

이중에너지 방법을 이용한 X선 영상법에 관한 연구

신동익 · 김종효 · 박광석 · 한만청 · 민병구

= Abstract =

A Study on the X-Ray Imaging using Dual Energy Method

D.I.Shin, J.H.Kim, K.S.Park, M.C.Han, B.G.Min

The dual-energy technique was used to separate the bone-only and tissue-only images from the conventional chest images.

The equivalent thickness of the basic materials are estimated from low and high energy images of a given complex materials using the attenuation coefficient of material components.

We showed that the image quality of dual-energy imaging method can be influenced by the nonlinearity and noise components of system and spectrum distributions.

The quantitative analysis of Calcium component was performed by dual-energy technique and it is shown that the concentration of the Calcium could be accurately estimated within 5% error range.

1. 서 론

X-ray가 필름에 영상을 맺는 것은 관찰의 대상이 되는 물질이 X-ray를 흡수하는 성질이 각각 다르기 때문이다. 결과적으로 필름에 나타나는 영상은 X-ray의 감쇠율과 두께가 서로 연관되어 누적된 감쇠량이 시각화된 것이다. 따라서 이러한 영상법으로는 물질 하나하나를 구분지을 수는 없고 단지 형태와 명암의 인식만이 가능할 뿐이다. 이것만으로도 진단에 유용한 정보를 제공할 수 있으나

질병 부위의 미세한 변화(주로 조직의 성분 변화)를 검출하는 데는 어려움이 따르게 된다.

이 문제를 해결하기 위하여 1956년 Alvarez와 Macovski가 이중 에너지 영상법을 제안하였다³⁾. 이 방법은 물질의 X-ray 감쇠율이 물질의 종류뿐만 아니라 투과하는 X-ray의 에너지에 따라 서로 달라지는 것을 이용하여, 하나의 대상에 대해 X-ray의 에너지를 달리 하여 몇 개의 영상을 얻고 그 영상들을 후처리하여 특정 물질에 대한 등가 영상이나 그 물질이 제거된 영상을 얻는 것이다.

X-ray 진단에서 문제가 되는 것이 낮은 콘트라스트를 갖는 질병 초기의 이상부위를 검출하는 것임을 감안할 때 이러한 이중 에너지 영상법은 매우 따라 아주 유용한 진단 조건을 제공할 수 있다¹⁰⁻¹⁴⁾.

본 논문에서는 이중 에너지 방법의 이론적 배경을 살펴 보고 이를 수행하는 몇 가지 알고리즘과

<접수: 1988년 12월 6일>

Dept. of Biomedical Engineering,

Dept. of Diagnostic Radiology

College of Medicine, Seoul National University

※ 본 연구는 86년도 서울대학교 병원 특진연구비와 86-88년도 한국과학재단 연구비에 의하여 이루어진 것임.

그 처리 결과, 그리고 실제 응용 등에 대해 논하고자 한다.

2. 이 론

2-1 X-ray의 감쇠 특성

X-ray는 일련의 반응을 거치면서 물질을 투과함에 따라 지수적으로 그 강도가 감소한다. 이를 X-ray의 감쇠라 한다.

단일 원소가 아닌 복합 물질도 되어 있을 때의 감쇠 계수는 등가 원자 번호 \bar{Z}_R , \bar{Z}_P 를 이용하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\mu(E) = \rho N g \left\{ f(E) + C_r \frac{\bar{Z}_R^k}{E} + C_p \frac{\bar{Z}_P^m}{E} \right\} \quad (1)$$

$$\bar{Z}_R = (\sum \alpha_i z_i)^{1/k}$$

$$\bar{Z}_P = (\sum \alpha_i z_i)^{1/m}$$

α_i 는 i번째 원소의 전자 비율로서

$$\alpha_i = \frac{N g_i}{\sum N g_i}, \quad N g_i = N a w_i \left(\frac{Z_i}{A_i} \right) \quad (2)$$

가 된다.

이상과 같이 볼때 광전 효과는 원자 번호에 깊은 관계가 있으며 콤프톤 산란은 X-ray의 에너지에 주로 좌우된다는 것을 알 수 있다.

