

방사선상 enhancement 정도에 따른 측모두부방사선규격사진 계측점 설정의 재현도

유 황 석¹⁾ · 황 현 식²⁾

본 연구는 측모두부방사선규격사진의 디지털 영상을 enhancement하였을 때 계측점 설정의 재현도를 비교 평가하여 두부방사선사진 계측점 설정에 도움이 되고자 시행되었다.

10명의 측모두부방사선규격사진을 촬영하여 컴퓨터에 입력하고 Quick Ceph Image Pro™에서 gray-scale equalization number를 50으로, detail enhancement number를 50으로 설정하여 방사선상을 4단계까지 enhancement하였다. 5명의 조사자가 모니터 상에서 32개의 계측점을 설정하고 방사선상의 각 enhancement 단계에서 각 계측점에 대해 5명의 조사자가 설정한 점과 이 점들의 중심점간의 거리인 편위량으로 조사자간 계측점 설정의 재현도를 비교 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Enhancement를 하지 않은 방사선상에서 조사자간 재현도는 계측점에 따라 다양하게 나타났다.
2. 방사선상 enhancement에 따른 계측점의 편위량을 비교한 결과, 5개의 계측점에서 방사선상의 enhancement 단계간에 조사자간 계측점 설정의 재현도가 통계적으로 유의한 차이를 보였다.
3. 계측점 pterygomaxillary fissure는 enhancement 단계 1과 2의 방사선상에서, 계측점 posterior nasal spine은 enhancement 단계 1의 방사선상에서, 계측점 menton은 enhancement 단계 2, 3과 4의 방사선상에서 조사자간 계측점 설정의 재현도가 enhancement하지 않은 영상에 비하여 높게 나타났다.

이상의 결과로 모니터 상에서 측모두부방사선규격사진의 계측점 설정시 디지털 방사선상의 enhancement를 통하여 일부 계측점에서 재현도를 증가시킬 수 있음을 알 수 있었다.

(주요 단어 : 측모두부방사선규격사진의 계측점 설정, 재현도, 인헨스먼트)

I. 서 론

1931년 Broadbent¹⁾에 의해 두부방사선규격사진이 치과 교정학 영역에 도입된 이후, 이는 교정 치료를 위한 진단과 치료계획 수립에 있어서 중요한 수단으로 이용되어 왔다. 두부방사선규격사진 이용시 계측

점의 설정은 가장 기본적인 과정으로 계측점 설정의 재현도는 두부방사선규격사진 계측치의 신뢰도와 직결된다.

1980년대 이후 두부방사선규격사진에 디지털 영상 기술의 응용은 큰 발전을 이루었고 이의 평가에 대한 많은 연구가 진행되어 왔다. Jackson 등²⁾은 모니터 상에서 설정한 계측점이 방사선사진 상에서 설정한 것에 비견할 만하다고 하였으며 Geelen 등³⁾은 기존의 방사선 사진과 디지털 출력사진, 모니터 영상을 비교하여 모니터 상에서 시행한 계측점 설정의 재현도가 앞의 두 방법에서보다 약간 떨어지지만 임상적으로 유의한 정도는 아니라고 하였다. 그러나, Macri와

¹⁾ 전남대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생.

²⁾ 전남대학교 치의학 연구소, 치과대학 교정학교실, 교수.

교신저자 : 황현식

광주광역시 동구 학동 8번지

전남대학교 병원 치과교정과 / 062-220-5486

hhwang@chonnam.ac.kr

Wenzel⁴⁾은 흑백비디오카메라로 얻은 모니터 상의 디지털 영상에서 설정한 계측점의 신뢰도가 기존의 방사선사진에서보다 떨어진다고 하였다.

최근 Quick Ceph Image ProTM(Quick Ceph Systems, USA ; 이하 QCI Pro⁵⁾)와 같은 두부방사선규격사진 분석프로그램이 대중화되었고 편리함의 이유로 모니터 상에 방사선상을 띄워 계측점을 설정하는 것이 보편화되고 있다. 이에 모니터 상에서 계측점 설정 오차를 줄이는 방법이 중요한 과제가 되어 두부방사선규격사진의 계측점 설정에 도움이 되도록 디지털 방사선상의 질을 높이는 방법으로 Jäger 등⁶⁾, Döler 등⁷⁾과 Eppley와 Sadove⁸⁾는 다양한 enhancement 방법을 소개하였다. 이들은 histogram equalization, spatial filtering, noise smoothing 등의 기술로 디지털 방사선상을 enhancement하여 해부학적 구조의 윤곽이 더욱 뚜렷해짐을 보여주었다. 그러나 이러한 디지털 방사선상 enhancement시 계측점 설정의 재현도 증가양상에 대해서는 규명된 바 없어, 본 연구는 방사선상 enhancement 기능을 가지고 있는 QCI Pro를 이용해 방사선상을 4단계로 enhancement하고 각 계측점 설정의 재현도를 비교 평가하여 두부방사선사진의 계측점 설정에 도움이 되고자 시행되었다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

교정치료 경험이 없는 정상교합자 10명(남자 5명, 여자 5명)에게 입술을 가볍게 다물도록 지시하고 중심교합위 상태에서 두부방사선규격사진 촬영장치(Veraview, Morita Co., Japan)를 사용하여 촬영한 측모두부방사선사진을 본 연구재료로 이용하였다. 촬영 조건은 8 mA, 70 KVp, TFD 5 feet, 노출시간은 1.2-1.7 초로 하였으며 증감지가 들어있는 카세트와 8×10 인치 필름(Kodak Co., U.S.A.)을 사용하였다. 촬영한 필름은 자동현상기(Kodak Co., U.S.A.)로 현상하였다.

