

## 이중에너지 전산화단층촬영술을 이용한 척추해면골 골무기물함량 측정\*

계명대학교 의과대학 진단방사선과학교실

손철호 · 전석길 · 우영훈

계명대학교 의과대학 치료방사선과학교실

최 태 진

### 서 론

인체의 골격은 연령증가, 내분비질환 및 골대사에 관여하는 여러요인에 의해 골무기물 함량이 변화하며 이에 따라, 변형 및 기능상의 장애를 일으킬 수 있다. 특히 노령화 인구가 증가함에 따라 골결핍증이 중요한 임상적 문제로 대두되고 있어, 골질의 위험도를 예견하거나, 각종 질환에 따른 골무기물 함량의 변화를 평가하기 위해 연령에 따른 정상골무기물 함량치를 정확하게 측정할 필요가 있다.

골무기물 함량을 측정하는 방법은 감마선 측정법, 이중에너지 X-선 촬영법, 정량적 전산화단층촬영술 등이 있지만 이들 중 이중에너지를 이용한 정량적 전산화단층촬영술이 정확도가 높고, 측정부위이외의 주위 장기의 중복을 피할 수 있는 장점이 있는 것으로 알려져 있다<sup>1-5)</sup>.

이에 연구자는 정상 남녀 연령군에서 이중에너지(96Kvp, 125Kvp)를 이용한 정량적 전산화단층촬영술로 연령에 따른 변화와 대사성질환에 더욱 예민하게 변화하는 해면골이 풍부한 척추체에서 골무기물함량(bone mineral density: BMD)을 측정하여 한국인에서의 정상표준치를 구하고자 하였다.

### 재료 및 방법

1990년 8월부터 1991년 2월까지 골질환, 대사성 질환 또는 내분비질환등이 없는 건강한 성인 자원자중 20대에서 70대까지 남녀 각 10명씩 총 120명을 대상으로 하였다.

사용한 기기는 SOMATOM DRH(Siemens사 제품)을 사용하였으며 matrix 수는 512×512, 절편의 두께는 4cm로 하였고, 양와위 위치로 촬영하였다. 측정방법은 먼저 scout 측면상을 얻고, 제1요추체(L-1), 제2요추체(L-2)의 중간부위를 정하여(Fig 1), 각각 96Kvp, 125Kvp로 횡단촬영하여 4개의 영상을 얻었다. 각 영상에 20mm×15mm의 타원형 region of interest(ROI)를 요추체 해면골의 전방중 앙부위에 선정하여 Hounsfield unit를 얻고(Fig 2), 이것을 서등<sup>6)</sup>에 의해 실험적으로 구한 Hounsfield

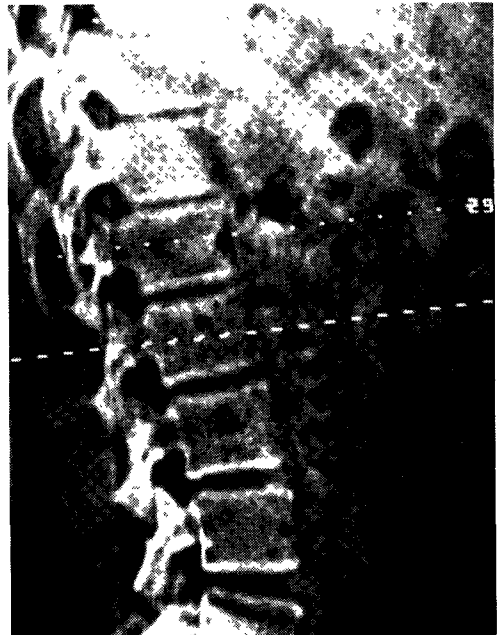


Fig 1. Scout view of lumbar spine and axial imaging planes through midbodies of L-1 and L-2.

