

# 골밀도 측정에 관한 고찰

대구보건전문대학 방사선과  
권 덕 문

## Measurement of Bone Density

Duk Moon Kwon

Dept. of Radiotechnology, Taegu Junior Health College

### I. 서 론

최근 노년층 인구의 증가와 건강에 대한 관심이 높아지면서 골다공증, 즉 골밀도에 대해 의료계 뿐만 아니라 일반인들 사이에도 관심이 고조되고 있다.

1990년 Copenhagen에서 열린 골다공증에 관한 학술세미나에서 정리된 골다공증에 대한 일치된 견해는 뼈의 무기질 내용 감소로 인하여 뼈가 약해지므로 골절의 위험이 증가되는 뼈의 미세한 구조상의 장애로 특징지어지는 하나의 병으로 정의하고 있다<sup>1)</sup>.

골다공증의 원인으로는 폐경으로 인한 Estrogen의 결핍, 칼슘부족, 과다한 음주나 흡연 그리고 규칙적인 운동부족은 물론 체중이 작은 사람이 골다공증에 걸릴 확률이 높다고 한다<sup>1~2)</sup>. 원발성 골다공증의 대부분은 제 1형인 폐경기성과 제 2형인 노인성 골다공증으로 나눌 수 있다. 먼저 제 1형은 Estrogen의 감소에 기인하며, 초기에 골소주의 흡수로 인하여 척추 압박 골절이 빈발하고, 제 2형은 활동 및 음식물 섭취등의 감소로 인하여 대사작용이 감퇴되고, 각종 호르몬 및 효소도 감소하게 되어 골형성 장애와 골흡수 증가를 초래하게 된다. 70세 이후에는 피질골의 골량도 감소하여 장관골, 특히 대퇴골 근위부 및 요골 원위부의 골절이 빈번하게 된다<sup>3)</sup>.

1963년 Cameron과 Sorenson에 의해 처음으

로 시도된 골밀도 측정법<sup>4)</sup>은 비교적 쉽고, 정확하며, 비관혈적인 방법으로 매우 빠르게 발달되어 근년에는 말초부위의 골뿐만 아니라 중심부에 있는 척추골을 포함한 전체 골격의 밀도 측정이 가능하게 되었으며, 측정기기에 따라 피질골과 소주골을 분리 측정할 수 있게 되면서 골다공증의 진단과 치료효과의 판정은 물론 골절의 위험성을 예견하고 골에 영향을 미치는 대사성 질환의 경과 판정에도 활용되고 있다.

골다공증의 정량법인 골밀도 측정방법에는 단광자에 의한 요골의 골밀도 정량법인 단일광자 흡수측정법(Single Photon Absorptiometry, SPA법), 이중광자에 의한 요추 및 대퇴골의 골밀도 정량법인 이중광자 흡수측정법(Dual Photon Absorptiometry, DPA법), 이중에너지 X-선 흡수에 의한 요추 및 대퇴골의 골밀도 정량법인 이중에너지 X-선 흡수측정법(Dual Energy X-ray Absorptiometry, DEXA법), 이중에너지 X선 골밀도 측정법(Dual Energy X-ray Bone Densitometry) 및 이중에너지 정량 전산화 단층법(Dual Energy Quantitative Computed Tomography, DEQCT)에 의한 측정 등이 시행되고 있으며<sup>5)</sup>, 최근 개발중인 것으로 초음파를 이용한 골밀도 측정법(Ultra Sound Bone Densitometry)과 자기공명(Magnetic Resonance)을 이용한 측정법등도 연구 검토되고 있다<sup>6)</sup>.

본 논문에서는 과거에 많이 이용되었던

표 1. 골밀도 측정기기의 비교<sup>1)</sup>

	Method			
	SPA	DPA	DEXA	DEQCT
Site measured	Radius	Lumber spine Femur Whole-body	Lumber spine Femur Whole-body	Lumber spine etc
Proportion of cancellous bone	5~80 %	50~60 %	50~60 %	100 %
Photon source	<sup>125</sup> I	<sup>153</sup> Gd	X-ray	X-ray
Energy	28 keV	44 keV 100 keV	40 keV 70 keV	85 keV 125 keV
Radiation exposure (bone marrow)(mSv)	< 0.1	< 0.15	< 0.05	1~10
Reproducibility (coefficient of variation)	1~3 %	2~5 %	1~2 %	1~5 %
Scanning time(min)	5~10	20~60	5~10	20~40

SPA법과 현재 골다공증의 골밀도 측정에 있어 신뢰성이 높은 것으로 알려져 많이 이용되고 있는 DPA법, DEXA법, DEQCT법에 대하여 기기 및 측정 개요, 그리고 골밀도 측정의 임상적 의의에 대하여 기술하고자 한다.

## II. 단일광자 흡수측정법(SPA법)

광자의 흡수율을 측정하는 방법은 Cameron과 Sorenson에 의해 처음으로 보고 되었으며<sup>4)</sup>, 그 이후 많은 사람들에 의해 연구 개발 되었다. 이 장치는 저에너지  $\gamma$ 선의 투과량 변화를 이용하여 골밀도를 측정하는 방법으로서 선속상의  $\gamma$ 선을 방출하는 선원과 Scintillation 검출기를 약 15 cm 간격으로 대향시킨 상태에서 피측정 부위를 주사하며, 피측정 부위를 투과한  $\gamma$ 선의 계수 변화를 Analog계산에 의해 피측정 부위 뼈의 단위 길이당 중량을 구하는 것이다<sup>5)</sup>.

