

# 계수공제영상의 비선형 대조도 증강효과에 관한 연구

원광대학교 치과대학 구강악안면방사선학 교실

이 건 일 · 진 연 화

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

## I. 서 론

방사선영상공제술은 어느정도 시간간격에 동일한 기하학적 관계를 유지하며 촬영된 두장의 방사선 사진이 필요한 술식이며 치과방사선 분야에 최근 몇 년동안 성공적으로 적용되어오고 있다<sup>1-3)</sup>. 이 술식은 동일한 상태로 촬영된 두 사진사이에 변하지 않은 해부학적 구조는 상이 감해져서 두 사진의 복합사진에서는 인지되지 못하여 해부학적 잡음에 의해서 명확치 않는 병소 부위가 잘 보이게 되는 것으로써 현재 치주질환, 치아우식증, 인공치아매식체 주위의 골질의 변화를 인지하는데 활용되고 있다<sup>3-8)</sup>.

방사선영상공제술의 여러 문제점중에 한가지는 미약한 회색조 차이가 공제된 영상에서 인지되기 어렵다는 점이다. 그러나 디지털 영상처

리의 사용은 이런 문제점을 보완하는데 좋은 계기가 된다. 일단 어떤 영상이 일련의 숫자의 배열로서 컴퓨터에 저장이 되면 시각적인 화질이 디지털 영상처리를 통해 개선되고 강조될 수 있다. 이 과정은 영상의 판독능을 증가시키기 위해서 화소값의 수학적 처리를 포함하고 있다. 계수공제된 상의 대조도 증강은 작은 대조도의 관찰을 더욱 용이하게 함으로써 이런 문제점을 어느정도 해소시켜줄 수 있다. Reddy 등<sup>9)</sup>은 작은 치조골 병소를 pseudocolor enhancement를 통하여 관찰하였으나 이로써 추가된 새로운 정보는 없고 계수공제된 영상에서 병소관찰의 효율성의 증대효과를 가져왔다고 보고하였다. Gröndahl 등<sup>10)</sup>은 대수적 대조도증강이 인접우식의 발견을 용이하게 해주고 심지어는 노출을 줄여서 부적절하게 촬영된 사진에서도 진단의 정확성을 높여주었다고 하였다. Van der Stelt 등<sup>11)</sup>은 계수공제된 영상의 대수적 대조도 증강에 대해서 연구하여 계수공제된 영상에서 골병소를 인지하는데에 문제가 되는 점은 대조도보다도 두사진을 겹치는 과정의 실수 등에 의해서 생기는 구조적 잡음 등이 더욱 문제라고 지적하였다.

비선형 또는 대수적 대조도 증강은 계수공제된 영상에서 작은 회색조차이를 증강시키는 술식이다<sup>12)</sup>. 동일한 방사선 사진의 일반적인 계수공제영상은 127의 회색조를 보인다. 비선형 대조도 증강은 127의 회색조준위에서 약간 벗어난 차이를 0(백색) 또는 256(흑색)에 더욱 가까운 회색조 상태로 증강하게 된다.

\* 이 논문은 '97학년도 원광대학교 교비지원에 의해서 연구됨.

회색조 상태로 증강하게 된다.

Versteeg 등<sup>12)</sup>은 계수공제영상에서 작은 대조도 영역의 감지도는 영상의 구성(texture)에 의해서 영향받는다 고 하였다. 결과적으로 적은 대조도의 감지도에 대한 비선형 대조도 증강의 장점이 동시에 증가하는 구조적 잡음에 의해서 감소할 수 있다. 그러므로 이 연구는 세가지 다른 구성의 대조도 증강에 대한 효과를 연구하고자 한다.

이 연구의 목적은 선형 및 비선형대조도 증강이 영상의 구성, 방사선 진단경험의 많고 적음과 연계하여 계수공제영상의 진단 정확성에 얼마나 영향을 주는지를 알아보고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

모든 필름(E-speed film No. 2, Kodak)은 구내 방사선촬영기인 YOSHIDA사의 REX602를 이용하여 동일한 조건(60 kVp, 0.9 sec, 10 mA)하에서 평행촬영 기구인 PRECISION을 이용하여 평행촬영을 시행하였으며 동일한 기하학적 조건과 현상조건에서 2회촬영하여 자동현상기(DÜRR DENTAL)에서 현상되었다.

