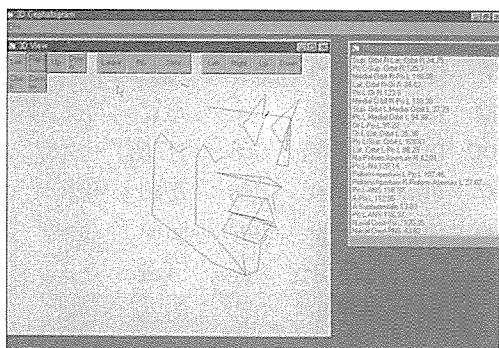


그림 7. 3 차원 두부방사선 규격사진 (Y축을 중심으로 우측으로 45° 회전시킨 모습)

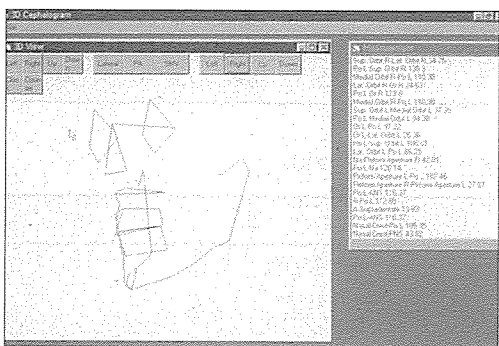


그림 8. 3 차원 두부방사선 규격사진 (Y축을 중심으로 좌측으로 45° 회전시킨 모습)

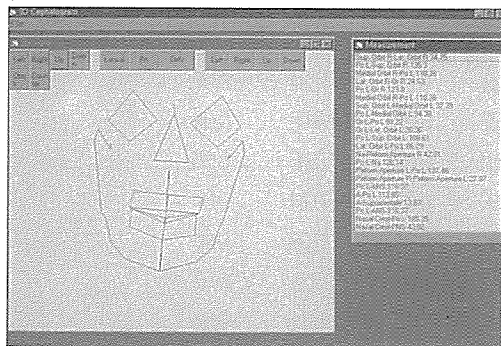


그림 9. 3 차원 두부방사선 규격사진 (XY평면상에 투영한 모습)

바. 정확성의 검증

그림 10과 같은 metal marker를 부착한 모형을 제작하고 각 metal marker 간의 실제 거리를 caliper를 이용하여 0.05mm단위까지 측정하였다. 13개의 계측점을 임의로 정해 10회 측정하고 평균값과 표준편차를 구하였다.

모형의 방사선규격사진을 촬영하였는데 정면 방사선규격사진을 모형상에 위치한 수평 기준선이 지면에 평행하게 촬영하고 측면 방사선규격사진 촬영시 임의로 이 수평 기준선을 지면에 -20°, -10°, 0°, +10°, +20°를 이루도록 하여 각 상을 얻었다. 한 장의 정면 방사선규격사진과 각 5장의 측면 방사선규격사진을 조합하여 각각의 3 차원 방사선 규격사진을 위의 절차에 따라 얻고 각 metal marker간의 거리를 본 프로그램을 이용하여 구하였다. 이 값과 caliper를 이용하여 실측한 값 사이에 t-test를 시행하여 유의차가 있는지를 비교하였다 (표 3, 4 참조).

임상적인 적용시 두부위치의 차이를 보정하고 두부위치에 상관없이 estimation line에 의해 동일한 계측점을 일관적으로 위치시킬 수 있는지를 평가하기 위해 1명의 피검자에서 두부위치를 달리하여 정모, 측모 두부방사선 규격사진을 각 2장씩 4번에 걸쳐 촬영하였다. 각 정모, 측모 두부방사선 규격사진을 조합시켜 4개의 3 차원 두부방사선 규격사진을 얻고 각 조합간(A, B, C, D)의 계측점간 거리에 차이가 있는지를 평가하기 위해 paired t-test를 시행하였다 (표 5, 6 참조). 여기서 측정된 계측점은 표 2와 같다.

표 2. 측정된 계측점

Na-S	Na-Me
Right Co-A	Left Co-A
Right Co-Po	Left Co-Po
Right Go-Me	Left Go-Me
Right Go-Left Go	Right Co-Right Go
Left Co-Right Go	Left Co-Right Co

