— J Korean Soc Ther Radiol Oncol : Vol. 15, No. 2, June, 1997 —

이중에너지광자선의 전산화단층촬영술을 이용한 정량적 골무기물함량의 비교분석

계명대학교 의과대학 치료방사선과학교실*, 진단방사선과학교실†

최태진* · 윤선민* · 김옥배* · 이성문† · 서수지†

Comparative Analysis of Bone Mineral Contents with Dual-Energy Quantitative Computed Tomography

Tae Jin Choi, Ph.D.*, Seon Min Yoon, M.D.*, Ok Bae Kim, M.D*
Sung Moon Lee, M.D. † and Soo Jhi Suh, M.D. †

**Department of Therapeutic Radiology, †Department of Diagnositic Radiology*
School of Medicine, Keimyung University, Daegu, Korea

Purpose : The Dual-Energy Quantitative Computed Tomography(DEQCT) was compared with bone equivalent K_2HPO_4 standard solution and ash weight of animal cadaveric trabecular bone in the measurement of bone mineral contents(BMC).

Method and Materials : The attenuation coefficient of tissues highly depends on the radiation energy, density and effective atomic number of composition.

The bone mineral content of DEQCT in this experiments was determined from empirical constants and mass attenuation coefficients of bone,fat and soft tissue equivalent solution in two photon spectra.

In this experiments, the BMC of DEQCT with 80 and $120kV_p$ X rays was compared to ash weight of animal trabecular bone.

Results : We obtained the mass attenuation coefficient of 0.2409, 0.5608 and 0.2206 in $80kV_p$, and 0.2046, 0.3273 and 0.1971cm²/g in 120kVp X-ray spectra for water, bone and fat equivalent materials, respectively.

The BMC with DEQCT was acomplished with empirical constants K_1=0.3232, K_2=0.2450 and mass attenuation coefficients has very closed to ash weight of animal trabecular bone. The BMC of empirical DEQCT and that of manufacturing DEQCT were correlated with ash weight as a correlation r=0.998 and r=0.996, respectively.

Conclusion : The BMC of empirical DEQCT using the experimental mass attenuation coefficients and that of manufacture have showed very close to ash weight of animal trabecular bone.

Key Words : Bone Mineral Contents, Dual-Energy Quatitative Computed Tomography

---

This paper was a partly supported by Keimyung University Research Fund in 1995.

이 논문은 1997년 3월 4일 접수하여 1997년 6월 30일에 채택되었음.

통신저자 : 최태진 대구시 중구 동산동 194 계명의대 치료방사선과학교실 Tel : (053)250-7666, Fax : (053)252-1605

서　　론

골밀도는 인체 외부로부터의 자극이나 내부적인 다양한 원인에 의하여 영향을 받는다. 남성과 여성 모두 연령 증가로 인한 골무기질이 소실되지만, 특히 여성에서 폐경후의 현저한 골무기질 감소로 인한 골다공증은 골절 및 요통을 일으키는 원인이 되고 있다[1]. 인체 외부적인 영향으로 방사선에 의한 골무기질의 소실로, 우리나라 여성에서 많이 발생하는 자궁경부암환자의 방사선치료후 골다공증이 많이 발생하는 것으로 알려지고 있다[2-4].

골다공증은 골의 무기물함량이 감소되어 밀도가 낮아지며, 골소주가 얇아지거나 소실되면서 지방으로 대치되어 골조직에 대한 무기물의 비가 감소되어 골결핍증양상을 보이게 되므로 골, 연부 및 지방조직이 혼합되어 있는 해면골의 무기물함량은 단일에너지광자선의 흡수만으로는 정량적으로 평가하기 어렵다. Roos 등[5] (1974)은 동위원소 Am-241의 60keV와 Cs-137 선원의 662keV 에너지의 각 투과강도로부터 골밀도를 구하였으며, Tothill 등[6]은 Gd-153 선원의 스펙트럼중 32-56keV와 75-125keV의 에너지창을 설정하여 각기 다른 이중광자에너지스펙트럼의 방사선흡수에 의한 투과강도로부터 골밀도를 결정한 바 있다.