관찰하고자하는 부위로는 물체가 없는 상태와 치조골 및 법랑질부위로 설정했다.

각 필름은 Nikon 35mm film scanner(LS-3510AF)에 의해서 1312 x 1024 pixel x 8 bit depth matrix상태로 디지털화되었다. Scanner는 Macintosh LC III computer(Apple Computer, Charlotte, N.C.)와 연결되어 있다. 이 결과 세가지 다른 영상 구성(plain, bone, enamel)의 영상이 얻어졌고 각 영상은 Image 1.61(NIH Research Services Branch, Bethesda, Md.)의 프로그램을 이용하여 영상처리되지 않은 계수공제영상(regular subtraction; regular)과 선형대조도증강(linear contrast enhancement; equalized) 및 비선형대조도증강(nonlinear or logarithmic contrast enhancement; LCE)이 이루어 졌다.

병소의 형성은 일반적으로 사용되는 실제적인 방법, 즉 유산을 이용한 방법은 세가지 영상구성에 동일한 크기와 흑화도를 갖는 병소형성이 불가능하기 때문에 사용될 수 없었다. 병소는 세가지 크기(9, 16, 25화소)와 세가지 흑화도(흑화도 값 5, 10, 15)를 사용하여 모두 9개의 병소를 형성하여 병소가 있는 영상 9개와 병소가 없는 영상 9개를 만들었고 이를 다시 선형 및 비선형 대

