

행했던 환자 149명을 대상으로 CT 소견상 정상군과 비정상군을 나누어 L4-5 및 L5-S1의 양측 후방관절들의 각도를 측정하고, 정상과 비정상 환자들에 있어 각도의 정도를 비교하고, 비정상군에서의 각도와 퇴행성 변화 정도의 관계, 각 수준에서의 좌우 비대칭의 정도와 퇴행성 변화 및 추간원판 탈출과의 관계, 그리고 비대칭과 추간원판의 환상의 팽릉과의 관계들을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1. 후방관절의 각도는 척추에 병변이 없을 때보다 병변이 있을 때 그 경사도가 더 증가한다.
2. 비정상군의 L4-5 수준에서 우측 후방관절 각도가 좌측에 비해 더 크다.
3. 후방관절의 퇴행성 변화는 90 % 이상에서 대칭적으로 오고 L4-5에서는 그 정도가 심할수록 좌우 모두에서 각도의 경사도가 증가한다.
4. L5-S1에서 후방관절에 퇴행성 변화가 있었던 경우와 편측 추간원판 탈출증이 있었던 경우가 정상군에 비해 좌우 각도의 비대칭 정도가 현저히 컸다.
5. 요추 CT에 있어서 후방관절의 퇴행성 변화 각도, 그리고 대칭성에 대한 관찰이 환자의 진단과 치료에 있어 좀더 자세한 정보를 줄 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

1. Post MJD: *Computed tomography of the spine. 1st Ed* 495-505, Williams & Wilkins, Baltimore, 1984
2. Haughton VM: *Computed tomography of the spine. 1st Ed* 153-172, Mosby, Louis, 1982
3. Fartan HF: *Mechanical disorders of the low back. Lea & Febiger, Philadelphia, 1973*
4. Badgley CE: *Articular facets in relation to low back pain and sciatic radiation. J Bone Joint Surg* 23:481-496, 1941
5. Brown HA: *Enlargement of the ligamentum flavum-a cause of low back pain with sciatic radiation. J Bone Joint Surg* 20:325, 1938
6. Ghormley RK: *Low back pain with special reference to the articular facets, with presentation of an operative procedure. JAMA* 101:1173-1777, 1933
7. Inman VT, Saunders JBDM: *The clinico-anatomical aspects of the lumbo-sacral regin. Radiology* 38:669-678, 1942
8. Oppenheimer A: *Disease of the apophyseal (intervertebral) articulations. J Bone Joint Surg* 20:285-313, 1938
9. Pedersen HE, Blunck CEJ, Gardener E: *Anatomy of lumbosacral posterior rami and meningeal branches of spinal nerves (sinu-vertebral nerves) with experimental study of their function. J Bone Joint Surg* 38A:377-391, 1956
10. Post MJD: *Computed tomography of the spine. 1st Ed* 492-494, Williams & Wilkins, Baltimore, 1984
11. Destouet JM, Gilula LA, Murphy WA et al: *Lumbar facet injection-indication, technique and pathologic correlation. Radiology* 145:321-325, 1982
12. Carrera GF: *Lumbar facet joint injection in low back pain and sciatica: Technique. Radiology* 137: 661-664, 1980
13. Carrera GF: *Lumbar facet joint injection in low back pain and sciatica: Preliminary results. Radiology* 137:665-667, 1980
14. Carrera GF, Williams AL, Haughton VM: *Computed tomography in sciatica. Radiology* 137:433-437, 1980
15. Carrera GF, Haughton VM, Syvertsen et al: *Computed tomography of the lumbar facet joint. Radiology* 134:145-148, 1980
16. Lee BVC, Kazam E, Newman AD: *Computed tomography of the spine and spinal cord. Radiology* 128:95, 1980
17. Williams AL, Haughton VM, Syvertsen A: *Computed tomography in the diagnosis of herniated nucleus pulposus. Radiology* 135:95, 1980
18. Schaik JPJV, Verbiest H, Schaik FDJV: *The orientation of laminae and facet joint in the lower lumbar spine. Spine* 10:59-63, 1985
19. Kricum ME: *Imaging modalities in spinal disorders. 1st Ed* 392, Saunders, Philadelphia, 1988