2-2 이중 에너지 방법의 이론적인 접근

X-ray의 감쇠 계수는 X-ray의 광자 에너지와 반응하는 물질의 원자 번호에 관계가 있다. 따라서 특정 물질의 감쇠 계수는 다음과 같이 에너지의 함수로 간단히 나타낼 수 있다¹⁾.

$$\mu(E) = \mu_r(E) + \mu_p(E) + \mu_c(E) \quad (3)$$

$\mu_r(E)$ 는 다른 항에 비해 상대적으로 작은 비율을 가지므로

$$\mu(E) = \mu_p(E) + \mu_c(E) \quad (4)$$

로 쓸 수 있다. X-ray의 에너지 스펙트럼을 $S(E)$ 라할 때 투과되어 나온 빔의 강도는,

$$I = \int_0^\infty S(E) \exp\left[-\int_0^t \mu(E) dz\right] dE \quad (5)$$

이며 특히 X-ray가 단일 파장일 때 즉,

$$S(E) = I_0 \delta(E - E_0) \quad (6)$$

일때 (5) 식은 다음으로 표시된다.

$$I_E = I_0 \exp\left[-\int_0^t \mu(E) dz\right] \quad (7)$$

여기서 편의상 로그 감쇠량을 정의하면

$$D_E = \ln\left(\frac{I_E}{I_0}\right) = -\int_0^t \mu(E) dz \quad (8)$$

대상체가 단일 물질로 구성되어 있을 때,

$$D_E = \int_0^t [\mu_p(E) + \mu_c(E)] dz = [\mu_p(E) + \mu_c(E)] t$$

가 된다. 여기서 $\mu_c(E)$ 는 (1)식에 의해 주어지므로 두께 t 를 알고 있으면 $\mu_p(E)$ 에 의해 그 물질의 종류를 간접적으로 알 수 있다. 또는 물질의 구성 원소를 알고 있을 때 그 물질의 두께를 역으로 계산할 수 있다.

이제 대상체가 두 가지 기본 물질로 구성되어 있다고 가정하자. 이 대상체에 대하여 에너지를 달리 하여 로그 감쇠량을 구하면,

$$D_{E1} = \int_0^t [\mu_p(E_1) + \mu_c(E_1)] dz \quad (10-1)$$

$$D_{E2} = \int_0^t [\mu_p(E_2) + \mu_c(E_2)] dz \quad (10-2)$$

대상체에서의 물질 1에 대한 등가 두께를 t_1 , 물질 2에 대한 등가 두께를 t_2 라 하면 (15)식은 다음과 같이 된다.

$$D_{E1} = [\mu_{p1}(E_1) + \mu_{c1}(E_1)] t_1 + [\mu_{p2}(E_1) + \mu_{c2}(E_1)] t_2 \quad (11-1)$$

$$D_{E2} = [\mu_{p1}(E_2) + \mu_{c1}(E_2)] t_1 + [\mu_{p2}(E_2) + \mu_{c2}(E_2)] t_2 \quad (11-2)$$

이를 행렬식으로 표현하면,

$$\begin{bmatrix} D_{E1} \\ D_{E2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mu_{p1}(E_1) + \mu_{c1}(E_1) & \mu_{p2}(E_1) + \mu_{c2}(E_1) \\ \mu_{p1}(E_2) + \mu_{c1}(E_2) & \mu_{p2}(E_2) + \mu_{c2}(E_2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$\begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mu_{p1}(E_1) + \mu_{c1}(E_1) & \mu_{p2}(E_1) + \mu_{c2}(E_1) \\ \mu_{p1}(E_2) + \mu_{c1}(E_2) & \mu_{p2}(E_2) + \mu_{c2}(E_2) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} D_{E1} \\ D_{E2} \end{bmatrix}$
 913)식에서 보는 바와같이 서로 다른 에너지에 대해 로그 감쇠량을 구하면 대상체를 두 가지 기본 물질의 등가 두께로 나타낼 수 있음을 알 수 있다.

2-3 물질의 분리

a. 수학적 모델에 의한 계산

(12) 또는 (13)식에서 각각의 에너지에서 그 물질들의 감쇠 계수 μ_p , μ_c 를 알고 있으면 로그 감쇠량을 측정함으로써 그 물질들의 등가 두께를 구할 수 있다. 그러나 이 식들은 (6) 식에서와 같이 X-ray의 스펙트럼에 단일 파장일 때를 가정한 결과로 유도 되었으며 또한 X-ray 튜브 유닛에서의 filtration 효과, 영상 시스템의 비선형성, 그리고 대상체 자체의 filtration 효과 등 때문에 실제로는 잘 맞지 않는다. 따라서 (12), (13) 식의 일차항의