\*이 논문은 손철호의 석사 학위 논문임

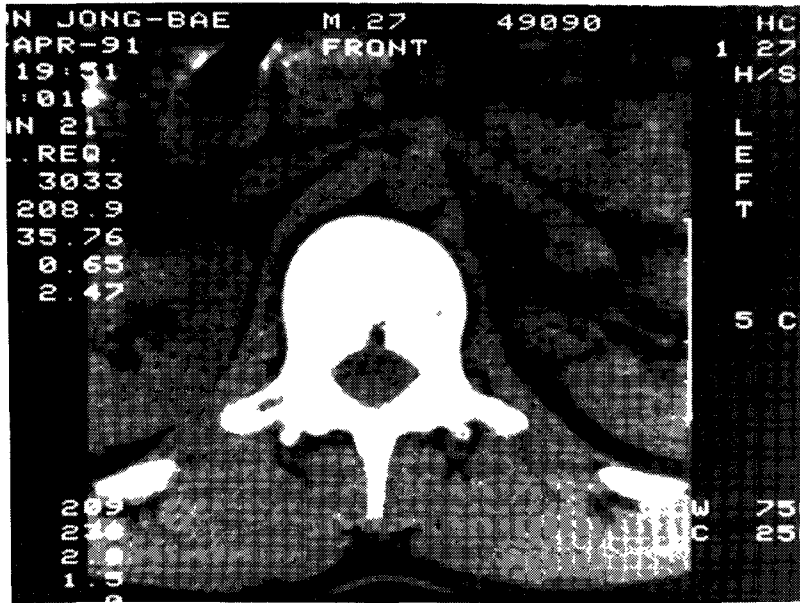


Fig 2. An elliptical region of interest(20mm×15mm) placed in the trabecular portion of the each vertebral body.

Table 1. BMD of L spine in men(mg/cc)

level\age	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79
L1	155.1±19.8	151.2±23.4	139.3±23.6	130.1±25.0	117.9±25.0	77.9±19.2
L2	141.5±20.6	132.7±30.2	124.8±22.8	115.9±25.0	76.6±11.8	62.2±16.2
L*	148.3± 9.7	141.9±24.7	132.1±19.4	123.0±13.7	97.3±16.3	70.1±16.7

L\* : (L1+L2)/2 : mean ± standard deviation  
age : years

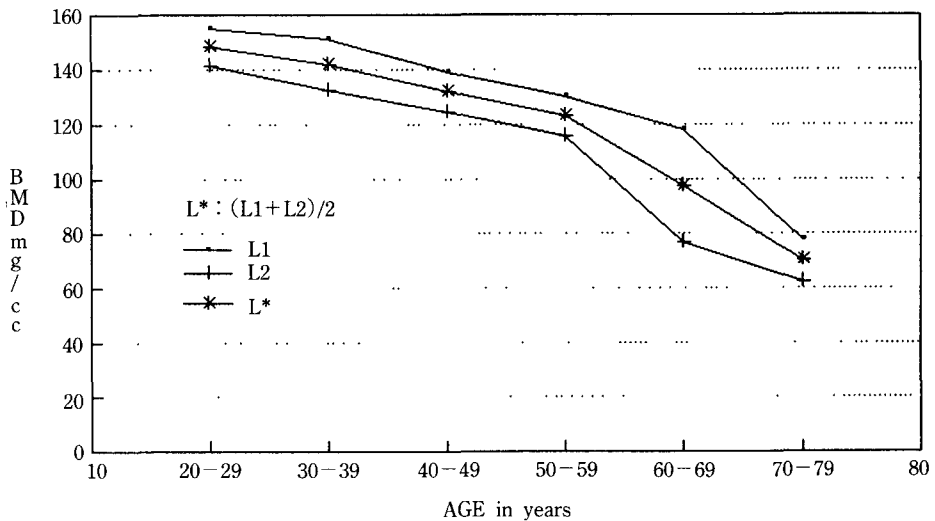


Fig 3. Comparison of L-1, L-2 and L\*BMD in men.

Table 2. BMD of L spine in women(mg/cc)

level\age	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79
L1	143.8±19.3	143.6±27.7	122.4±32.3	107.4±25.0	76.1±16.4	70.6±28.6
L2	140.3±23.3	143.8±30.7	88.7±25.1	78.4±28.8	85.9±16.9	54.9±26.6
L*	142.0±18.5	143.7±28.4	105.6±21.7	92.9±19.1	81.0±11.5	62.7±20.4