SPA법의 측정 원리는 그림 1과 같이 간단하며, 선원으로는 <sup>125</sup>I(27.5keV)과 <sup>241</sup>Am(59.4keV)가 사용되고 있으나 주로 <sup>125</sup>I가 많이 이용되고 있다<sup>7~8)</sup>.

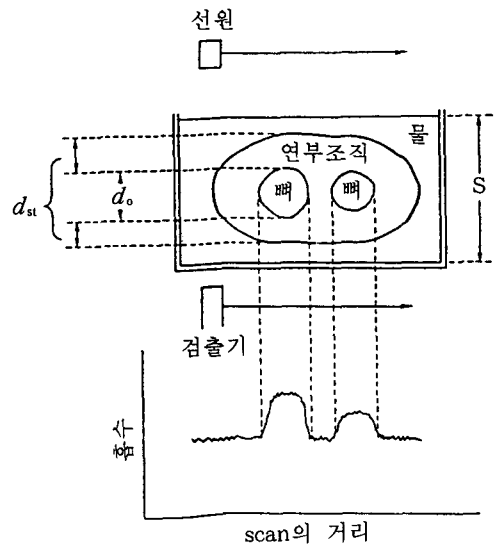


그림 1. SPA의 측정 원리

$\gamma$ 선이 흡수물체를 통과할 경우 지수적으로 감약하는 것은 잘 알려진 사실이다.

$$I = I_0 \exp \sum (-\mu_i \times d_i) \quad (1)$$

여기서 I는 투과체를 통과한 후  $\gamma$ 선의 선량률,  $I_0$ 는 투과체를 통과하기 전의  $\gamma$ 선의 선량

를, 그리고  $\mu$ 는 선감약계수( $\text{cm}^{-1}$ ),  $d_s$ 는 흡수체의 두께( $\text{cm}$ )를 나타낸다. SPA법은 사용되고 있는  $\gamma$ 선의 에너지 관계로 주로 전완골이 측정대상이 되며, 연부조직(st)과 뼈(b)가 측정대상이 된다고 할 수 있다. 따라서

$$I = I_0 \exp(-\mu_{st} \times d_{st} - \mu_b \times d_b) \quad (2)$$

여기서 투과조직의 두께  $d_b$ 는 그 부위에서의 골무기질량  $W_b$ 와 비례하는 ( $W_b \propto \rho d_b \Delta \chi$ )의  $d_b$ 를 구하면 된다. 식(2)를 변형하면

$$\ln(I/I_0) = -(\mu_{st} \times d_{st} + \mu_b \times d_b) \quad (3)$$

를 얻을 수 있다. 그러므로 피검체를 물에 담그거나 조직등가물질을 입혀 그 두께( $S \text{ cm}$ )를 일정하게 하면 식은 다음과 같이 된다.

$$\ln(I/I_0) = -[\mu_{st} \times (S - d_b) + \mu_b \times d_b] \quad (4)$$

$S \text{ cm}$ 의 조직 투과후의 선량을  $I_s$ 라 하면

$$\ln(I_s/I_0) = -\mu_{st} \times S \quad (5)$$

이므로

$$d_b = \ln(I/I_s) / (\mu_b - \mu_{st}) \quad (6)$$

따라서 전 Scan길이에 대하여 적분을 하면 다음과 같이 골무기질량  $W_b(\text{g/cm})$ 를 얻을 수 있다.

$$W_b = \int d_b(x) dx \quad (7)$$

여기서  $d_b(x)$ 는 전 Scan을 실시하는 경계의  $x$ 점에 있어서 뼈의 두께 즉 골무기질량을 나타낸다.

SPA법은 전완골의 요골과 척골이 주측정대상이 되며, 전완부의 골은 일정하고 골주변에 있는 지방과 근육층이 얇으며, 연부조직에 대한 골량의 비율이 높으므로 골자체가 불규칙하고 여러 기관에 둘러 쌓인 척주골을 측정할 때 보다 임상적으로 우수한 결과를 얻을 수 있다<sup>6)</sup>. 또한 환자의 피측정 부위에 대해 장기간에 걸쳐 측정을 반복하므로써 환자의 뼈 변화를 그 부위 뼈의 중량변화로 알 수 있으며, 이에 의해 질병의 진행 상황 혹은 치료효과등을 파악할 수 있다<sup>5)</sup>. 그러나 이 검사법은 상지 장

관골의 피질골의 밀도만 기본적으로 측정하므로 대사성 자극에 의한 체내의 전반적인 골밀도 상태를 반영하기에는 어려움이 있고<sup>9)</sup>, 일반적으로  $^{125}\text{I}$ 를 사용하므로 감쇠에 따른 선원교체등의 비용 부담이 있으며, 또한 검사부위가 제한적인점등 많은 단점도 있어 근래에는 사용이 줄어들고 있다.

### III. 이중광자 흡수측정법(DPA법)

에너지가 서로 다른 두개의 광자를 이용한 DPA법은 체내 총칼슘량의 측정 및 한정된 부위, 예를 들면 각각의 추체와 근위 대퇴골의 골무기질량의 측정에 이용된다<sup>10~11)</sup>.