에 고차의 보정항이 포함되어야 한다. 보정된 함수를 각각 f, g 라 하면,

$$t_1 = f(D_{E1}, D_{E2}) \quad (14-1)$$

$$t_2 = g(D_{E1}, D_{E2}) \quad (14-2)$$

$$f = a_0 + a_1 D_{E1} + a_2 D_{E2} + \text{higher order terms} \quad (15-1)$$

$$g = b_0 + b_1 D_{E1} + b_2 D_{E2} + \text{higher order terms} \quad (15-2)$$

인체를 크게 두 가지의 기본 물질로 나누고자 할 때 대표적인 것이 연조직(tissue)과 골격(bone)이다. X-ray의 감쇠 특성상 비슷한 성질을 지니고 있는 플라스틱과 알루미늄으로 이들을 대치하여 (15)식의 각 계수들을 최소 제곱 에러(least square error) 방법으로 구하기 위해 필요한 데이터를 얻어낼 수 있다. 즉, 두께를 알고 있는 플라스틱과 알루미늄의 여러 조합에 대한 로그 감쇠량을 구하여 이를 토대로 (15)식의 각 계수들을 정할 수 있다. 두께 조합 (i, j) 에 대하여 로그 감쇠량은 X-ray 에너지 E_1, E_2 에서 각각 $D_{E1}(i, j), D_{E2}(i, j)$ 가 된다. 이 때 오차량을 다음과 같이 정의하면,

$$S_a = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n [t_a(i, j) - ta(i, j)]^2 \quad (16-1)$$

$$S_b = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n [t_b(i, j) - tb(i, j)]^2 \quad (16-2)$$

여기에서 $t_x(i, j)$ 는 우리가 알고 있는 값이고 $tx(i, j)$ 는 우리가 가정한 함수 f 에 의해 정해질 값이다. 각 계수 a_i, b_i 에 대하여 위의 오차량이 최소화 되려면,

$$\frac{\partial S_a}{\partial a_i} = 0, \quad \frac{\partial S_b}{\partial b_i} = 0 \quad (17)$$

이를 행렬식으로 바꾸어서 풀면 원하는 함수 f, g 의 각 계수들을 구할 수 있다.

b. 물질의 선택적 분리

(10)식에서 $\mu_p(E)$ 와 $\mu_c(E)$ 는 물질의 종류 및 에너지에 대해 서로 일차독립이다. 따라서 이들의 선형 결합으로 이루어진 D_{E1} 과 D_{E2} 를 2차원 벡터공간으로 베이스로 볼 수 있다. 또한 $\mu_p(E)$ 와 $\mu_c(E)$ 의 선형 결합으로 구성되는 행렬이 nonsingular하면 역으로 t_1 과 t_2 를 또다른 벡터 공간의 베이스로 정할 수 있다(그림 1).

그림 1의 벡터 공간에서 벡터 p 가 t_1 축에 정사영된 값은 a 로 나타난다. 즉 벡터 p 의 물질 1에 대한 등가 두께가 a 임을 의미한다. 마찬가지로 물질 2에 대한 등가 두께는 벡터 p 가 t_2 축에 정사영된 값인 b 이다.

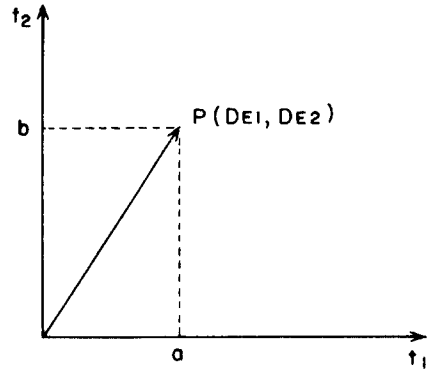


그림 1 벡터공간

이제 베이스 t_1 과 t_2 가 서로 직교하는 벡터 공간에 다른 방향을 갖는 새로운 베이스를 생각해 보자. 이 베이스는 D_{E1}, D_{E2} 의 선형 결합을 달리함으로써 정해지는, 즉 또 다른 성질을 갖는 물질에 대한 베이스로 생각할 수 있다. t_1 축에 대하여 ϕ 의 각도를 갖는 새로운 베이스를 t_3 로 정하면 벡터 p 의 물질 3에 대한 등가 두께는 이 벡터가 t_3 축에 정사영된 값인 c 가 된다(그림 2).