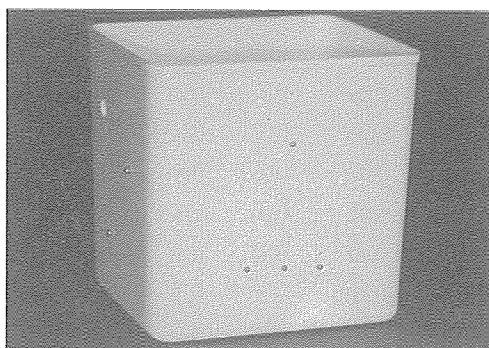


그림 10. Metal marker가 부착된 모형

Ⅲ. 연구 성적

가. 모형상에서의 검증

caliper를 이용하여 직접 측정된 값과 3 차원 두부방사선 규

격사진으로부터 얻은 값사이의 오차는 -20° , -10° , 0° , $+10^\circ$, $+20^\circ$ 각각에서 $0.18 \pm 0.13\text{mm}$, $0.21 \pm 0.14\text{mm}$, $0.21 \pm 0.15\text{mm}$, $0.18 \pm 0.13\text{mm}$, $0.17 \pm 0.13\text{mm}$ 였으며 이 차이는 99%의 신뢰구간에서 통계학적 유의차가 없는 것으로 나타났다 (표 3, 4).

표 3. Caliper를 이용하여 얻은 실측치와 3 차원 방사선 규격사진으로 부터 얻은 측정치간의 차이

Marker	Direct		3-Dimensional Cephalometrics									
	Measuremet		-20°		-10°		0°		$+10^\circ$		$+20^\circ$	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
1-2	47.90	0.03	47.95	0.05	47.95	0.05	48.20	0.06	48.20	0.04	48.03	0.06
1-3	70.15	0.03	70.42	0.07	70.42	0.07	70.56	0.07	70.29	0.07	70.39	0.06
1-4	73.89	0.04	73.79	0.07	73.79	0.07	73.73	0.06	73.69	0.06	73.77	0.08
1-7	117.01	0.03	116.95	0.06	116.95	0.06	116.87	0.08	116.84	0.06	117.05	0.04
2-4	75.49	0.04	75.72	0.05	75.72	0.05	75.87	0.07	75.80	0.08	75.86	0.08
3-4	55.57	0.03	55.34	0.06	55.34	0.06	55.60	0.06	55.49	0.07	55.62	0.06
3-6	54.30	0.04	54.49	0.07	54.49	0.07	54.68	0.05	54.51	0.07	54.64	0.07
3-7	69.15	0.02	69.41	0.06	69.41	0.06	69.21	0.06	69.16	0.07	69.24	0.03
4-5	15.23	0.03	15.19	0.06	15.19	0.06	15.07	0.06	15.13	0.07	15.20	0.06
5-6	15.31	0.04	15.35	0.06	15.35	0.06	15.31	0.07	15.27	0.06	15.54	0.06
6-7	64.11	0.03	64.06	0.07	64.06	0.07	64.06	0.07	64.04	0.07	64.04	0.08
6-8	72.80	0.03	73.20	0.07	73.20	0.07	73.21	0.09	73.27	0.06	73.11	0.07
7-8	42.65	0.03	43.06	0.05	43.06	0.05	42.80	0.06	42.92	0.06	42.76	0.08
Total	59.21	0.03	59.31	0.06	59.31	0.06	59.33	0.07	59.29	0.06	59.34	0.06

표 4. Caliper를 이용하여 얻은 실측치와 3 차원 방사선 규격사진으로부터 얻은 측정치간의 차이

Marker	-20°		-10°		0°		10°		$+20^\circ$	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
1-2	0.06	0.05	0.11	0.07	0.31	0.07	0.30	0.06	0.15	0.06
1-3	0.27	0.08	0.38	0.06	0.41	0.09	.14	0.09	0.24	0.06
1-4	0.11	0.08	0.22	0.09	0.16	0.08	0.20	0.08	0.12	0.10
1-7	0.06	0.06	0.11	0.06	0.14	0.06	0.17	0.08	0.05	0.03
2-4	0.23	0.05	0.29	0.09	0.38	0.08	0.31	0.07	0.37	0.10
3-4	0.23	0.05	0.10	0.05	0.06	0.04	0.08	0.08	0.07	0.06
3-6	0.20	0.08	0.18	0.08	0.39	0.06	0.21	0.09	0.34	0.07
3-7	0.26	0.07	0.24	0.07	0.07	0.04	0.07	0.03	0.09	0.04
4-5	0.05	0.03	0.07	0.05	0.16	0.07	0.10	0.07	0.05	0.06
5-6	0.07	0.05	0.05	0.05	0.06	0.07	0.06	0.05	0.24	0.07
6-7	0.08	0.05	0.07	0.06	0.08	0.06	0.08	0.05	0.08	0.06
6-8	0.40	0.04	0.47	0.06	0.41	0.09	0.47	0.07	0.31	0.07
7-8	0.41	0.06	0.32	0.06	0.16	0.07	0.27	0.06	0.12	0.08
Total	0.18	0.13	0.21	0.14	0.21	0.15	0.18	0.13	0.17	0.13

All are not significant at $\alpha=0.01$

학술

2. 피검자의 두부방사선 규격사진에서의 검증

두부위치를 달리하여 촬영한 각 2장씩의 정모, 측모 두부 방사선 규격사진으로부터 얻은 3 차원 두부방사선 규격사진에서 각 조합간의 계측치는 99%의 신뢰구간에서 통계적인 유의차가 없었다 (표 5, 6).