DPA법의 원리는 두개의 다른 에너지를 가진 광자가 주로 뼈와 다른 흡수체 또는 연부조직과 다른 흡수체를 투과할 때 발생하는 투과율의 차이를 측정하는 것으로서  $^{153}\text{Gd}$ 이 44keV (Europium K X-ray : 44, 48keV)와 100keV ( $\gamma$ 선:97, 103keV)의 energy peak를 방출하는 것을 이용하여 골무기질과 연부조직이 중첩된 체간부의 골무기질량을 두종류의 광자 count수에서 산출한다<sup>5)</sup>. 한편  $^{241}\text{Am}$ 과  $^{125}\text{I}$ 를 조합하여 사용할 수도 있다<sup>12)</sup>. 점선원과 선원에 대항하는 검출기 사이에 피검체를 위치시키고 scan을 실시한다. 즉 Transmission scan을 행한다.

Scan면상의 한점의 좌표를  $x, y$ 라 할때 그점에 대한 방사능은

$$I^{44} = I_0^{44} \exp[-\mu_{st}^{44} M_{st} - \mu_{bm}^{44} M_{bm}] \quad (8)$$

$$I^{100} = I_0^{100} \exp[-\mu_{st}^{100} M_{st} - \mu_{bm}^{100} M_{bm}] \quad (9)$$

$I^{44}, I^{100}$ 은 점  $x, y$ 에 있어서 44keV와 100keV의 photo peak window에서 투과된 선량률, 그리고  $I_0^{44}, I_0^{100}$ 은 흡수체에 의해 감약되기 전의 입사방사선의 각 energy peak에 있어서의 선량률을 나타낸다.  $\mu$ 는 각각 조직에 대한 흡수계수,  $M$ 은 단위면적에 대한 질량  $\text{g/cm}^2$ 의 dimension을 가진다. 그리고 아래의 st, bm은 각각 soft tissue와 bone mineral을 나타내고 있다. 위 식(8), (9)의 연립방정식을 풀면

$$M_{st} = \frac{(\mu_{bm}^{44} / \mu_{bm}^{100}) \times \ln(I^{100} / I_0^{100}) - \ln(I^{44} / I_0^{44})}{\mu_{st}^{44} - \mu_{st}^{100} (\mu_{bm}^{44} / \mu_{bm}^{100})} \quad (10)$$

$$M_{bm} = \frac{(\mu_{st}^{44}/\mu_{st}^{100}) \times \ln(I_0^{100}/I_0^{100}) - \ln(I^4/I_0^{44})}{\mu_{bm}^{44} - \mu_{bm}^{100} (\mu_{st}^{44}/\mu_{st}^{100})} \quad (11)$$

을 얻을 수 있다.

$R_{st} = \mu_{st}^{44}/\mu_{st}^{100}$ ,  $R_{bm} = \mu_{bm}^{44}/\mu_{bm}^{100}$ 이라 할 때 식(10), (11)은 다음과 같이 된다.

$$M_{st} = \frac{R_{bm} \times \ln(I_0^{100}/I_0^{100}) - \ln(I^4/I_0^{44})}{\mu_{st}^{44} - R_{bm} \times \mu_{st}^{100}} \quad (12)$$

$$M_{bm} = \frac{R_{st} \times \ln(I_0^{100}/I_0^{100}) - \ln(I^4/I_0^{44})}{\mu_{bm}^{44} - R_{st} \times \mu_{bm}^{100}} \quad (13)$$

식 (8)에서 골무기질량을 얻을 수 있다. 골무기질 측정에 있어서는 측정하고자 하는 영역을 scan하면 각점의  $M_{bm}$ 을 구할 수 있으며,  $R_{st}$ 는 scan을 실시한 범위중에서 빼가 없는 부분의 값을 평균해서 구할 수 있다.

$$R_{st} = \frac{\mu_{st}^{44}}{\mu_{st}^{100}} = \frac{\ln(I_0^4/I^4)}{\ln(I_0^{100}/I^{100})} \quad (14)$$

여기서  $R_{st}$ 는 1.288(100 % 지방일 경우)에서 1.451(100 % 지방이 아닌 경우)의 사이에서 직선적으로 변화한다. 그러나 뼈 조직은 거의 일정하므로  $R_{bm}$ 은 변하지 않는다. 그리고 이

장치에는 2 channel 파고분석장치가 이용되므로 각각의 energy peak에 설정하며, 시간분해능에 대한 보정이 필요하다. 특히 이중 동위원소 검출에서는 계수누락 현상외에 energy의 pile up도 문제가 되며, 또한 일반적인 이중동위원소법과 같이 100keV의 높은 energy의 방사능이 Compton산란에 의해 44keV window에서 count되는 현상에 대한 보정도 필요하다.

그림 2의  $^{153}\text{Gd}$  붕괴도를 보면 각각 2개 energy의 방사선으로 구성되어 있다. 그러므로 흡수계수는 서로 다르며, 조직두께가 두꺼우면 투과한 방사선에 높은 energy 성분이 많이 포함되게 된다. 이 현상을 beam hardening이라고 하고, 이에 대한 보정도 필요하다.

DPA장치는 일반적으로 선원과 검출기가 대향하여 scan을 실시하는 대향 scanner가 이용되며, scintillation camera 방식도 있다<sup>13)</sup>. 또한 골의 경계를 자동적으로 검출하는 edge detection soft ware가 내장되어 있으며, 화상은 물론 관심영역의 설정과 longitudinal study에서도 우수한 재현성을 용이하게 얻을 수 있다.

