

# 디지털 카메라를 이용한 필름 두부방사선사진의 디지털 이미지 전환

왕 성 진<sup>1)</sup> · 김 경 호<sup>2)</sup> · 최 광 철<sup>2)</sup>

환자의 진단과 치료계획 수립시 필수적인 두부방사선사진 분석을 위한 컴퓨터 프로그램의 개발로 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환시키는 과정이 필요하게 되었다. 이 때 디지털 카메라를 이용할 경우 초점 거리에 따른 이미지의 왜곡이 발생하는데 이는 두부방사선사진 분석시 계측치의 오차를 발생시킬 수 있다. 또한 이미지 크기와 압축비에 따른 디지털 이미지의 질에 의해서도 두부방사선사진 분석시 가장 중요한 과정인 계측점 식별에 있어 오차를 가져올 수 있다.

따라서 본 연구에서는 COOLPIX4500 디지털 카메라(Nikon, Japan)를 이용하여 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환시 최소한의 왜곡을 보이는 초점거리를 결정하고 필름 두부방사선사진상에서 보이는 수준의 정확한 계측점 식별을 위한 최소한의 디지털 카메라 셋팅에 관하여 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

기존의 필름 두부방사선사진 촬영시 초점거리 16.4mm(35mm 필름 카메라로 환산시 79.4mm)에서 최소한의 상의 왜곡을 보였다.

초점거리가 16.4mm보다 짧은 광각(wide) 촬영시 상의 원통형 왜곡(barrel distortion)이 발생했고 16.4mm 보다 긴 망원(tele) 촬영시 상의 실패형 왜곡(pincushion distortion)이 발생했다.

필름 두부방사선사진상에서 직접 손으로 tracing한 필름 이미지 셋팅 수준의 정확한 계측점 식별을 위한 최소한의 디지털 카메라 셋팅은 2272×1704 pixel normal(1/8) compression 이었다.

따라서 COOLPIX4500 디지털 카메라(Nikon, Japan)를 이용하여 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환하는 경우 초점거리 16.4mm에서 최소한 2272×1704 픽셀(pixel) 이미지 사이즈와 normal (1/8) 압축비의 셋팅을 설정하여야 한다.

( 주요 단어 : 디지털 카메라, 필름 두부방사선사진, 디지털 이미지 전환, 계측점 식별 오차 )

1) 공중보건외.

2) 연세대학교 치과대학 교정학교실, 영동세브란스병원, 부교수.

교신저자 : 최광철

서울시 강남구 도곡동 146-92

영동세브란스병원 치과 / 02-3497-3637

kchoy@yumc.yonsei.ac.kr

원고접수일 : 2003년 11월 19일 / 원고최종수정일 : 2004년 1월 20

일 / 원고채택일 : 2004년 2월 10일

## 서 론

현대 사회는 어떤 분야에서든지 컴퓨터를 사용하지 않는 곳이 없을 정도로 고도화된 정보산업사회이다. 치의학 분야에서도 컴퓨터를 이용한 보다 과학적이고 정밀한 방법들이 이용되는데 특히 교정학 분야에서는 환자관리, 악교정 수술 예측, 진단 혹은

치료 계획 수립을 위한 두부방사선사진의 분석 목적으로 최근 컴퓨터의 사용이 급증하고 있다. 얼마 전까지만 해도 교정 환자의 진단과 치료 계획 수립을 위한 필름 두부방사선사진의 경우, 연조직 분석을 위하여 여러 가지의 길이와 각도 계측 및 분석은 묘사지상에서의 수작업에 의존하여 시행하여 왔다. 그러나 묘사지를 이용한 수작업의 경우 신속성이 떨어지고 시간적, 경제적 손실과 효율성이 감소되는 단점이 있는 반면 기존의 필름 두부방사선사진의 디지털 이미지를 컴퓨터상의 교정용 진단 프로그램 상에서 이용할 경우 계측 시간이 절약되는 장점 뿐 아니라 이미지 저장 및 전송 등이 가능하며 대조도 및 흑화도 조절, 변연부 강화등의 이미지의 조작을 가능케 하여 더 많은 정보를 얻을 수 있는 장점이 있다.

이와 같은 장점들로 인해 최근에는 기존의 필름 두부방사선사진이 디지털 이미지사진으로 대체되고 있는 추세이다. Darwood<sup>1)</sup>는 미래에는 필름 두부방사선사진이 모두 디지털 이미지로 대체될 것이라고 하였다.

현재 교정용 목적으로는 Rickettes,<sup>2)</sup> Kiliant,<sup>3)</sup> Schulhof,<sup>4)</sup> Buschang 등<sup>5)</sup>의 많은 학자들과 관련 컴퓨터 회사들에 의해서 환자 관리, 분석, 성장 예측, 악교정 수술 예측 등에 관한 프로그램 개발이 진행되어 사용되어져 왔고 최근 교정 환자의 진단 및 치료 계획 수립을 위한 프로그램으로 Quick Ceph (Rainbow Tech., USA), V-Ceph (Cybermed, Korea), Power Ceph (Power Soft Co., USA), Dolphin system (Dolphin Imaging Co., USA) 등이 있다.<sup>6)</sup>

이와 같은 프로그램을 사용하기 위해서는 디지털 이미지를 취득하는 과정이 필요하다. 디지털 이미지를 취득하는 방법으로는 직접 디지털 치과 방사선 촬영 기기를 이용하는 방법과 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지화하는 간접 방법이 있는데 이 두 가지 방법 중 지금은 과도기적인 단계로 임상 진료실에서 직접 디지털 치과 방사선 촬영 기기를 이용하는 비율은 현재까지는 적고 아직도 필름 두부방사선사진 촬영 기기를 사용하면서 별도의 진단 프로그램을 사용하는 교정의가 늘고있는 바 필름 두부방사선사진을 간접적으로 디지털 이미지화하는 방법이 많이 사용되고 있다.