IV. 총괄 및 고안

3차원 두부방사선 규격사진을 구현하는데 있어 가장 큰 두 가지 문제점인 두부위치의 보정과 계측점의 위치 선정의 어려움을 해소하기 위하여 컴퓨터를 응용하여 보정을 시도하

표 5. 정모, 측모 두부방사선 규격사진의 조합으로부터 얻은 계측치

계측점	X-ray 조합				Mean	S.D.
	A	B	C	D		
Na-S	69.29	69.51	69.34	69.56	69.43	0.12
Na-Me	133.81	134.19	133.99	134.16	134.04	0.11
Right Co-A	107.85	108.15	108.21	107.99	108.05	0.11
Left Co-A	106.45	106.67	106.54	106.55	106.55	0.07
Right Co-Po	139.45	139.49	139.65	139.65	139.56	0.09
Left Co-Po	138.75	138.99	138.83	139.19	138.94	0.18
Right Go-Me	94.51	94.82	94.94	94.57	94.71	0.19
Left Go-Me	87.81	88.28	88.12	87.94	88.04	0.17
Right Go-Left Go	99.66	99.84	99.69	99.81	99.75	0.08
Right Co-Right Go	67.28	67.46	67.77	67.66	67.54	0.16
Left Co-Right Go	67.71	67.80	67.91	68.00	67.86	0.10
Left Co-Right Co	117.51	117.80	117.59	117.73	117.66	0.11

표 6. 정모, 측모 두부방사선 규격사진의 조합으로부터 얻은 계측치 간의 차이

계측점	A-B	A-C	A-D	B-C	B-D	C-D
Na-S	0.22	0.05	0.27	0.17	0.05	0.22
Na-Me	0.38	0.18	0.35	0.20	0.03	0.17
Right Co-A	0.30	0.36	0.14	0.05	0.17	0.22
Left Co-A	0.22	0.09	0.10	0.13	0.12	0.01
Right Co-Po	0.04	0.20	0.20	0.16	0.16	0.00
Left Co-Po	0.24	0.08	0.44	0.16	0.20	0.36
Right Go-Me	0.31	0.43	0.06	0.12	0.25	0.37
Left Go-Me	0.47	0.31	0.13	0.17	0.34	0.18
Right Go-Left Go	0.18	0.03	0.15	0.15	0.03	0.12
Right Co-Right Go	0.18	0.49	0.38	0.31	0.20	0.11
Left Co-Right Go	0.09	0.20	0.29	0.11	0.20	0.08
Left Co-Right Co	0.29	0.08	0.22	0.21	0.07	0.14
Mean	0.24	0.21	0.23	0.16	0.15	0.17
S.D.	0.12	0.16	0.12	0.06	0.10	0.12

All are not significant at $\alpha = 0.01$

였고 이의 검증을 위한 실험을 시행하였다.

모형상에서 검증한 실험에서 정확도는 이전의 연구와 비슷한 결과를 보였으며^{12,13,15)} 각도를 달리하여 촬영한 측정치들 간의 통계적 유의차가 없음을 볼 수 있었다. 또한 각 metal marker의 입력시에 estimation line이 정확하게 다른 필름상의 metal marker를 지남을 볼 수 있었다. 이는 본 방법이 각 촬영간의 객체의 위치 차이를 정확히 보정할 수 있다는 것과 estimation line이 동일한 계측점의 위치선정에 도움을 준다는 것을 보여주고 있다.

임상적인 응용시 정확성을 평가하기 위한 실험에서 두부 위치의 차이가 있는 4쌍의 각 필름으로부터 얻은 측정치간에 통계적인 유의차가 없음을 볼 수 있었다. 이는 임상적인 응용시에도 각 조합에서 두부위치의 보정과 함께 동일한 계측점의 위치 선정이 정확하게 됐음을 나타낸다고 할 수 있다.

두개골상에서의 계측점의 정의가 최전방이나 최후방 또는 최상방, 최하방 같은 모호한 용어를 쓰고 곡면상에 위치하므로 위치 선정시 오차가 크게 나타날 수 있는데 이런 오차를 줄이기 위해서 정모, 측모 두부방사선 규격사진 중 계측점이 더 명확히 보이는 상에서 계측점을 입력시키고 다른 상에서는 estimation line과 구조물이 만나는 점을 입력하면 더욱 정확하게 계측점의 위치를 얻을 수 있을 것이다.

