

디지털 치근단방사선영상에 관한 시각 특성 연구

최은숙, 고광준

전북대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실 및 구강생체과학연구소

A Study on the Visual System of the Digital Periapical Images

Eun-Suk Choi, Kwang-Joon Koh.

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, and Institute of Oral Bio Science, Chonbuk National University

Objectives: The purpose of this study was to evaluate the optimal distance and angle of observers by modulation transfer functions(MTFs) and receiver operating characteristics(ROCs).

Material and Methods: Digital periapical radiograms were taken from 43 patients who have dental diseases(19 patients : dental caries, 12 patients : periapical lesions, 12 patients : periodontal diseases). Segmental images(4×4cm) were evaluated by 4 MTFs and ROC analysis.

Results: The optimal distance(magnification) using MTF by Mannos & Sakrison was 12.97, and those by Nill, Ngan and Rao were 8.39, 4.78, 5.84 respectively. The optimal distance obtained from 4 radiologists by ROC analysis was 32cm(Az value : 0.89), and it was 40cm(Az value : 0.78) from 4 non-radiologists. There were significant differences of Az values between 4 radiologists and 4 non-radiologists at 24, 32 and 40cm ($P < 0.05$). No significant differences of optimal distances were observed using 4 MTFs among +20, +10, 0, -10, -20 degrees($P > 0.05$). The optimal angle obtained from 4 radiologists by ROC analysis was +20 degree(Az value : 0.91), and no significant differences of Az values were observed among +20, +10, 0, -10 and -20 degrees($P > 0.05$). The optimal angle obtained from 4 non-radiologists by ROC analysis was 0 degree(Az value : 0.81), and no significant differences of Az values were observed among +20, +10, 0, -10 and -20 degrees($P > 0.05$). And there was significant difference of Az value between 4 radiologists and 4 non-radiologists at +20 degree($P < 0.05$), but no significant differences of Az values were observed among +10, 0, -10 and -20 degrees($P > 0.05$). (*J Korean Oral Maxillofac Radiol 1999;29: 259-272*)

Key words : digital periapical image, visual system

I. 서 론

현재 진단방사선학 분야에서 디지털 방사선 영상에 대한 많은 연구가 이루어지고 있으며, 치과영역에서도 여러 가지 종류의 디지털 영상 시스템이 상용화되고 있다. 상용화되고 있는 디지털 영상 시스템은 X선을 감지하는 Charge-Coupled Device (CCD)를 이용하는 Radio

VisioGraphy(RVG) / Sens-A-Ray, Visualix/VIXA, Flash Dent 등이 있으며, 영상판(imaging plate)을 이용하는 Digora 등이 있다¹⁾. 또한 이러한 디지털 영상을 원격 전송하여 볼 수 있는 Picture Archiving and Communication System(PACS)이 본격적으로 상용화되고 있으며²⁾, World Wide Web(WWW)인터넷을 통하여 디지털 영상도 공유되고 있다^{2,3)}. 그러나 디지털

방사선 영상은 아직도 기존의 아날로그 방식의 방사선 사진과 비교하여 많은 단점이 있다. 따라서 관찰자가 디지털 방사선 영상을 최적의 조건에서 인지할 수 있도록 영상 질의 개선이 필요하다고 생각된다. 영상의 전처리 단계에서는 신호 잡음을 제거하기 위한 여과와 변형, 왜곡된 형태의 기하학적 처리, 변연의 감지 등을 시행하여 기록하고 영상의 처리 단계에서는 기록된 영상정보의 소실, 변형이 없도록 하며, 기록된 영상정보를 그대로 디스플레이할 수 있어야 한다. 또한 모니터 상에 디스플레이된 영상의 후처리 단계에서는 영상의 강조, 분석, 압축, 감산, 영상 마스크 등을 함으로써 더욱 좋은 영상을 얻을 수 있다⁴⁾.

디지털 영상의 다양한 영상처리기법에 대하여 보간(interpolation), 영상분할(image segmentation), Noise Equivalent Quanta (NEQ), Signal to Noise Ratio(SNR), Line Spread Function(LSF), Modulation Transfer Function(MTF) 등을 이용한 평가가 이루어지고 있다⁵⁾.

한편 영상정보는 궁극적으로는 인간의 시각에 의해서 평가되므로 인간 시각 시스템(human visual system)을 고려한 영상이 요구되었고, 그 결과 인간의 인지(perception)에 대한 개념이 영상에 도입되었다.

인간의 시각기관은 영상을 공간 주파수 성분에 따라 독립적으로 처리하는 구조를 가지고 있으며, 일반적으로 아주 낮은 공간 주파수와 높은 공간 주파수에서는 감도가 떨어진다. 이러한 특성은 대조감도함수(contrast sensitivity function)로 나타낼 수 있으며, 대조감도함수는 약 3.0-4.5 cycles/degree(cpd)에서 최대값을 나타내는 중간대역 통과필터(band-pass filter)의 특성을 갖는 것으로 알려져 있다^{6,7)}.

Mannos와 Sakrison⁸⁾은 영상의 전체 신호를 Discrete Fourier 변환(DFT)하여 얻은 변환계수들에 인간 시각 시스템의 MTF를 곱하고, 대조감도함수의 최대값이 1이 되도록 표준화하여 인간 시각 시스템의 MTF를 모델링하였다. 그 후

Nil⁹⁾은 영상 질의 평가에서 인간 시각 시스템의 MTF를 cosine 변환영역에 적용할 수 있도록 하는 함수를 제안하였다. 또한 Ngan¹⁰⁾은 Nil이 제안한 함수를 MTF에 곱하여 얻은 가중치들을 Discrete Cosine Transform(DCT) 변환계수들에 가중시킴으로써 만족할 만한 재생영상을 얻었다고 하였다. 그 후 Rao는 DCT 부호화에 인간 시각 시스템의 MTF를 결합한 영상의 점진적 전송방법을 고안하여 낮은 전송율에서 우수한 영상을 얻었다고 보고하였다¹¹⁾.

치근단방사선 영상은 일반적으로 균일한 밝기의 치아, 치조골, 배경 등의 세 개의 연속된 영역으로 구성되어 있으므로 저주파 영역에 많은 정보가 포함되어 있다. 치아부분은 밝은 회색 수준으로서 밝기가 거의 일정하며, 치조골은 치아 부분보다 약간 어두운 회색 수준으로서 공간적 밝기가 약간 불균일하고, 배경부분은 일정하게 어둡게 관찰된다¹²⁾. 따라서 치근단방사선 영상은 회색 수준이 비슷한 세 개의 공간 영역으로 구분될 수 있으므로 치근단방사선 영상 질을 평가하기 위해서는 이러한 영상의 특성과 인간의 시각 시스템을 고려한 평가가 이루어져야 한다.