2. 연구방법

가. 계측점 작성 및 QCI Pro의 초기설정

방사선상의 enhancement에 따른 재현도를 비교 평가하기 위하여 Figure 1과 같이 32개의 측모두부방사선규격사진 계측점을 설정하였다 (Table 1). QCI Pro

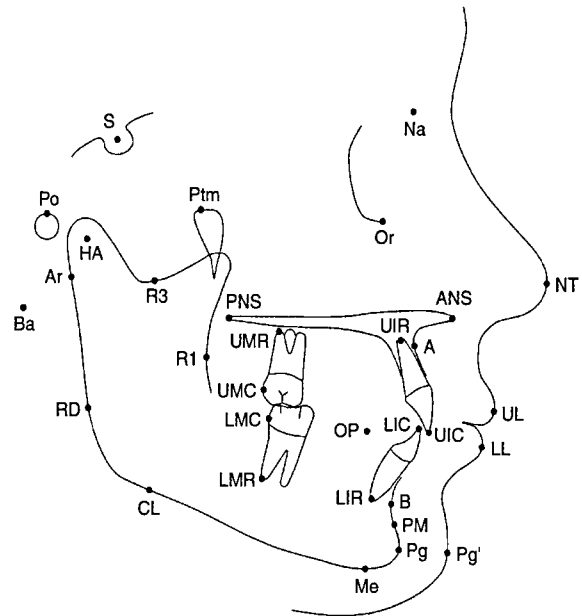


Fig. 1. The location of 32 lateral cephalometric landmarks.

의 방사선상 enhancement 선택사항에서 gray-scale equalization number를 50으로 detail enhancement number를 50으로 설정하였다.

나. 방사선사진 입력과 방사선상 enhancement

두부방사선사진을 Figure 2 A-C처럼 “light”, “middle”, “dark”의 3단계 밝기로 스캔한 후 각 해부학적 부위를 인지하기에 적당한 밝기의 이미지로 디지털 방사선상을 Figure 2 D와 같이 조합하여 JPEG 그림 파일로 저장하고 QCI Pro를 이용하여 Figure 3처럼 디지털 방사선상을 4단계까지 enhancement하여 각 단계별로 저장하였다. 단계당 gray-scale equalization number를 50으로, detail enhancement number를 50으로 설정하여 enhancement하였다.

다. 모니터 상에서 계측점 설정

5명의 조사자가 32개의 계측점의 정의에 대해 숙지한 후, 모니터 상에서 마우스를 이용하여 계측점을 표시하였다. 순서에 의한 영향을 줄이기 위해 조사자간에 방사선상의 순서를 달리하여 계측점을 설정하였다. 조사자는 모두 두부방사선규격사진에 대하여 사전에 동일한 교육을 받았고 100장 이상의 방사선사진을 같은 기준으로 분석한 경험이 있는 자로 하였다

Table 1. The definition of 32 lateral cephalometric landmarks.

<i>Landmarks</i>	<i>Definition</i>
<i>Skeletal landmarks</i>	
S (Sella)	Center of sella turcica
Po (Porion)	Most superior point of external auditory meatus
Ba (Basion)	Most inferior point of the occipital bone
HA (Hinge axis)	Center of rotation of the condyle
Ptm	Eleven o'clock position of the pterygomaxillary fissure
Na (Nasion)	"V" notch of frontal and nasal bone
Or (Orbitale)	Most inferior point of the orbital contour
ANS	Tip of the anterior nasal spine
PNS	Tip of the posterior nasal spine
A (Point A)	Deepest point between ANS and the incisal alveolus
B (Point B)	Deepest point between pogonion and the lower incisal alveolus
PM	Point where curvature changes between point B and pogonion
Pg (Pogonion)	Most anterior point of the symphysis
Me (Menton)	Most inferior point on the symphyseal outline
CL (Corpus left)	Left point of a tangent of the inferior border of the corpus
RD (Ramus down)	Lower point of a tangent of the posterior border of the ramus
R3	Most inferior point of the sigmoid notch of the ramus
R1	Deepest point on the curve of the anterior border of the ramus
Ar (Articulare)	Intersect of inferior cranial base and posterior surface of condyle
<i>Dental landmarks</i>	
UIC	Tip of the crown of the upper incisor
UIR	Tip of the root of the upper incisor
LIC	Tip of the crown of the lower incisor
LIR	Tip of the root of the lower incisor
OP	Midpoint between upper and lower 1st bicuspids or incisors
UMC	Distal contact point of maxillary first molar 2mm above occlusal plane
UMR	Distal buccal root of maxillary first molar
LMC	Distal contact point of mandibular first molar 2mm below occlusal plane
UMR	Distal root of mandibular first molar
<i>Soft tissue landmarks</i>	
NT	Most anterior point of nose tip
UL	Most anterior point of upper lip
LL	Most anterior point of lower lip
Pg'	Most anterior point of soft tissue chin

라. 재현도 평가

각 계측점에 대해 5명의 조사자가 설정한 각 점과 이 점들의 중심점간의 거리인 편위량(deviation)으로 계측점 설정의 재현도를 정의하고 enhancement 전 상태를 포함하여 방사선상의 각 enhancement 단계에서 각 계측점에 대해 편위량을 구한 후 서로를 비교

평가하였다. 방사선상의 enhancement 단계간 재현도 평가를 위하여 각 계측점에 대하여 ANOVA 분석을 시행하고 방사선상의 enhancement 단계간 유의한 차이를 보이는 계측점에 대하여 Duncan 방법으로 사후 분석을 시행하였다.