정모 두부방사선 규격사진의 촬영시 두부의 위치에 따라 해부학적 구조물들이 중첩되어 계측점의 위치 선정에 어려움이 생길 수 있는데 estimation line의 사용과 함께 촬영시 작은 오차가 발생하도록 주의를 기울인다면 이는 극복될 수 있을 것이다. 임상적으로 X축을 중심으로 $\pm 10^\circ$ 이상의 회전은 명백히 감지해낼 수 있으므로 이 범위내에서는 각 계측점의 위치 선정에 문제가 발생하지 않을 것이다. 실제 환자의 촬영시 다른 고려사항으로 FH plane이 상하로 회전하는 것 외에 환자의 두부위치가 좌우나 다른 방향으로 회전하는 경우도 있겠으나 cephalostat 때문에 무시할 수 있는 정도라고 보고되어 있다¹⁴⁾.

동일한 계측점 위치선정의 어려움을 해결하기 위해 metallic implant를 사용한 시도도 있었지만^{16,17)} 일상적으로 이를 적용할 수는 없을 것이다. 그러므로 본 연구에서 응용한 estimation line은 이러한 문제를 극복하기에 적절한 방법으로 여겨진다. 또한 정모, 측모 두부방사선 규격사진을 동시에 촬영하지 못해 발생하는 두부위치의 차이를 컴퓨터를

이용하여 보정할 수 있었다. 비록 3 차원 전산화단층촬영 같은 새로운 방법이 소개되기는 하였지만 기존의 두부방사선 규격사진의 경제성이나 간편성을 생각한다면 당분간은 두개 안면부의 연구나, 임상적인 분야에서 중요한 도구로 남을 것이다. 3 차원 전산화단층촬영 같이 실제 두개골을 보는 듯한 상을 구성할 수 없고 단순한 wire-frame 형태만을 얻지만 상대적인 장점들을 생각한다면 보다 광범위하게 사용될 수 있을 것이라 생각된다. 여기에 소개한 biplanar stereoradiography는 평면적인 두부 방사선사진의 한계를 보완하였다. 앞으로는 이를 이용하여 surgical simulation을 할 수 있도록 하고 얻어지는 상이 좀더 사실적으로 표현 될 수 있도록 연구가 진행되어야 하겠다.

V. 결론

본 연구는 3 차원두부방사선 규격사진을 획득하는데 있어 가장 큰 문제점이었던 두부위치의 보정방법과 동일한 계측점의 위치선정방법을 소개하고 이의 검증을 수행한 결과 본 방법의 적용시에 한 개의 관구를 가지는 기존의 두부 방사선사진 기계를 사용하여 3 차원두부방사선 규격사진을 취득하여 임상적으로 적용하기에 충분한 결과를 얻을 수 있었다.

참고 문헌

1. Tsao DH, Kazanogu A, McCasland JP. Measurability of radiographic images. *Am J Orthod* 1983;84:212-16
2. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod* 1986;8:141-8
3. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on angular measurements in cephalometry. *Eur J Orthod* 1988;10:353-61
4. Broadbent BH Sr, Broadbent BH Jr, Golden WH. *Bolton Standards of Dentofacial Developmental Growth*. St. Louis: The CV Mosby Company. 1975
5. Wylie WH, Elasser WA. Understated vertical projections of the head from lateral and posteroanterior roentgenograms. *Am J Roentgenol*. 1948;60:414
6. Vogel CJ. Correction of frontal dimensions from head x-rays. *Angle Orthod* 1967;37:1-8
7. Clifton T Forsberg. Diagnosis and treatment planning of skeletal asymmetry with the submental vertical radiograph. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1984; 224-237

8. Grayson BH, McCarthy JG, Bookstein F. Analysis of craniofacial asymmetry by multiplane cephalometry. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1983;84:217-24
9. Barry H Grayson, Frank A LaBatto, Allan B Kolber, Joseph G McCarthy. Basilar multiplane cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1985;88:503-516
10. JP Moss, SR Grindrod, AD Linney, SR Arridge D James. A computer system for the interactive planning and prediction of maxillofacial surgery. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;94:469-75
11. Robert AW Fuhrmann. Treatment prediction with three dimensional computer tomographic skull models. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:156-60
12. Grayson B, Cutting C, Bookstein F, Kim H, McCarthy J. The three dimensional cephalogram: Theory, technique, and clinical application. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;94:327-37
13. Marie C Trocme, A Howard Sather, Kai Nan An. A biplanar cephalometric stereoradiography technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:168-75
14. Mel L Kantor. Subtraction radiography to assess reproducibility of patient positioning in cephalometrics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;104:350-4
15. Tasman Brown, Amanda H Abbott. Computer assisted location of reference points in three dimension for radiographic cephalometry. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;95:490-8
16. Rune B, Sarn KV, Selvik G, Jacobsson S. Roentgen stereometry with the aid of metallic implants in hemifacial microsomia. *Am J Orthod* 1983;84:231-247
17. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry for analysis of cranial growth. *Am J Orthod* 1986;89:315-325