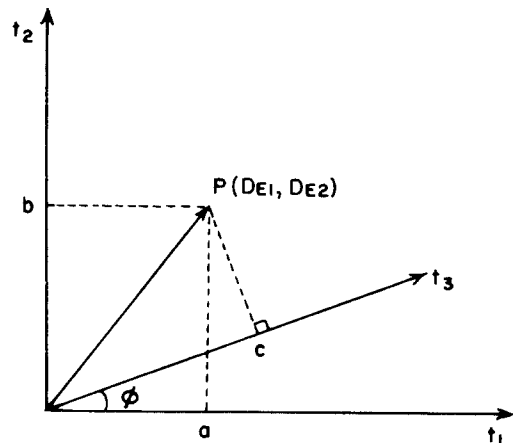


그림 2 물질의 합성

물질 3의 등가 두께인 c 를 물질 t_1, t_2 의 항으로 나타내면 다음과 같다.

$$c = a \cos\phi + b \sin\phi \quad (18)$$

따라서 ϕ 를 조절함으로써 임의의 물질의 등가 두께를 두 가지 기본 물질에 대한 등가 두께의 선형 결합에 의해 구할 수 있다.

3. 실험 및 결과

3-1 X-ray의 감쇠 실험

이상적으로 X-ray의 스펙트럼이 단일 파장으로 되는 경우에 감쇠에 대한 식(8)로부터 감쇠 계수를 수정할 수 있다. 그러나 실제로 X-ray 튜브에서 나오는 스펙트럼은 넓은 분포를 갖게 되며 또한 튜브 유닛의 Al filtration 효과에 의해 측정으로부터 역으로 감쇠 계수를 계산할 수 있으나 일반적으로 이러한 분포는 잘 알려져 있지 않으며 또 이러한 분포를 측정하는 과정은 매우 복잡하고 까다롭다. 이러한 문제는 넓은 에너지 분포의 X-ray가 특정 물질에 대해 나타내는 감쇠 효과와 같은 결과를 갖는 단일 에너지를 정의함으로써 보다 수월하게 감쇠 특성을 정할 수 있다. 이 단일 에너지를 유효 에너지(effective energy)라 한다. X-ray에너지의 최대치는 튜브에 걸리는 전압에 의해 제한된다.

표1은 튜브 전압과 필터를 여러 가지로 바꾸어 가면서 플라스틱과 알루미늄에 대한 감쇠 계수를 구한 결과이다.

표1의 결과를 관찰 해 보면 KV_p 차이가 클수록 두 물질의 감쇠 계수 차이가 커짐을 알 수 있으며 또 필터를 이용하여 빔의 성질을 바꾸어 줌에 따라 그 차이가 더욱 커짐을 알 수 있다. 이중 에너지 방법에서의 두 에너지의 차이가 클수록 분리도가 커진다. 이 분리도는 결과 영상에서의 SNR 값을 결정짓는 중요한 요소가 된다.

3-2 모형 실험

모형은 그림 3과 같이 플라스틱을 6단계(5mm/st-

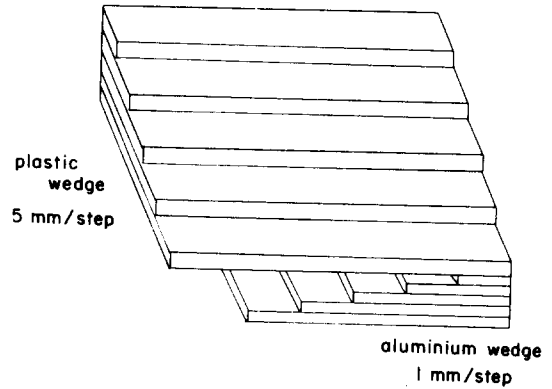


그림 3 실험 모형

ep), 알루미늄을 6단계(1mm/step)로 하여 조합시킨 것을 사용하였다. 이것을 낮은 에너지(70KV_p)와 높은 에너지(130KV_p)에서 X-ray 촬영하여 얻은 영상이 사진1이다. 여기에서는 이론적으로 예상할 수 있는 결과와의 차이점을 설명하고 이를 이론에서 제시한 방법으로 해결해 보고자 한다.

표2는 수학적 모델에 따른 추정 오차를 보였다. 1차 모델에서 오차가 크게 나타난 것은 두께에 따른 filtration 효과를 고려하지 않았기 때문이다. 이 효과를 고려한 고차 모델에서는 오차가 감소함을 볼 수 있다. 3차 이상에서는 감도가 상승하므로 3차 모델을 최적 모델로 선택하였다. 이 모델을 이용하여 플라스틱과 알루미늄의 등가 영상으로 분리한 것이 사진 2이다.

다음에는 인체 모형에 대한 X-ray 영상과 각각에 대한 알루미늄, 플라스틱의 등가 영상 및 연조직과 골격의 등가 영상에 대한 사진들을 보였다.