여 감광 농도를 비교하여 조사한 보고¹⁾가 있으며, J.R. Cameron²⁾ 등은 I-125 (27.3 Kev)와 Am-241 (59.6 Kev) 방사성물질을 체외走査하여 감마선의 흡수를 섬광계수기로 측정하는 photon absorption technique을 개발하여 bone 흡수에 따라 그러지는 record 면적으로 연령별 척추골의 무기물 함량을 비교 분석하였다. 이 방법들은 측정부위의 골격계는 균질한 것으로 간주되고 공간적 중복을 피할 수 없었다. 그러나 모든 bone 또는 국한된 bone 일부에서도 무기물 함량이 동일하거나 대칭적으로 분포되어 있지는 않으므로 정량적 분석이 필요하다.

최근 전산화단층촬영에 의한 영상재구성은 인체해부학적 중복도 분리할 수 있어 비관혈적으로 골격계의 무기물 변화를 측정할 수 있는 우수한 방법이 되며 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다^{3,4,5)}.

골격계의 무기물 함량의 정량적 측정은 임상에 중요한 의미를 갖게 되고 방사선학적 진단 역할이 더욱 클 것으로 기대되어 필자들은 dual-energy에 의한 CT scan으로 정량적 분석을 시도하였으므로 이를 발표함.

이 론

모든 X선의 영상 과정은 인체를 투과한 방사선의량을 측정하는 데 근거를 두고 있다.

방사선이 물체를 투과한 다음, 영상면에서 총강도 분포를 $I(x, y)$ 라 하면, 다음 식과 같이

$$I(x, y) = \int I_0(E) e^{-\int \mu(x, y, z, E) dz} dE \quad (1)$$

표현될 수 있다. 여기서 $I_0(E)$ 는 1차선의 강도 spectrum을 나타내고, μ 는 에너지 E의 함수로써 선흡수계수를, I는 방사선 통로를 따라 전에너지와 전 공간을 적분하여 구하게 된다. 이 때 공간적 중복은 CT scan으로 해결되며 CT No.는 화소의 선흡수계수에 따라 상대적 수치를 나타내게 된다. 선흡수계수의 값은 체적소내에 있는 여러 물질에 대한 임의의 에너지의 질량감약계수 $[\frac{\mu}{\rho}]$ 에 ρ 를 곱해서 나온 것이므로

$$\mu[x, y, x]_E = \sum_{i=1}^n \rho_i(x, y, z) \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{iE} \quad (2)$$

와 같이 쓸 수 있다. 한편 이 질량감약계수는 원자당

전광자 산란단면적 total photon interaction cross-section σ_{tot} 에 비례한다고 알려져 있다⁶⁾.

σ_{tot} 는 전산란과 흡수에 대한 단면적의 합으로 나타내게 되면 임의의 물질에 대한 $\frac{\mu}{\rho}$ 는

$$\frac{\mu}{\rho} [cm^2/g] = \sigma_{tot} [cm^2/atom] \cdot N_A [atoms/g \cdot atom] / M [g/g \cdot atom]$$

$$= \sigma_{tot} [b/atom] \cdot N_A / M \times 10^{-24}$$

(3)

로 주어지게 된다. 여기서 N_A 는 Avogadro수, M은 흡수체의 원자질량, b는 흡수체의 산란단면적이 $10^{-24} cm^2$ 이다.

흡수체가 혼합물인 경우 $\frac{\mu}{\rho}$ 는 근사적으로 다음과 같이

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i W_i \frac{\mu_i}{\rho_i} \quad (4)$$

구할 수 있다. 여기서 W_i 는 i째 물질성분의 비중을 나타낸다.