L\* : (L1+L2)/2 : mean ± standard deviation  
age : years

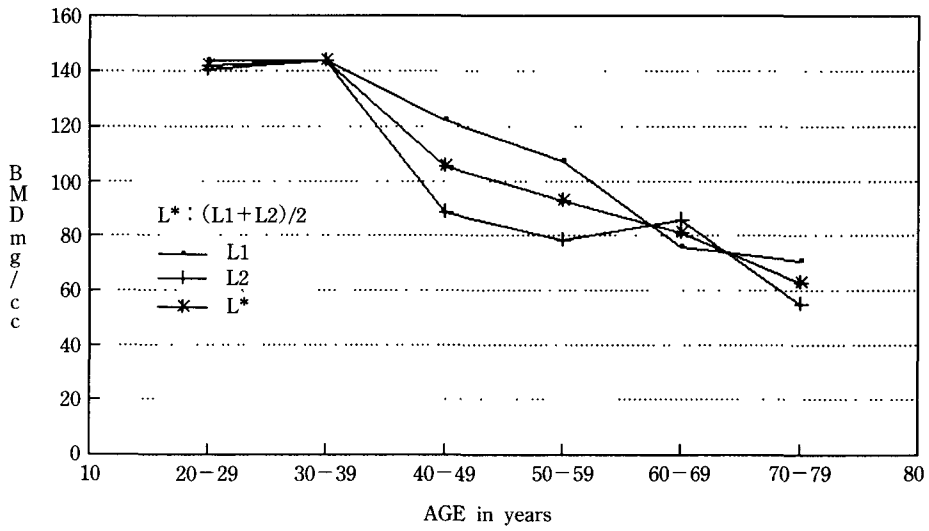


Fig 4. Comparison of L-1, L-2 and L\*BMD in women.

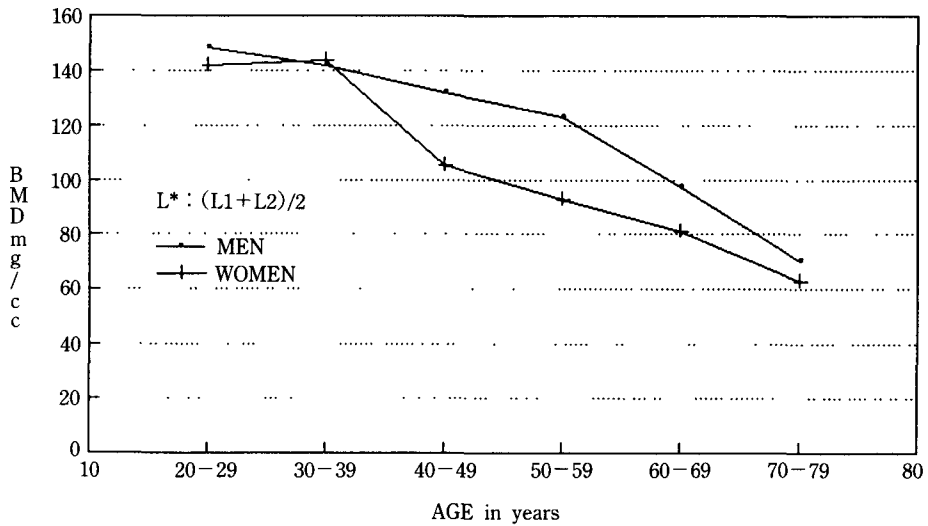


Fig 5. Comparison of L\*BMD in men and women.

unit와 골무기물함량과의 상호관계식을 이용하여 L-1 BMD, L-2 BMD를 구하고 이들을 산술평균하여 평균요추체골무기물함량(L\*BMD)을 구하였다. 통계학적 유의 검정은 t-test에 의하였다.

### 성 적

남자의 L-1, L-2 및 L\*BMD는 20대에서 각각 155.1±19.8(mg/CC), 141.5±20.6(mg/CC), 148.3±9.7(mg/CC)로 최고치를 보였고, 연령이 증가함에 따라 감소하는 경향을 보였다. L-1 BMD는 70대에서 L-2 BMD는 60대에서 많이 감소하였고, 연령군별 L\*BMD는 50대까지는 4-6% 감소율을 보였지만 그 이후는 20%의 감소율을 보였다.(Table 1) (Fig 3).