표 1 KV_p 및 필터에 따른 감쇠 계수의 변화

KV _p	Plastic				Aluminium			
	W.O. FLT	FLT1	FLT2	FLT1 FLT2	W.O. FLT	FLT1	FLT2	FLT1 FLT2
60	0.27	0.27	0.27	0.27	1.53	1.65	1.50	1.51
70	0.25	0.25	0.25	0.26	1.25	1.27	1.20	1.47
120	0.22	0.23	0.22	0.22	0.75	0.75	0.74	0.75
125	0.22	0.22	0.22	0.22	0.73	0.74	0.70	0.73
130	0.22	0.22	0.22	0.22	0.70	0.70	0.65	0.66
135	0.22	0.22	0.22	0.22	0.65	0.67	0.63	0.67

*FLT1 : LOW PASS, FLT2 : HIGH PASS

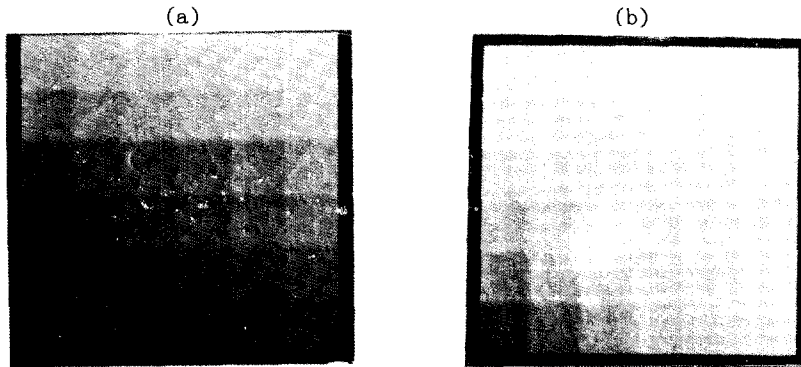


사진 1 실험 모형의 X-ray 영상
(a) 70KVp에서의 영상 (b) 130KVp에서의 영상

표 2 몇 가지 모델과 그에 따른 오차

Modeling equation		Error(%)	
		PL	AL
A	$f_A = a_0 + a_1 \cdot D1 + a_2 \cdot Dh$	7.0	7.3
B	$f_B = f_A + a_3 \cdot D1 + a_4 \cdot Dh$	5.3	6.1
C	$f_C = f_B + a_5 \cdot D1 \cdot Dh$	3.2	3.6
D	$f_D = f_C + a_6 \cdot D1 + a_7 \cdot Dh$	4.7	4.9
E	$f_E = f_D + a_8 \cdot D1/Dh$	4.4	4.6
F	$f_F = f_E + a_9 \cdot Dh/D1$	4.2	4.1

3-3 이중 에너지 방법의 응용-석회화의 검출

이중 에너지 방법이 가져다 주는 잇점은 서론에서도 기술하였듯이 특정 물질에 대한 등가 영상을 구함으로써 콘트라스트가 향상되어 진단에 유리한 조건을 제공하는 데 있다. 흉부 X-ray 검사에서

가장 중요한 사항 중의 하나는 폐암진단의 관건이 되는 노듈(nodule)의 석회화를 검출하는 것이다¹⁰⁾.

노듈에 포함된 칼슘(Calcium)을 정량화하면 그 노듈이 악성인가의 여부를 판단하는데 결정적인 단서가 된다.

이 실험에서는 칼슘의 양을 추정하는 데에 있어서 이중 에너지 방법의 이용 가능성을 보이고자 한다. 노듈의 악성 여부는 노듈 전체에 포함된 칼슘의 양보다는 면적당의 농도에 따라서 좌우된다. 실험에서는 칼슘의 면적당 농도를 0-600mg/cm² 정도가 되도록 칸이 있는 플라스틱 용기에 수산화칼슘(Ca(OH)₂)과 파라핀을 혼합하여 모형을 제작하였다(그림4) 이러한 모형을 D.R 시스템을 이용하여 X-ray tube 전압 70KVP와 130KVP에서 촬영하여 영상을 얻고 이를 다시 이중 에너지 방법으로 처리하였다. 사진 4는 이렇게 하여 얻은 모형에 대