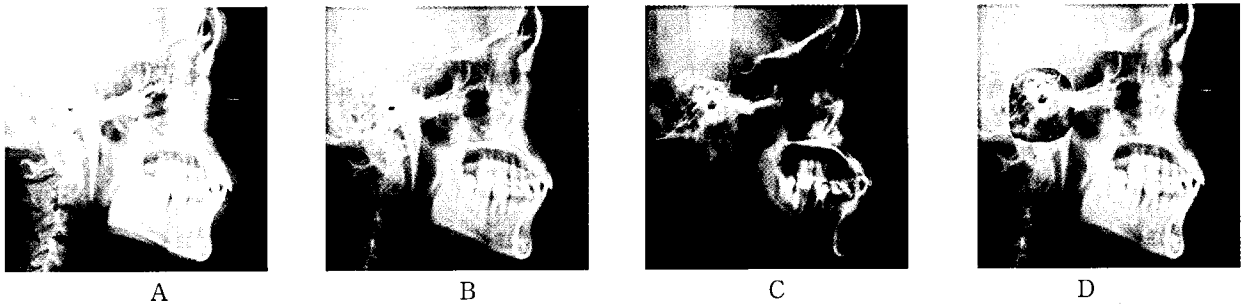


Fig. 2. The composing process of radiographic image.
A, Light image ; B, middle image ; C, dark image ; D, composed image.

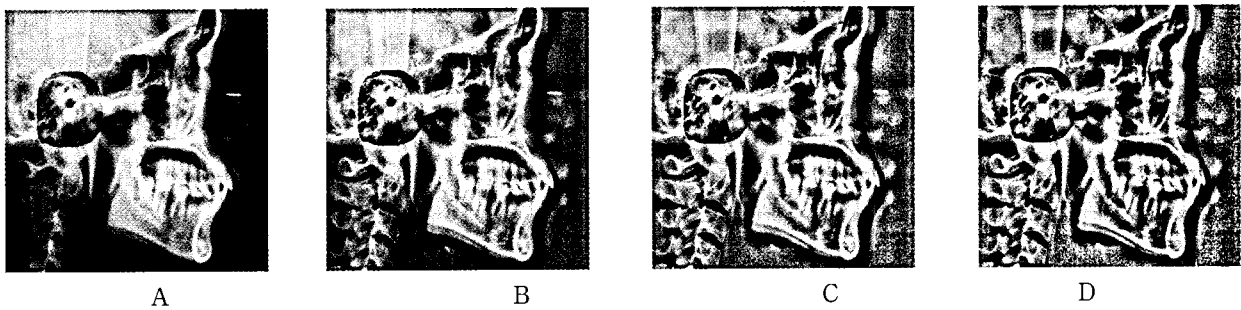


Fig. 3. The enhancing process of radiographic image by QCI Pro.
A, Enhancement grade 1 ; B, enhancement grade 2 ; C, enhancement grade 3 ; D, enhancement grade 4.

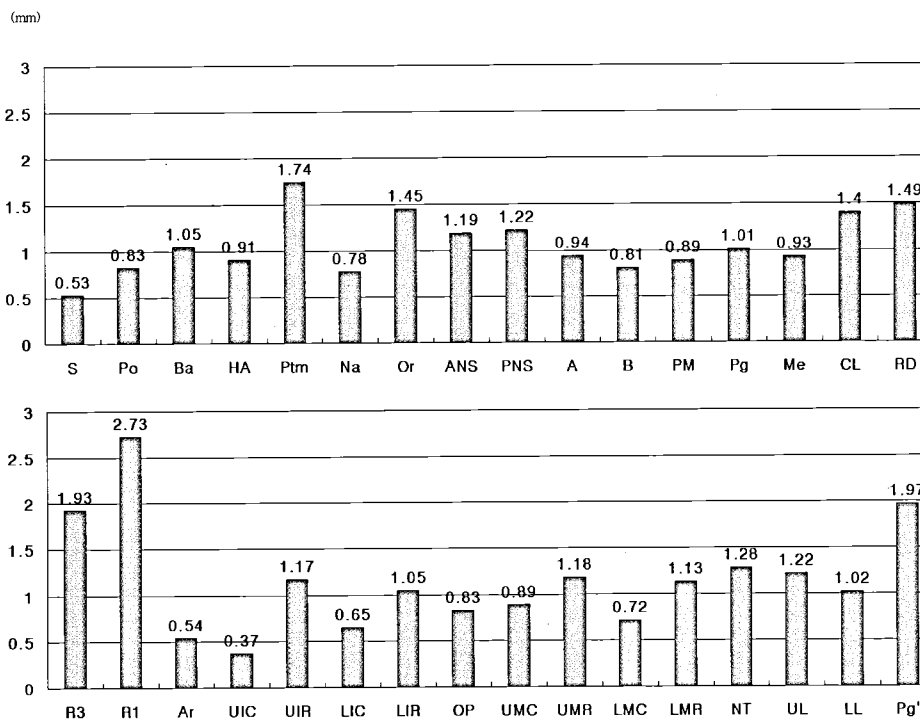


Fig. 4. Deviations from the mean at unenhanced radiographic image for each landmark (in millimeters, n=50).