질량감약계수 $\frac{\mu}{\rho}$ 는 물질과 방사선에너지에 따라 달라지므로 연속X선의 전에너지 영역에서 구하면

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i W_i \int_0^E \frac{\mu_i}{\rho_i} dE \quad (5)$$

와 같이 되며, 에너지분포는 X선장치에 따른 에너지 Spectrum을 이용한다. 상기 식에서 볼 때 단일에너지에 의해 밀도 영상은 표현될 수 없으며, 곧 체적소내 원소i의 밀도 ρ_i 를 정할 수 없음을 의미하게 된다.

일반적으로 두개의 다른 에너지를 사용하여 두 에너지에 대한 물질의 흡수차이를 분석함으로써 구성물질의 밀도를 결정할 수 있으며 이에 대한 연구가 활발하다.

대개 물질의 질량흡수계수 $\frac{\mu}{\rho}$ 는 진단방사선 영역에서 콤프턴 산란과 광전효과에 의한 흡수로 분리될 수 있으므로 3식은 다시

$$\frac{\mu}{\rho} = \left(\frac{\mu}{\rho_i}\right)_{comp} + \left(\frac{\mu}{\rho_i}\right)_{p.e} \quad (6)$$

과 같이 나타낼 수 있다.

Dual-energy CT scan의 콤프턴 효과에 의한 흡수는 에너지에 따라 큰 차이를 보이지 않으나 광전효과

에 의한 흡수차는 큰 것으로 알려져 있다⁷⁾.

한편 CT 번호는 화소의 선흡수계수를 측정 계산하여 다음과 같이 얻어진다. 즉

$$CT\ No. = K \cdot \left(\frac{\mu}{\mu_{H_2O}} - 1 \right) \quad (7)$$

과 같이 되며 K는 상수를 나타낸다.

우리의 관점은 복합물질로 구성된 화소의 CT value를 통해서 그 구성분의 함량을 알고자 하는 것이다. 따라서 임의의 화소가 갖는 성분을 soft tissue, bone 및 fat로 이루어져 있다고 가정하면 그 화소를 투과한 dual-energy X선의 강도I는

$$I = I_0 e^{-\mu_{sms} - \mu_{mb} - \mu_{fmf}} \quad (8)$$

$$I' = I_0' e^{-\mu'_{sms} - \mu'_{mb} - \mu'_{fmf}}$$

로 주어지게 된다⁸⁾. 여기서 μ_s , μ_b 및 μ_f 는 연부조직, 골조직 및 fat의 질량감약계수를 나타내며, ms, mb, mf는 각 구성물질의 함량(g/cm^3)이다. 또 prime 첨자는 high energy에 의한 값들이다. 8식을 변형하면

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \mu_{sms} + \mu_{mb} + \mu_{fmf}$$

$$\ln\left(\frac{I_0'}{I'}\right) = \mu'_{sms} + \mu'_{mb} + \mu'_{fmf} \quad (9)$$

가 되며, CT번호는 μ 의 1차함수이므로 9식의 좌변을 각각 $K_1 HU_1$, $K_2 HU_2$ 로 두고 mb에 대해 정리하면

$$mb = \frac{\mu_s K_1 HU_1 - \mu_s K_2 HU_2 - (\mu'_s \mu_f - \mu_s \mu'_f) mf}{\mu'_s \mu_b - \mu_s \mu'_b} \quad (10)$$

으로 나타낼 수 있으므로 bone mineral 함량이 결정될

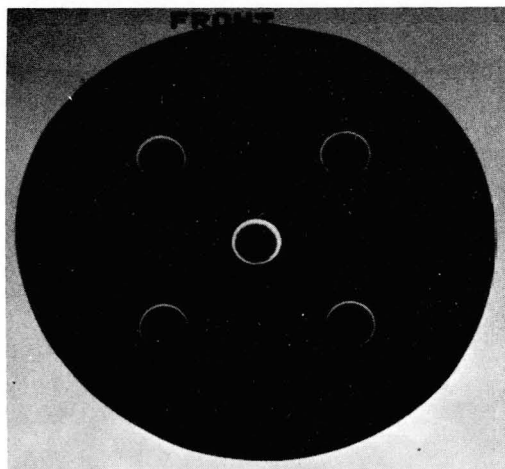


Fig. 1. Calibration cylinder phantom filled with K_2HPO_4 Solution

수 있다. 여기서 HU_1 과 HU_2 는 각각 Low 및 High energy X선으로 부터 구해진 CT번호이며, K_1 , K_2 는 표준시료용액을 이용하여 구하는 실험상수이다. 한편 fat에 대한 것도 동일한 방법으로 구해 질 수 있다.