여자의 연령별 BMD는 L-2와 L\*BMD는 30대에서 각각 143.8±30.7(mg/cc), 143.7±28.4(mg/cc)로 최고치를 보였고, L-1 BMD는 20대에서 143.8±19.3(mg/cc)로 최고치를 나타내었다. L-1 BMD는 연령이 증가함에 따라 감소하면서 60대에 많은 감소를 보였고, L-2 BMD는 불규칙적인 증감을 보였다. L\*BMD는 30대까지 증가하여 최고치를 보인후 40대에 26%, 70대 22%의 급격한 감소율을 나타내었다 (Table 2) (Fig 4).

L\*BMD는 40, 50, 60대에서 남자가 여자보다 유의하게 높게 나타났으며 (p<0.05) (Fig 5), 20대와 70대에서는 통계학적 유의성은 없으나(p<0.05) 근소하게 남자가 높았다.

L-1 BMD는 전체적으로 L-2 BMD보다 남녀 모두에게 높게 나타났다(p<0.05).

### 고 찰

인체의 연령증가에 따른 골무기물함량의 감소, 대사성질환 또는 내분비질환에 따른 골무기물함량의 변화는 임상적, 보건학적으로 중요한 문제로서<sup>7,8)</sup>, 외국에서는 일찍부터 골무기물함량의 측정방법이 개발, 발전되었다. 이는 골무기물함량을 측정함으로써 초기골조송증의 발견, 골절의 위험도를 예견하고, 질병의 경과와 치료에 따른 변화를 추정하게 할 수 있기 때문이다.

측정방법은 단순 X-선 촬영법에서부터 감마선 측정법(양광자, 단광자), 정량적 전산화단층촬영술(단일에너지, 이중에너지), 이중에너지 X-선 촬영법 그리고 최근 정량적 MRI 방법까지 개발되고 있

다.<sup>1,3,4,9)</sup>

양광자 감마선 측정법은 4-6%의 정확도(accuracy) 오차와 정량적 전산화단층촬영술에 비해 민감도가 낮은 것으로 알려져 있지만 요추제, 대퇴부 또는 신체 전체의 골무기물함량을 평가할 수 있고, 골수, 지방 또는 연부조직에 영향을 적게 받으며, 대퇴골에서 2-3%의 정밀도(Precision) 및 정확도 오차로 측정할 수 있는 장점이 있다<sup>9-11)</sup>. 그러나 실지 임상에서 이용되는 양광자 감마선 측정법은 골절 위험도의 지표로서 사용될 뿐 정확한 정량적 측정 방법은 아니다<sup>4)</sup>. 최근 많이 연구되고 있는 이중에너지 X-선 촬영법은 1%이하의 정밀도 오차와 1%의 정확도 오차로 양광자 감마선 측정법의 오차를 줄일 수 있는 방법으로 연구 개발중에 있으며 아직 임상에 많이 이용되고 있지는 않다<sup>12)</sup>.

정량적 전산화단층촬영술은 해면골, 치밀골을 선택적으로 측정할 수 있는 장점이 있으며 단일에너지 방법은 골수내의 지방의 양에 영향을 받지만, 이중 에너지를 이용하면 정밀도 오차가 3-5%에 이르는 점과 방사선 피폭량이 단일에너지의 두 배에 이르는 단점이 있으나 지방과 물의 변동에 영향을 비교적 받지 않고 정확히 측정할 수 있는 장점이 있다<sup>4,5,13, 14)</sup>. 따라서 본 연구에서는 정확한 골무기물함량측정을 위하여 이중에너지 정량적 전산화단층촬영술을 사용하였다.

골무기물함량의 측정부위로서 대사성자극에 높은 반응을 보이며 해면골이 풍부하고 골조송증에 의한 빈번한 골절부위인 척추체와 대퇴경부가 주로 사용되는데, 특히 요추체는 조기에 골조직 감소를 나타내기 때문에<sup>1,7,8)</sup> 본 연구에서는 요추체를 대상으로 하였다.