Table 2. Comparison of reproducibility according to the degree of radiographic image enhancement for each landmark (in millimeters, n=50)

Landmark	Enhancement grade 0		Enhancement grade 1		Enhancement grade 2		Enhancement grade 3		Enhancement grade 4		p value
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
S	0.53	0.29	0.40	0.25	0.49	0.27	0.51	0.24	0.49	0.25	NS
Po	0.83	0.52	0.68	0.47	0.76	0.48	0.72	0.47	0.71	0.38	NS
Ba	1.05	1.26	0.92	0.79	1.15	1.01	1.22	1.15	1.16	1.28	NS
HA	0.91	0.64	0.89	0.54	0.76	0.42	0.92	0.54	0.86	0.51	NS
Ptm	1.74	1.23	1.16	0.84	1.21	0.75	1.40	1.00	1.53	1.01	0.022 *
Na	0.78	0.43	0.87	0.67	0.79	0.52	0.81	0.57	0.83	0.80	NS
Or	1.45	0.81	1.23	0.78	1.32	0.88	1.50	1.05	1.25	0.59	NS
ANS	1.19	0.71	1.05	0.71	1.13	0.64	0.99	0.58	1.03	0.57	NS
PNS	1.22	0.91	0.84	0.45	1.01	0.61	1.13	0.75	0.93	0.56	0.041 *
A	0.94	0.45	0.87	0.50	0.83	0.51	0.81	0.45	0.83	0.51	NS
B	0.81	0.47	0.79	0.55	0.71	0.43	0.74	0.56	0.73	0.46	NS
PM	0.89	0.57	0.79	0.49	0.75	0.45	0.82	0.51	0.76	0.49	NS
Pg	1.01	0.58	0.98	0.60	0.88	0.59	0.78	0.44	0.98	0.52	NS
Me	0.93	0.58	0.76	0.53	0.65	0.46	0.64	0.55	0.71	0.49	0.040 *
CL	1.40	0.96	0.97	0.50	1.25	0.78	1.35	1.04	1.35	0.87	NS
RD	1.49	1.22	1.20	0.76	1.69	1.04	1.61	1.24	1.90	1.33	0.034 *
R3	1.93	1.26	1.71	1.27	1.59	0.89	1.84	1.25	1.67	0.96	NS
R1	2.73	1.73	2.41	1.45	2.30	1.58	2.46	1.47	2.30	1.47	NS
Ar	0.54	0.31	0.50	0.25	0.55	0.34	0.60	0.34	0.52	0.32	NS
UIC	0.37	0.19	0.33	0.19	0.40	0.23	0.44	0.25	0.43	0.22	NS
UIR	1.17	0.71	1.14	0.72	1.11	0.54	1.17	0.65	1.03	0.53	NS
LIC	0.65	0.38	0.57	0.32	0.63	0.33	0.57	0.29	0.58	0.34	NS
LIR	1.05	0.71	0.87	0.50	1.05	0.67	0.91	0.64	0.97	0.63	NS
OP	0.83	0.61	0.88	0.76	0.76	0.73	0.73	0.53	0.65	0.33	NS
UMC	0.89	0.61	0.74	0.44	0.75	0.44	0.69	0.30	0.73	0.41	NS
UMR	1.18	0.64	1.30	0.64	1.10	0.66	1.17	0.75	1.12	0.12	NS
LMC	0.72	0.43	0.62	0.38	0.57	0.25	0.61	0.36	0.65	0.40	NS
LMR	1.13	0.64	1.14	0.74	1.13	0.64	1.08	0.65	1.21	0.71	NS
NT	1.28	1.67	1.01	0.54	1.33	0.86	1.48	1.03	1.78	1.33	0.001 *
UL	1.22	0.77	1.10	0.58	1.24	0.64	1.14	0.71	1.20	0.55	NS
LL	1.02	0.69	1.14	0.63	1.13	0.63	1.31	0.73	1.20	0.87	NS
Pg'	1.97	1.81	1.84	1.44	2.30	1.60	1.52	1.12	2.02	1.47	NS

\bar{x} , Mean ; SD, standard deviation ; *, $p < 0.05$.

III. 연구 성적

1. Enhancement 시행 전 방사선상에서 계측점 설정의 편위량 평가

Enhancement 시행 전 방사선상에서 각 계측점에 대해 편위량을 측정하여 조사자간 재현도를 알아본 결과, 계측점에 따라 재현도는 다양하게 나타났다. 계

측점 UIC는 편위량 평균이 0.37 mm로 가장 높은 재현도를, 계측점 R1은 편위량 평균이 2.73 mm로 가장 낮은 재현도를 나타냈다 (Figure 4).

2. 방사선상 enhancement에 따른 계측점 설정의 편위량 비교

방사선상의 enhancement 단계간 재현도 비교를 위하여 각 계측점에서 편위량 평균에 대하여 ANOVA

Table 3. Post-hoc comparison of reproducibility by Duncan's method according to the degree of radiographic image enhancement for the landmarks showing significantly different reproducibility (in millimeters, n=50)

Landmark	Enhancement grade $\bar{x} \pm SD$					p value
	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 0	
Ptm	1.16 ± 0.84	1.21 ± 0.75	1.40 ± 1.00	1.53 ± 1.01	1.74 ± 1.23	0.022
PNS	0.84 ± 0.45	0.93 ± 0.56	1.01 ± 0.61	1.13 ± 0.75	1.22 ± 0.91	0.041
Me	0.64 ± 0.55	0.65 ± 0.46	0.71 ± 0.49	0.76 ± 0.53	0.93 ± 0.58	0.040
RD	1.20 ± 0.76	1.49 ± 1.22	1.61 ± 1.24	1.69 ± 1.04	1.90 ± 1.33	0.034
NT	1.01 ± 0.54	1.28 ± 1.67	1.33 ± 0.86	1.48 ± 1.03	1.78 ± 1.33	0.001

\bar{x} , Mean ; *SD*, standard deviation.

Groups connected by horizontal bars were not significantly different ($p < 0.05$).

분석을 시행한 결과, 32개의 계측점 중 5개의 계측점 (Ptm, PNS, Me, RD, NT)에서 방사선상의 enhancement 단계간에 조사자간 계측점 설정의 재현도가 통계적으로 유의한 차이를 보였다 (Table 2).