Furkart¹³⁾은 인위적으로 형성한 치주병소를 대상으로 한 연구에서, 디지털 영상의 확대는 진단능을 향상시킨다고 보고하였으며, Versteeg¹⁴⁾은 디지털 영상 크기의 감소는 진단정보의 상실을 가져온다고 하였다. Svanæs¹⁵⁾은 Digora를 이용한 근원심면 치아우식증의 진단능에 대한 연구에서 확대된 영상이 확대되지 않은 영상보다 더 나은 진단의 정확성을 보여준다고 하였다. Møystad¹⁶⁾은 임상경험이 많은 관찰자군에서는 모니터의 크기에 따른 진단능의 차이는 없고, 작은 모니터상에서의 진단능이 비경험자군에 비해 높았다고 하였으며, 이는 작은 크기의 방사선사진 판독 경험 때문이었을 것이라고 하였다. 또한 Møystad¹⁷⁾은 디지털 교익방사선 영상에서의 근원심면 치아우식증의 진단시 영상의 확대는 관찰자에게 영향을 미치나, 어느 한도 이상의 확대는 진단의 정확성을 감소시킨다고

보고하였고, 여러 진단 시스템에서의 적절한 확대를 제시하여야 할 필요가 있다고 하였다. Fischer와 Brauer¹⁸⁾는 영상과 눈 사이의 거리를 변화시켜서 영상의 효과적인 확대를 가져올 수 있다고 하였다.

영상 질의 평가시 판독자의 주관적 평가방법인 Receiver Operating Characteristic(ROC) 곡선 평가는 시각적, 지각적 평가방법 중에서 가장 우수한 평가 방법으로서 민감도, 특이도를 평가할 수 있을 뿐만 아니라 영상의 정보량을 최대로 얻을 수 있는 방법이다^{19,20,24)}.

본 연구는 현재까지의 디지털 방사선 영상 질의 개선을 위한 영상처리과정에서 이미 제안된 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan 그리고 Rao의 4가지의 실험에서 얻은 MTF를 응용하여, 인간 시각 특성 중 판독시의 관찰 거리 및 각도를 디지털 영상에 적용시킴으로써 향후 디지털 치근단방사선 영상의 판독시 최적의 조건을 제시하고 이를 활용하고자 하는데 그 목적이 있다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

전북대학교 치과병원에 내원한 환자 중 치아 우식증이 있는 환자 19명과 치근단병소가 있는 환자 12명, 치주질환이 있는 환자 12명의 디지털 방사선 영상을 대상으로 하였다.

2. 연구 방법

2.1 방사선 사진 촬영

방사선 사진 촬영은 관전압 60kVp, 70kVp, 관전류 7mA, 총여과 1.5mmAl인 Heliodont MD 방사선 발생장치(Siemens, Germany)를 이용하였다. Digora[®] 시스템(Soredex Medical Systems, Inc., Conroe, Tex)은 3x4cm의 영상 감지부, 416x560 화소의 배열을 갖는 영상의 크기, 화소 크기 70x70 μ m, 해상도 6 line pairs/mm(lp/mm), 영상저장 파일 234KB를 이용하는 영

상판으로 촬영한 후, 70 μ m로 집중되는 레이저광선을 투사하여, 영상판을 여기상태로 만들어 매우 낮은 강도의 청색빛을 방사시켰다. Digora 전용 scanner는 이 빛을 감지, 증강시켜서 디지털 영상으로, 펜티엄 150MHz, 램 32MB, 운영체제 Windows 95에서 Digora[®] 시스템 형식의 파일로 저장하였다.

2.1.1 영상의 형성 및 저장

Digora[®]에서 얻은 영상을 BMP파일 형식으로 저장한 후, Adobe사의 Photoshop 4.0 프로그램을 이용하여 원 영상에서 치아우식증, 치주질환, 치근단병소가 있는 병적 구조물에 대해, 원래의 디지털 영상 중 관심영역을 128x128 pixels(4x4cm)의 정사각형으로 분할하여 저장하였다.

2.1.2 관찰 방법

영상의 관찰은 먼저 관찰자의 눈과 영상이 나 타나는 모니터까지의 거리를 변화시키며 관찰하였고, 이때 관찰자의 시선과 영상면은 수직이 되게 하였다. 다음은 모니터의 수직각을 변화시키면서 관찰하였다.

관찰 거리는 관찰 영상의 폭(4cm)의 4배(16cm), 6배(24cm), 8배(32cm), 10배(40cm), 12배(48cm)의 거리에서 관찰하였다. 관찰자는 영상 관찰시에 모니터상에서 영상분할한 부위만 관찰할 수 있도록 본인이 제작한 16, 24, 32, 40, 48cm 길이의 마스크를 이용하여 관찰하였다.

모니터의 수직각을 변화시키기 위하여 경사 목재판을 제작하였으며 영상의 관찰거리는 전공의군에서 얻은 최적 거리인 8배 거리에서 수직각 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도로 하여("+수직각 : 모니터를 상방에서 하방으로 관찰한 경우, "-수직각 : 모니터를 하방에서 상방으로 관찰한 경우) 영상을 관찰하였다.

모든 관찰 영상은 ACDsee 2.22 프로그램을 이용하여 17인치 천연색 모니터상에서 관찰하였

고 관찰은 2주 간격으로 시행하였으며 점수는 2번 관찰 후 평균점수로 하였다.

각각의 영상에 대하여 5단계로 평가하여 기록하였으며 이의 기준은 다음과 같다.

- 1 : 병소가 확실히 있다.
- 2 : 병소가 있는 것 같다.
- 3 : 불분명하다.
- 4 : 병소가 없는 것 같다.
- 5 : 병소가 확실히 없다.

2.2 최적 거리의 산출

Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao 등의 실험에 의해 얻은 4개의 MTF수식(Fig. 1. 참조)에 대한 연산을 위해, Windows 95 시스템의 Visual C++환경에서 제작한 연산 프로그램을 이용하여, 관찰한 영상의 최적 거리 및 수직각 변화에 따른 최적 거리를 산출하였다.

2.2.1 MTF를 이용한 최적 거리의 산출

Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao 등의 실험에 의해 얻은 4개의 MTF수식은 각각 식(1), 식(2), 식(3), 식(4)와 같고, 이들은 Fig. 1. 과 같은 감도 특성곡선을 보인다. Fig. 1.의 MTF는 4 x 3의 CCIR 601 스크린의 가로 길이

로부터 6배 떨어진 거리에서 관찰하였을 때 인간이 느끼는 공간 주파수의 감도를 표현한 것이다.

$$H(f)=2.6(0.092+0.114f)\{-0.114f\}1.1 \quad \text{식(1)}$$

$$H(f)=(0.2+0.45f)\{-0.18f\} \quad \text{식(2)}$$

$$H(f)=(0.31+0.69f)\{-0.29f\} \quad \text{식(3)}$$

$$H(f)=2.46(0.1+0.25f)\{-0.25f\} \quad \text{식(4)}$$

여기서, 공간 주파수란 관찰 각도당 영상의 계조도(contrast)의 변화로 영상의 최대 명암반복 회수가 $M/2$ 인 경우, 최대 공간 주파수는 $f_{\max} = M/2/a = M/2a(\text{cycles/degree})$ 이다. 또한 관찰 각도는 스크린의 가로 길이의 d 배 떨어진 거리에서 관찰한다면 $a = 2 * \tan(0.5/d)$ (degree) 이다.