Genant등<sup>13)</sup>에 의하면 20-40세 사이의 BMD는 남자가 유사하며 70대의 고령에서는 남자가 여자보다 높다고 하였는데 본 연구에서는 40대부터 60대까지 남자가 여자보다 유의하게 높아서 약간의 차이점을 보였으나, 이는 연구대상 숫자의 차이 때문으로 생각된다. Riggs등<sup>7)</sup>과 Firooznia등<sup>8)</sup>에 의하면 여자는 30세까지 최대 골성숙을 보인후 40세까지는 소량의 골손실을 나타내며 이후 연간 1-2%의 해면골 손실이 발생한다고 보고하였는데 이는 본 연구와 유사하며, Genant등<sup>13)</sup>과 양등<sup>15)</sup>과 용등<sup>16)</sup>의 보고에서 각각 10년당 4% 및 3%씩 감소한다고 하였으나, 본 연구에서는 50대까지 4-6%의 완만한 감소율을 보이다가 60대에서 20%의 급격한 감소율을 보여서,

Genant 등<sup>13)</sup>과 Aloia 등<sup>17)</sup>의 보고와 유사하게 나타났다.

용등<sup>16)</sup>은 양광자 감마선 측정법에서 동양인이 서양인보다 BMD가 낮은 것으로 보고하였는데, 서양인의 이중에너지 전산화단층촬영술에서의 성적이 없어서 비교할 수는 없으나 Genant 등<sup>13)</sup>의 단일에너지 전산화단층촬영술에 의한 BMD보다는 본 연구의 결과가 낮게 나타났으므로 서로 유사한 경향임을 알 수 있다.

L-1 BMD와 L-2 BMD사이의 연령별, 성별의 비교는 정확히 비교 할 연구 결과는 없지만 Steiger 등<sup>5)</sup>과 Reinbold 등<sup>18)</sup>의 폐경기전후 여성의 단일에너지 전산화단층촬영술의 연구 결과와 비교하여 보면 하부요추체로 내려갈수록 BMD가 감소하여 본 연구에서 남녀 모두 L-2 BMD가 L-1 BMD보다 낮아 유사한 경향을 보였다.

이중에너지를 이용한 정량적 전산화단층촬영술이 방사선피폭량이 많고, 방법상의 어려운 문제가 있지만 최근 Steiger 등<sup>5)</sup>에 의해 L-1, L-2만의 평균 골무기물함량이 T-12에서 L-3까지의 평균 골무기물함량과 높은 상관관계를 ( $r=0.997$ )을 보인다고 보고하여, 본 연구에서와 같이 L-1, L-2 두개의 골무기물함량을 측정하여 평균요추체골무기물함량을 구함으로써 검사시간과 방사선피폭량을 줄일 수 있으며 따라서 임상에서의 이용이 용이할 것으로 사료된다.

그러나 본 연구에서는 여성의 폐경기를 고려하지 않은 연령군 대조가 이루어졌으므로, 앞으로 여성에서의 연령에 따른 골조송증 또는 그에 따른 골절의 위험도를 예측할 수 있도록 폐경기전후의 골무기물함량에 관한 표준치가 필요할 것으로 사료된다.

## 요 약

건강한 한국성인에서 20대부터 70대까지 남녀 연령군별 각 10명씩 총 120명을 대상으로 제1, 제2요추체 및 평균 요추체골무기물함량을 이중에너지 96 KVp, 125KVp를 이용한 정량적 전산화단층촬영술로 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

남자는 20대, 여자는 30대에서 각각 최고치를 보였다. 남녀 모두 제1요추체의 골무기물 함량이 제2요추체보다 높았다( $p<0.05$ ).

평균요추체골무기물 함량은 40, 50, 60대에서 남자가 여자보다 유의하게 높았다.

평균요추체골무기물함량은 대체로 연령이 증가함에 따라 감소경향을 보였다. 남자는 50대까지 4-6%의 감소를, 50대이후 20%의 급격한 감소를 나타내었고, 여자는 30대까지 증가를 보이지만 이후 12-26%의 급격한 감소를 보였다.