방사선상의 enhancement 단계간 유의한 차이를 보이는 5개의 계측점에 대하여 Duncan 방법으로 사후 분석을 시행한 결과, 계측점 Ptm은 enhancement 단계 1과 2의 방사선상에서, 계측점 PNS는 enhancement 단계 1의 방사선상에서, 계측점 Me은 enhancement 단계 2, 3과 4의 방사선상에서 조사자간 계측점 설정의 재현도가 enhancement하지 않은 영상에 비하여 높게 나타났다 (Table 3).

IV. 총괄 및 고찰

두부방사선규격사진은 교정치료의 진단과 치료계획 수립 과정에서 중요한 수단으로 이용되고 있다. 두부방사선규격사진 이용시 필요한 계측치의 신뢰도는 정확도와 재현도 측면에서 고려될 수 있는데⁹⁾ 이중 정확도는 측정이 어려운 반면 재현도는 측정이 용이하고 방사선사진을 이용한 치료 전후 비교 등의 임상 과정에서 그 중요성이 강조된다. 재현도는 반복 계측시 발생하는 오차로 평가할 수 있는데 이러한 계측치의 오차는 방사선상 획득, 계측점 설정, 계측 과정에서 발생한다. 이 중 계측점 설정, 즉 조사자의 계측점 인식 과정이 두부방사선규격사진 계측치의 재현도에

가장 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있다⁹⁻¹³. 이러한 계측점 설정시 방사선사진의 질이 향상될수록 재현도가 증가되는 것으로 이해되고 있어^{14,15} 본 연구에서는 객관적 신빙성이 높다고 인정되는 조사자간 재현도 평가를 이용하여 방사선상 enhancement의 효과를 평가하였다.

두부방사선규격사진 계측시 주로 3가지 방법이 이용될 수 있다. 가장 일반적인 방법은 방사선필름 위에 투사지를 올려놓고 투사도를 작성하여 계측점을 표시하고 계측점간의 길이와 각도를 측정하는 것이다. 두 번째 방법은 교정의사가 필름이나 방사선사진이 입력된 모니터 상에서 계측점을 설정하고 컴퓨터가 계측점간의 길이와 각도를 측정하는 것이다. 세 번째 방법은 디지털 방사선 영상이 컴퓨터에 입력되고 컴퓨터가 자동으로 계측점을 찾아 계측점간의 길이와 각도를 측정하는 것이다. 마지막 방법이 교정의사의 작업을 줄이는 데 큰 도움을 줄 수 있지만 아직 실용적인 단계에 이르려면 많은 연구와 개발이 필요하다¹⁶⁻¹⁸. 1980년대 이후 디지털라이저 등의 입력장치로 두부방사선규격사진 상의 계측점을 설정하고 계측점간의 길이와 각도를 측정해주는 컴퓨터 분석프로그램이 많이 개발되어 왔다. 두부방사선규격사진 분석프로그램을 이용하는 방법이 의사의 손으로 직접 분석하는 경우에 비하여 신뢰도가 유의할 만큼 높지 않다는 보고도 있지만¹⁹ 환자를 분석하고 임상적으로 이용하는 데 걸리는 시간을 단축할 수 있다는 장점이 있어서 이의 이용이 대중화되고 있는 추세이다.

최근 조작이 용이하고 환자의 방사선 노출을 줄이며 자료의 보관과 이용이 편리하다는 이유로 디지털 영상의 활용이 보편화되고 있다^{20,21}. 또한 integrated services digital networks(ISDN)와 같은 네트워크를 통하여 디지털 영상의 교환이 용이하게 되었으며^{22,23} 디지털 영상 활용시 enhancement와 같은 영상처리는 용도에 따라 영상을 변화시켜 주는 기술로 디지털 영상의 활용분야를 넓혀 주었다. Enhancement는 디지털 영상의 해석을 용이하게 해주는 과정으로 영상에 추가적인 정보를 제공한다기보다는 원래의 영상에서 도움이 안 되는 정보를 제거하는 과정이라 할 수 있다. 디지털 영상의 enhancement에는 다양한 알고리즘이 이용될 수 있는데, 픽셀의 밝기 수치를 수학적으로 조절하거나 밝기의 차이를 색상의 차이로 변환하는 알고리즘 등이 있으며 현재 의학, 자연과학, 공학, 인문학, 국방, 산업, 방송 등 다방면에서 이용되고 있다²⁴. 방사선사진에 이용시에는 부적당한 노출이나

blurring과 같은 원인에 의해 질이 안 좋은 영상을 enhancement하여 추가적인 노출을 막을 수 있는 장점이 있다²⁵. 본 연구에서 이용된 두부방사선규격사진 분석프로그램, QCI Pro는 픽셀의 밝기와 대조도를 부분적으로 조절하여 방사선상에서 경계를 뚜렷하게 만들어주는 enhancement 기능을 가지고 있어 이러한 영상처리가 계측점의 재현도에 영향을 주는지와 어느 계측점의 어떠한 enhancement 단계에서 재현도가 증가하는지를 알아보려고 본 연구를 시행하였다.

현재 두부방사선사진의 디지털 영상을 얻기 위해서는 phosphor plate technique, direct receptor technique, transparency scanner technique 세 가지 방법이 이용되고 있다^{8,26}. Phosphor plate technique에서는 방사선 광원으로 phosphor를 활성화시켜 잠상을 형성한 후, 레이저 스캐너를 이용하여 디지털 영상을 얻게 되며 direct receptor technique에서는 charge-coupled device(CCD)나 complementary metal oxide semiconductor(CMOS)와 같은 광센서가 방사선 광량을 직접 인지하여 디지털 영상을 얻게 된다. 반면 transparency receptor technique의 경우 transparency receptor가 설치된 스캐너 위에 기존의 방사선 필름을 놓고 스캔하여 디지털 영상을 얻게 된다. 많은 교정의사들이 기존의 방사선필름을 이용할 수 있으며 사용이 간단하고 비용이 저렴한 장점을 지닌 마지막 방법을 선호하고 있어²⁶ 본 연구에서도 기존의 방사선필름을 스캔하여 얻은 디지털 방사선상을 이용하였다.