실험 및 방법

Bone 등가 물질인 K_2HPO_4 의 농도를 변화시켜 Fig. 1과 같이 2.5 cm의 직경의 실린더에 넣고, 25 cm 직경의 플라스틱 water phantom속에 실린더를 설치 한 후 CT scan을 실시 하였다.

실험에 사용된 표준시료는 H_2O 와 bone 등가 물질 K_2HPO_4 용액이며, 농도는 50, 100, 200, 300, 500 및 1000 mg / m l 이었다.

SOMATOM-DRH CT장치의 방사선에너지는 96 KV_p와 125KV_p이며, 각 에너지의 Spectrum은 Fig. 2

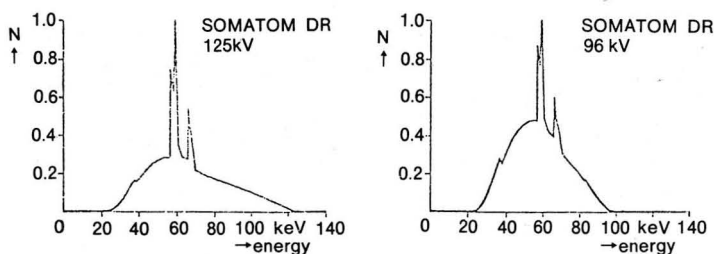


Fig. 2. Quantum spectrum at different tube voltages 125 kV, 96kV

와 같다.

각 에너지에 대한 표준시료의 CT No는 pixel의 raw data를 취하여 정해졌으며, scan mode는 slice 8 mm 두께, matrix 512×512이며 영상재구성시 이용되는 연산기법은 택하지 않았다.

식9의 각 조직의 질량흡수계수인 μ_s , μ'_s , μ_B 및 μ'_B 는 표준용액을 이용하여 전산처리를 통해 식2와 5를 수행하여 결정되었다.

식 10의 실험상수 K_1 , K_2 는 표준용액에 대한 각 에너지의 CT 번호를 linear regression하여 결정되었다. 여기서 μ_B , μ'_B 는 K_2HPO_4 100 mg%에 대한 96, 125 KVp의 질량흡수계수이다.

한편 동물의 경골과 척추골을 취해 밀도를 구한 다음 CT scan을 실시하고, bone matrix에 해당되는 부위를 취해 CT value로 정했다. Bone을 섭씨 1200도의 고온에 3시간 충분히 연소 시켜 남은 물질의 질량 mg으로 단위부피당 Ash량을 결정하였으며, 계산된 무기물 함량과 비교하여 상관관계가 있는지 조사함으로써 dual-energy에 의한 미지의 무기물 함량 결정을 시도하였다. 한편 cancellous bone material에 대한 CT value는 fat의 함량에 따라 많은 영향을 받게 되어 무기물 함량의 평가에 큰 오차를 유발하게 된다⁹⁾ 이에 필자들은 fat와 등가물질인 ethanol(30%) 용액에 K_2HPO_4 100 mg / ml 이 되도록 용해시켜 dual-energy와 single-energy에 의한 무기물 함량을 비교 분석하였다.