필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환하는 방법으로는 평반형 스캐너를 이용한 방법과 디지털 카메라를 이용한 방법이 있다. 디지털 카메라의 경우 초

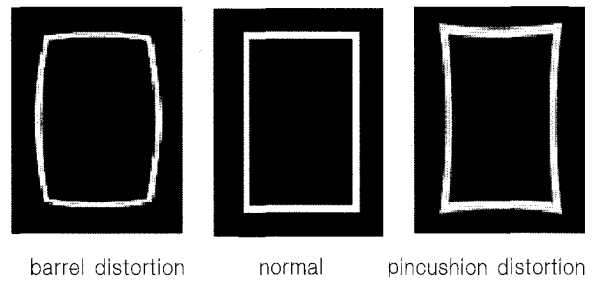


Fig 1. Types of distortion.

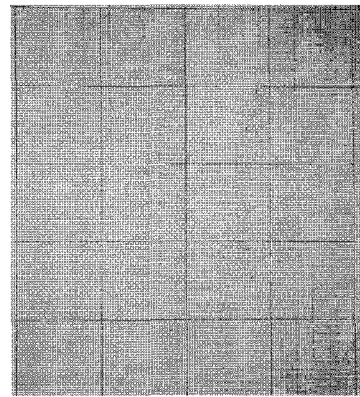


Fig 2. Square grid pattern.

점거리에 따라 왜곡이 발생하는데 초점거리를 짧게 하는 광각(wide) 촬영시 곧은 직선이 볼록해보이는 원통형 왜곡(barrel distortion)이 발생하고 초점거리를 길게하는 망원(tele) 촬영시 곧은 직선이 오목해보이는 실패형 왜곡(pincushion distortion)이 발생한다 (Fig 1).

### 연구재료 및 연구방법

#### 초점거리에 따른 이미지의 왜곡

모눈종이를 이용하여 필름 두부방사선사진 크기의 모눈격자(20cm×25cm)를 만들고 가로, 세로 5cm 마다 같은 크기의 정사각형 20개를 그렸다(Fig 2).

이 모눈격자를 현재 치과 교정용으로 많이 사용되고 있는 디지털 카메라인 COOLPIX4500(Nikon, Japan)을 이용하여 촬영하였다. 촬영시 초점조절은 Auto Focus, 촬영 모드는 피사체의 밝기에 따라 자동으로 최

Table 1. The image size and compression ratio used in this study

	Hi (non-compression)	Fine (1/4 compression)	Normal (1/8 compression)	Basic (1/16 compression)
227×21704 (3.87 Mega pixels)		0	0	0
1600×1200 (1.92 Mega pixels)				
1280×960 (1.23 Mega pixels)		0	0	0
1024×768 (0.79 Mega pixels)				
640×480 (0.31 Mega pixels)		0	0	0

적의 조리개값과 셔터 스피드를 설정하는 programmed mode, 해상도를 결정하는 이미지 크기는 2272×1704 픽셀(pixel), 화질 모드는 normal(1/8) 압축으로 설정하였다. COOLPIX4500의 경우 해상도는 고정되어 있으므로 이미지 크기에 따라 디지털 이미지의 해상도를 간접적으로 조절할 수 있다.

촬영시 초점거리가 짧아질 경우 원통형 왜곡(barrel distortion)이 발생하고 초점거리가 길어질 경우 실패형 왜곡(pincushion distortion)이 발생하게 되는데 이런 왜곡의 정도를 측정하기 위해 초점거리를 각각 7.8mm, 12.2mm, 16.4mm, 22.0mm, 29.5mm로 바꿔가면서 모눈격자를 동일한 크기로 촬영하였다.

각각의 초점거리에서 촬영한 5장의 이미지를 V-Ceph 3.5 program (Cybermed, Korea)상에 입력하여 20개의 작은 모눈격자의 가로, 세로 길이를 측정하였다. 측정 오차를 감소시키기 위해 각 변의 길이는 5회 반복 측정시의 평균값을 사용하였다. 초점거리를 달리한 각각의 이미지에서 측정되는 총 49개(가로 24개, 세로 25개)의 측정치들의 표준편차를 Excel program (Microsoft, USA) 상에서 계산하여 각각의 초점거리에서 이들 값들을 비교하여 왜곡 정도를 알아보았다.

이미지 크기, 압축비에 따른 계측점 식별시 오차

셋업

연세대학교 영동세브란스병원 교정과에 내원하여 교정 진단을 받은 환자의 초진시 필름 두부방사선사진 중 본 연구에서 설정한 계측점들이 육안적으로 명확하게 인지되는 사진 6장을 선별하였다. 환자의 성

별, 나이에 따른 구분이나 골격적 구조의 형태는 고려하지 않았다.