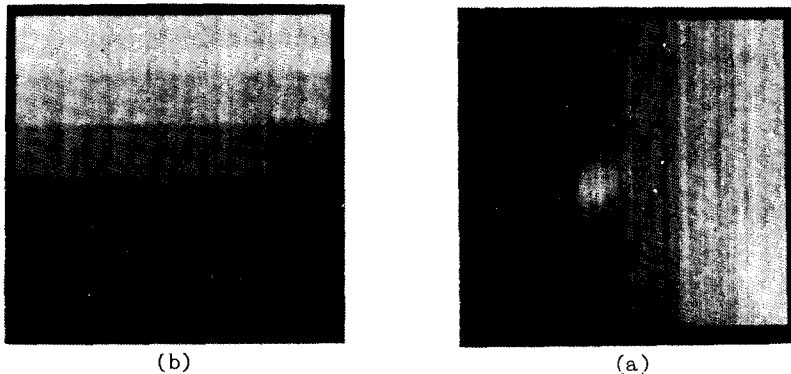


사진 2 실험 모형의 Al-PI 등가 영상
(a) 알루미늄 등가 영상 (b) 플라스틱 등가 영상

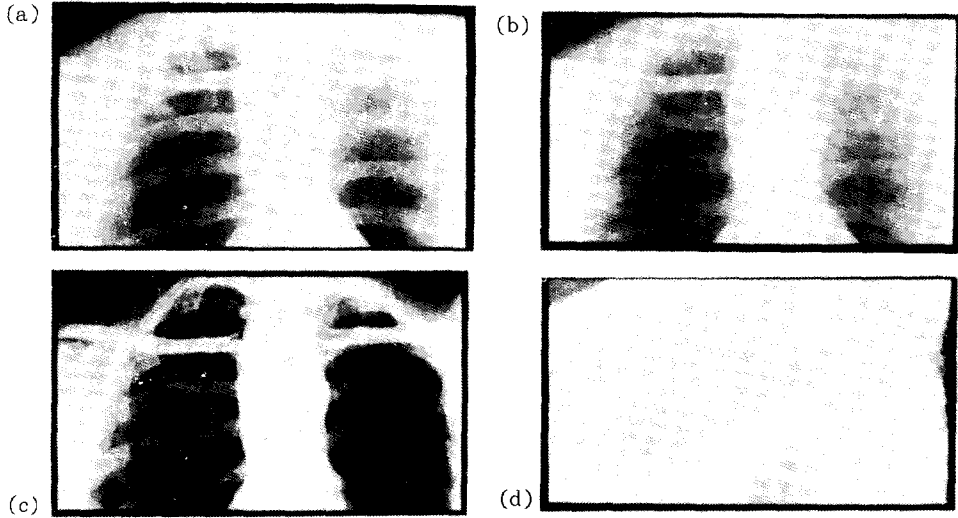
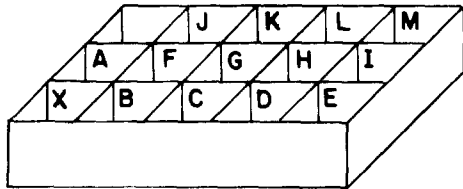


사진 3 Human phantom의 영상들
 (a) 70KVp image (b) 130KVp image
 (c) Bone image (d) Tissue image



with paraffin

그림 4 칼슘 실험 모형

한 영상들이다. 분리된 영상 중 알루미늄 등가 영상에서의 화소값은 칼슘의 농도에 따라 증가하며 플라스틱 등가 영상에서의 화소값은 칼슘의 농도에 관계 없이 거의 일정함을 알 수 있다. 이는 칼슘 성분이 X-ray 감쇠 특성상 플라스틱 보다는 알루미늄쪽에 가깝기 때문에 나타나는 현상이다.

이론에서 기술한 것처럼 칼슘에 대한 등가 영상은 Al-Pi의 선형 결합으로써 구할 수 있다. 그러나 선형 결합을 하지 않더라도 칼슘의 농도와 알루미늄 등가 영상에서의 화소값 사이의 비례 관계는 변하지 않는다. 따라서 알루미늄 등가 영상으로부터 곧바로 화소값-칼슘 농도의 관계를 설정할 수 있다. 칼슘에 의한 순수 화소값은 각 위치에서의 화소값에서 칼슘이 없을 때의 화소값을 뺀 것이 된다. 그 전에 먼저 각 화소값에서 배경의 화소값을

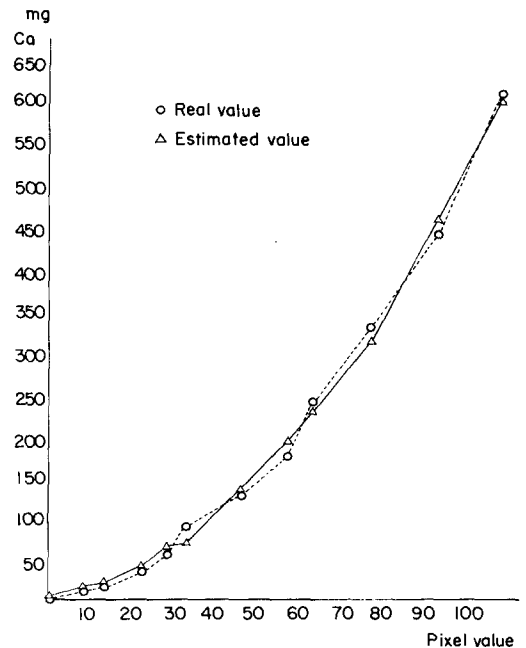


그림 5 알루미늄 등가 영상에서의 화소값과 칼슘의 농도 및 계산된 칼슘의 농도와와의 관계

배주어야 올바른 결과를 얻을 수 있다.