## 참 고 문 헌

1. Kimmel PL: Radiologic methods to evaluate bone mineral content. *Ann Int Med* 1984; 100: 908-911.
2. Cann CE: Quantitative CT for determination of bone mineral density; a review. *Radiology* 1988; 166: 509-522.
3. Genant HK, Block JE, Steiger P, et al: Appropriate use of bone densitometry. *Radiology* 1989; 170: 817-822.
4. Sartoris D: *Bone and Joint Imaging*. Philadelphia, WB Saunders Co, 1989, pp 202-212.
5. Steiger P, Block JE, Steiger S, et al: Spinal bone mineral density measured with quantitative CT: effect of region of interest, vertebral level, and technique. *Radiology* 1990; 175: 537-543.
6. 서수지, 최태진, 주양구, 등 : 이중에너지 전산화단층촬영술을 이용한 골무기물함량의 정량적분석, 대한방사선의학회지 1989; 25: 586-592.
7. Riggs BL, Wahner HW, Dunn WL, et al: Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging. *J Clin Invest* 1981; 67: 328-335.
8. Firooznia H, Golimbu C, Rafii M, et al: Rate of spinal trabecular bone loss in normal perimenopausal women: CT measurement. *Radiology* 1986; 161: 735-738.
9. Genant HK: *Diagnosis of Bone and Joint Disorders*, ed 2. Philadelphia, WB Saunders Co, 1988, pp 1988-2020.
10. Wahner HW, Dunn WL, Mazess RB, et al: Dual-photon GD-153 absorptiometry of bone. *Radiology* 1985; 156: 203-206.
11. Ross PH, Wasnich RD, Vogel JM: Precision error in dual-photon absorptiometry related to source age. *Radiology* 1988; 166: 523-527.
12. Sartoris DJ, Resnik D: Dual-energy radiographic absorptiometry for bone densitometry: current status and perspective. *AJR* 1989; 152: 241-246.
13. Genant HK, Cann CE, Pozzi-Mucelli RS, et al:

- Vertebral mineral determination by quantitative CT: clinical feasibility and normative data. *J Comput Assist Tomogr* 1983; 7: 554.
14. Sambrook PN, Bartlett C, Evans R, et al: Measurement of lumbar spine mineral: a comparison of dual photon absorptiometry and computed tomography. *BJR* 1985; 58: 621-624.
  15. 양승오, 이명식, 광철은, 등 : 양광자 감마선 측정법을 이용한 한국인의 정상 골밀도치. 대한의학협회지 1989; 32: 634-640.
  16. 용석중, 임승길, 허갑범 등 : 한국인 성인남녀의 골밀도. 대한의학협회지 1988; 31: 1350-1358.
  17. Aloia JE, Vaswani A, Ellis K, et al: A model for involutional bone loss. *J Lab Clin Med* 1985; 106: 630-637.
  18. Reinbold WD, Genant HK, Reiser UJ, et al: Bone mineral content in early-post menopausal and postmenopausal osteoporotic women: comparison of measurement method. *Radiology* 1986; 160: 469-478.

= Abstract =

## Spinal Trabecular Bone Mineral Density Measured with Dual Energy Quantitative CT

Chel Ho Sohn, MD; Seok Kil Zeon, MD; Young Hoon Woo, MD

*Department of Radiology, Keimyung University  
School of Medicine, Taegu, Korea*

Tae Jin Choi, PhD

*Department of Therapeutic Radiology, Keimyung University  
School of Medicine, Taegu, Korea*

Bone mineral analysis plays an important role in both detecting and managing osteoporosis and other forms of metabolic bone disease.

Dual energy quantitative computed tomography affords more accurate determination of bone mineral density, independent of fat and water variation, and selective measurement of trabecular bone rather than integral bone provides a more sensitive means of quantifying changes in metabolic bone disease.

The bone mineral density measurements of L-1 and L-2 bodies were done in 120 Korean adults, third to eighth decade, by dual energy(96, 125Kvp)quantitative CT. The elliptical region of interest was located in the anterior trabecular portion of each vertebral body.

Then the  $L^*BMD[(L-1+L-2 \text{ BMD})/2]$  is calculated.

The results were as follows;

The Maximum  $L^*BMD$  value age group is the third decade in men, and the fourth in women.

In men, the changes of  $L^*BMD$  according to age demonstrate decrease. The changes of  $L^*BMD$  slowly decrease until the sixth decade(4-6%), and then rapidly decrease after the sixth decade(20%). However, in women, the changes of  $L^*BMD$  according to age show an increase in the fourth decade, thereafter the changes of  $L^*BMD$  decrease, and then rapidly decrease after the fourth decade(12-26%).

The  $L^*BMD$  of healthy Korean adults is lower than of caucasian.

We propose measurements of  $L^*BMD$  as a standard bone mineral density in clinical application.

**Key Words** : Bone mineral density, Computed tomography, Dual energy