방사선필름 스캔시 본 연구에서는 3단계 밝기로 스캔하여 각 해부학적 부위를 인지하기에 적당한 밝기의 이미지로 디지털 방사선상을 조합하였다. Computed tomography(CT)나 magnetic resonance imaging(MRI)와 같은 의학용 디지털 영상은 오래 전부터 픽셀당 12비트의 밝기 정보를 갖도록 mapping된 후 경조직과 연조직을 분석할 수 있도록 이용되어져 왔다. 파노라마 방사선사진처럼 경조직 분석에 이용되는 방사선상은 픽셀당 8비트의 밝기 정보로 충분하나 측모두부방사선규격사진처럼 경조직 분석뿐만 아니라 연조직 분석에도 이용되는 방사선상은 픽셀당 12비트의 밝기 정보가 필요하다. 그러나, 현재 이용되고 있는 모니터는 픽셀당 8비트 이상의 밝기 정보를 보여줄 수 없으므로 12비트의 밝기 정보를 가지고 있는 측모두부방사선규격사진 디지털영상을 모니터로 보여주기 위해서는 해부학적 부위에 따라 보여줄 밝기 정보의 범위, 즉 window를 조절하는 것이 필요하다^{2,26}. 이러한 모니터의 한계를 극복하기 위하여 QCI

Pro는 연조직 부분은 밝게 스캔한 영상을, 계측점 Po, Ba과 하악과두 부위는 어둡게 스캔한 영상을 이용할 것을 추천하고 있어⁵⁾ 본 연구에서도 같은 방법을 이용하였다.

방사선상의 enhancement는 사용되는 소프트웨어에 따라 다른 방법으로 시행되고 있는데 QCI Pro는 gray-scale equalization number와 detail enhancement number를 설정할 수 있도록 되어 있다. 본 연구에서 QCI Pro를 이용하여 enhancement를 시행해본 결과, gray-scale equalization number는 방사선상에서 픽셀의 밝기 분포도에서 많은 픽셀이 분포하는 밝기수준의 window를 확대하고 적은 픽셀이 분포하는 밝기수준의 window를 축소하는 기능을 조절하는 수치이고, detail enhancement number는 방사선상에서 밝기 차이가 낮아 경계가 분명하지 않은 부위의 대조도를 높이는 기능을 조절하는 수치임을 알 수 있었다. 각 수치는 0에서 100까지 임의로 설정 가능하여서 본 연구에서는 두 수치 모두 50으로 설정하여 enhancement를 시행하였다. 또한 이와 같이 enhancement를 4회 시행한 후에는 상의 변화가 미미하여서 본 연구에서는 4단계까지만 enhancement를 시행하고 각 단계간 계측점 설정의 재현도를 비교하였다.

본 연구에서 enhancement 시행 전 방사선상에서 각 계측점에 대해 편위량을 측정하여 조사자간 재현도를 알아본 결과, 계측점 부근의 방사선상의 복잡성에 따라 계측점간에 재현도는 큰 차이를 보였고 그 대조 경향은 선학들의 연구결과^{3,4,10,27)}와 비슷하였다. Macri와 Wenzel⁴⁾의 연구에서 높은 재현도를 보인 계측점은 S(0.46), Ar(0.66), UIC(0.43), LIC(0.57) 등이었고 낮은 재현도를 보인 계측점은 CL(1.52), RD(2.19), UIR(1.26), LIR(1.24) 등이었으며, Geelen 등³⁾의 연구에서 높은 재현도를 보인 계측점은 S(0.51), Ar(0.53), UIC(0.36), LIC(0.32) 등이었고 낮은 재현도를 보인 계측점은 Or(2.08), CL(1.57) UIR(1.30), LIR(1.52) 등이어서 본 연구에서 나타난 재현도와 경향이 유사함을 알 수 있었다.

계측점 UIC와 LIC는 절치 절단연으로 재현도가 높게 나타났는데 이중 계측점 UIC는 접촉하고 있는 구조물이 없어서 재현도가 더 높게 나타난 것으로 생각된다. 반면 계측점 R1과 R3는 상행지의 sigmoid notch와 전연에 위치하고 있으며 그 경계가 완만한 곡선을 이루고 있고 Frankfort horizontal plane을 이용할 수 없으며 좌우 두 개의 이미지가 보이거나 불명확한 방사선상이 많아 재현도가 낮게 나타난 것으로 생각

된다. 계측점 Pg'는 불명확한 경계를 가진 연조직 부위에 있으면서 다른 연조직 계측점 NT, UL과 LL에 비하여 완만한 곡선 상에 위치하여 어느 한 점을 선택하는데 어려움이 있어 재현도가 낮게 나타난 것으로 생각된다. 계측점 CL과 RD는 방사선상에서 뚜렷한 경계를 보이고 있지만 하악제 하연과 상행지 후연의 경계에 점점으로 인식될 수 있는 부위가 넓어 재현도가 낮게 나타난 것으로 생각된다.

본 연구에서 방사선상의 enhancement 단계간 계측점의 재현도를 비교한 결과, 32개의 계측점 중 5개의 계측점(Ptm, PNS, Me, RD, NT)에서 방사선상의 enhancement 단계간에 조사자간 계측점 설정의 재현도가 통계적으로 유의한 차이를 보여 방사선상 enhancement가 계측점 설정 재현도 향상에 효과가 있음을 알 수 있었다. 유의한 차이를 보인 5개의 계측점은 각각의 위치나 방사선상 형태가 다양하여 enhancement가 방사선상의 특정 부위나 형태에만 영향을 미치지 않는 것으로 생각된다.