필름 두부방사선사진상에 직접 기준선(x-축, y-축)을 그린 후 앞의 연구 결과 획득한 최소한의 왜곡을 보이는 초점거리에서 디지털 카메라의 이미지 크기와 압축비를 변화시켜가면서 필름 두부방사선사진을 촬영했다. 촬영시 필름 두부방사선사진은 view box (HAKUBA, LIGHT BOX PRO II)상에 놓고 카메라 렌즈의 축과 수직이 되도록 위치시킨 후 렌즈의 중심이 porion을 통과하도록 한 후 집사 모드(macro mode)에서 화면 가득하게 촬영하였다. 해상도는 COOLPIX4500 상에서 이미지 크기로 조절되고 압축비의 경우 화질 모드로 조정된다. 이미지 크기는 가로, 세로의 픽셀수를 나타내는 것으로 2272×1704, 1600×1200, 1280×960, 1024×768, 640×480의 설정이 있고 화질 모드는 압축비에 따라 hi(비압축), fine(1/4압축), normal(1/8압축), basic(1/16압축)의 설정이 있다.

이번 연구에서 사용된 셋팅은 2272×1704 fine(압축률1/4), 2272×1704 normal(압축률1/8), 2272×1704 basic(압축률1/16), 1280×960 fine(압축률1/4), 1280×960 normal(압축률1/8), 1280×960 basic(압축률1/16), 640×480 fine(압축률1/4), 640×480 normal(압축률1/8), 640×480 basic(압축률1/16) 총 9가지와 필름 두부방사선사진상에서 묘사지위에 직접 손으로 그린 필름 이미지 셋팅을 포함하여 총 10가지 셋팅을 설정하였다(Table 1).

필름 이미지 셋팅의 경우 tracing된 묘사지를 1:1 크기, 300 dpi 흑백사진 모드로 스캐닝(UMAX, Astra 4000U)하여 JPG파일로 디지털화하였다.

이렇게 9개의 서로 다른 디지털 카메라 셋팅과 손

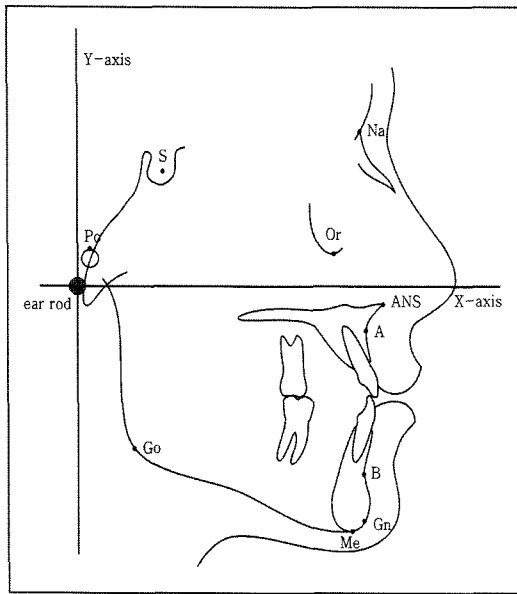


Fig 3. Landmarks and reference planes.

S (Sella): Me (Menton): Gn (Gnathion): B (Supramentale): Na (Nasion): A (Subspinale): ANS (Anterior Nasal Spine): Go (Gonion): Po (Porion): Or (Orbitale).

으로 직접 그린 묘사지를 스캐닝함으로써 얻은 디지털 이미지를 V-ceph 3.5 program (Cybermed, Korea)에 입력, 이 프로그램상에서 본 연구에서 설정한 계측점에 대하여 identification을 시행하여 기준선(x-축, y-축)으로부터 계측점까지의 거리 계측을 시행하였다. 각각의 셋팅에 대하여 하나의 디지털 이미지당 5회의 계측점 식별을 실행한 후 평균과 표준편차를 구하였다. 이 때 나온 표준편차의 값이 계측점 식별시 재현성을 보여주는 값으로 계측점 인지시의 정확도로 가정하였다.<sup>7)</sup> 이 과정을 6장의 필름 두부방사선사진에서 실행하여 각각의 계측점에 따른 identification의 정확도를 구해보고 각각의 셋팅에 따라 그 정확도에 차이가 있는지 ANOVA with Duncan's multiple range test와 Pearson correlation analysis를 시행하였다.

계측점 및 기준선(Fig 3)

계측점

본 연구에 사용된 계측점은 Liu 등<sup>7)</sup>이 시행한 계측점 식별시 오차가 가장 작다고 보고한 계측점 중 upper incisal edge (UIE)와 lower incisal edge (LIE)

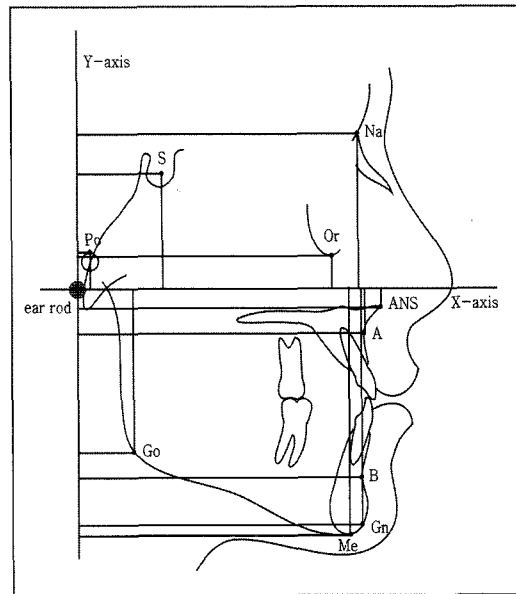


Fig 4. Measurements.

를 제외한 S, Me, Gn, B point, Na 5개와 오차가 가장 크게 나타난다고 보고한 A point, ANS, Go, Po, Or 5개를 포함하여 총 10개로 하였다.