이렇게 얻은 화소값과 각 위치에서의 칼슘 농도 사이에 최소 제곱 에러 방법을 적용하여 구한 관계는 다음과 같다.

표 3 칼슘 실험 및 결과 값

	Ca(OH)g	Ca mg/cm ²	Pc at ALeq	Ca mg/cm ²	Error mg/cm ²
A	0.00	0.00	0	0.41	+0.41
B	0.20	10.07	8	10.7	+0.60
C	0.40	20.34	13	20.04	-0.30
D	0.70	35.60	22	42.17	+6.57
E	1.10	55.94	28	60.79	+4.85
F	1.36	69.16	29	64.20	-4.96
G	1.86	94.58	33	78.69	-15.89
H	2.54	129.16	46	135.29	+6.13
I	3.46	175.94	57	194.58	+18.64
J	4.73	240.52	63	231.31	-9.21
K	6.45	328.00	77	314.08	-13.92
L	8.80	447.48	93	461.51	+14.03
M	12.00	610.21	108	605.70	-4.51

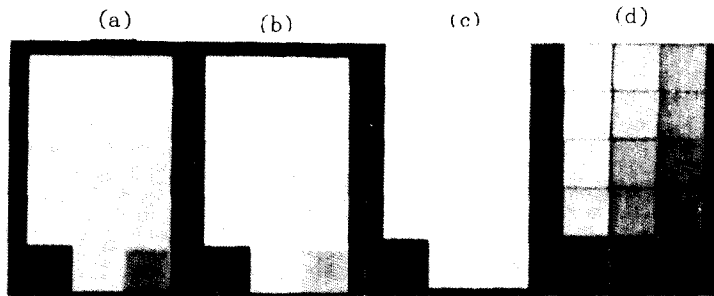


사진 4 칼슘 모형의 X-ray 영상 및 Al-PI 등가 영상

(a) 70KVp

(b) 130KVp

(c) PI 등가

(d) Al 등가

$$M_{ca} = 3.77 + 0.77 \times P_c + 0.044 \times P_c^2 \quad (19)$$

M_{ca} : 칼슘 농도(mg/cm²)

P_c : 순수 화소값(net pixel value)

추정 오차의 평균치는 대략 5% 내외로 비교적 정확하게 칼슘의 농도를 예측할 수 있었다.

실험에서는 각각의 사각형에서 칼슘의 농도가 일정하므로 평균 화소값을 이용하여 계산할 수 있었으나 노들은 폐 속에서 구형에 가까운 모양을 하고 있으며 칼슘의 분포도 일정하지 않으므로 각 점에서의 화소값에 대하여 식(19)를 이용한다. 따라서 전체적인 칼슘의 농도는,

$$M_{ca} = \sum(3.77 + 0.77 \times P_{ci} + 0.044 \times P_{ci}^2) / A \quad (20)$$

$A = A_{im} / M$

A_{im} : 영상에서의 노들 면적

M : Magnification factor

가 된다.

이상과 같은 실험으로부터 이중 에너지 방법을 이용하여 노들 내의 칼슘을 정량화할 수 있음을 보였다.

이중 에너지 방법은 이 외에도 두꺼운 연조직(심장 등)에 의해 확인이 곤란한 골격의 구조 판별이나 조영제의 사용과 병행하여 혈관의 이상 유무를 판별하는데에도 이용될 수 있을 것이다¹¹⁾.

4. 결 론

본 논문에서는 X-ray의 감쇠 효과가 물질의 종류뿐만 아니라 X-ray의 에너지에 의해서도 변한다는 사실에 근거하여 X-ray의 에너지를 달리 하여 영상을 얻음으로써 두 가지의 기본 물질에 대한 등가 두께의 영상을 구할 수 있음을 보였다. 또한 분리된 영상에서의 SNR은 원래 영상의 잡음이 분리

되는 과정에서 얼마나 증가하는가에 달려 있는데, 이는 두 에너지의 스펙트럼 분포에 의해 좌우된다고 볼 수 있다. 따라서 KV_p 의 차이를 크게 함과 동시에 적절한 필터를 이용함으로써 분리된 영상의 SNR을 향상시킬 수 있음을 보였다.