한편, 최근에는 연속스펙트럼을 가진 이중 X-선의 방사선흡수로 골밀도를 측정하는 Dual Photon Absorptiometry(DPA)가 많이 발표되고 있으며[7,8], 이들의 골밀도평가는 투과강도를 기준으로 얻어진 흡수차를 이용하여 이루어지므로 피질골과 해면골의 변화를 구분하지 못하고 상대적인 평가에 의존하는 단점이 있다.

이에 비해 이중에너지전산화단층술 (Dual-Energy Computed Tomography)에 의한 골무기물함량은 각 화소의 흡수계수를 이용하여 단위부피당 무기물함량을 정량적으로 평가할 수 있으며, 특히 공간적분해능이 우수하여 피질골과 해면골을 각각 분리하여 측정할 수 있어 골무기물의 변화부위를 비교적 조기에 정확하게 평가할 수 있다는 보고가 있다[9].

한편 골조직의 무기물함량은 연령, 검사부위 및 평가위치에 따라 다르게 나타날 수 있어 재현성을 높이기 위한 측정위치를 지정할 필요가 있다[10,11].

전산화단층영상장치를 이용한 골무기물함량의 결정은 방사선스펙트럼에 따라 실험상수가 달리 결정되어지며, 방사선에너지분포는 제작사 및 장비사양에 따라 다르므로 새로운 장비를 교체도입할 때 장비에 탑재된 무기물함량측정법은 표준시료에 의한 검증이 필요하다[12].

저자들은 1989년부터 SOMATOM-DRH(Siemens 社, Germany) 컴퓨터단층촬영장치의 125kV$_p$와 96kV$_p$ X선으로 이중에너지광자선에 의한 척추해면골 및 피질골의 골무기물함량을 연구분석하여 임상에 응용해 왔으나, 신규도입된 동일회사의 장비인 SOMATOM-PLUS의 방사선에너지는 120kV$_p$와 80kV$_p$ X선으로 바뀌어, 골무기물함량결정을 위한 실험상수를 구하여, 표준시료와 동물척추골의 무기물함량을 결정하고, 제작사에서 제공한 골무기물함량측정방법으로 동일시료를 측정한 무기물함량을 상호비교하여 발표하고자 한다.

대상 및 방법

실험에 이용된 SOMATOM-PLUS 전산화단층영상장치는 영상스켄 1회전 중 720개의 펄스빔을 방출하며 120KV$_p$와 80KV$_p$ X 선을 교대로 방출하여 1회 스켄으로 이중방사선에너지를 이용한 골무기물 검사를 시행하게 되어 재검사 없이 진단영상으로 골무기물함량을 정량적으로 측정할 수 있어 피폭선량을 대폭줄이게 되었다.

본 연구에 이용된 화소(Pixel)수는 512×512, 절편의 두께는 10mm가 선택되었으며, 피질골과 해면골을 분리하여 측정하였다. 골조직을 투과한 저에너지 X-선의 강도 I와 고에너지 X-선의 강도 I'는 각각 아래와 같다.

$$I=I_o \exp[-(\tau_s m_s + \tau_B m_B + \tau_F m_F)\cdot t]$$
$$I'=I_o' \exp[-(\tau_s' m_s + \tau_B' m_B + \tau_F' m_F)\cdot t] \quad (1)$$

여기서 I_o와 I는 80kV$_p$ 방사선의 초기강도와 화소를 통과한 방사선의 강도를 나타내며, I_o' 와 I' 는 120kV$_p$ 방사선에 의한 강도를 각각 나타낸다. τ_S, τ_B, τ_F는 80kV$_p$ 방사선에서 연부조직, 골조직 및 지방조직에 대한 질량감약계수(cm^2/g)를 의미하며, m_s, m_B, m_F는 화소내 각 연부조직과 골조직 및 지방조직의 질량을 나타낸다.