기준선

x-축: machine의 ear rod의 중심을 지나면서 필름 하면에 평행한 수평 기준선

y-축: machine의 ear rod의 중심을 지나고 수평기준선에 수직인 선

계측항목(Fig 4)

수평 방향으로의 거리 계측 항목 (수평값): y축으로부터 각각의 계측점까지의 수직 거리를 측정한다.

수직 방향으로의 거리 계측 항목 (수직값): x축으로부터 각각의 계측점까지의 수직 거리를 측정한다.

연구결과

초점 거리에 따른 이미지의 왜곡

가로, 세로 길이가 같은 정사각형의 한 변의 길이를 1로 하였을때 총 49개의 각 변의 상대적 길이의 평균과 표준편차를 산출하였다(Table 2). 이 때 측정 오차를 감소시키기 위해 각 변의 길이는 5회 반복 측정시

Table 2. Mean and standard deviation in each focal length

	7.8mm	12.2mm	16.4mm	22.0mm	29.5mm
mean	1.045	1.021	1.011	1.009	1.024
SD	0.026	0.013	0.007	0.012	0.020

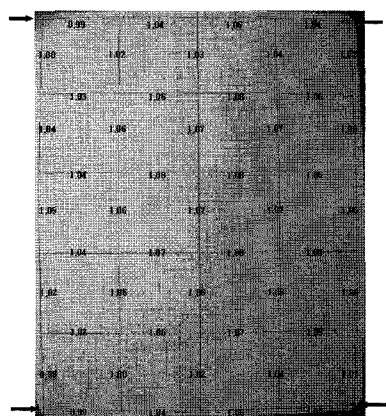


Fig. 5. Image and relative distances at a focal length of 7.8mm. In the center, the relative distance of each side is greater than 1 and it decreases as it moves further away from the center. Distortion is found with the naked eye.

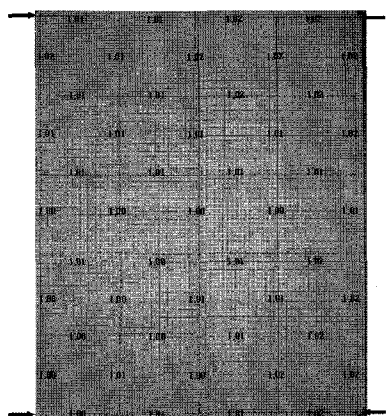


Fig 6. Image and relative distances at a focal length of 16.4 mm. The relative distances of each side in the center and the edge remain approximately the same.

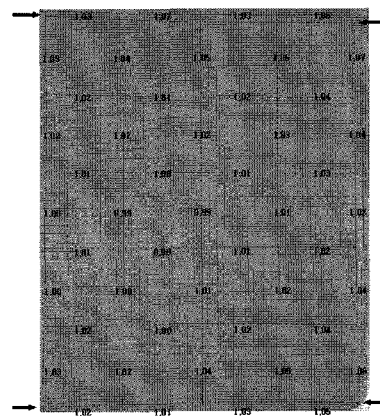


Fig 7. Image and relative distances at a focal length of 29.5mm. In the center, the relative distance of each side is less than 1 and it increases more as it moves further away from the center compared to the image at a distance of 22.0mm. Pincushion distortion is found with the naked eye.

의 평균값을 사용하였다.

초점거리 16.4mm에서 표준편차가 0.007로 가장 작았고 16.4mm를 기준으로 초점거리가 증가 또는 감소할수록 표준편차의 값은 증가하였다.

초점거리 7.8mm의 경우 중앙 부위의 각 변의 상대적 길이가 1보다 컸고 가장자리로 갈수록 각 변의 상대적 길이가 감소했다(Fig 5). 반면, 초점거리 29.5mm의 경우 중앙 부위의 각 변의 상대적 길이가 1보다 작고 가장자리로 갈수록 각 변의 상대적 길이가 증가했다(Fig 7). 초점거리 16.4mm의 경우는 중앙 부위와 가장자리 부위의 각 변의 상대적 길이가 1에 가깝게 일정하게 유지되었다(Fig 6).

이미지 크기, 압축비에 따른 계측점 식별시 오차

필름 두부방사선사진에서의 계측점 식별 오차

필름 이미지 셋팅에서 10개의 계측점에 대한 계측점 식별 오차의 평균과 표준편차를 수평방향과 수직

방향으로 나누어서 산출하였다(Table 3, 4). Mean distance of errors는 하나의 계측점에 대한 5번의 반복된 계측점 식별시의 표준편차를 나타낸다.<sup>7,8)</sup> 그 값이 0에 가까울수록 반복된 계측점 인지도 똑같은 부위를 정확하게 인지할 수 있다는 것을 의미한다.

Table 3, 4에서 산출한 수평방향으로의 mean error (MEx, 수평방향의 mean distance of errors의 6장의 평균값)와 수직방향으로의 mean error (MEy, 수직방향의 mean distance of errors의 6장의 평균값)를 종합하여 10개의 계측점에서의 total mean error(TME)를 산출한 결과 Na이 가장 작은 오차를 보였고 ANS가 가장 큰 오차를 보인 것으로 나타났다(Table 5).

Total mean error (TME)는 피타고라스의 정리를 이용하여 산출하였다.