DPA법은 추체골, 대퇴골등의 측정은 물론

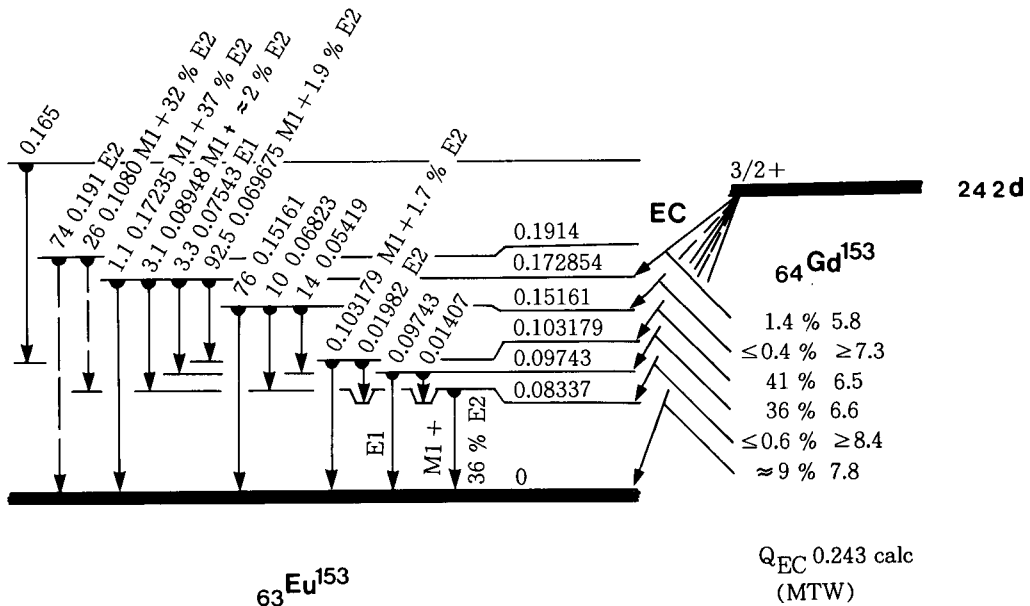


그림 2.  $^{153}\text{Gd}$ 의 붕괴도

전신의 골무기질량(TBBM : Total Body Bone Mineral) 측정도 가능하며,  $R_{ca}$ 와 조직중의 지방비율과의 관계, 전신의 연부조직 구성성분, 지방이 없는 조직성분의 비율을 구할 수 있어서 뼈와 연부조직과의 구별이 확실하며, 골질의 위험이 가장 높고 치명적인 척추, 대퇴골, 경부등의 직접검사가 가능하여 세계적으로 많이 이용되고 있다. DPA장치에 의한 측정시간은 요추 및 대퇴골의 경우 약 20분 정도, 전신은 40~60분 정도로 비교적 긴편이지만 환자를 scan하면서 data를 해석할 수 있다.

이 검사에 의한 피폭선량은 열형광선량계를 이용하여 측정한 결과 표면선량이  $0.57 \pm 0.07$  mrem, 골수선량은  $0.24 \pm 0.06$  mrem으로 대단히 낮지만  $^{153}\text{Gd}$ 을 매년 교환하여야 하는 불편함도 있다<sup>5)</sup>.

#### IV. 이중에너지 X선 흡수측정법(DEXA)

1987년  $^{153}\text{Gd}$  대신 X선을 이용한 골밀도 측정장치가 미국 Hologic사에서 처음으로 개발되었다<sup>6)</sup>. DEXA법은 가늘게 collimation된 X선속과 인체를 투과한 X선을 검출하는 검출기로 구성되어 있으며, 두종류의 X선 energy를 얻기 위해서는 X선관을 사용해서 2개의 energy를 얻는 방법(70/140keV)과 하나의 에너지를 방출하는 filter에 의해 2개의 에너지(40/70keV)로 나누는 방법이 있다<sup>14~16)</sup>.

Filter를 사용하는 방법은 80kVp(0.75mA)의 X선관과 350 mg/cm<sup>2</sup>의 Cerium filter를 사용하여 40keV와 70keV의 peak를 가진 2개의 다른 에너지를 얻는 방법이다<sup>11)</sup>.

DEXA장치의 X선관과 X선 발생방식은 고정양극 X선관을 사용한 연속 X선과 회전양극 X선관을 사용한 pulse X선 두방식이 있으며 Pencil beam을 이용한 장치는 고정양극 X선관을 fan beam을 이용한 장치에는 회전양극 X선관을 채택하고 있다. 그리고 이중에너지 X선을 발생시키기 위해서 현재 사용중인 방식은 X선관에 인가하는 전압을 순차적으로 변환시켜 이중에너지를 발생시키는 switching pulse 방식과 관전압을 일정하게 인가하되 일정에너지

지만을 투과 시켜주는 K-edge filter 방식이 있다.

검출기는 X선관으로 부터 조사되어 피사체를 투과한 X선을 검출하여 투과량에 비례한 전기신호로 변환하는 장치이며, DEXA방식의 검출기에는 주로 Cadmium tungstate detector와 Silicon dual detector가 사용된다. DEXA장치의 검출기가 갖추어야 할 요건은 X선 에너지를 효율적으로 흡수해야 하며, 직선성이 우수하고, 잔광과 회복시간이 짧으며, 양호한 안정성과 재현성, 긴수명 그리고 다중채널 검출기에서는 다수의 검출기가 하나로 되어 있으므로 인접하는 검출기와의 사이에 spacer등에 의한 불감영역이 적고, digital신호를 얻는데 충분한 신호 전기량이 있어야 된다.