결 과

방사선흡수능 물질의 구성 성분과 방사선의 에너지에 따라 달라진다. SOMATOM-DRH의 96, 125 KVp energy spectrum과 시료의 원자당산란단면적⁶⁾을 이

용하여 질량흡수계수가 식3과 5의 과정으로 전 에너지 영역에서 전산처리로 구해졌으며, 물에 대한 μ_s 와 μ'_s 는 각각 0.2062와 0.1878이었다. 또한 cortical bone과 등가인 K_2HPO_4 100 gm%에서는 96 KVp와 125 KVp에서 각각 $\mu_B=0.3560$, $\mu'_B=0.2606$ 을 얻게 되었다.

Fig. 3은 CT No.의 확대상수를 1000으로 했을 때 96, 125 KVp 연속X선에 대한 선흡수계수와 CT No.와의 관계를 나타내며, 두 에너지에서 물의 CT No.는 모두 ①으로 교정되었고, 선형적인 비례성을 보여준다.

K_2HPO_4 용액은 100 gm% 일 때 1.68 g / ml의 밀도를 나타내며, cortex bone의 calcium hydroxyapatite와 방사선학적으로 매우 유사한 흡수를 나타내며, normal cortical bone¹⁰⁾과도 매우 유사한 것으로 나타났다. Table 1에 의하면 K_2HPO_4 가 bone equi-

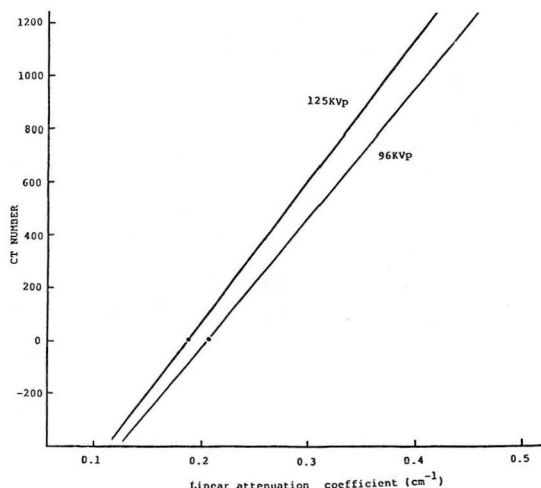


Fig. 3. Linear relationship between the CT number and the linear attenuation coefficient for 96KVp and 125 KVp. Water is calibrated 0 at both energies.

Table 1. Attenuation properties at 125 KVp

Material	Density (gm/ml)	Mass Atten. Coefficient		Linear Atten. Coefficient	
		Author	C. Revak	Author	C. Revak
Calcium hydroxyapatite	3.00	0.3264	0.3124	0.9793	0.9372
H ₂ O	1.00	0.1878	0.1930	0.1878	0.1930
100 mg/100 ml K_2HPO_4	1.68	0.2606	0.2580	0.4378	0.4380
Normal cortical bone	1.95	0.2584	0.2545	0.5038	0.4963

* ICRU Report 17.1970

valent material로 충분히 이용될 수 있고 식10에 의해 Bone mineral contents를 정량적으로 분석될 수 있음을 알 수 있었다. cortical bone내에 fat를 ①으로 두고 표준시료의 농도에 따른 각 에너지의 CT No.를 취하여 오차를 최소화 할 수 있는 linear regression을 통해 Fig. 4를 구하고 실험상수 $K_1=0.2404$ 와 $K_2=0.2059$ 가 구해졌다.

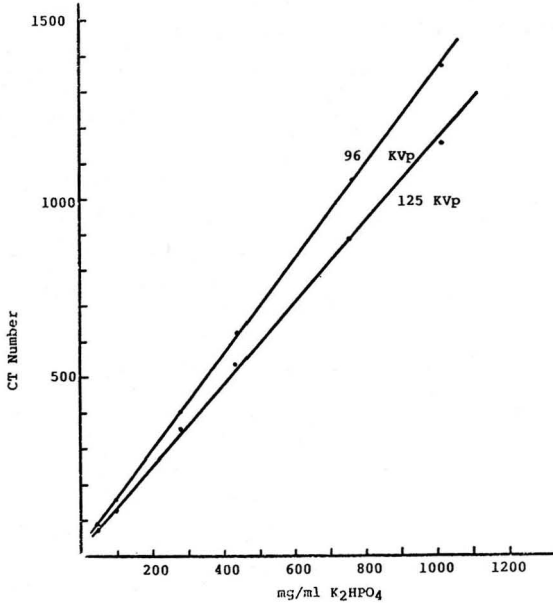


Fig. 4. CT number versus the known standards of dipotassium hydrogen phosphate at 96 and 125 KVp dual-energy.