필름 이미지 셋팅에서의 9개의 다른 디지털 카메라 셋팅에서도 Table 3, 4, 5에서와 같이 계측점에 대한 수평, 수직 방향으로의 오차 (MEx, MEy)와 total

Table 3. Mean distances of errors (mm) in the horizontal direction

	S	Me	Gn	B	Na	A	ANS	Go	Po	Or
film1	0.24	0.14	0.21	0.27	0.12	0.32	1.06	0.13	0.33	0.42
film2	0.37	0.67	0.48	0.24	0.15	0.25	0.52	0.27	0.38	0.60
film3	0.34	0.48	0.30	0.39	0.21	0.45	0.69	0.40	0.62	0.89
film4	0.20	0.40	0.33	0.21	0.14	0.11	0.73	0.54	0.11	0.48
film5	0.20	0.37	0.43	0.31	0.12	0.51	2.00	0.49	0.07	0.37
film6	0.16	0.35	0.30	0.20	0.10	0.07	0.77	0.45	0.31	0.32
mean error	0.25	0.40	0.34	0.27	0.14	0.29	0.96	0.38	0.30	0.51
SD	0.08	0.17	0.10	0.07	0.04	0.18	0.54	0.16	0.20	0.21

Table 4. Mean distances of errors (mm) in the vertical direction

	S	Me	Gn	B	Na	A	ANS	Go	Po	Or
film1	0.18	0.11	0.36	0.40	0.21	0.74	0.68	0.40	0.46	0.27
film2	0.13	0.18	0.65	0.68	0.12	0.52	0.24	0.42	0.15	0.49
film3	0.07	0.21	0.11	0.49	0.12	0.13	0.14	0.90	2.23	0.21
film4	0.11	0.20	0.44	0.30	0.14	1.20	0.34	0.53	1.38	0.22
film5	0.20	0.03	0.56	0.57	0.08	0.98	1.59	0.87	0.34	0.27
film6	0.41	0.10	0.53	0.48	0.10	0.62	0.19	0.61	0.61	0.43
mean error	0.18	0.14	0.44	0.49	0.13	0.70	0.53	0.62	0.86	0.31
SD	0.12	0.07	0.19	0.13	0.05	0.37	0.56	0.22	0.79	0.11

mean error (TME)를 산출하였다.

필름 이미지 셋팅과 각각의 디지털 카메라 셋팅간의 비교

필름 이미지 셋팅과 9개의 디지털 카메라 셋팅에 대한 total mean error간의 차이를 알아보기 위해 ANOVA를 시행한 결과 유의수준( $\alpha$ ) 0.05에서 각 그룹간 차이가 있는 것으로 나타났다. 구체적인 그룹간 차이를 보기 위한 Duncan의 다중비교 테스트 시행 결과 2272×1704 fine (1/4), 2272×1704 normal (1/8) 셋팅의 경우 필름 이미지 셋팅과 같은 정도의 total mean error를 보였다(Table 6).

계측점 식별시 생기는 오차에 있어 10가지 각기 다른 셋팅에 따라 그 차이가 있는지 알아보기 위해 시행한 Pearson correlation analysis에서 2272×1704 fine(1/4) 셋팅( $r=.678, P=.031$ )이 필름 이미지 셋팅과 유의수준

Table 5. Total mean error for film image setting (mm)

	MEx	MEy	TME
S	0.25	0.18	0.31
Me	0.40	0.14	0.43
Gn	0.34	0.44	0.56
B	0.27	0.49	0.56
Na	0.14	0.13	0.19
A	0.29	0.70	0.75
ANS	0.96	0.53	1.10
Go	0.38	0.62	0.73
Po	0.30	0.86	0.91
Or	0.51	0.31	0.60
total	0.38	0.44	0.61

MEx, Mean error in the horizontal direction; MEy, Mean error in the vertical direction; TME, Total mean error

Table 6. Comparison of total mean errors for the different settings (ANOVA with Duncan's multiple range test)

film image	2272X1704	2272x1704	2272x1704	1280x960	1280x960	1280x960	640x480	640x480	640x480	
	fine(1/4)	normal(1/8)	basic(1/16)	fine(1/4)	normal(1/8)	basic(1/16)	fine(1/4)	normal(1/8)	basic(1/16)	
S	0.31	0.49	0.40	0.57	0.53	0.49	0.61	0.54	0.54	0.52
Me	0.43	0.51	0.53	1.50	1.04	1.51	1.37	1.14	1.07	0.74
Gn	0.56	0.56	0.47	1.64	1.14	1.52	1.43	1.29	1.24	0.95
B	0.56	0.69	1.06	1.53	1.17	1.47	1.46	1.30	1.46	0.87
Na	0.19	0.32	0.25	1.18	0.95	1.10	0.91	0.84	0.93	0.53
A	0.75	0.87	0.71	1.25	1.04	1.41	1.09	1.12	0.96	0.96
ANS	1.10	0.65	0.57	1.26	0.88	1.34	1.17	1.13	1.01	0.76
Go	0.73	0.86	0.93	1.12	1.00	1.11	1.13	0.89	1.02	1.46
Po	0.91	0.77	0.44	0.78	0.59	0.64	0.77	0.57	0.96	0.95
Or	0.60	0.39	0.46	1.15	0.79	1.01	1.06	0.90	0.80	0.66
Total	0.61*	0.61*	0.58*	1.20	0.91	1.16	1.10	0.97	1.00	0.84

\*p<0.05, statistical significance with Duncan's multiple range test

Table 7. Results of Pearson correlation analysis

	r	p value for r
film image	1.000	
2272X1704 fine(1/4)	0.678	0.031*
2272x1704 normal(1/8)	0.319	0.370
2272x1704 basic(1/16)	0.001	0.998
1280x960 fine(1/4)	-0.061	0.868
1280x960 normal(1/8)	0.102	0.779
1280x960 basic(1/16)	0.119	0.743
640x480 fine(1/4)	0.138	0.705
640x480 normal(1/8)	0.184	0.611
640x480 basic(1/16)	0.483	0.158

r, Pearson correlation coefficients; \*p<0.05

(a) 0.05에서 일치하는 것으로 나타났고 다른 셋팅에서는 통계적으로 유의한 일치를 보이지 않았다(Table 7).