2.2.2 수직각 변화에 따른 최적 거리의 산출

인간의 공간 주파수에 대한 감도는 등방성이 아니다. 즉 동일한 공간 주파수라도 영상이 회전된 상태에서의 감도는 회전되지 않은 상태에서 보다 감소한다. 심리학적 실험에 의하면 45도 방향으로 영상이 회전하였을 때 6(cycle/degree)에서 약 -3dB, 1(cycle/degree)에서 약 -1dB 감소하는 특성이 있음이 보고되고 있다.

그러나, 본 연구에서는 이러한 영상의 회전각

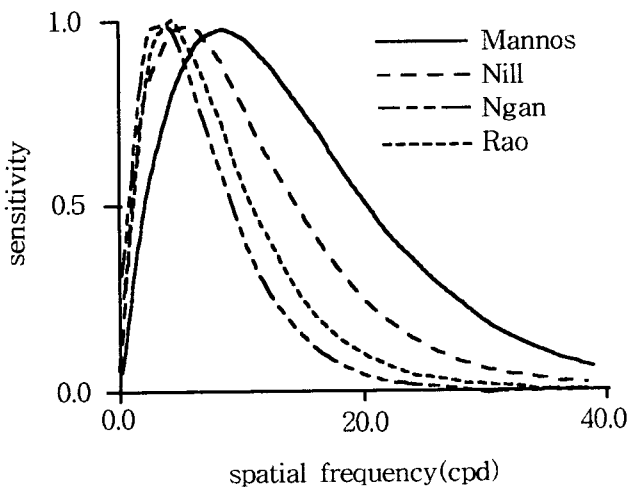


Fig. 1. Modulation transfer function of visual system

도에 대한 정확한 MTF 모델을 구할 수 없고 디지털 영상을 회전시켰을 경우 기하학적인 왜곡이 발생하는 문제점 때문에, 모니터상에 나타난 영상과 시각의 수직각의 차이에 따른 변화를 이용하여 최적 각도를 산출하였다. 여기서 영상과 시각의 수직각의 차이란 Fig. 2.와 같은 각도 a' 을 의미한다. Fig. 2.에서 각도 $a' = \cos a$ 와 근사적으로 같기 때문에 Fig. 1.의 공간 주파수 축(가로 축)을 $f_{max} = M/2 a'$ 로 보정하여 최적 각도를 구하였다.

2.3 영상의 평가

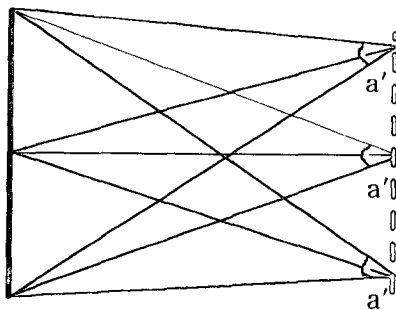
4명의 구강악안면방사선학 전공의와 4명의 비전공의가 4배, 6배, 8배, 10배, 12배 거리에서 5단계의 관찰값을 구하였다. 또한 8배의 거리에서 수직각을 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도로 변화시키고 각 관찰자로부터 이 값을 이용하

여 ROC 분석의 trapezoidal rule을 적용하여 Az 값을 구하였다. 관찰자군에 따른 거리의 차이는 t-test를, 관찰자간의 차이는 ANOVA test로 평가하였다. 또한 Wilcoxon test를 이용하여 이들을 비교 평가하였다.

III. 연구 성적

1. MTF를 이용한 최적 거리

Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan 그리고 Rao의 실험에 의해 얻어진 4개의 MTF수식을 이용한 분할영상(4×4cm)의 최적 거리(배수×4cm)는 Mannos와 Sakrison의 MTF수식을 이용한 거리가 치아우식증 13.79배, 치근단병소 12.03배, 치주질환 13.09배였으며, Nill의 MTF수식을 이용한 거리가 각각 8.90배, 7.80배, 8.47배였고, Ngan의 MTF수식을 이용한 거리



vertical plane of monitor

vertical plane of observer

Fig. 2. Vertical angulation of visual system

Table I. Optimal Distance Obtained from 4 Modulation Transfer Functions

MTF	Dental caries	Periapical disease	Periodontal disease	Mean±S.D.
	Magnification(N=19)	Magnification(N=12)	Magnification(N=12)	
Mannos	13.79±1.30	12.03±0.88	13.09±0.88	12.97±1.02
Nill	8.90±0.79	7.80±0.56	8.47±0.55	8.39±0.63
Ngan	5.05±0.42	4.46±0.30	4.82±0.28	4.78±0.33
Rao	6.18±0.53	5.44±0.38	5.89±0.37	5.84±0.43

Mean ± S.D.(×4cm)

가 각각 5.05배, 4.46배, 4.82배였다. 또한 Rao의 MTF 수식을 이용한 거리는 각각 6.18배, 5.44배, 5.89배였다(Table I).

2. 구강악안면방사선학 전공의와 비전공의의 최적 거리에 대한 ROC평가(Az value)

비전공의군이 관찰한 최적 거리는 10배(40cm)에서 가장 큰 Az값을 나타냈으며 관찰거리가 증가될수록 Az값이 커졌다. 한편 전공의군이 관찰한 최적 거리는 8배(32cm)였으며, 거리가 8배 거리보다 짧아지거나 길어질수록 Az값은 작아졌다. 또한 전공의군과 비전공의군이 관찰한 최적 거리는 6배(24cm), 8배(32cm), 10배(40cm)에서

차이가 있었다($P < 0.05$, Table II, Fig. 3.4).

3. MTF를 이용한 수직각의 변화에 따른 최적 거리

디지털 영상 관찰시 수직각 0도에서 구강악안면방사선학 전공의군이 관찰한 최적 거리는 8배(32cm)였다. 이 거리에서 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도로 수직각을 변화시켰을 때 연구방법 "2"에서 제시된 바와 같은 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao의 MTF수식에 의한 최적 거리는 수직각 모두에서 차이가 없었다($P > 0.05$, Table III).