DEXA법과 DPA법은 밀접한 상관관계가 있으며, 측정정도의 오차는 약 1/2, scan에 소요되는 시간은 요추에서 약 6분, 대퇴골에서 3분 정도로 다른방식에 비해 많은 시간이 단축된다.

DEXA법의 측정원리는 DPA법과 같으며, 유사한 algorithm이 사용되고 있다<sup>12)</sup>. Mazesse등은 골밀도 측정에서 골수와 지방의 오차에 대한 보정이 필요하다는 보고를 한 바 있다<sup>16)</sup>. Hydroxyapatite(HDA)에 X선을 조사했을때 지방 측정치에 미치는 영향을 살펴보면 HDA의 약 2배의 지방이 존재할 경우 골밀도 측정치는 HDA의 중량과 일치하게 되며, 이 비율은 생체내의 지방과 골회의 비율로 볼 수 있다<sup>17)</sup>. 따라서 지방의 영향을 고려하지 않고 측정할 경우 DPA법 및 DEXA법에서의 지방 level은 약 10%, 골다공증 환자에서는 15% 이상의 오차가 발생할 수 있다. DEXA법에서는 연속 에너지의 X선을 사용하므로 beam hardening과 시간분해능에 대한 보정이 필요하며 X선관을 사용하여 변환에 의해 이중에너지를 얻는 방법에서는 spill over에 대한 보정은 불필요하지만 filter를 사용하여 두종류의 에너지를 얻는 방법에서는 이에 대한 대책이 필요하게 된다. 그러나 최근들어 장비의 비약적인 발전에 힘입어 이러한 불편들은 많이 개선 발전되고 있는 경향이다.

DEXA법은 정도관리를 위해 1일 1회 calibration이 필요하며, 최신장비는 일반적으로 통상 1일 1회 자동교정으로 장비의 정밀도 및 기계적인 작동 실험까지를 포함한 장비의 전반적인 점검이 실행된다.

### V. 이중에너지 정량 전산화단층촬영법 (DEQCT)

DEQCT법은 한번의 scan중에 두종류의 X선 (125kV와 85kV)이 서로 교대로 발생하기 때문에 위장등의 움직임에 의한 artifact의 영향이 없고, dual energy로 인해 종래의 CT에 의한 beam hardening의 영향이 제외되므로 특히 추체 해면골부의 골무기질을 지방이나 섬유성분을 제외하고 측정할 수 있게 되었다. 또한 data해석에 있어서 추체의 골피질과 해면골의 관심영역이 거의 자동적으로 설정되기 때문에 재현성이 우수한 측정 결과를 얻을 수 있다. 한편 이방법에 의한 골밀도의 단위는  $mg/cm^3$ 이다<sup>5)</sup>.

해면골의 측정이 피질골의 측정에 비해 어려운 것은 해면골의 성분이 불균일하기 때문이다. 칼슘용액에 Ethyl alcohol을 가하면 CT치는 칼슘과 alcohol에 대하여 각각 독립된 상관관계를 나타낸다. 이 용액에 두종류의 X선을 사용하여 실효원자번호  $Z^*$ 를 구하고<sup>18)</sup> 이 관계를 이용하여 다시 적출된 추체골 표본의 실효원자번호를 산출하여 칼슘농도와 비교한 실험에서는 CT치( $r=0.67$ )에 비하여 실효원자번호( $r=0.97$ )가 보다 우수한 상관관계를 나타내었다<sup>19)</sup>. 이 사실로 미루어 해면골의 측정에는 DEQCT가 보다 우수하다는 것을 확인할 수 있었다.

CT에 있어서 X선의 감약은 주로 Compton산란과 광전효과에 의해서 이루어지지만 calcium과 철등 원자번호가 높은 물질은 탄소, 산소, 질소, 수소등으로 이루어진 물질에 비하여 광전효과에 관계되는 성분이 유의하게 높다. 이 성분은 X선 에너지에 대해서 매우 강한 영향을 미치며 역상관관계를 가진다. 따라서 에너지를 약하게 하면 높은 원자번호의 영향을 받게 되며 기타 조직보다 감약률이 증가하게

된다.(그림 3)

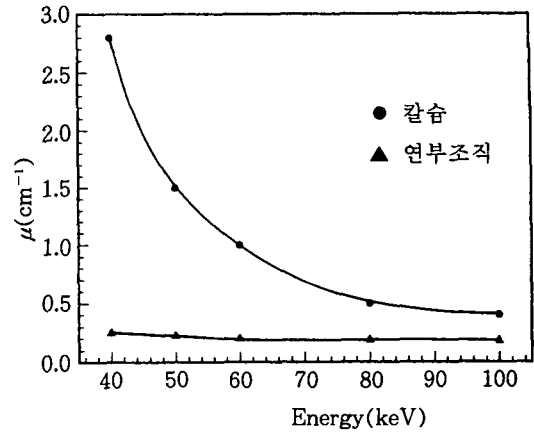


그림 3. 각종 에너지의 X선에 의한 연부조직과 칼슘의 감약률 변화<sup>20)</sup>

그러므로 서로 다른 두에너지의 X선 감약률에서 칼슘의 농도를 기타 조직과 관계없이 구할 수 있게 되었다<sup>20)</sup>.

$$M = \frac{(H_{80} - W_{80}) - (H_{120} - W_{120})}{S_{80} - S_{120}} \quad (15)$$

H는 80 및 120kVp에 있어서의 CT치를 나타내며, W는 각각의 관전압에 대한 물의 CT치를 나타낸다. 또한 S는 각각의 관전압에 대하여 피검자와 동시에 측정한 calibration phantom으로 부터 구한 표준직선의 기울기를 나타낸다.