한편, 윗첨자는 120kV$_P$에 대한 질량감약계수를 나타내며, t는 화소의 두께를 나타낸다. CT 번호(HU)는 질량감약계수에 대해 일차함수적인 관계에 있으므로 실험적 상수를 도입하여 낮은 에너지방사선에 의한 CT 번호(HU_1)와 매개상수 K_1과 높은 에너지에 의한 HU_2, K_2를 각각 이용하여 골무기물함량(m_B)에 대해 정리하면

$$m_B(mg/cm^3) = \frac{\tau_s' K_1 HU_1 - \tau_s K_2 HU_2 - (\tau_s' \tau_F - \tau_s \tau_F')\, m_F}{\tau_s' \tau_B - \tau_s \tau_B'} \quad (2)$$

와 같이 골무기물 함량을 결정할 수 있다[13, 14].

질량감

약계수는 에너지함수이므로 각 방사선에너지의 스펙트럼을 이용하여 구하며, 제작회사에서 제공하는 스펙트럼을 이용하거나 또는 직접 측정한 스펙트럼을 이용할 수 있으나 본 연구에서는 측정된 투과력을 이용하여 구한 스펙트럼을 이용하였다[15, 16].

질량감약계수 τ_B, τ_B' 는 방사선흡수가 인체골조직과 매우 유사한 K_2HPO_4 100gm%에 대한 $80KV_p$와 $120KV_p$ 방사선에너지의 질량감약계수를 나타내며, 지방조직에 대한 τ_F, τ_F 는 에틸알코홀(99.9%)의 값을 이용하였다. 상기식의 K_1과 K_2는 골조직의 방사선흡수와 유사한 K_2HPO_4의 농도를 단위부피당 30, 50,100, 200, 300 및 500mg/cm³이 되도록하여 표준시료로 정하고 CT번호를 구하여 무기물함량변화에 따른 CT번호로 선형회귀(Linear regression) 함수를 통하여 결정하였다.

골무기물함량 측정용 펜텀은 30cm(직경)×10cm (두께)의 원반형 수조에 외경 8cm와 내경 7cm 인 아크릴파이프를 설치하여 표준시료와 동물척추시료용기를 교체하여 측정할 수 있게 고안하였다(Fig. 1).

표준시료의 무기물함량측정은 척추의 위치에 골등가물질인 석고로 감싸서 척추피질골내 해면골의 방사선흡수와 유사한 기하학적 배열과 CT 스켄을 실시(Fig. 1) 하여 이루어졌다.

동물척추시료의

골무기물함량은 척추의 일부를 취해 물리적 밀도를 구한 다음 CT 스켄을 실시하고, 척수의 중앙과 피질골을 잇는 정중선의 좌우 해면골과 피질골의 골무기물함량을 측정하였다. 저자들이 고안한 이중에너지에 의한 골무기물함량평가는 형태학적촬영상(Tomogram)을 이용하여 주사위치와 각도를 결정한 후 장비에 탑재된 골무기물측정방법에 따라 무기물함량을 검사한 후, 동일부위에서 $120KV_p$와 $80KV_p$ 광자선을 교대로 주사하여 방사선흡수차를 구하였으므로 검사위치의 재현성에 대한 오차는 배제할 수 있었다. 표준시료의 질량흡수계수는 각 에너지의 X-선 투과율에 따른 실험적 에너지분석법을 이용하여 구하였다[15].

정량적 무기물함량의 비교를 위해 동물척추의 해면골을 취하여 장비제작사에서 제공된 측정방법과 저자들이 고안한 방법에 따라 시편의 골무기물함량을 측정하고, 시편을 섭씨 1000도의 고온에 3시간 동안 충분히 연소시켜 남은 재의 단위부피당 질량(mg/cm³)을 기준으로 비교분석되었다[17].

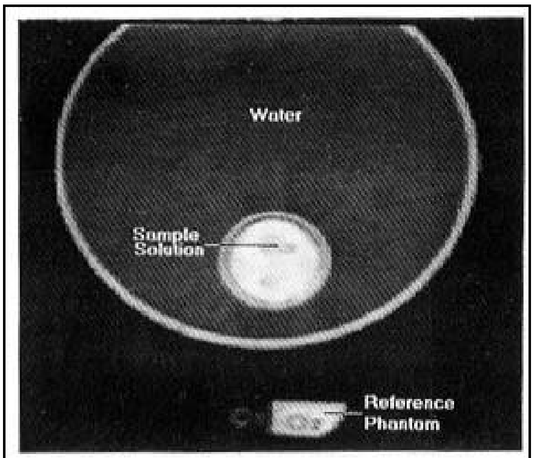

Fig. 1. Phantom was designed for measurement of the bone mineral-equivalent solution or animal cadaver bone.