계측점 설정 과정에서 재현도를 떨어뜨린 요인으로 조사자간 계측점의 정의와 위치에 대한 견해 차이를 생각해볼 수 있는데 이는 조사자의 경험과 훈련 정도에 많은 영향을 받을 것이다. 본 연구에서는 이와 같은 원인을 줄이기 위하여 모든 조사자를 두부방사선규격사진에 대하여 사전에 동일한 교육을 받았고 100장 이상의 방사선사진을 같은 기준으로 분석한 경험이 있는 자로 하였으나 어느 정도의 견해 차이는 존재하여 다소 결과에 영향을 주었을 것으로 생각한다. 한편, 계측점 A, B, Pg, Me, R3, R1 등은 특정 기준선에 근거하여 찾아야 하는데 모니터 상에서의 계측점 설정은 그러한 기준선을 이용할 수 없어서 역시 재현도 저하에 기여하였을 것으로 보인다. 이러한 조사자간 견해 차이와 모니터 상 계측점 설정의 한계가 방사선상 enhancement 단계간 재현도 비교에 있어서 계측점 설정의 장애요인으로 작용한 것을 고려하였을 때 QCI Pro의 enhancement 기능이 계측점 설정시 효과적임을 알 수 있었다.

본 연구에서 방사선상의 enhancement 단계간 유의한 차이를 보이는 5개의 계측점에 대하여 사후분석을 시행한 결과, 계측점 Ptm은 enhancement 단계 1과 2의 방사선상에서, 계측점 PNS는 enhancement 단계 1의 방사선상에서, 계측점 Me는 enhancement 단계 2, 3과 4의 방사선상에서 조사자간 계측점 설정의 재현도가 enhancement하지 않은 영상에 비하여 높게 나타났다. 이와 같은 결과로 계측점에 따라 재현도가

증가되는 방사선상 enhancement 단계가 다양함을 알 수 있었는데 이는 계측점에 따라 방사선상에서 주변의 해부학적인 특징이 다르고 enhancement에 의한 영향도 다르기 때문인 것으로 생각된다. 계측점 Ptm의 경우에는 일반적으로 pterygomaxillary fissure 상방 부위가 관골궁 등의 구조물과 겹쳐 있어 불명확하게 보였으나 enhancement 후 다른 구조물과의 구분이 더욱 뚜렷해져 재현도가 증가한 것으로 생각되며, 계측점 PNS의 경우에는 enhancement 전후 구개골 후연의 수직적 상하위치 판단에 큰 변화가 없었으나 enhancement 후에 구개골 후방과 연조직의 경계가 뚜렷해져 전후방적 위치의 재현도가 증가된 것으로 생각된다. 계측점 Me의 경우에는 하악 symphysis 하방에 하악체 하연이 추가로 보여 구분이 어려운 경우가 있었으나 두 단계 enhancement 후 symphysis 하연이 더욱 뚜렷해져 재현도가 증가한 것으로 생각된다.

이와 같이 QCI Pro의 enhancement 기능은 방사선상에서 혼동되는 구조물의 경계를 뚜렷하게 만들어 주어 계측점 설정시 흐린 방사선상에서 해부학적 구조물간의 경계를 제대로 파악하지 못하여 계측점을 잘못 표시할 수 있는 가능성을 줄여줄 것으로 사료된다. 그리고 두부방사선사진의 계측점 설정에 숙련되어 계측점을 잘못 표시할 가능성이 매우 낮은 경우라 할지라도 방사선상 enhancement는 경계가 뚜렷하지 않은 영상에서 계측점 주위를 자세히 관찰하기 위해 소요되는 노력과 시간을 절감시켜 줄 것으로 사료된다. 따라서 방사선상 enhancement에 따른 계측점 설정 소요시간을 비교 연구해보면 enhancement의 효과에 대해서 더 많은 것을 알 수 있었을 것으로 생각된다.

본 연구를 통하여 계측점에 따라 재현도가 증가되는 방사선상 enhancement 단계가 다양함을 알 수 있었는데 이를 고려시 계측점 설정 중 자유롭게 enhancement 단계를 조절할 수 있는 두부방사선사진 분석 프로그램이 필요함을 알 수 있었다. 또한 모니터 상에서의 계측점 설정시 특정 기준선을 이용하지 못하여 재현도가 저하되었을 가능성을 고려해볼 때 기준선을 이용할 수 있는 기능이 추가되면 계측점 설정에 많은 도움이 될 것으로 생각된다. 본 연구에서는 방사선상 enhancement에 따른 두부방사선사진 계측점의 조사자간 재현도를 비교하였으나 조사자내 재현도 연구도 필요할 것이며 또한 두부방사선사진 계측점 설정의 재현도를 더욱 증가시킬 수 있는 디지털 영상

처리방법에 대한 연구가 계속되어야 할 것으로 생각한다.

V. 결 론

10명의 측모두부방사선규격사진을 촬영하여 컴퓨터에 입력하고 QCI Pro에서 gray-scale equalization number를 50으로, detail enhancement number를 50으로 설정하여 방사선상을 4단계까지 enhancement 하였다. 5명의 조사자가 모니터 상에서 32개의 계측점을 설정하고 방사선상의 각 enhancement 단계에서 각 계측점에 대해 5명의 조사자가 설정한 점과 이 점들의 중심점간의 거리인 편위량으로 조사자간 계측점 설정의 재현도를 비교 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Enhancement를 하지 않은 방사선상에서 조사자간 재현도는 계측점에 따라 다양하게 나타났다.
2. 방사선상 enhancement에 따른 계측점의 편위량을 비교한 결과, 5개의 계측점에서 방사선상의 enhancement 단계간에 조사자간 계측점 설정의 재현도가 통계적으로 유의한 차이를 보였다.
3. 계측점 Ptm은 enhancement 단계 1과 2의 방사선상에서, 계측점 PNS는 enhancement 단계 1의 방사선상에서, 계측점 Me은 enhancement 단계 2, 3과 4의 방사선상에서 조사자간 계측점 설정의 재현도가 enhancement하지 않은 영상에 비하여 높게 나타났다.