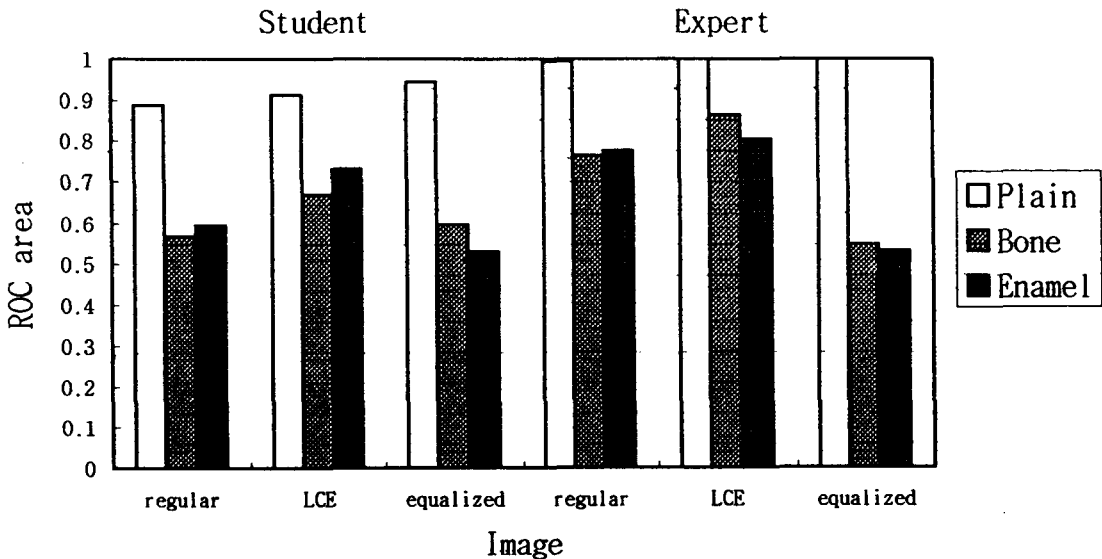


Fig. 1. Comparison of the three textures: plain, bone and enamel

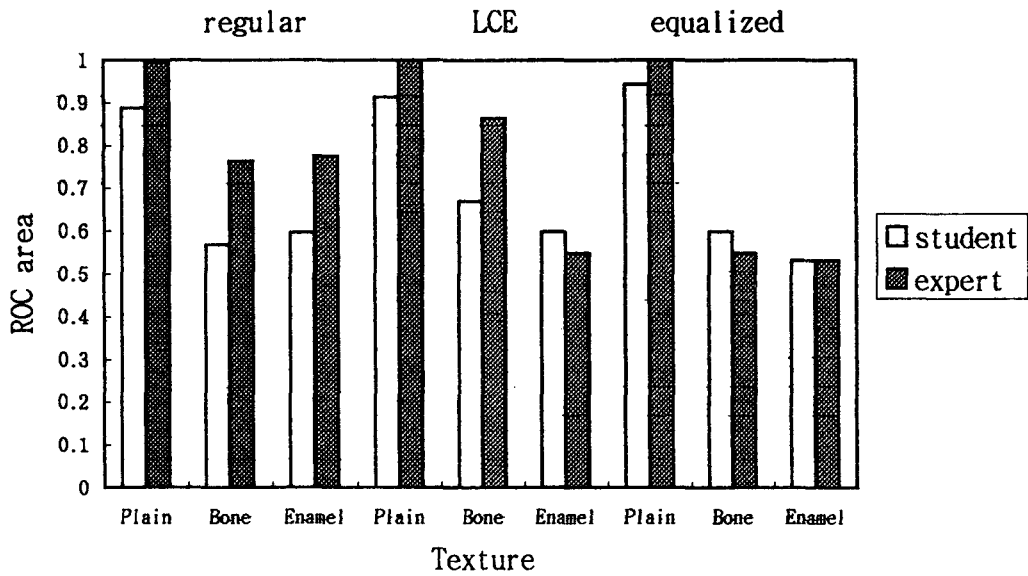


Fig. 2. Comparison of students to experts

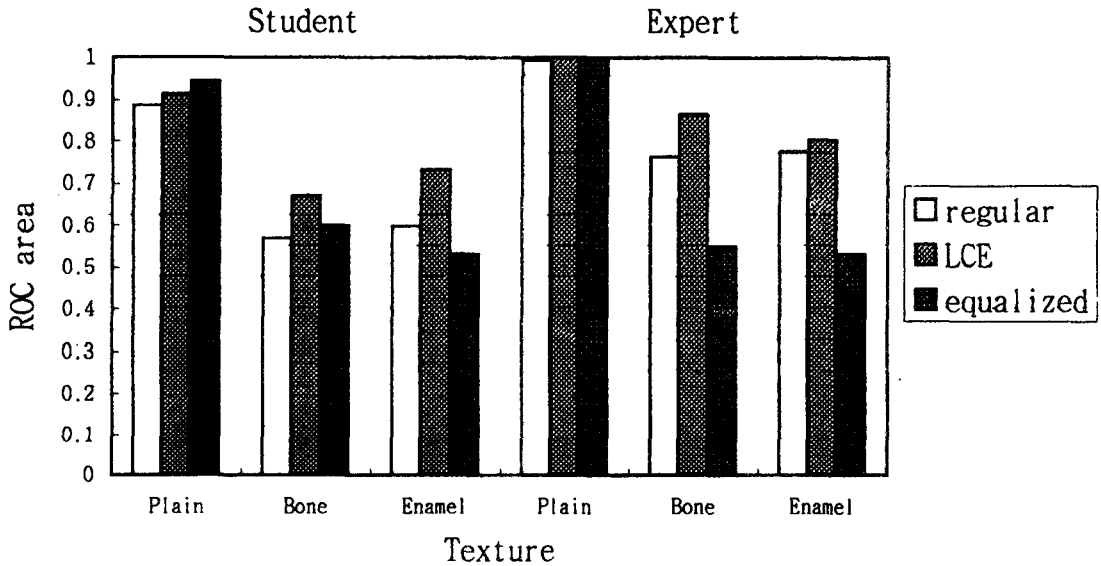


Fig. 3. Comparison of the three images: regular, LCE and equalized

조도 증강을 통해서 새로운 영상을 만들어 한 구 성당 모두 54개의 영상을 만들었다. 이렇게하여 만들어진 모든 영상 162개를 방사선 진단경험이 많은 전공의 10명과 경험이 비교적 적은 본과 4학년 10명을 대상으로 하여 실험적으로 컴퓨터

상에서 형성된 병소의 유무를 판단하였다.