고찰

교정학에서 가장 기본이 되는 환자의 진단과 치료 계획에 필수적인 두부방사선사진 분석을 위한 컴퓨

터 프로그램 등이 많이 개발되면서 기존의 필름 두부방사선사진이 디지털 이미지로 대체되고 있는 실정이다. 최근 디지털 이미지와 관련하여 여러 가지 의견이 있다. Eppley 등<sup>9)</sup>은 필름 방사선사진을 디지털 이미지화하는 경우 여러 가지 컴퓨터의 처리 과정을 통하여 상의 질을 향상시켜 상을 더 잘 식별할 수 있다고 하였다. 하지만 기존의 필름 두부방사선사진은 연속적인 계조도를 나타내는데 비하여 디지털 이미지는 사각형 형태의 화소 단위로 영상 정보를 받아들여므로 이미지의 소실이 발생하여 더 큰 오차를 보인다는 상반된 결과도 보고되고 있다.<sup>10-12)</sup>

이처럼 필름 두부방사선사진과 비교하여 디지털 이미지에 대한 상반된 결과가 보고되고 있는 바 환자의 진단과 치료 계획에 중요한 영향을 미칠 수 있는 두부방사선사진 분석시 오차를 줄이기 위해서는 계측점 식별의 정확도를 감소시키지 않는 범위내에서 디지털 이미지를 획득하는 것이 중요하다. 계측점 식별과 관련된 두부방사선사진의 계측 오차는 방사선사진의 질과 상당히 밀접한 연관이 있다.<sup>13)</sup>

디지털 이미지를 취득하는 방법으로는 Fuji Computed Radiography (FCR)과 같은 직접 디지털 치과방사선 촬영 기기를 이용한 직접 방식과 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지화시키는 간접 방식이 있다. 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환시키는 간접 방법 중 디지털 카메라를 이용할 수

있는데 디지털 카메라를 이용하는 경우 초점거리에 따라 이미지의 왜곡이 발생하게 된다.

따라서 본 연구에서는 필름 두부방사선사진의 디지털 이미지로의 전환시 왜곡이 최소가 되는 초점거리를 먼저 결정해 주기 위한 실험을 시행하였다. 기존의 두부방사선사진 필름 크기의 모눈격자(20cm×25 cm) 상에 20개의 작은 정사각형의 49개의 변의 상대적 길이 변화와 표준편차를 산출하였다. 그 결과 초점거리가 7.8mm일때 표준편차가 0.026으로 가장 크게 나타났고 그 다음으로 29.5mm일때 0.020, 12.2mm일때 0.013, 22.0mm일때가 0.012로 나타났다. 16.4mm일때가 0.007로 가장 작았다. 표준편차가 작을수록 각 변이 일정한 길이를 갖는 것으로 디지털 카메라로 촬영한 이미지의 왜곡이 작다고 볼 수 있다. 각 변의 상대적 길이 측정에서는 7.8mm의 초점거리에서 이미지의 중앙 부위에 위치한 작은 격자의 상대적 길이가 1보다 크고 가장자리로 갈수록 작아지는 경향을 보였는데 이것은 곧은 직선이 중심에서 바깥쪽으로 볼록해지면서 나타나는 원통형 왜곡(barrel distortion)을 보여준다. 반대로 초점거리가 29.5mm로 길어진 경우 중앙 부위에 위치한 작은 격자의 상대적 길이가 1보다 작고 가장자리로 갈수록 길어지는 경향을 볼 수 있는데 이것은 곧은 직선이 중심쪽으로 오목해지면서 나타나는 실배형 왜곡(pincushion distortion) 현상 때문이다. 이와 같은 왜곡 현상은 렌즈의 초점이 평면에 형성되지 않고 구의 표면에 형성되기 때문에 발생한다. 실제로 육안적으로 관찰한 결과에서도 이러한 이미지의 왜곡 정도를 확인할 수 있었다. 첫 번째 실험 결과 기존의 필름 두부방사선사진을 촬영하는데 있어 최소한의 왜곡을 보이는 초점거리(16.4mm, 35 mm 필름 카메라로 환산시 79.4mm)를 찾을 수 있었다.

이 결과를 바탕으로 정확한 계측점 식별을 하는데 필요한 최소한의 이미지 크기와 압축비의 디지털 카메라 셋팅을 찾기 위해 필름 방사선사진상에서 시행한 계측점 식별시 오차의 정도와 초점거리 16.4mm에서 이미지 크기와 압축비를 달리하여 촬영한 디지털 이미지에서의 계측점 식별시 오차를 비교하였다.