결　　과

물질의 방사선흡수는 에너지분포에 따른 함수로 이미 알려져 있으며, SOMATOM 전산화단층영상의 $80KV_p$와 $120KV_p$ X선의 에너지에 대해 물과 골등가조직인 K_2HPO_4 표준시료의 질량흡수계수는 스펙트럼의 원자흡수산란단면적을 이용한 흡수계산으로 얻었다 (Table 1)[7].

골등가물질로는 K_2HPO_4(Potassium Phosphate, 원자량 174.18)을 이용하였으며, 물 100cm³에 K_2HPO_4 100g을 용해시켜 100gm%가 된 경우 밀도는 1.68g/cm³가 되고, 방사선흡수는 골조직과 매우 유사하였다.

Table 1. Calculated Mass Attenuation Coefficient(cm²/g) of Water, Alcohol of Fat and K_2HPO_4(1000mg/cm³) Solution for Bone Equivalent Material in 80 and $120kV_p$ X rays, respectively.

material	density (g/cm³)	Radiation energy	
		$80KV_p$	$120KV_p$
H_2O	1.00	0.2409	0.2046
K_2HPO_4 1000mg/cm³	1.68	0.5608	0.3273
CH_3CH_2OH 99.9%	0.79	0.2206	0.1971
Compact Bone	1.95	0.5488	0.3234

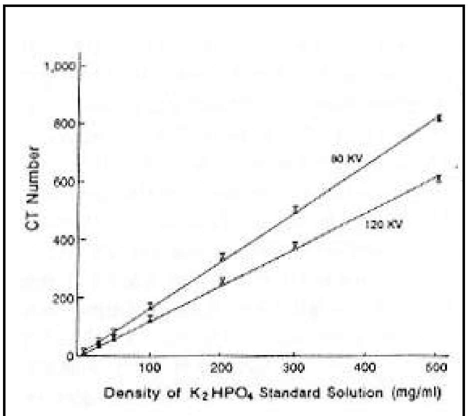

Fig. 2. CT value of standard sample solution as a function of density of K_2HPO_4 in mg/cm³.

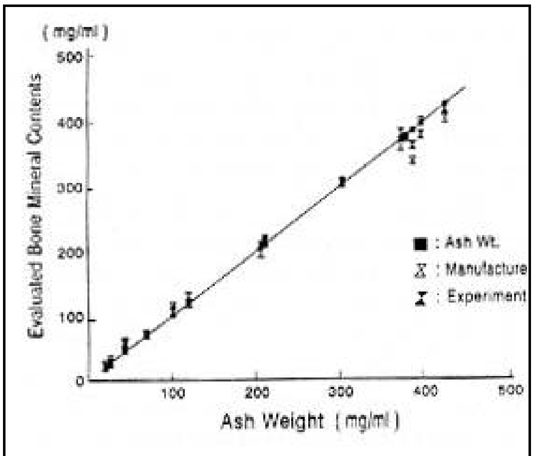

Fig. 3. Evaluated bone mineral contents by manufacture( ) and experiments( ) as a function of ash weight of animal bone (■).

각 방사선에너지에 대하여 $80KV_p$에서 물의 질량흡수계수는 0.2409, 골등가조직인 100gm% K_2HPO_4 가 0.5608, 지방조직 0.2206㎠/g을 얻었으며, $120kV_p$에서 물 0.2046, 골등가조직물 0.3273, 지방조직 0.1971㎠/ g을 구하였으며, 지방조직은 에틸알코홀(99.9%)의 성분비를 이용하여 구하였다.

표준시료의 농도에 대한 CT Hounsfield 값은 저에너지 및 고에너지에서 각각 선형적임을 보여주고 있으며(Fig. 2), 표준시료 K_2HPO_4 의 농도 변화따른 CT 값들을 선형회귀함수로 최적화하여 무기물함량결정의 실험상수를 구한 결과 K_1은 0.3232, K_2는 0.2450을 각각 얻었다.