병소의 발견은 각 영상을 모니터를 통해서 보면서 병소의 유무의 확실정도에 따라 5점으로 나누어(1점: 병소가 확실히 없다, 2점: 병소가 없는 것 같다, 3점: 잘 모르겠다, 4점: 병소가 있는 것

같다, 5점: 병소가 확실히 있다) 평가하도록 하였으며 1,2 와 3점을 합하여 음성진단으로하고 4와 5점을 합하여 양성진단으로 양분한 뒤 진위에 따라 네가지 decision matrix 즉 True Positive(TP), True Negative(TN), False Positive (FP), False Negative(FN)로 분류하였으며 Bayes's rule에 의거하여 predictive value를 구하였다. ROC분석법을 적용하여 ROC곡선을 얻었으며 nonparametric Wilcoxon statistic으로 ROC area를 산출하였다<sup>13-18)</sup>.

### III. 연구성적

Texture와 영상 종류에 따른 학생과 전문가의

decision matrix의 분포를 바탕으로 하여 얻은 민감도(TP ratio)와 특이도(TN ratio) 등의 여러 가지 비율이 Table 1에 나타나 있다. 대체적으로 전문가의 민감도와 특이도가 학생보다 높은 것으로 나타났으나 선형대조도증강에서는 비율이 반대로 나타나는 경우도 있었다.

영상의 종류에 따른 비교에서는 모든 경우에서 비선형대조도증강에서 민감도와 특이도 모두에서 영상처리하지 않은 영상과 선형대조도증강 영상보다 높게 나타났다. Texture에 따른 민감도와 특이도는 물체가 조사되지 않은 plain texture에서 가장 높은 것으로 나타났다. 특히 plain texture에서 전문가의 영상처리가 안된 영상과 학생 및 전문가의 선형대조도증강 영상에서는

Table 1. A set of diagnosis characterized by propotions derived from the decision matrix

			TP ratio TP/TP+FN	TN ratio TN/TN+FP	FP ratio FP/FP+TN	FN ratio FN/FN+TP	P.P.V. TP/TP+FP	N.P.V. TN/TN+FN
Plain	regular	st	0.844	0.900	0.100	0.156	0.894	0.853
		ex	0.989	1.000	0.000	0.011	1.000	0.989
	LCE	st	0.911	0.922	0.078	0.089	0.921	0.902
		ex	0.989	0.989	0.011	0.011	0.989	0.989
	equalized	st	0.878	1.000	0.000	0.122	1.000	0.891
		ex	0.989	1.000	0.000	0.011	0.989	0.989
Bone	regular	st	0.411	0.756	0.244	0.589	0.627	0.562
		ex	0.567	0.889	0.111	0.433	0.836	0.672
	LCE	st	0.611	0.700	0.300	0.389	0.671	0.643
		ex	0.833	0.778	0.222	0.167	0.789	0.824
	equalized	st	0.433	0.744	0.256	0.567	0.629	0.568
		ex	0.422	0.689	0.311	0.578	0.576	0.544
Enamel	regular	st	0.378	0.767	0.233	0.622	0.618	0.552
		ex	0.567	0.844	0.156	0.433	0.785	0.661
	LCE	st	0.489	0.589	0.411	0.511	0.543	0.535
		ex	0.611	0.878	0.122	0.389	0.833	0.693
	equalized	st	0.300	0.667	0.333	0.700	0.574	0.488
		ex	0.278	0.822	0.178	0.722	0.610	0.532

Table 2. ROC areas of 10 students and 10 experts for regular, LCE and equalized subtraction images of all three textures.