Bone mineral 함량의 실측은 무기물 함량이 비교적 높은 동물의 tibia와 함량이 낮은 cancellous bone을 취해 1.0 N NaOH에 여러시간 담구어 soft tissue를 제거한 후 동축 scan이 되도록 phantom을 설치하여 이루어졌다. Scan을 한 Bone은 섭씨 1200°에 3시 고온 연소되었고, 남은 재의 질량으로 무기물 함량이 정해졌으며 dual-energy에 의해 계산된 무기물함량과 비교하여 그 상관관계를 조사한 결과 Fig. 5와 같이 $r=0.996$ 으로 나타났으며 K_2HPO_4 의 함량을 직접 측정하여 임상에 응용될 수 있음을 시사하고 있다.

Fig. 6은 alcohol 20% 용액에 K_2HPO_4 표준농도 50, 100, 200 mg/ml를 CT scan하여 계산한 것으로 cancellous bone 내 fat의 영향에 따라 single 에너지에서는 bone mineral content가 달리 평가될 수 있으

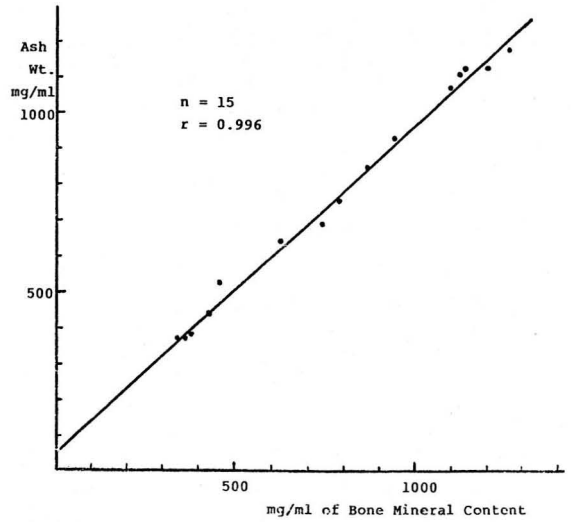


Fig. 5. Dual-energy results for ash weight versus calculated bone mineral content.

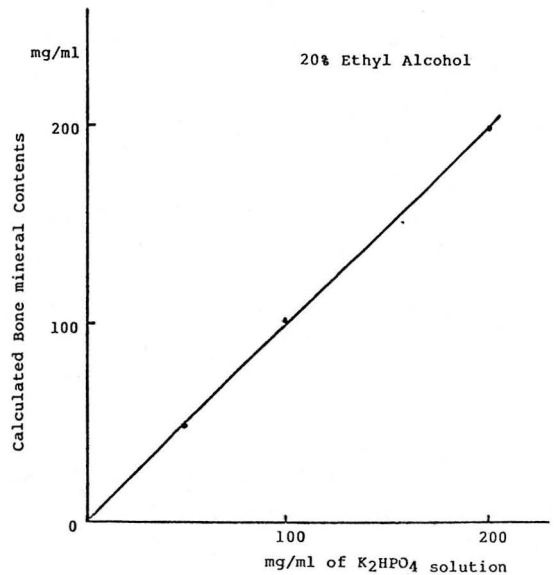


Fig. 6. Demonstration of the accuracy of the method for estimation of K_2HPO_4 solution with 20% alcohol using dual-energy CT scan.