시스템이 선형성을 유지하고, 또한 X-ray가 투과하는 물질에 의해 에너지 스펙트럼 분포가 변화되는 것을 고려하지 않는다면 1차 모델에 의해 이중 에너지 영상법이 충분히 실현될 수 있다.

비선형성이 부가된 경우 이를 보정할 수 있는 몇 가지 모델을 제안하였으며, 그 결과 오차량이 줄어드는 것을 확인하였다.

서론에서도 기술하였듯이 X-ray검사에서 난점은 낮은 콘트라스트를 갖는 질병 부위의 이상 조직을 검출하는 것인데 본 논문에서 제시한 이중 에너지 방법을 이용하면 진단에 훨씬 유리한 영상을 제공할 수 있음을 보였다. X-ray CT나 기존의 노둘 검출방법에서는 노둘 자체의 콘트라스트를 향상시킬 수는 있으나 거기에 포함된 칼슘의 정량적인 분석은 불가능하다. 이중 에너지 방법은 칼슘의 양을 계산할 수 있으므로 이러한 점에서도 기존의 X-ray 영상법을 뛰어 넘는 장점을 지니고 있다고 하겠다.

그러나 원래 영상에서의 노이즈가 처리 후의 영상에서는 좀 더 악화되며 X-ray 튜브의 KV_p 제한이나 필터 등의 문제로 해서 에너지 스펙트럼의 분리도가 떨어지는 경우에는 심한 SNR의 손상이 발생한다. 특히 D.R.시스템에서 발생하는 전기적 특성에 의한 유색 잡음이 SNR저하의 주원인으로 작용하고 있다. 따라서 SNR저하 문제는 영상처리 분야뿐만 아니라 D.R.시스템의 성능을 개선시키는 방향으로도 그 해결책을 모색해야 할 것이다.

참 고 문 헌

- 1) Edward E. Christensen, Tomas S. Curry, III, James E. Dowdey "An instruction to the physics of Diagnostic Radiology", Philadelphia 1978.
- 2) John G. Webster "Medical instrumentation", H.M. 1978.
- 3) L.A. Lehmann, R.E. Alvarez, A. Macovski, et al, "Generalized image combinations in Dual Kvp Radiography", Med. Phys. Vol. 8,

- 1981.
- 4) Harrison H. Barrentt, William Swindel "Radiological Imaging", A.P. 1981.
- 5) C.K. Wong "Calibration procedure in dual-energy scanning using the basis function technique", Med. Phys. Sept/Oct 1983.
- 6) Keh-Shih Chuang and H.K. Huang "A fast dual-energy computational method using iso-transmission lines and table lookup", Med. Phys. Mar/Apr 1987.
- 7) 김종효 "디지털 X-선 촬영 시스템의 영상특성의 분석", 대한의용생체공학회 추계학술대회 초록집, 1987.
- 8) K. Chu and A. Fenster "Determination of X-ray spectral distribution from transmission measurements using K-edge filters", Med. Phys. Nov/Dec 1983.
- 9) D.W. Anderson, G.J. Moore, and P.D. Lester "Absolute Kvp calibration using characteristic X-ray yield", Med. Phys. Sep/Oct 1986.
- 10) Robert A. Kruger, Ph.d., John D. Armstrong, M.D., James A. Sorenson, Ph.D., and Loren T. Niklason, M.D., "Dual energy film subtraction technique for detecting calcification in solitary pulmonary nodules", Radiology, July 1981.
- 11) S.J. Riederer, R.A. Kruger, and C.A. Mistretta "Limitations to iodine isolation using a dual beam non-K-edge approach", Med. Phys. Jan/Feb 1981.
- 12) Paul C. Johns, Dick J. Drost, Martin J. Yaffe, Aaron Fenster "Dual energy mammographic imaging".
- 13) Loren T. Niklason, Nancy M. Hickey, Dev P. Chakraborty, Eduardo A. Sabbagh, Michael V. Yester, Robert G. Fraser, Gary T. Barnes "Simulated pulmonary nodules: Detection with dual-energy digital versus conventional radiography", Radiology 1986.
- 14) Nancy M. Hickey, Loren T. Niklason, Eduardo Sabbagh, Robert G. Fraser, Gary T. Barnes "Dual-energy digital radiographic

quantification of calcium in simulated pulmonary nodules", *AJR*, Jan. 1987.

회상의 복원에 관한 연구", 서울대학교 전자공학과 석사학위논문 1986.

15) 김우식 "Wiener 여파기를 이용한 이중에너지