texture		subtractions			
		regular(R)	LCE(L)	equalized(E)	
Plain	student	value	0.8865(0.0212) <sup>*a</sup>	0.9127(0.0244) <sup>a</sup>	0.9431(0.0200) <sup>a</sup>
		DBG	R/L/E/R		
	expert	value	0.9943(0.0066)	0.9999(0.0001)	0.9999(0.0001)
		DBG	R/L/E/R		
Bone	student	value	0.5683(0.0432) <sup>a</sup>	0.6691(0.0408) <sup>a</sup>	0.5972(0.0430) <sup>a</sup>
		DBG	L/R/E/L		
	expert	value	0.7628(0.0363)	0.8635(0.0262)	0.5480(0.0434)
		DBG	R/L/E/R		
Enamel	student	value	0.5956(0.0422) <sup>a</sup>	0.7322(0.0493) <sup>a</sup>	0.5312(0.0422)
		DBG	R/L/E/R		
	expert	value	0.7748(0.0354)	0.8035(0.0330)	0.5317(0.0432)
		DBG	R/L/E/R		

\* : mean (standard error)

<sup>a</sup> : significantly different between values of students and experts at 0.05 level

DBG : difference between groups

' . ' : not significantly different between neighboring values at 0.05 level

' / ' : significantly different between neighboring values at 0.05 level

비율 1을 나타냈다.

ROC면적에 대한 각 경우의 값은 Table 2에 나타나 있다. Enamel texture에서 선형대조도증강 영상을 제외하고는 모든 경우에서 ROC면적이 학생과 전문가사이에 유의한 차이를 나타냈다 ( $p < 0.05$ ). Texture종류를 불문하고 비선형대조도증강 영상에서 가장 큰 ROC면적을 나타냈다. Plain texture에서 학생의 경우 regular, LCE 및 equalized 영상사이에는 각각 서로 유의한 차이를 보였으나( $p < 0.05$ ) 전문가의 경우 LCE와 equalized 영상사이에서는 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ). Bone texture의 경우 전문가에서는 세 가지 영상 모두에서 서로 각각 유의한 차이를 보였으나( $p < 0.05$ ) 학생의 경우에는 regular와 equalized 영상에서는 유의한 차이가 없었다( $p > 0.05$ ).

Enamel texture의 경우에는 학생 및 전문가에서 세가지 영상 모두 서로 각각 유의한 차이가 있었다( $p < 0.05$ ).

#### IV. 총괄 및 고안

일반적인 디지털 계수공제영상은 만약 완벽하게 이루어졌다면 화면전체가 127의 회색조를 띠는 것이다. 127을 벗어난 회색조 차이는 일반적으로 다음 네가지 원인으로 발생할 수 있다<sup>12)</sup>. 첫째는 Poisson잡음으로 알려진 X선의 이산성질에 의한 것이고 둘째는 필름의 감광유체층의 다양성과 현상조건이 원인이 될 수 있고 셋째는 두사진을 겹치는 과정에서 불완전함에 의해 발생하는 구조적 또는 해부학적 잡음이고 마지막으로 병

적인 변화 등에 의한 두 영상사이의 실제적인 차이이다. 비선형대조도증강은 원인의 종류에 관계없이 이런 모든 잡음을 증가시킨다. 부적절한 사진접침에 의한 잡음은 원영상의 특성에 의해 영향을 받는다. 즉 높은 대조도의 화상들의 사진접침오류는 대조도가 낮은 화상에서의 그것보다 구조적인 잡음에 더욱 영향을 받는다. 그러므로 계수공제영상에서 작은 대조도 영역의 감지도는 영상의 구성(texture)에 의해서 영향을 받는다. 결과적으로 적은 대조도 영역에 식별하는데 대한 비선형대조도증강의 긍정적인 영향이 동시에 증가하는 구조적 잡음에 의해서 감소될 수 있다.