저자들은 해면골의 중앙에 타원형 1.6㎠ 내의 $80KV_p$와 $120KV_p$ 화소의 값을 이용하여 식 (2)로부터 단위부피당 골무기물함량을 결정하였다. 제작회사에서 제공하는 골무기물함량측정은 척수강의 중심에서 치밀골의 중앙을 잇는 선의 좌우 해면골과 치밀골을 경계로한 윤곽내 포함된 평균값으로부터 이루어져 검사부위의 결정이 용이하며 재현성이 높은 잇점이 있으므로 매 검사시료마다 제작사의 골무기물측정 후 동일 검사위치로 골조직흡수자료를 얻어 무기물함량을 결정하므로 위치재현의 오차를 줄일 수 있었다.

본 실험에서 결정된 실험상수를 이용하여 골무기물함량이 30mg/cm³에서 500mg/cm³ 사이에 있는 동물척추 14편을 직경 30cm와 두께 8cm인 수조펜텀의 척추위치에 삽입하고 이중광자에너지에 의한 전산화단층영상화소의 CT 번호를 이용하여 골무기물함량을 측정 분석한 결과 동물척추시편의 골무기물 함량에 대한 상관계수(r) 0.998을 보였으며, 동일한 시편을 제작사에서 제공된 방법으로 측정한 결과 상관계수 0.996을 보였다(Fig. 3).

동물척추해면골의 단위부피당 무기물함량 결정은 해면골시편의 부피를 측정한 후 세라믹도가니에 넣어 썹씨 1000도에 3시간 연소시켜 남은 재의 무게로 정해져 Fig. 3에서 선형적임을 알 수 있으며, 해면골시편의 골무기물함량을 기준으로 실험에서 구한 무기물함량과 제작사의 것을 상호비교한 결과 거의 일치하는 값을 얻었다.

고 찰

골조직의 무기물함량변화는 연령증가에 따른 자연적인 골밀도 감소와 당뇨병과 같은 노인층에 흔히 수반되는 많은 대사성질환에 의하여 병적인 골다공증을 초래할 수 있다[1]. 또한 국내에서도 평균수명이 높아져 자연적인 골무기물감퇴와 특히 폐경기후의 여성에서 나타나는 급격한 골무기물함량의 손실이 사회의료와 보건학적 측면에서도 심각한 문제로 대두되고 있다. 그리고 최근 방사선 치료기술의 발전으로 장기 생존자가 증가하고 있으며, 이들 가운데 방사선치료에 의한 치료부위내 골무기물의 감소로 골절이나 조기퇴행성 변화로 인한 심한 통증을 호소하는 경우가 빈번한 것으로 보고되고 있다[2-4].

골무기물함량결정은 대부분 장비제작회사에서 제공하고 있는 방법에 의존하고 있으며, 실험적 방법을 통한 정량적 함량을 비교한 발표는 국내에 많지 않으며, 장비가 교체되거나 방사선에너지가 달라지는 경우 표

준시료를 이용한 정량적 평가 및 비교가 필요하다. 골조직의 무기물함량측정은 비관혈적으로 이중광자선에너지에 의한 골조직의 방사선흡수차를 이용하여 구하는 방법이 많이 이용되고 있으며, X선의 양광자흡수골밀도측정과 방사성동위원소 Gadoronium-153의 에너지스펙트럼을 이용한 골밀도측정은 단일광자에너지에 의한 골밀도측정에 비해 정밀도는 높으나 3차원의 해부학적구조를 2차원평면에 투사하므로 공간분해능이 낮다. 이에 비해 이중광자에너지에 의한 전산화단층영상은 공간분해능이 우수하여 피질골과 해면골을 분리할 수 있으므로 비교적 정확한 골무기물을 정량적으로 구할 수 있는 잇점이 있다[12-14).

본 실험에서 제조이용된 골등가조직물인 K_2HPO_4 100gm%는 피질골의 밀도 및 방사선흡수와 매우 유사한 값을 가지므로 골조직등가용액으로 많이 이용되고 있으며, 본 연구의 Table 1의 치밀골은 IAEA에서 제시하는 피질골의 성분을 토대로 계산된 질량흡수계수와 K_2HPO_4 100gm%의 질량흡수계수가 $80kV_p$와 $120kV_p$ 광자선에너지에서 둘다 매우 근사값을 보였다[13, 14)].