Laval-Jeantet 등은 간단한 program에 의해 이중 X선법에서 얻은 CT치(HU)로 부터 골밀도를 계산하고 있다<sup>21)</sup>.

$HU_1$ ,  $HU_2$ 는 각각 다른 에너지의 X선으로부터 얻은 추체골의 CT치이며,  $HU = HU_b + HU_f$ 를 의미하고 있다. 여기서  $HU_b$ 는 골자신,  $HU_f$ 는 지방 및 골수의 CT치를 나타내고 있다.

$$HU_1 = a_1 B + b_1 + \alpha_1 F + \beta_1 \quad (16)$$

$$HU_2 = a_2 B + b_2 + \alpha_2 F + \beta_2 \quad (17)$$

여기서 B 및 F는 구하고자 하는 뼈와 지방의 농도이고,  $a$ 와  $b$ 는 각각의 에너지의 X선으로 측정한 calibration phantom의 기울기와 절

편이다. 또  $\alpha$ 와  $\beta$ 는 0 %의 지방과 100 % 지방의 두 점으로부터 구한 회귀직선의 기울기와 절편이다. 이 두식에 의해 구하는 B는

$$B = \frac{\alpha_2[HU_1 - (b_1 + \beta_1)] - \alpha_1[HU_2 - (b_2 + \beta_2)]}{\alpha_2 a_1 - \alpha_1 a_2} \quad (18)$$

로서 얻을 수 있다. 여기서 4개의 미지수를 가지고 4개의 등식을 푸는 방법도 제창되고 있다<sup>22-23</sup>. 우선 골성분과 조직성분만으로부터 외부 지방을 함유하지 않은 calibration samples의 mineral농도와 CT치의 관계는 다음식과 같다.

$$CT\#_{no\ fat}(E_1) = g(E_1) \times [mg/ml] + i(E_1) \quad (19)$$

$$CT\#_{no\ fat}(E_2) = g(E_2) \times [mg/ml] + i(E_2) \quad (20)$$

여기서  $g(E_1, E_2)$ 는 표준직선의 기울기,  $i(E_1, E_2)$ 는 그 절편, 그리고  $[mg/ml]$ 는 이것으로부터 구해지는 mineral 농도이다. 또  $E_1$ 은 낮은 에너지의 X선(여기서는 80kVp),  $E_2$ 는 높은 에너지 X선(140kVp)으로 측정된 것을 의미한다.

여기서 동일 조성의 지방을 포함한 calibration samples을 사용하여 측정을 실시한다. 이러한 혼합물의 CT치는 각각 순수한 뼈, 조직 성분 그리고 지방의 CT치에 관계하고 있다. 따라서 다음의 관계가 성립한다.

$$CT\#_{mix} = B \times CT\#_b + S \times CT\#_s + F \times CT\#_f \quad (21)$$

여기에서 B, S, F는 각각 뼈, 조직성분 그리고 지방 전체가 차지하는 용적의 비율을 나타내며,  $CT\#_b$ ,  $CT\#_s$ ,  $CT\#_f$ 는 뼈, 연부조직 및 지방이 각각 100 % 순수할 때 CT치를 나타내고 있다.

두개 용량이 같은 혼합조직을 고려할 때 골성분의 양은 어느것이든 같으나, 한 혼합조직에는 지방이 모두 연부조직으로 치환되어 있을 경우 지방을 가지고 있는 혼합조직의 CT치는

$$CT\#_{with\ fat} = B \times CT\#_b + (1 - B - F) \times CT\#_s + F \times CT\#_f \quad (22)$$

가 되고 지방을 함유하지 않은 조직의 CT치는

$$CT\#_{no\ fat} = B \times CT\#_b + (1 - B) \times CT\#_s \quad (23)$$

이것으로부터

$$CT\#_{with\ fat} = CT\#_{no\ fat} + F \times (CT\#_f - CT\#_s) \quad (24)$$

$E_1, E_2$ 에 이를 대입하면

$$CT\#_{with\ fat}(E_1) = CT\#_{no\ fat}(E_1) + F \times [CT\#_f(E_1) - CT\#_s(E_1)] \quad (25)$$

$$CT\#_{with\ fat}(E_2) = CT\#_{no\ fat}(E_2) + F \times [CT\#_f(E_2) - CT\#_s(E_2)] \quad (26)$$

이를 식에서  $g(E_1, E_2)$ ,  $i(E_1, E_2)$ 는 calibration samples로 부터, 그리고  $CT\#_f(E_1, E_2)$ ,  $CT\#_s(E_1, E_2)$ 는 각각 순수한 지방 또는 연부 조직에 대해 구하며,  $CT\#_{with\ fat}(E_1, E_2)$ 는 해면골의 실제측정치이다. 따라서 계산에 의해  $[mg/ml]$ , F,  $CT\#_{no\ fat}(E_1)$ ,  $CT\#_{no\ fat}(E_2)$ 를 구할 수 있다. 한편 DEQCT법은 정확한 골밀도 측정법으로 인정받고 있으나 골밀도 전용장치가 아니며, 환자의 피폭선량이 많고, 장비가 고가인 점을 고려하여 증례를 잘 선별하여 임상에 응용하여야 할 것으로 사료된다.