필름 두부방사선사진은 비교적 본 연구에서 관찰하고자 하는 계측점들이 잘 인지되는 것들로 선별하였고 성별, 나이에 따른 구분이나 골격적 구조의 형태는 고려하지 않았다. 본 연구에 사용된 계측점들의 경우 Liu 등<sup>7)</sup>이 손으로 직접 시행한 계측점 식별시 오차가 가장 작다고 보고한 계측점 중 upper incisal edge (UIE)와 lower incisal edge (LIE)를 제외한 S, Me, Gn,

B point, Na 5개와 오차가 가장 크게 나타난다고 보고한 A point, ANS, Go, Po, Or 5개를 포함하여 총 10개의 계측점으로 시행하였다. 기준선으로는 계측시 절대적인 거리는 중요하지 않으므로 두부방사선사진 분석시 사용되는 기준선보다는 필름 두부방사선사진상에서 가장 명확하게 보이는 구조물을 기준으로 하였다.<sup>7)</sup>

필름 이미지 셋팅을 포함한 10가지의 셋팅에 대하여 각각 수평 방향과 수직 방향으로의 mean distance of errors를 이용하여 mean error를 산출한 후 피타고라스의 정리를 이용 total mean error를 산출하였다. mean distance of errors는 계측점 식별시의 재현성에 기초한 정확도를 표현한다.<sup>8)</sup> 그 값이 0에 가까울수록 반복된 계측점 인지시 똑같은 부위를 정확하게 인지할 수 있다는 것을 의미한다. 필름 이미지 셋팅시 계측점 식별의 결과를 보면 Na이 0.19로 가장 정확한 계측점으로 나타났고 그 다음으로 S, Me, Gn과 B point, Or, Go, A point, Po순이었다. ANS는 1.10으로 가장 식별이 어려운 계측점으로 나타났다. 본 연구에서의 10개 계측점들에 대한 오차의 평균은 0.61mm로 계측점들에 약간의 차이는 있지만 Liu 등 (2000)이 보고한 결과(1.48mm)보다 더 작은 오차를 나타냈다.

이미지 크기와 압축비를 달리할 경우 디지털 이미지의 질은 달라진다. 본 연구에서 사용된 셋팅중 2272×1704, 1280×960, 640×480은 이미지를 구성하는 기본 단위인 픽셀의 가로, 세로 수를 의미하는 것으로 공간 해상도(spatial resolution)를 나타낸다. 픽셀(pixel)의 수가 많아질수록 이미지 디테일(detail)도 증간한다고 볼 수 있으므로 더 좋은 질의 디지털 이미지를 얻을 수 있다. 본래의 이미지를 디지털 이미지로 전환시 파일 크기를 줄이기 위한 압축 과정이 필요한데 압축률에 따라 본래의 이미지와 재구성된 디지털 이미지 간에 차이가 나게 된다. 압축률이 높을수록 이미지 저장을 위한 파일 크기는 감소하는 장점이 있지만 본래의 이미지 디테일의 감소를 가져온다. 본 연구에서는 본래 이미지 디테일의 감소는 있지만 비교적 높은 압축률을 보이는 압축 방법으로 최근 가장 많이 사용되고 있는 Joint Photographic Experts Group (JPEG) 방법을 사용하여 압축률을 1/4, 1/8, 1/16로 변화시켰다.

필름 이미지 셋팅과 9가지 디지털 카메라 셋팅을 포함한 총 10개의 셋팅간에 있어 total mean error의 차이를 보기 위한 ANOVA결과 통계적으로 유의성 있는 차이를 보인 것으로 나타났다. 구체적인 차이를 보기 위해 시행한 Duncan의 다중 비교 테스트 결과 필름 이미지 셋팅과 2272×1704 fine (1/4), 2272×1704 normal (1/



8) 셋팅이 통계적으로 같은 정도의 오차를 보이는 것으로 나타났다. 즉 계측점 식별시 필름 두부방사선사진 정도의 정확도를 보일 수 있는 디지털 카메라의 셋팅은 2272×1704 fine(1/4)과 2272×1704 normal (1/8) 두 가지로 볼 수 있다. 각각의 셋팅에 따라 그룹간 어느 정도의 차이를 보이는지 알기 위해 시행한 Pearson correlation analysis에서는 2272×1704 fine (1/4) 셋팅의 경우 필름 이미지 셋팅과 일치( $r=.678, p=.031$ )하는 것으로 나타났다. 2272×1704 normal (1/8) 셋팅의 경우는 필름 이미지 셋팅과 비교시 상관관계 분석의 결과 일치하지는 않았지만 total mean error값이 0.58로 film image 셋팅(0.61)에 비해 오히려 더 작게 나와 계측점 식별시 더 정확했던 것으로 나타났다. 두 가지 통계 분석을 종합해보면 필름 두부방사선사진 정도의 정확한 계측점 식별을 위한 최소한의 디지털 카메라 셋팅은 2272×1704 normal (1/8)까지라고 볼 수 있다.

본 연구에서는 이미지 크기와 압축비를 달리하여 필름 두부방사선사진의 디지털 이미지 전환시 계측점 식별의 정확도에 대해서만 알아보았다. 하지만 디지털 이미지의 경우 기존의 필름 두부방사선사진과 다른 큰 장점이 대조도 증강이나 연화(smoothing), 변연부 강화 등의 여러 가지 처리 과정을 통해 이미지의 질 향상이 가능한 것이라 할 수 있다. 따라서 여러 가지 처리 과정을 거쳐 향상된 질의 디지털 이미지에서의 계측점 식별시 그 정확도에 대해서도 더 많은 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

### 결론

환자의 진단과 치료계획 수립시 필수적인 두부방사선사진 분석을 위한 컴퓨터 프로그램의 개발로 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환시키는 과정이 필요하게 되었다. 이 때 디지털 카메라를 이용할 경우 초점거리에 따른 이미지의 왜곡이 발생하는데 이는 두부방사선사진 분석시 계측치의 오차를 발생시킬 수 있다. 또한 이미지 크기와 압축비에 따른 디지털 이미지의 질에 의해서도 두부방사선사진 분석시 가장 중요한 과정인 계측점 식별에 있어 오차를 가져올 수 있다.