본 실험에 이용된 전산화단층영상의 골무기물함량측정에 이용된 이중광자선방출은 피폭선량을 줄이기 위하여 $80kV_p$와 $120kV_p$ 에너지의 방사선을 1회전 스켄 중 720번의 맥동형 빔을 교대로 방출하여 각 에너지에 의한 화소의 CT 번호를 얻게 되므로 위치재현성이 우수하다.

한편, 제작회사에서 제공되는 골무기물함량측정은 치밀골과 해면골을 분리하여 윤곽을 정하고 각 윤곽내에 있는 화소의 CT 번호로부터 광자에너지에 따른 흡수차를 구하여 얻게 된다. 이 방법은 검사용적을 결정하는 원형, 타원형 또는 해면골형태의 면적을 수동으로 정하는 것에 비해 해부학적 검사부위의 결정이 용이하고 재현성이 우수한 반면 해면골부위내 탈무기물부위가 균등하지 않은 경우 오차를 유발할 수 있으며, 척추골 만을 대상으로 척추의 추간극을 경계로 윤곽결정을 할 수 있으므로 골반대퇴골 또는 전완골 등의 골밀도 검사에 제한을 갖는다. 그러나 본 실험방법은 전박, 대퇴골 등과 같은 인체 다양한 부위의 골무기물을 정량적으로 정확히 측정하는데 이용될 수 있다.

본 연구에서는 이중광자에너지에 대한 표준시료의 질량감약계수를 이용하여 골무기물함량결정을 위한 실험상수를 구하였으며, 타원형 Voxel 내에서 구한 동물척추골시편의 골무기물함량과 컴퓨터단층촬영기에 탑재된 골무기물측정에 의한 무기물함량이 동물시편의 재의 질량과 잘 일치함을 보여 척추골의 무기물함량결정에 신뢰성이 높을 것으로 생각한다.

결　　론

본 실험은 실험적 에너지스펙트럼을 이용하여 새로 도입된 전산화단층영상장치의 $80kV_p$와 $120kV_p$ X-선에 의한 골조직, 연부조직 및 지방조직에 대한 방사선질량흡수계수를 결정하고 화소의 방사선흡수차를 이용하여 골무기물함량을 정량적으로 결정할 수 있는 실험상수를 구하였다.

본 연구의 실험상수를 이용하여 동물척추해면골 시편의 골무기물함량과 실측무기물함량을 비교한 결과는 상관계수 r=0.998 을 얻었으며, 컴퓨터단층촬영기에 탑재된 맥동형 이중에너지광자선에 의한 골무기물함량측정에서도 r=0.996 을 얻어 실험결과와 잘 일치함을 보였으므로 제작사의 측정값을 신뢰해도 좋을 것 같다.

본 연구의 실험방법은 타 장비의 검증에도 동일한 방법으로 이용될 수 있을 것으로 확신한다.

참 고 문 헌

1. **Kleerekoper M, Tolia K and Parfitt AM.** Nutritional, endocrine and demographic aspects of osteoprosis. Orthopedic Clinics of North America 1981; 12:547-559
2. **Libshitz HI.** Radiation changes in bone. Seminars in Roentgenology 1994; 29:15-35
3. **Slaughter DP.** Radiation osteitis and fractures following irradiation. AJR 1942; 48(2):201-212
4. **Sugimoto M, Takahashi S, Toguchida J et al.** Changes in bone after high-dose irradiation; Biomechanics and histomorphology. J Bone Joint Surg [Br] 1991; 73-B:492-497
5. **Roos BO, Skoldborn H.** Dual photon absorptiometry in lumbar vertebrae; 1. Theory and method; Acta Radiologica Therapy Physics Biology 1974; 13:266-280
6. **Tothill P, B.Sc., Ph,D., F.Inst.P., FRSE, Smith MA et al.** Dual photon absorptiometry of the spine with a low activity source of gadolinium-153;The British Journal of Radiology 1983; 56:829-835
7. **Madsen M.** Vertebral and peripheral bone mineral content by photon absorptiometry. Investigative Radiology 1977; 12:185-188
8. **Smith MA, Sutton D et al.** Comparison between Gd-153 and Am-241, Cs-137 for dual photon absorptiometry of the spine. Physics in Medicine & Biology 1983; 28:709-721
9. **Kalender W. et al.** Vertebral bone mineral analysis; An integrated approach with CT. Radiology 1987;