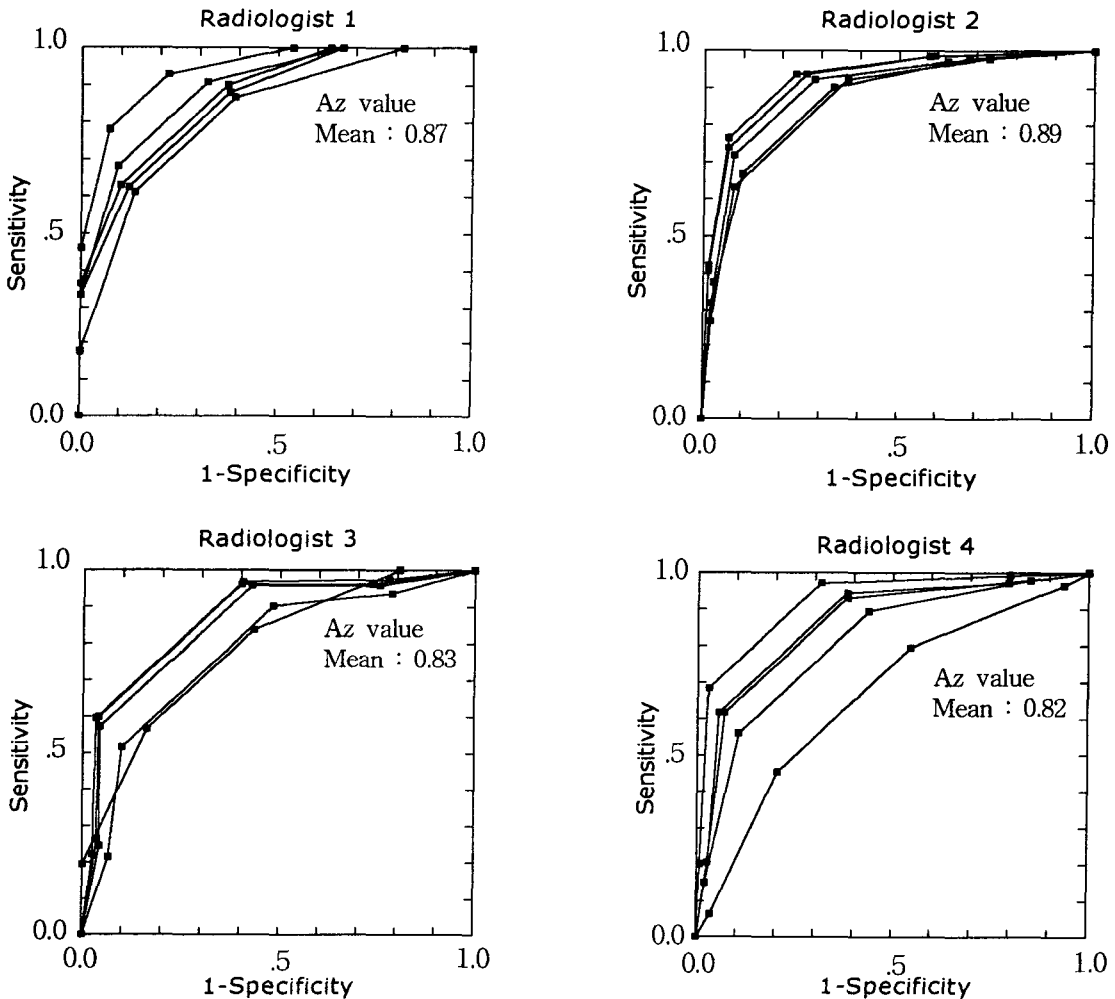


Fig. 3. ROC analysis for optimal distance in 4 radiologists

Table II . ROC Analysis of Optimal Distance by Radiologists and Non-radiologists

Magnification (Distance)	Non-radiologist(N=4)	Radiologist(N=4)
	Az value	Az value
4(16cm)	0.70±0.07	0.78±0.08
6(24cm)	0.73±0.04	0.84±0.05*
8(32cm)	0.77±0.04	0.89±0.03*
10(40cm)	0.78±0.06	0.88±0.02*
12(48cm)	0.78±0.07	0.87±0.03

Mean±S.D.

* : P < 0.05 (by t-test)

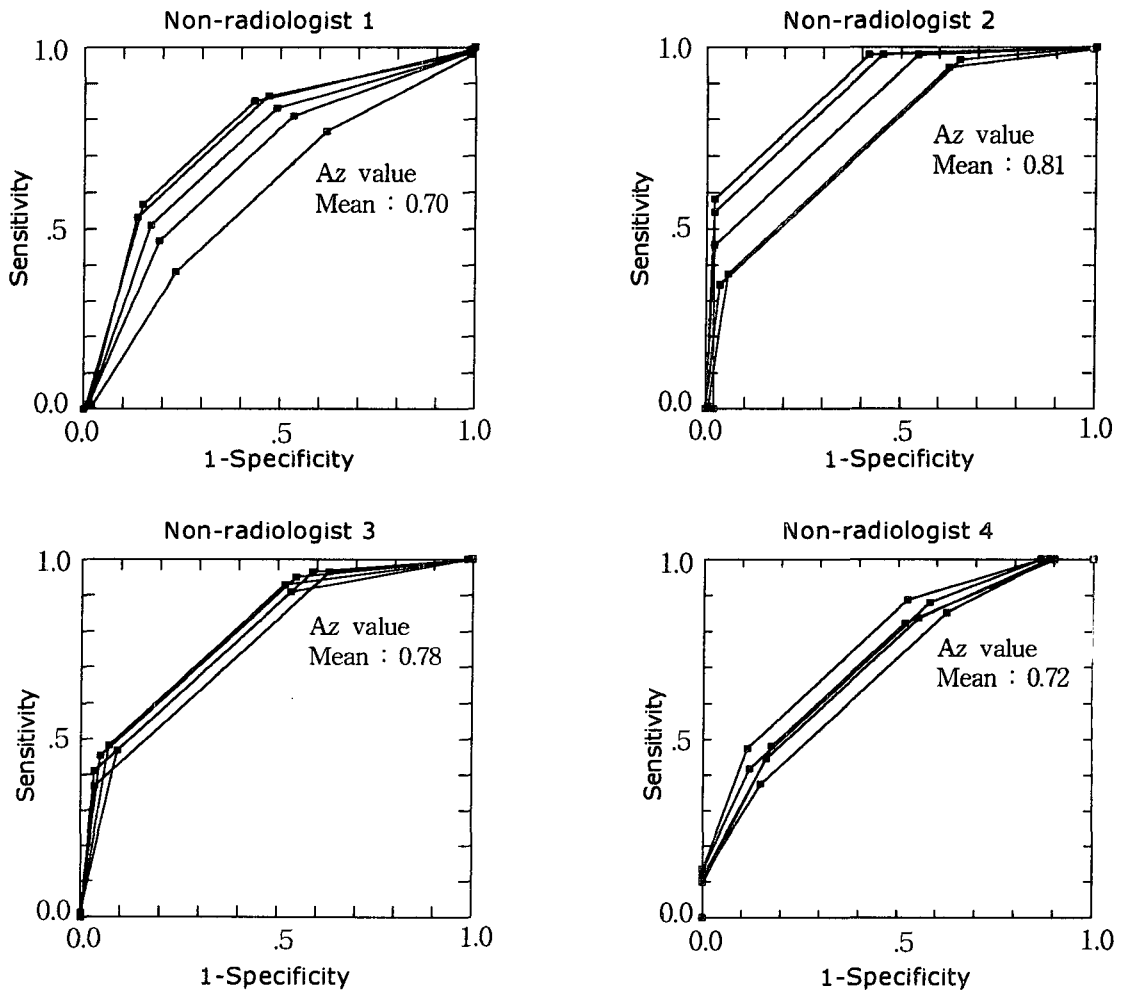


Fig. 4. ROC analysis for optimal distance in 4 non-radiologists

Table III. Optimal Distance Obtained from 4 MTFs according to Vertical Angle

Angle (degree)	Modulation Transfer Function			
	Mannos	Nil	Ngan	Rao
+20	13.13±1.26	8.50±0.79	4.84±0.41	5.91±0.53
+10	13.10±1.28	8.48±0.80	4.82±0.42	5.89±0.53
0	12.97±1.02	8.39±0.63	4.78±0.33	5.84±0.43
-10	13.10±1.28	8.48±0.80	4.82±0.42	5.89±0.53
-20	13.13±1.26	8.50±0.79	4.84±0.41	5.91±0.53

Mean Distance(Magnification) ± S.D.