디지털 계수공제영상술에서 판독능의 향상을 위해서 대조도 증강을 시행하는 것은 몇몇의 선행에 의해서 시도되었다. Reddy 등<sup>9)</sup>은 pseudo-color enhancement를 통하여 작은 치조골 병소를 관찰하여 그 결과 추가된 정보는 없고 단지 판독효율성의 증가를 보고하였다. 그 후에 Versteeg 등<sup>12)</sup>은 계수공제영상의 비선형대조도증강(nonlinear or logarithmic contrast enhancement)로써 판독능의 향상을 꾀하여 영상처리가 안된 계수공제영상에 비하여 상당히 높은 판독능의 향상을 가져 왔음을 보고하였다. 위와같은 영상처리는 결국 두영상의 계수공제결과를 시각적으로 뚜렷하게 보이도록 증폭시켜 판독자로서 여금 병소부위를 빨리 그리고 정확히 알아내고자 하는데 목적이 있다. 영상처리과정에서 위의 목적을 어느정도 충족시키기 위한 방법으로는 127회색조로부터 미약하게 벗어난 회색조차이를 증폭시켜서 화면에 나타내는 것으로서 선형대조도증강(linear contrast enhancement or equalization)과 비선형대조도증강 방법을 들 수 있다. 선형대조도증강 방법은 CT에서 창의 폭을 조절하는 것과 비슷한 결과를 얻을 수 있는데 마치 CT에서 연조직을 관찰하기 위한 슬식과 비슷하다. 이 방법은 일정한 회색조이상과 이하는 흑백으로 묶어버리고 중앙의 직선의 기울기에 따라서 조그마한 차이가 매우 큰 회색조차이로 나타날 수 있다. 그러나 이 방법은 비선형대조도증강에서도 마찬가지로이지만 접침의 오류에서 생기는 잡음 등을 매우 크게 증폭시켜서 작은 병소의

구분을 불가능하게 한다. 이런 결과는 본 실험에서도 관찰되고 있다. 즉 plain(empty) texture 상태에서는 선형대조도증강영상에서 매우 높은 판독능을 보이지만 bone 및 enamel texture에서는 접침의 오류로 생기는 부분과 구분이 불가능하여 매우 낮은 판독능을 보인다.

이에 비해 비선형대조도증강은 입력과 출력의 관계가 직선이 아닌 로그관계를 따르기 때문에 선형대조도증강에서 보이는 흑과 백의 영역이 생기지 않는다. 즉 127회색조 근처에서는 곡선이 큰 기울기를 갖기 때문에 미약한 회색조 차이를 뚜렷하게 증폭시켜서 병소의 인지도를 높이나 이 역시 구조적잡음도 같이 증가시킬 것이다. 그러나 127회색조에서 먼 부위에서는 비교적 완만한 기울기를 갖는 곡선을 나타내므로 선형대조도증강에서보다는 잡음의 증폭이 크지않아 병소의 발견을 더 용이하게 해준다.

판독자의 방사선사진 판독능 차이에 의한 판독결과를 보았을 때 너무나도 명확할 수 밖에 없는 plain texture 상태에서는 학생과 전문가 사이에 큰차이를 나타내지 않았으나 실제 임상에서 필요한 부위인 bone과 enamel texture에서는 판독자의 판독능 차이가 진단능의 정확성에 많이 기여함을 알 수 있다.

위의 실험을 바탕으로 볼때에 앞으로 진단분야에서 많이 응용이 될 계수공제영상을 비선형대조도증강에 의해서 영상처리를 하여 진단의 정확성과 효율성을 높여야 할 것이고 또한 적절한 방사선 판독능을 판독자가 가지고 있는 것이 매우 필요하다고 본다.

## V. 결 론

계수공제영상에 대한 선형 및 비선형대조도증강의 효과를 알아보기 위해 하악구치부의 평행촬영법에 의한 표준구내사진을 얻어서 스캐너를 통해 모니터상에 띄운 후 세가지 크기와 세가지 회색조차이의 병소를 인위적으로 3가지 texture 부위(plain, bone 및 enamel)에 입력시켰다. 정상사진과의 계수공제를 통한 영상을 얻어서 학생 10명 및 전문가 10명에서 모니터 상에서 판독하

여 5가지 등급으로 분류한 후 ROC 분석을 통해서 판독능을 비교하였고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Enamel texture부위에서 선형대조도증강 영상을 제외하고는 전문가의 판독능이 학생에 비해서 유의하게 높았다.
2. 학생 및 전문가 모두에서 비선형 대조도증강 영상에서의 판독능이 선형대조도증강영상 및 증강이 되지않은 영상보다 높았다.