이상의 결과로 모니터 상에서 측모두부방사선규격사진의 계측점 설정시 디지털 방사선상의 enhancement를 통하여 일부 계측점에서 재현도를 증가시킬 수 있음을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Broadbent BH. A new X-ray technique and its application to orthodontia. Angle Orthod 1931 : 1 : 45-66.
2. Jackson PH, Dickson GC, Birnie DJ. Digital image processing of cephalometric radiographs : a preliminary report. Br J Orthod 1985 : 12 : 122-32.
3. Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG. Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. Eur J Orthod 1998 : 20 : 331-40.
4. Macri V, Wenzel A. Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms. Eur J Orthod 1993 : 15 : 137-48.

5. Blaseio G. Quick Ceph Image Pro™ : 1998 User Guide. Quick Ceph Systems, 1998 : 1-73.
6. Jäger A, Döler W, Schormann T. Digital image processing in cephalometric analysis. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989 : 99 : 19-23.
7. Döler W, Steinhöfel N, Jäger A. Digital image processing techniques for cephalometric analysis. Comput Biol Med 1991 : 21 : 23-33.
8. Eppley BL, Sadove AM. Computerized digital enhancement in craniofacial cephalometric radiography. J Oral Maxillofac Surg 1991 : 49 : 1038-43.
9. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod 1983 : 83 : 382-90.
10. Richardson A. An investigation into the reproducibility of some points, planes and lines used in cephalometric analysis. Am J Orthod 1966 : 52 : 637-51.
11. Midtgård J, Björk G, Linder-Aronson S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. Angle Orthod 1974 : 44 : 56-61.
12. Houston WJ, Maher RE, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. Eur J Orthod 1986 : 8 : 149-51.
13. Broch J, Slagsvold O, Røsler M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. Eur J Orthod 1981 : 3 : 9-13.
14. McWilliam JS, Welander U. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. Angle Orthod 1978 : 48 : 49-56.
15. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT. Digital imaging of cephalometric radiography. Part 2 : image quality. Angle Orthod 1996 : 66 : 43-50.
16. Cohen AM, Ip HH, Linney AD. A preliminary study of computer recognition and identification of skeletal landmarks as a new method of cephalometric analysis. Br J Orthod 1984 : 11 : 143-54.
17. Mostafa YA, El-Mangoury NH, Salah A, Rasmy EM. Automated cephalometric soft tissue analysis. J Clin Orthod 1990 : 24 : 539-43.
18. Rudolph DJ, Sinclair PM, Coggins JM. Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998 : 113 : 173-9.
19. Richardson A. A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis. Eur J Orthod 1981 : 3 : 15-20.
20. Wenzel A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. Tandlaegebladet 1991 : 95 : 527-9.
21. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S. Digital imaging of cephalometric radiography. Part 1 : advantages and limitations of digital imaging. Angle Orthod 1996 : 66 : 37-42.
22. Curtis DJ, Gayler BW, Gitlin JN, Harrington MB. Tele-radiology : results of a field trial. Radiology 1983 : 149 : 415-8.
23. Wenzel A, Gotfredsen E, Frovin TA. A telecommunication system for the dental practitioner as an aid in oral diagnosis and remote education. Med Inform 1989 : 32 : 717-21.
24. Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing. Addison-Wesley Publishing Company, 1993 : 1-19.
25. Wenzel A. Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. Scand J Dent Res 1988 : 96 : 149-60.
26. Walker RP. Computer Applications in Orthodontics. In : Graber TM, Vanarsdall Jr RL, ed. Orthodontics : Current Principles and Techniques, 3rd ed., Chapter 8, Mosby, Inc., St. Louis, 2000 : 353-74.
27. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. Am J Orthod 1971 : 60 : 111-27.

- ABSTRACT -

Reproducibility of Lateral Cephalometric Landmarks According to Radiographic Image Enhancement

Hwang-Sog Ryu, Hyeon-Shik Hwang

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Dental Science Research Institute, Chonnam National University

The purpose of this study was to evaluate the reproducibility of lateral cephalometric landmarks according to radiographic image enhancement, and to contribute to the identification of cephalometric landmarks.

Lateral cephalograms of ten individuals were taken and stored into computer. The images were then enhanced up to four grades by Quick Ceph Image Pro™ on condition that the gray-scale equalization number was 50 and the detail enhancement number was 50. After thirty two landmarks were identified on monitor images by five

observers, the deviations from the mean, the distances estimated between identified points and the mean point of five identified points, were evaluated for each landmark at each enhancement grade. Through the statistical analysis, following results were obtained.

1. In case of unenhanced radiographic images, the inter-observer reproducibility of the landmarks showed a large variation.
2. The comparison of deviation from the mean according to the degree of radiographic image enhancement for each landmark showed that the inter-observer reproducibility was significantly different at 5 landmarks.
3. The landmark of pterygomaxillary fissure showed higher reproducibility at enhancement grade 1 and 2 images than at unenhanced images. So did the landmark of posterior nasal spine at enhancement grade 1 images, and the landmark of menton at enhancement grade 2, 3 and 4 images respectively.

The above results suggest that the reproducibility of some landmarks can be increased by radiographic image enhancement during the identification of the lateral cephalometric landmarks on the monitor.

KOREA. J. ORTHOD. 2002 : 32(1) : 59-69

※ **Key words** : Identification of cephalometric landmarks, Reproducibility, Enhancement