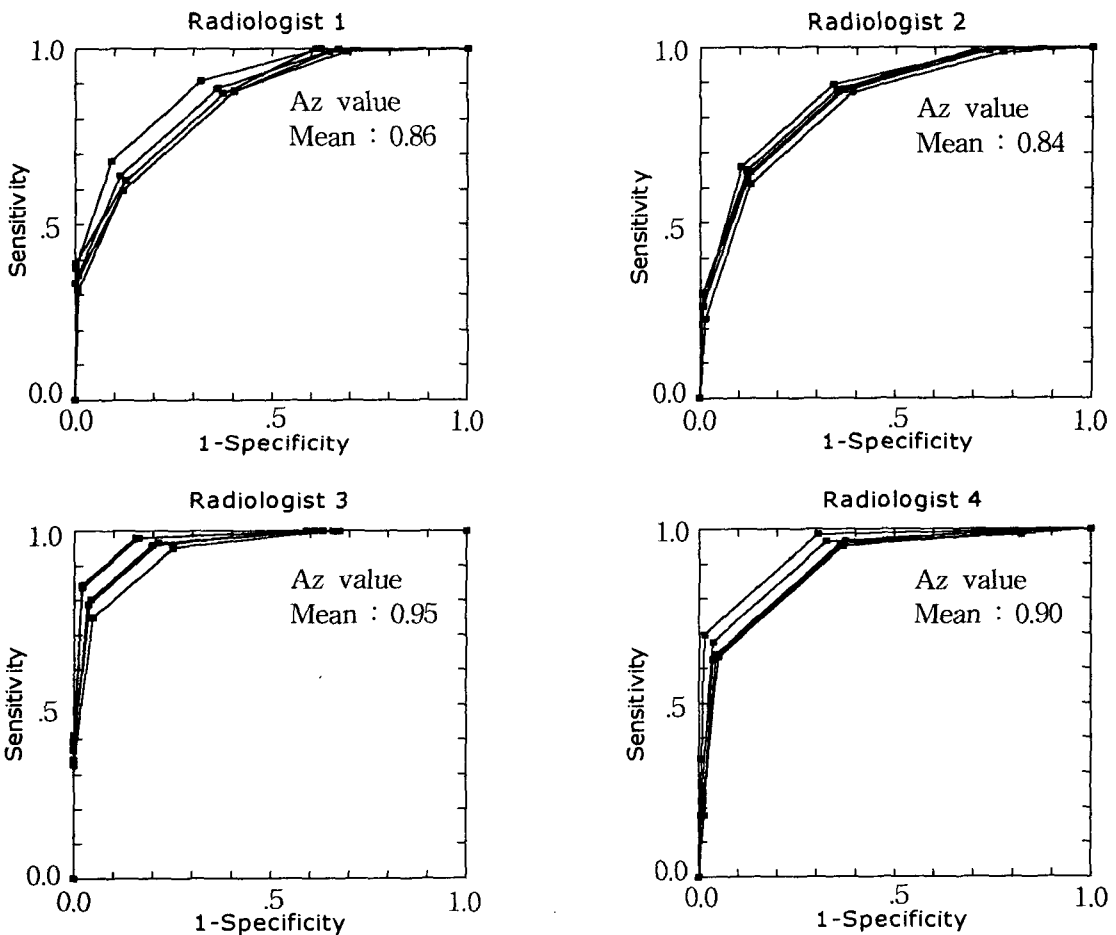


Fig. 5. ROC analysis for optimal angle in 4 radiologists

4. 구강악안면방사선학 전공의와 비전공의의 최적 각도에 대한 ROC평가(Az value)
비전공의군이 관찰한 최적 각도는 모니터 화면과 수직인 수직각 0도에서 Az값이 최대값인

0.81이었으며 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도에서 차이는 없었다(P>0.05). 한편 전공의군이 관찰한 최적 각도는 +20도에서 Az값이 0.91로 최대값을 보였으며 +20도, +10도, 0도, -10

Table IV. ROC Analysis of Optimal Angle by Radiologists and Non-radiologists

Angle (degree)	Non-radiologist(N=4)	Radiologist(N=4)
	Az value	Az value
+20	0.80±0.06	0.91±0.04*
+10	0.79±0.07	0.88±0.06
0	0.81±0.05	0.89±0.05
-10	0.79±0.07	0.89±0.04
-20	0.79±0.06	0.87±0.04

Mean±S.D.

* : $P < 0.05$ (by t-test)