### 참고문헌

1. Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL : A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 55:96-102, 1983.
2. Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Ruttiman UE : Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res* 22:396-402, 1987.
3. Ruttimann UE, Webber R : Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiology. *J Periodontal Res* 22:215-216, 1987.
4. Webber RL, Ruttimann UE, Gröndahl HG : X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes. *J Periodontal Res* 17:509-511, 1982.
5. Hausmann EM, Christersson L, Dunford R, Wiskesjo U, Phylo J, Genco RJ : Usefulness of subtraction radiography in the evaluation of periodontal therapy. *J Periodontol* 56(suppl):4-7, 1985.
6. Maggio JJ, Hausmann EM, Allen K, Potts TV : A model for dentinal caries progression by digital subtraction radiography. *J Prosthet Dent* 64:727-732, 1990.
7. Jeffcoat MK, Reddy MS, van den Berg HR, Bertens E : Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. *Clin Oral Impl Res* 3:22-27, 1992.
8. Jeffcoat MK, Page R, Reddy MS, et al : Use of the digital radiography to demonstrate the potential of naproxen as an adjunct in the treatment of rapidly progressive periodontitis. *J Periodontal Res* 26:415-421, 1991.
9. Reddy MS, Bruch JM, Jeffcoat MK, Williams RC : Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 71:763-769, 1991.
10. Gröndahl HG, Gröndahl K, Okano T, Webber RL : Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 53:219-223, 1982.
11. Van der Stelt PF, Dunn SM, Mol A : Observer performance in digital subtraction radiography using non-linear contrast enhancement[Abstract]. *J Dent Res* 72:353, 1993.
12. Versteeg KH, van der Stelt PF : Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 80:479-486, 1995.
13. Metz CE : Basic principles of ROC analysis. *Seminars in Nuclear Medicine* 4:283-298, 1978.
14. Turner DA : An intuitive approach to ROC analysis. *J Nucl Med* 19:213-220, 1978.
15. Hanley JA, McNeil BJ : A method of comparing the area under ROC curves derived from the same cases. *Radiology* 148:839-843, 1983.
16. Hanley JA, McNeil BJ : The meaning and use of the area under a ROC curve. *Radiology* 143:29-36, 1982.
17. Douglass CW, McNeil BJ : Clinical decision analysis methods applied to diagnostic tests in dentistry. *J Dent Education* 47(11):708-712, 1983.
18. Swets JA : ROC analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques. *Investigative Radiology* 14:109-121, 1979.

- ABSTRACT-

## NONLINEAR CONTRAST ENHANCEMENT ON SUBTRACTION IMAGES

Keon-II Lee, Yeun-Hwa Jin

*Department of Oral & Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Wonkwang University*

This study was performed to demonstrate the effect of linear or nonlinear contrast enhancement on subtraction images. Three different textures were radiographed on dental film. The first radiograph was taken without the presence of an object. The second, which showed trabecular bone, was taken of the molar area of a human. The third radiograph was taken of the coronal part of molars. Each film was digitized into a 1312 x 1024 pixel x 8 bit depth matrix by means of a Nikon 35 mm film scanner (LS-3510AF, Japan) with fixed gain and internal dark current correction to maintain constant illumination. The scanner was interfaced to a Macintosh LC III computer (Apple Computer, Charlotte, N.C.). This resulted in three pairs of images, including different textures—plain, bone and enamel. Digital regular, linearly and nonlinearly enhanced subtraction was performed. Computer software was used to simulate lesions in the shape of a 2D-Gaussian curve on each of a pair of images. The each subtraction images were presented in a random sequence to two groups of 10 observers (students and dentists). ROC analysis was used to compare observer performance.

The following results were obtained ;

1. All of LCE subtraction, equalized subtraction and regular subtraction images of plain texture were diagnosed the best by far.
2. The data revealed a significant LCE effect in both the student group and the expert group.
3. Clinical expertise was a helpful factor for the observers in this study.