## VI. 골밀도 측정의 임상적 의의

최근들어 우리나라에서도 서구에서처럼 노년층 인구의 증가로 인하여 골다공증이 중요한 노인 질환으로 대두되고 있으며, 골밀도는 연령증가에 따라 변화되고, 부위에 따라 서로 차이가 있는 것으로 알려져 있다. 여성의 경우 요추의 골무기질 감소는 비교적 젊은 시기에 시작하여 직선적인 반면, 요골은 50세까지는 거의 변화를 관찰할 수 없으나 일반적으로 51세부터 65세 사이에 가속적으로 감소되고, 그 이후에는 원만한 감소를 나타내는 경향이다.

최종적으로 척추골의 감소는 42~47 %, 요골중상부에는 30 %, 원위 요골에서는 39 %, 그리고 대퇴골 경부에는 58 %, 대퇴골 전자는 53 % 정도가 된다. 정상남자 성인의 골밀도 감소는 거의 직선적이지만 완만하고 대퇴골에서는 여성의 2/3 정도이지만 추체골에서는 1/4 정도이다<sup>24-25</sup>. 그러므로 대퇴골 골절의 남녀비는 1 : 2이지만 요추에서는 1 : 8 정도인 것으로 이해된다<sup>25</sup>. 골밀도와 골절의 관계에서 골은 피질골과 소주골로 구성되며, 이 두가지

는 골의 강도에 관계한다<sup>26~27</sup>). 각 골은 개개의 피질골과 소주골의 구성배열이 있으며, 대체적으로 성인골의 80%가 피질골이고, 20%가 소주골이다<sup>28</sup>). 장관골은 주로 피질골로 형성되어 있고 척추체는 소주골로 되어 있다<sup>29</sup>). Estrogen감소에 따른 대사성 자극에 대하여는 피질골보다 소주골이 8배정도 더 예민하게 영향을 받는다<sup>28~30</sup>).

Riggs와 Metton<sup>31</sup>은 원발성 골다공증을 폐경기성과 노인성 그리고 특발성으로 구분되나 대부분 폐경기성과 노인성 두가지 유형으로 분류된다고 보고한 바 있다. 제 1형(postmenopausal)골다공증은 estrogen 감소에 기인하여 주로 폐경기 전후의 여성에 호발하고 주로 소주골의 감소를 일으켜 척추체의 압박골절과 원위요골의 골절을 일으키고 제 2형(senile)골다공증은 70세 이후의 고령에서 발생하여 주로 골형성 감소, 골흡수(골소실)의 증가, 그리고 칼슘흡수 감소에 기인하여 피질골과 소주골에 영향을 미쳐 대퇴근위부, 상완골등에 골절을 일으키게 된다. 체내골량을 사춘기 이후로 성장하면서 급격히 증가하여 30대 전후로 최대치를 기록한 후 골생성과 골흡수가 평형을 유지하다가 여성에 있어서 폐경기후 수년간 연간 체내 전체 망상골 골량의 3~10% 정도로 급격한 감소를 보인다. 폐경기후 십년후부터는 연간 1%로 골량이 감소하게 되며 고령이 되면 피질골량이 서서히 감소한다<sup>31</sup>).

골밀도 측정에 의한 골절위험의 측정은 골절이 있는 환자군을 대상으로 골절 역치(fracture threshold)를 구함으로서 가능하다. Riggs 등<sup>24</sup>)에 의하면 비외상적 척추골절 환자의 골밀도치중 90th percentile에 해당하는 골밀도치를 골절역치라 정의하고 그 밀도는  $0.965 \text{ g/cm}^2$ 이라 하였다. 장과 문은<sup>9</sup>) 최근 DEXA 측정법을 이용하여 우리나라 사람들의 골밀도를 측정하고 결과 척추골절의 골절한계치는 90th percentile로 계산하여  $0.85 \text{ g/cm}^2$ 이고, 여성의 경우 폐경기 직후에 급격한 골밀도 감소를 보였으며, 골다공증 환자중 31% 정도가 척추골절을 발견할 수 있었다고 한다.

또한 제3요추의 골량이  $1.00 \text{ g/cm}^2$  이상에서

는 척추골절을 발견할 수 없었고  $1.00 \text{ g/cm}^2$  이하에서는 골다공증의 척추골절이 발생하기 시작하므로 골다공증에 의한 골절을 예방하기 위하여 적극적인 치료가 필요하다는 것을 알 수 있다.

골밀도 측정의 임상적응<sup>6</sup>)은 척추이상을 가지고 있거나 X선촬영으로 골량의 감소가 인정되는 자로 장차 진단과 치료를 결정하기 위해 기준치가 필요한 경우와 골량의 감소를 예방하기 위해 치료가 필요한 경우, 골절위험을 결정하여 치료에 활용할 경우, 그리고 장기간 부신 피질호르몬을 사용하는 자로 적절한 용량 결정은 물론 무증상의 부갑상선기능 항진증 환자의 수술적 치료 여부를 결정해야 할 경우와 골밀도가 급격히 감소하는 faster bone loser group의 발견등이 있으며, 절대 적응증은 될 수 없으나, 골다공증을 예방하기 위한 방법으로 cost-benefit을 따져 만능 집단 검진(universal screening)을 실시하는 것이 바람직하다고 주장하고 있다.