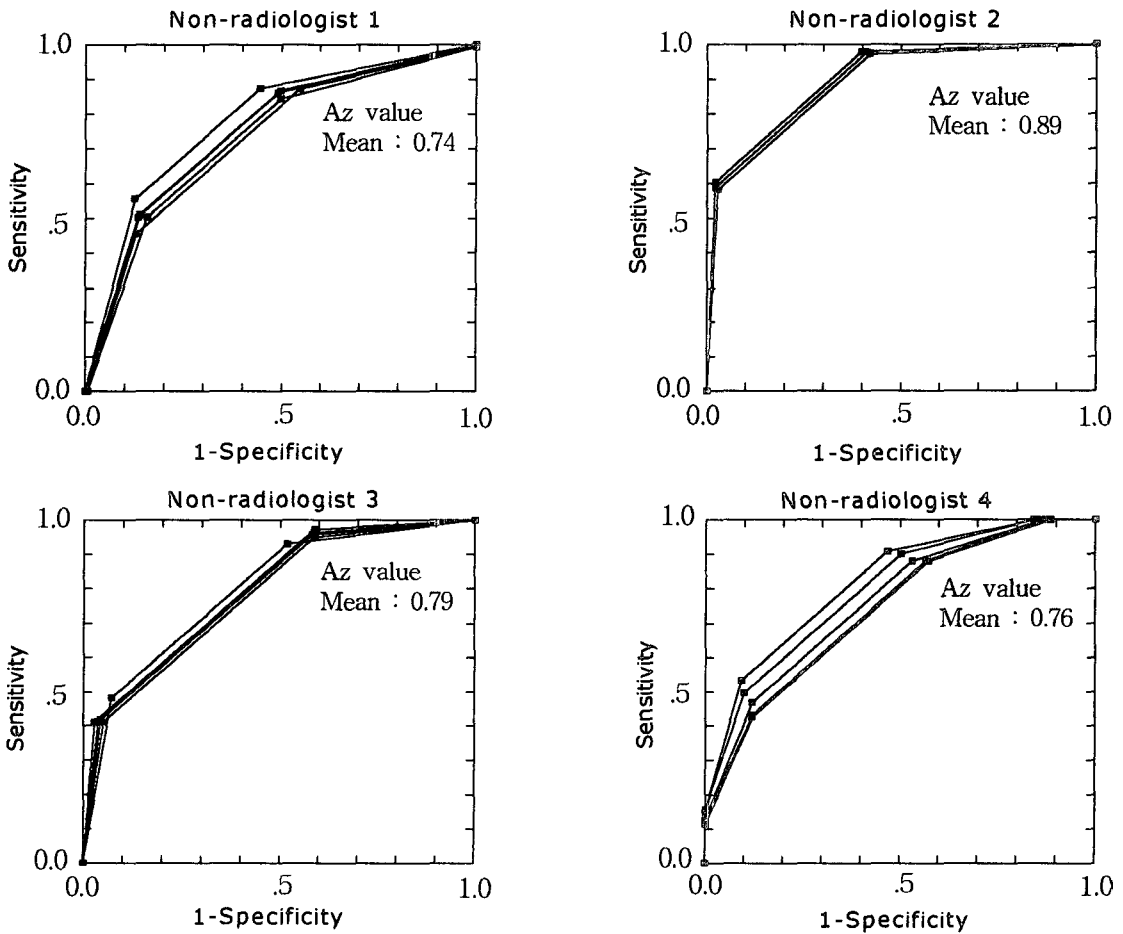


Fig. 6. ROC analysis for optimal angle in 4 non-radiologists

도, -20도에서 차이가 없었다($P > 0.05$). 또한 전공의군과 비전공의군이 관찰한 최적 각도는 +20도에서 차이가 있었으나($P < 0.05$), +10도, 0

도, -10도, -20도에서 차이는 없었다($P > 0.05$, Table IV, Fig. 5,6.).

IV. 총괄 및 고안

방사선 촬영술이 아날로그방식에서 디지털방식으로 변화되어도, 영상판독의 원리는 동일하다. 판독시에는 관찰자가 처음 영상정보를 인지(perception)하고, 다른 임상정보와 통합(integration)함으로써 판독(interpretation)이 이루어지게 된다. 관찰자가 디지털 방사선 영상을 최적의 조건에서 인지할 수 있도록 하기 위하여 지금까지 영상 처리과정에서 영상 질의 개선에 관한 많은 연구가 있었다²⁵⁾.

디지털 영상에서, 공간 해상도에 영향을 미치는 것은 화소의 크기이다. 화소의 크기가 작으면 작을수록 공간 해상도는 더 높아진다. 직접 디지털 방사선 영상 시스템에서 화소크기는 대개 50 μm 이며, Nyquist에 의해 추론된 수학적 계산에서 10 lp/mm로 추정되었다. 한편 아날로그 치근 단방사선 사진의 공간 해상도는 15 lp/mm이다²⁶⁾. 그러나 인간의 시각 시스템에서 15 lp/mm 공간 해상도는 의미가 없다. Digora의 공간 해상도는 6 lp/mm이며, 이는 0.08mm의 피사체 두께에 해당되지만 치주인대강이 0.25mm \pm 50%이므로 치근단질환 평가에 이론적으로는 충분하다²⁷⁾. 또한 Digora 시스템의 영상잡음은 영상판의 양자반점(quantum mottle)잡음에 주로 의존하며, Digora에서 양자반점의 잡음은 아직 계산되지 않았다²⁸⁾.

영상의 판독시에는 공간 해상도뿐 아니라 계조도 해상도가 중요하다. 일반적으로 직접 디지털 방사선 영상 시스템에서 화소의 계조도는 0(흑)에서부터 255(백)까지의 256계조도를 가지며, 화소당 8비트로 이루어진다. 한편 CT 또는 MRI 영상은 화소당 4096계조도를 갖는 12비트로 이루어진다. 컴퓨터 기술이 발달함에 따라 방사선 영상의 계조도 해상도도 증가되고 있으며, 현재 디지털 영상처리는 내부에서 12비트로 이루어지는데 8비트로 디스플레이된다. 그러나 8비트(256계조도) 이상의 흑백 방사선 영상은 인간의 시각 시스템에서 영상정보를 인지하는데 증

진된 효과를 보이지 못한다²⁹⁾.

디스플레이되는 방사선 영상의 인지는 가는 선과 다양한 계조도의 감지, 형태의 인식, 미세한 선 해상도, 이차원 영상에서 삼차원 물체의 형태 인식을 포함한다³⁰⁾.

영상의 화질을 평가하는 방법으로는 물리적 평가방법과 주관적 평가방법이 이용된다. 물리적 평가방법으로는 MTF, 입상성(graininess), 대조도, Wiener Spectrum(WS) 등이 있으며 주관적 평가방법으로는 ROC 곡선 평가, Fuzzy 측도론, Hawlet chart, Landolt 환 chart, Burger's phantom 등의 방법이 있다.

MTF 평가방법은 LSF의 Fourier변환에 의해 이루어지며, 영상을 빠르고 정확하게 평가할 수 있는 방법으로서 디지털 방사선 영상의 평가에 이용되고 있다. 특히 영상의 시각평가시에는 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao의 기본 모델을 이용하고 있다. ROC 분석법은 시각적, 지각적 평가방법 중 가장 우수한 평가방법의 하나이며, 이 분석법은 신호 검출이론에 기초를 두고 있고, 동일한 관찰 조건으로 동일한 관찰자에 의해서 일정한 평가기준을 정하거나, 복수의 관찰자에게 실시하여 데이터의 평균을 취하여 해석한다. 또한 ROC 곡선은 형상 위치, 민감도, 특이도, 최대 정보량을 평가할 수 있다. 한편 이 평가 방법은 영상의 공간 주파수 성분이 극히 저주파인 부분만을 취급하고 있고, 물리적 평가방법과 일치되지 않는 단점도 있다³⁰⁾.

인지과정은 관찰자의 시각 시스템을 통해 주관적 요소가 크게 작용하므로 관찰자에게 부여되는 최적의 조건은 방사선 영상의 인지를 도와준다. 우선 관찰자는 방사선 영상에 관심을 집중할 수 있는 방해받지 않는 조용한 실내에서, 방사선 영상으로부터 정보를 얻고자하는 강한 동기가 부여된 상태에서 영상을 관찰하여야 한다. 여기에는 관찰자의 심리상태, 영상에 대한 기본적인 지식과 인식, 시력 등에서 주관적인 요소가 작용하기 때문이다. 또한 조명환경은 심리적, 생리적 측면에서 영상인지에 영향을 미친다^{29,30)}. 본 연구에

서 디지털 영상 관찰시 관찰자는 조용한 실내에서 안정된 심리상태가 유지되도록 하였다. 그러나 시력은 고려되지 않았으며 관찰시에는 관심영역(4×4cm) 부위만 관찰되고 이외의 부위는 빛이 차단되도록 본인이 제작한 마스크를 착용하였다.