나 dual-energy에서는 $\pm 2\%$ 범위내에서 정확히 평가될 수 있음을 보여 주었다. 또한 bone 내 fat에 의한 무기물 함량 조사가 Alcohol용액(10-30%)에 K_2HPO_4 100 mg/ml 표준시료를 혼합하여 수행되었다. single 에너지에 의한 분석량과 dual-energy에

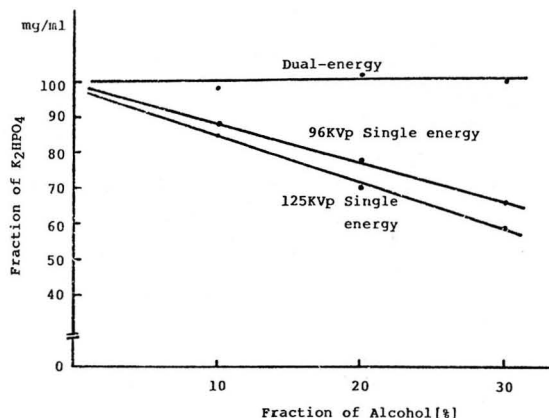


Fig. 7. Measured K_2HPO_4 fraction determined from fixed 100 mg/ml solutions with various admixtures of alcohol of dual and single energy techniques.

의한 결과는 Fig. 7과 같이 나타났으며 dual-energy에서는 $\pm 2\%$ 의 오차를 보인 반면에 single energy에서는 약 30~40%의 오차를 나타내었다.

고 찰

최근 혈액 투석과 신이식술의 발달로 신기능 자체보다도 심맥관계 질환과 더불어 골대사 장애로 인한 합병증이 대두되고 있으며, 골대사 장애를 일으키는 각종 질환에 의한 대사 장애로 골연화증, 골조종증 및 골경화증 등의 형태로 나타나고 이들은 대개 골조직내 무기물 함량의 변화에 의한 것으로 알려져 있다¹⁾.

골격계의 무기물 함량을 분석하는 여러 방법중 방사선에 의한 X선단층촬영법, 방사성동위원소의 골섭취량 검사 등의 single-energy에 의한 분석보다 dual energy를 이용한 분석법이 더 정확하게 측정될 수 있음은 앞서 이론에서 제시된 바 있다. 더우기 전산화단층촬영에 의한 골격계 무기물 함량 측정은 해부학적 중복이 없게 되므로 체외에서 조사되는 이중에너지 photodensitric analysis 보다도 더욱 정확한 것으로 알려져 있다¹¹⁾. 대개 사용에너지 범위는 75 KVp에서 140 KVp를 많이 이용되고 있으며^{12,13)}, 본 실험에 이용된 에너지는 96 KVp와 125 KVp로 광전흡수의 차를 충분히 얻을 수 있는 것으로 나타났다. 또한 dual-energy CT의 비관절적인 무기물 함량 측정은 인체 단면상의 영상과 동일한 해부학적 위치의 골조직에 대해 분석 될 수 있고, cortical과 cancellous 및 integral

bone 등을 서로 분리시켜 측정평가할 수 있어 부위 선정이 명확하다. 본 연구에서 정해진 질량흡수계수는 C.S.Revak¹⁰⁾의 값보다 비교적 높는데 이것은 CT energy의 spectrum 차이에 기인하는 것으로 생각된다. Calibration 물질로는 H_2O 가 soft tissue로, $CaCl_2$, Aluminium 및 K_2HPO_4 등이 bone tissue로 이용되고 있으나, 이 가운데 K_2HPO_4 가 가장 bone의 방사선 흡수와 유사하여 많이 이용되고 있다^{14,15)}.

본 실험에서 임상의 무기물 정량은 동물의 골조직을 통해서 이루어 졌고, 고온 연소된 재에는 무기물만 남을 것으로 보아 표준시료와 비교하여 상관관계를 조사하여 $r=0.996$ 을 얻었으며, 이로 보아 실험상수 K_1 , K_2 결정에 신빙성있는 것으로 생각되므로 임상에 직접 응용토록 하였다.