## Ⅶ. 결 어

근년들어 고령 인구의 증가로 골다공증과 이와 관련된 골절의 빈도가 증가하고 있으므로 골다공증의 예방 및 조기발견과 치료는 중요한 문제로 대두되고 있다. 골다공증은 요통 이외에는 뚜렷한 자각증세가 없어 골절이나 골기형이 발생한 이후에 진단이 이루어지는 경우가 많으므로 특히 조기 진단 및 예방은 물론 치료에도 중요한 지표로 활용될 수 있는 골밀도 측정은 절실히 요구된다고 하겠다. 최근 인체에 거의 무해하며, 정확할 뿐아니라 경제적으로 비교적 저렴하고, 짧은 시간에 골다공증을 진단할 수 있는 측정기가 임상에 많이 이용되고 있으며, 특히 이중광자 흡수측정법, 이중에너지 X선 흡수측정법, 이중에너지 정량 전산화단층 촬영법등은 골밀도 측정에 있어 신뢰성이 높은 진단정보를 제공해주므로 우리나라에서도 측정장치는 종합병원 뿐만아니라 개인의원을 포함한 많은 의료기관에 급속히 보급될 것으로 전망된다.



## 참 고 문 헌

1. Fischer M., Kempers B and kassel : Techniques for the measurement of bone density, SANDORAMA, Special 1, 14-22, 1993.
2. Stevenson J.C., Whitehead M.I. : Postmenopausal osteoporosis, Br Med. J. 285, 585-588, 1982.
3. Riggs B.L., Melton L.T. : Evidence for two distinct syndromens of involotional osteoprosis, Am. J. Med., 75, 899-901, 1983.
4. Cameron J.R., Sorenson J. : Measurement of bone mineral in vivo : An improved method science, 142, 230-232, 1963.
5. 이준일 : 핵의학기술학, 대학서림, 71-80, 1993.
6. 대한골대사학회 : 골다공증, 최신의학사, 52-56, 1992.
7. Gardsell p., Johnell o. and Nilsson B.E. : Calcif. Tissue Int., 44, 235-242, 1989.
8. Wahner H.W., Riggs B.L. and Beabout J. W.J. Nucl. Med., 18, 432-437, 1977.
9. 장준성, 문한성 : 이중에너지 방사선흡수 계측법을 이용한 원발성 골조송증에 의한 척추골절의 골밀도 측정, 대한정형외과학회지, 27, 57-64, 1992.
10. Dunn W.L., Wahner H.W. and Riggs B.L. : Nucl. Med., 136, 485-487, 1980.
11. Pepler W.W. and Mazess R.B. : Calcif. Tissue.Int., 136, 485-487, 1981.
12. 山田英夫 : 骨鹽測定, Radioisotopes, 38, 473-484, 1989.
13. 岸本英彰, 山本吉藏 : 骨ミネラル側定と骨粗鬆症, 127-131, 메디칼레뷰어社, 1989.
14. Pancifici R., Rupich R., vered I. et al. : Calcif. Tissue Int., 43, 189-191, 1988.
15. Kelly T.L., SlovikD. M. and Schoenfeld D. A. et al. : J. clin. Endocrinol, 67, 839-844, 1988.
16. Mazess R., Collick B.Trempp j. et al. : Calcif.Tissue Int., 44, 228-232, 1989.
17. Burgess A.E., Corborne B. and Zoffman E. : J. Comput. Assist. Tomogr., 11, 506-515, 1987.
18. Ritchings R.T. and Pullan B. : J. Comput. Assist. Tomogr., 3, 842-844, 1979.
19. Adans J.E., Chen S.Z., Adams P.H. and Isherwood I. : ibid., 6, 601-607, 1982.
20. Cann C.E., Gamsu G., Birnrbg F.A. and Webb W.R. : Radiology, 145, 493-496, 1982.
21. Laval-Jaentet A.M., Cann C.E., Roger B. and Dallant P. : J. comput. Assist. Tomogr., 8, 1164-1167, 1984.
22. Goodsitt M.M., Rosenthal D.I. and Reinus W.R. et al. : Invest .Radiol., 22, 209-215, 1987.
23. Goodsitt M.M. and Rosenthal D.I. : ibid., 22, 779-81, 1987.
24. Riggs B.L., Wahner H.W. and Dunn W.L. et al. : J. Clin. Invest., 67, 328-335, 1981.
25. Riggse B.L., Wahner H.W., Seaman E. et al. : ibid., 70, 716-723, 1982.
26. Carter D.R. and Hayes W.C. : Bone compressive Strength : The Influence of Density and stranin Rate, Science, 194, 1174-1175, 1976.
27. Rockoff S.D., Sweet E. and Bluestein J. : The Relative contribution of Trabecular and cortical Bone to the Strength of Humen Lumbar vertebar, calcif. Tissue. Res., 3, 163-175, 1969.
28. Crilly R.G., Frances R.M. and Nordin B. F.C. : Steroid Hormons, Aging and Bone, Clin. Endocrinol. Metab. 10, 115-139, 1981.
29. Cumming S.R., Kelys J.L. and Nevitt M. C. et al. : Epidemiology of osteoporosis and osteoporotic Fractures, Epidemiology Reviews, 7, 178-208, 1985.

30. 이승길, 정현철, 이미경 외 : 한국 여성 골조송증 환자들에서 보인 골조송증 위험인자, 대한내과학회잡지, 34(4), 444-451, 1988.
31. Riggs B.L., Dunn W.L. and Mazess R.B.

: Differential changes in Bone Mineral Density of the Appendicular and Axial skeleton with Aging, J. clin. Invest., 67, 328-335, 1985.