일반적으로 방사선학 분야에서 권고되는 모니터는 한 화면에서 여러 개의 영상을 볼 수 있도록 17-23"의 화면에, 화면 감박임을 최소로 하기 위해 70Hz 이상의 non-interlaced 재생률(refresh rate)을 가져야 하며, 조명을 약간 어둡게 한 상태에서 판독 업무가 이루어 질 수 있도록 60foot-Lamberts(fL)이상의 디스플레이 명시도(luminance)를 가져야 한다³¹⁾. 또한 1k × 1k 이상의 화소 배열과 필름 크기와 유사한 크기의 모니터, 그리고 모니터 자체의 대조도, 휘도 조절이 가능해야 최대의 진단능을 보이는 것으로 보고되었다³²⁾. 본 연구에서 사용한 17인치 모니터 Samsung SyncMaster 700(M)b는 Dot pitch 0.28mm, 최대 해상도 1024×768, 수평주파수 30-69KHz, 수직주파수 50-160Hz, non-interlaced이며 조도는 30-45fL이다.

모니터의 대조도가 증가하면, 밝은 값의 화소(128-255)는 더욱 밝아져서 화소값이 높아지고 어두운 화소(0-127)는 더욱 어두워져서 화소값이 더욱 낮아진다. 반면 대조도가 감소하면, 모든 화소의 값이 127/128 midpoint를 향해 모이게 된다. 일반적으로 치아우식증의 관찰시에는 높은 대조도, 치주질환의 관찰시에는 낮은 대조도가 요구된다. 또한 휘도가 조절될 때 화소의 값은 한 방향으로 이동하여 각각의 화소값의 차이는 항상 같다. 본 연구에서 모니터는 최적 상태인 대조도 81%, 휘도 53%로 고정하고, 개개 영상에 대해 관찰자가 임의로 영상 증강(enhancement)을 하지는 않았다. 이는 많은 영상을 관찰할 때 각각의 영상에 대한 관찰자간의 실험조건을 동일하게 하기 위함이며, 소비되는 시간을 줄이기 위함이었다. 그러나 각 영상의 최적의 대조도와 휘도를 조정하여 영상을 관찰한다면 더 나은 진단의 정확

성을 가져올 수 있을 것으로 사료된다.

Mϕystad등¹⁶⁾은 5", 9", 17"의 다양한 크기의 모니터에서, 임상경험이 많은 관찰자군과 임상경험이 거의 없는 관찰자군에서 모두 모니터의 크기에 따른 진단능의 차이는 통계학적으로 유의성이 없다고 하였다. 또한 임상경험이 많은 관찰자군은 세 모니터에서 진단의 차이가 없고 작은 모니터상에서는 진단능이 비경험자군에 비해 높았다고 하였다.

본 연구에서 사용된 Digora 시스템은 영상판 형태의 영향으로, 모니터 상에서 영상의 모서리가 둥글게 처리되었다. 따라서 운영체제 Windows 95에서 영상을 BMP file로 저장하여 Adobe사의 Photoshop 4.0 프로그램을 이용하고 원래의 디지털 영상 중 관심영역을 4×4cm의 정사각형으로 분할하였으며, ACDSee 2.22b 프로그램으로 처리한 후, 17인치 모니터 Samsung SyncMaster 700(M)b에서 관찰하였다. 또한 분할영상의 관찰시에는 모니터 크기의 영향을 최소화시키고 관심영역만을 관찰하기 위하여 본인이 제작한 마스크를 사용하였다.

Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan과 Rao의 실험에 의하면 인간의 시각은 Fig. 1.과 같이 공간주파수에 따라 감도가 달라지며 3.0-4.5 cycles/degree에서 최대의 감도를 갖는다고 하였다. 본 연구에서 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao의 실험모델에 의한 최적 거리(가로 길이의 배수)는 치아우식증에 대해서는 각각 13.79배, 8.90배, 5.05배, 6.18배, 치근단병소에 대해서는 각각 12.03배, 7.80배, 4.46배, 5.44배, 치주질환에 대해서는 각각 13.09배, 8.47배, 4.82배, 5.89배였다. 또한 치아우식증, 치근단병소, 치주질환의 디지털 영상 관찰시 최적 거리에 대하여 비전공의군은 10배(40cm)에서 최대의 Az값을 나타내어 Mannos와 Sakrison의 MTF수식에 의한 실험결과와 유사하였으며, 전공의군은 8배(32cm)에서 최대의 Az값을 보여 Nill의 MTF수식에 의한 실험결과와 가장 유사하였다. 또한 6배, 8배, 10배의 거리에서 비전공

V. 결 론

의군보다 전공의군의 Az값이 크게 나타났고 이 거리에서 전공의군의 판독능이 비전공의군의 판독능보다 우수한 것으로 나타났다.

관찰 거리 이외의 다른 감도 특성 중 하나는 감도의 방향성에 있다. 심리학적 실험에 의하면 45도 방향의 동일 공간 주파수의 자극은 동일한 가로 방향의 공간 주파수 자극보다 감도가 떨어지는 것으로 보고되었다. 그러나, 이러한 영상의 회전각도에 대한 정확한 MTF 모델을 구할 수 없고 디지털 영상을 회전시켰을 경우 기하학적인 왜곡이 발생하는 문제점 때문에, 모니터상에 나타난 영상과 시각의 수직각 차이에 따른 변화를 이용하여 최적 각도를 산출하였다.

본 연구에서는 8배 거리(32cm)에서 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도로 수직각을 변화시켰을 경우 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao의 MTF수식에 의한 최적 거리의 차이는 없었다. 한편 비전공의군이 관찰한 최적 각도는 모니터 화면과 직각인 수직각 0도에서 Az값이 최대값인 0.81이었고, 수직각 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도 각각에서 Az값의 차이는 없었다. 전공의군이 관찰한 최적 각도는 +20도에서 Az값이 0.91로 최대값을 보였으며 수직각 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도 각각에서 Az값의 차이는 없었다. 한편 전공의군과 비전공의군이 관찰한 최적 각도는 +20도에서 차이가 있었으나, +10도, 0도, -10도, -20도에서는 차이가 없었다. 따라서 디지털 영상 관찰시에는 모니터 화면과 수직인 각도에서 관찰하는 것보다 약간 상방에서 하방으로 관찰하는 것이 좋을 것으로 생각된다.

향후 디지털 영상에 대한 영상처리, 영상분할, pattern 인지, 3-D visualization 그리고 치료 및 외과적 수술 계획시의 디지털 영상에 대한 연구뿐만 아니라 디지털 영상의 관찰시 관찰자가 영상을 최적의 조건에서 인지할 수 있도록 주관적, 시각적 인지를 고려한 연구가 지속적으로 이루어져야할 것으로 사료된다.