결 론

골조직내 무기물 함량을 정량적으로 평가하기 위하여 필자들은 단일에너지에 의해서는 밀도 영상이 평가될 수 없음을 이론을 통해서 확인하고, dual-energy에 의해 구성분의 방사선흡수 정도가 다른 것을 이용하여 식10을 유도하고, 실험상수와 질량흡수계수를 유도하였다. 결정된 질량흡수계수는 물과 bone에 대해서 96 KVp에서 $\mu_s=0.2062$, $\mu_b=0.3560$ 이며, 125 KVp에서는 $\mu'_s=0.1878$, $\mu'_b=0.2606$ 이었으며, 실험상수는 $K_1=0.2404$, $K_2=0.2059$ 이었다.

표준시료인 K_2HPO_4 100 gm%는 밀도가 1.68 g/ml 이었고 cortical bone의 방사선흡수와 매우 유사하여 bone equivalent 물질로 사용되었다.

실측된 무기물 함량과 계산된 무기물 함량과의 상관관계는 $r=0.996$ 으로 유의성이 매우 높았으며, K_2HPO_4 함량 평가로 bone mineral을 평가하여 임상응용이 가능하다고 생각된다.

Cancellous bone 내 mineral 함량은 fat의 영향으로 single energy에서는 정확한 평가가 이루어지지 않으며 Beam hardening에 의해서도 오차를 갖게 된다. alcohol 30% 용액에 K_2HPO_4 100 mg/ml 이 되도록 하여 scan한 결과 single energy에서는 약 30~40%의 오차가 있었으나 dual-energy에서는 $\pm 2\%$ 이내의 정확도를 나타내었다.

이러한 dual-energy CT scan에 의해 인체내 골격계

의 무기물 함량이 정확히 측정 평가됨으로써 각종 질환에 뒤따르는 Demineralization을 예방할 진료 정보가 제공될 수 있을 것으로 생각된다.

REFERENCES

1. Doyle FH: *Ulnar Bone Mineral Concentration in Metabolic Bone Disease*. BRJ 34:698-712, 1961
2. Cameron JR, Sorenson J: *Measurement of bone mineral in vivo*. Science 142: 230-232, 1963
3. Genant HK, Boyd D: *Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography*. Invest Radiology 12(6):545-551, 1977
4. Pullan BR, Roberts TE: *Bone mineral measurement using EMI scanner and standard methods: a comparative study*. BJR 51:24-28, 1978
5. Adams JE, Chen SZ, Adams PH et al: *Measurement of trabecular bone mineral by dual energy computed tomography*. J.CAT 6(3): 601-607, 1982
6. Hubbell JH: *Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 KeV to 100 GeV*. NBS 29: 1-13, 1969
7. Brooks RA, Chiro GD, Keller MR: *Explanation of cerebral white-gray contrast in computed tomography*. J.CAT 4(4): 489-491, 1980
8. Roos BO, Sköldbörn H: *Dual photon absorptiometry in lumbar vertebrae*. ACTA Radiologica Therapy Phys Biol 13: 266-279, 1974
9. Vetter JR, Perman WH, Kalender WA et al: *Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. II Determination of vertebral bone mineral content*. Med Phys 13(3): 340-343, 1986
10. Revak CS: *Mineral content of cortical bone measured by computed tomography*. J. CAT 4(3): 342-350, 1980
11. Banks LM, Stevenson JC: *Modified method of spinal computed tomography for trabecular bone mineral measurements*. J. CAT 10(3): 463-467, 1986
12. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR et al: *Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. 1. Phantom studies*. Med Phys 13(3): 334-339, 1986
13. Zatz LM, Alvarez RE: *An inaccuracy in computed tomography: The energy dependence of CT values*. Rad 124: 91-97, 1977
14. Cann CE, Genant HK: *Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography*. J.CAT 4(4): 493-500, 1980
15. Laval-Jeantet AM, Cann CE, Roger B et al: *A postprocessing dual energy technique for vertebral CT densitometry*. J.CAT 8(6):1164-1167, 1984