164:419-423

10. **Genant HK, Block JE, Ettinger B.** Primer on osteoporosis; Quantitative Computed Tomography, chpter 3. pp15-38, 1987
11. **권재수, 최태진 등. 이중에너지 전산화단층촬영술을 이용한 한국정상성인의 척추골 무기물함량 측정. 대한방사선의학회지** 1989; 25(6):993-998
12. **Zatz LM, Alvarez RE.** An inaccuracy in computed tomography; The energy dependence of CT values. Rad 1977; 124:91-97
13. **서수지, 최태진 등 : 이중에너지 전산화단층촬영술을 이용한 골무기물함량의 정량적 분석. 대한방사선의학 회지** 1989; 25(4):586-592
14. **Genant HK, Boyd D.** Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Invest. Radiol 1977; 12:545-551
15. **Archer BR and Wagner LK.** Determination of diagnostic x-ray spectra with characteristic radiation using attenuation analysis. Med Phys 1988:15(4), 637-641
16. **Hubbell JH.** Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. NBS 1969; 29:1-13
17. **Cann CE, Genant HK.** Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. J.CAT 1980; 4(4):493-500

= 국문 초록 =

이중광자에너지 전산화단층촬영을 이용한 정량적 골무기물함량의 비교 분석

계명대학교 의과대학 치료방사선과*, 진단방사선과†

최태진* · 윤선민* · 김옥배* · 이성문† · 서수지†

목 적 : **이중광자에너지 전산화단층촬영의 정량적골무기물함량**(Dual-Energy Quantitative Computed Tomography, DEQCT)**의 실험상수를 구하고, DEQCT에 의한 골무기물함량과 동물척추 해면골의 무기물함량과 일치하는 지 비교하였다.**

대상 및 방법 : **조직의 CT 번호는 주어진 방사선에너지와 조직성분에 따른 방사선 감약계수의 함수로 얻게 되며, 방사선감약은 에너지에 따라 달라지므로 본 연구는 CT에서 사용되고 있는 80과 120kV$_p$ X선에서 각 조직의 질량감약계수를 구하여 실험적으로 DEQCT에 의한 골무기물함량을 결정하였다. DEQCT에서 골무기물함량결정에 이용되는 실험상수들은 골등가물질의 표준시료 K_2HPO_4 용액과 연부조직의 물 및 지방등가물질로 무수알코홀을 이용하여 구하였다.**

골무기물함량 비교는 실험적 상수결정에 의한 DEQCT와 제작회사의 DEQCT를 사용하여 각각 구하였으며, 동물척추해면골 시편의 재의 질량과 각각 비교하였다.

결 과 : **80kV$_p$에서 골등가물질의 질량흡수계수는 0.5608, 물 0.2409과 지방등가 조직에서 0.2206cm^2/g을 얻었으며, 120kV$_p$의 방사선에서는 0.3273, 0.2046 및 0.1971cm^2/g을 각각 얻었다. 골등가물질 K_2HPO_4 표준시료를 80과 120kV$_p$ X선으로 스켄한 CT 번호를 이용하여 실험상수 K_1는 0.3232, K_2는 0.2450를 각각 얻었다. 이중광자에너지에 의한 골무기물함량측정결과는 동물척추해면골 시편의 재의 질량을 골무기물함량으로 정한 값과 비교한 결과 잘 일치하였으며 상관계수 r=0.998을 보였다.**

한편, 동물척추골시편의 골무기물에 대하여 CT에 탑재된 DEQCT에 의한 골무기함량의 비교결과는 상관계수 r=0.996 을 보여 상호 잘 일치함을 알 수 있었다.

결 론 : **이중광자에너지 전산화단층영상장치에 대한 조직등가물질의 실험적 질량감약계수에 의한 골무기물함량과 제작사의 DEQCT에 의한 정량적 골무기물함량이 실험적 골무기물함량과 잘 일치함을 보였다.**