전북대학교 치과병원에 내원한 환자 중 치아 우식증이 있는 환자 19명, 치근단병소가 있는 환자 12명, 치주질환이 있는 환자 12명에 대하여 Digora를 이용한 디지털 방사선 영상을 얻었다. 디지털 분할 영상(4×4cm) 관찰시의 최적 거리(배수×4cm) 및 최적 각도를 평가하기 위하여 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan 그리고 Rao의 실험에 의해 얻어진 MTF수식을 디지털 영상에 응용한 물리적 평가와 4명의 구강악안면방사선학 전공의와 4명의 비전공의의 ROC분석을 이용한 주관적 평가를 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 분할 영상 관찰시의 최적 거리는 Mannos와 Sakrison의 MTF를 응용한 거리가 12.97배였으며 Nill, Ngan 그리고 Rao의 MTF를 이용한 거리가 각각 8.39배, 4.78배, 5.84배였다.
2. ROC분석에서 구강악안면방사선학 전공의군이 관찰한 최적 거리는 8배(32cm)에서 가장 큰 Az값(0.89)을 보였으며, 비전공의군이 관찰한 최적 거리는 10배(40cm)에서 가장 큰 Az값(0.78)을 나타냈다. 한편 전공의군과 비전공의군이 관찰한 거리는 6배(24cm), 8배(32cm), 10배(40cm)에서 차이가 있었다($P < 0.05$).
3. 분할 영상 관찰시의 수직각을 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도로 변화시켰을 때 Mannos와 Sakrison, Nill, Ngan, Rao의 MTF를 이용한 최적 거리는 수직각 모두에서 차이가 없었다($P > 0.05$).
4. ROC분석에서 구강악안면방사선학 전공의군이 관찰한 최적 각도는 +20도에서 Az값이 최대값(0.91)을 보였으며 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도 각각에서 Az값의 차이는 없었다($P > 0.05$). 또한 비전공의군이 관찰한 최적 각도는 0도에서 Az값이 최대값(0.81)을 보였

으며 +20도, +10도, 0도, -10도, -20도 각 각에서 Az값의 차이는 없었다($P > 0.05$). 한편 전공의군과 비전공의군이 관찰한 각도는 +20도에서 차이가 있었으나($P < 0.05$), +10도, 0도, -10도, -20도에서는 차이가 없었다($P > 0.05$).

본 연구는 디지털 치근단방사선 영상 판독시의 시각 특성을 물리적 및 주관적으로 평가한 것으로서 향후 디지털 영상의 판독시 본 연구의 결과를 응용할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Vandre RH, Webber RL : Future trends in dental radiology. *Oral Surg.* 1995, 80:471-8.
2. Browning GC, Liang Y, Buckwalter KA, Kruger RA, Aisen A : World wide web interface to digital imaging and communication medicine-capable image servers. *Journal of Digital Imaging* 1996, 9(4): 178-184.
3. Bauman RA, Gell G : Large picture archiving and communication systems of the world-part 2. *Journal of digital imaging* 1996, 9(4):172-177.
4. Pizer SM : Psychovisual issues in the display of medical images. *Proceedings NATO Advanced studies Institute on pictorial information systems in medicine*, 1985.
5. Welander U, Nelvig P, Tronje G, McDavid WD, Dove B, Morner AC, Cederlund T : Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs. *Oral Surg.* 1993, 75:506-16.
6. Gonzalez RC, Woods RE : *Digital Imaging Processing*. Addison-Wesley Publishing Company, 1993.
7. 이준환 : Fuzzy집합 이론을 이용한 부대역 부호화에 관한 연구. *전북대학교 전자사업개발 연구소*, 1992, pp22-51.
8. Mannos JL, Sakrison DJ : The effects of fidelity criterion on the encoding of images. *IEEE Trans. on Information Theory* 1974, 20:525-536.
9. Nill NB : A visual model weighted cosine transform for image compression and quality assessment. *IEEE Trans. on Comm.* 1985, 33:551-57.
10. Ngan KV, Leong KS, Shigh H : Cosine transform coding incorporated human visual system model. *SPIE Fiber Laser* 86, Cambridge MA, 1986, 707:165-177.
11. Chitprasert B, Rao KR : Human visual weighted progressive image transmission. *ICCS '88, Intl. Conf. on Commun. Systems*, Singapore, paper no.171. Nov. 1988.
12. Benn DK : A computer assisted method for making linear radiographic measurements using stored region of interest. *J. Clin. Periodontol.* 1992, 19:441-448.
13. Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Nummikosik P, Matteson S : Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesions. *Oral Surg.* 1992, 74:652-60.
14. Versteeg CH, Sanderink GCH, Lobach SR, van der Stelt PF : Reduction in size of digital images : Does it lead to less detectability or loss of diagnostic information? *Dentomaxillofac. Radiol.* 1988, 27:93-96.
15. Svanæs DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl HG : Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification. *Oral Surg.* 1996, 82:94-100.
16. Møystad A, Svanæs DB, Larheim TA, Grøndahl HG : The effect of cathode ray tube display format on observer performance in dental digitized radiography : Comparison with plain films. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1994, 23:206-210.
17. Møystad A, Svanæs DB, Larheim TA, Grøndahl HG : Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection : An in vitro study. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1995,

- 24(4):255-259.
18. Fischer PD, Brauer GW : Impact of image size on effectiveness of digital imaging systems. *J Digit Imaging* 1989, 2:39-41.
 19. Metz CE : ROC methodology in radiologic imaging. *Invest Radiol.* 1986, 21:720-733.
 20. Goodenough DJ, Rossmann K, Lusted LB : Radiographic application of receiver operating characteristic(ROC) curves. *Radiol.* 1974, 110:89-95.
 21. Hanley JA, McNeil BJ : The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiol.* 1982, 143:29-36.
 22. Zweig MH, Campbell G : Receiver-operating characteristic(ROC) plots : A fundamental evaluation tool in clinical medicine. *Clin. Chem.* 1993, 39(4):561-577.
 23. Metz CE : Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. *Invest Radiol.* 1989, 24:234-245.
 24. Metz CE : Basic principles of ROC analysis. *Seminars in nuclear medicine* 1978, 3(4): 283-298.
 25. 송남규, 고광준 : 영상보간법을 이용한 디지털 치근단방사선 영상의 개선에 관한 연구. *대한구강악안면방사선학회지* 1998, 28(2): 387-410.
 26. Khademi JA : Digital images & sound. *Journal of dental education* 1996, 60(1)41-46.
 27. Luostarinen T, Tammissalo T, Vahatalo K, Tammissalo E : Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1995, 24(2): 92-93.
 28. Wenzel A, Gröndahl HG : Direct digital radiography in the dental office. *International Dental Journal* 1995, 45:27-34.
 29. Goaz PW, White SC : *Oral Radiology : Principles and interpretation.* 3rd ed. The C.V. Mosby Co. 1982, pp161-173.
 30. 김영일, 김성수, 김영근 등. *의료영상정보학. 도서출판 대학서림*, 1995, pp107-142.
 31. Kim YM, Choi HS : PACS and Medical Imaging. '92 국내외한국과학기술자학술회의 추계 Workshop pre-prints, 한국과학기술단체총연합회, 1992, pp34-41.
 32. Stelt PF : Inference systems for automated image analysis. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1992, 21:180-183.

Adress : Prof. Kwang-Joon KOH, Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Chonbuk National University, 634-18, Keum-Am Dong, Duk-Jin Gu, Chon-Ju, South Korea
 Tel : (0652) 250-2023 Fax : (0652) 250-2081
 E-mail : dentrad@moak.chonbuk.ac.kr