따라서 본 연구에서는 COOLPIX4500 디지털 카메라(Nikon, Japan)를 이용하여 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환시 최소한의 왜곡을 보이는 초점거리를 결정하고 필름 두부방사선사진상에서 보이는 정도의 정확한 계측점 식별을 위한 최소

한의 디지털 카메라 셋팅에 관하여 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 기존의 필름 두부방사선사진 촬영시 초점거리 16.4 mm (35mm 필름 카메라로 환산시 79.4mm)에서 최소한의 상의 왜곡을 보였다.
2. 초점거리가 16.4mm보다 짧은 광각(wide) 촬영시 상의 원통형 왜곡(barrel distortion)이 발생했고 16.4 mm보다 긴 망원(tele) 촬영시 상의 실패형 왜곡(pincushion distortion)이 발생했다.
3. 필름 두부방사선사진상에서 직접 손으로 tracing한 필름 이미지 셋팅 수준의 정확한 계측점 식별을 위한 최소한의 디지털 카메라 셋팅은 2272×1704 pixel normal (1/8) compression 이었다.

따라서 COOLPIX4500 디지털 카메라(Nikon, Japan)를 이용하여 기존의 필름 두부방사선사진을 디지털 이미지로 전환하는 경우 초점거리 16.4mm에서 최소한 2272×1704 픽셀 이미지 사이즈와 normal (1/8) 압축비의 셋팅을 설정하여야 한다.

### 참고문헌

1. Dawood R. Digital radiology: A realistic prospect? Clin Radiol 1990;42:6-11.
2. Rickettes RM. The evaluation of diagnosis to computerized cephalometrics. Am J Orthod 1969;55:795-803.
3. Kiliant DM. Cephalometric spreadsheets. J Clin Orthod 1985;19:448-55.
4. Schulhof RJ. Computer evaluation : management. J Clin Orthod 1990; 24:237-245.
5. Buschang PL, Ceen RF, Schroeder JN. Holographic storage of dental casts. J Clin Orthod 1990;24:308-11.
6. 양원식. 치과교정진단학, 지성출판사. 1995:261-2.
7. Liu JK, Chen YT, Cheng KS. Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmark. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:535-40.
8. Cheryl LH, Donald JF, Martin WG. Cephalometric digitization: A determination of the minimum scanner settings necessary for precise landmark identification. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:472-81.
9. Eppley BL. Computerized digital enhancement in craniofacial cephalometric radiography. J Oral Maxillofac Surg 1991;49:1038-43.
10. Forsyth DB, Davis DN. Assessment of an automated cephalometric analysis system. Europ J Orthod 1996;18:471-8.
11. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT. Digital imaging of cephalometric radiographs, part I: advantages and limitations of digital imaging. Angle Orthod 1996;66:37-42.
12. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT. Digital imaging of cephalometric radiographs, part II: image quality. Angle Orthod 1996;66:43-50.
13. 이양구, 양원식, 장영일. 일반두부방사선계측사진과 디지털방사선계측사진의 계측점 식별의 오차 및 재현성에 관한 비교 연구. 대치교정지 2002 ;32:79-89.

- ORIGINAL ARTICLE -

## Digital imaging of film-based cephalograms using a digital camera

Sung-Jin Wang<sup>1)</sup>, Kyung-Ho Kim<sup>2)</sup>, Kwang-Chul Choy<sup>2)</sup>

As computer programs for cephalometric analysis were developed in diagnosis & treatment planning, digital imaging of film-based cephalograms came to be needed. When a digital camera is used, a problem encountered is the image distortion produced according to the focal length, which causes errors in indentifying landmarks. In addition, changes in the image size and compression ratio will inevitably produce a low quality image, causing errors in identifying landmarks.

Hence, we have found the focal length producing the least image distortion when digital imaging the film-based cephalograms and the minimal digital camera setting which helps to identify the correct landmarks using the COOLPIX4500 digital camera (Nikon, Japan).

The results were as follows:

The image distortion was minimized at a focal length of 16.4mm (79.4mm when converted into a 35mm film camera) when digital imaging the film-based cephalograms.

When wide imaging, with a focal length of under 16.4mm, barrel distortion was found and when tele imaging, with a focal length of over 16.4mm, pincushion distortion was found.

The minimal digital camera setting was 2272 X 1704 pixel at normal (1/8) compression from which we can identify the correct landmarks at the same level as tracing the film-based cephalograms manually.

As a result, when digital imaging the film-based cephalograms, using a COOLPIX4500 digital camera (Nikon, Japan), the focal length should be 16.4mm, the pixel image size over 2272 X 1704, and the compression ratio over normal (1/8).

Korean J Orthod 2004;34(5):448-57

※ **Key words:** Digital camera, Film-based cephalogram, Digital imaging, Error of landmark identification

<sup>1)</sup> DDS, MSD, Public Health Dentist.

<sup>2)</sup> DDS, MSD, PhD, Associate Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University.

Reprint requests : **Kwang-Chul Choy**

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, 146-92, Dogok-Dong, Gangnam-Gu, Seoul, 135-720, Korea / +82 2 3497 3637

kchoy@yumc.yonsei.ac.kr

Received November 19, 2003; Last Revision January 20, 2004; Accepted February 10, 2004