



Title	Dual Energy Quantitative CT (DEQCT)を用いたBone Mineral Density (BMD)測定法の実験的, 臨床的検討
Author(s)	伊東, 昌子; 林, 邦昭; 山田, 直之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1989, 49(8), p. 999-1008
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16565
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

Dual Energy Quantitative CT (DEQCT) を用いた Bone Mineral Density (BMD) 測定法の実験的、臨床的検討

長崎大学放射線医学教室

伊 東 昌 子 林 邦 昭

長崎大学歯学部歯科放射線学教室

山 田 直 之

(平成元年1月12日受付)

(平成元年3月30日最終原稿受付)

Evaluation of Bone Mineral Density with Dual Energy Quantitative Computed Tomography (DEQCT)

Masako Ito and Kuniaki Hayashi

Department of Radiology, Nagasaki University School of Medicine

Naoyuki Yamada

Department of Oral Radiology, Nagasaki University School of Dentistry

Research Code No. : 505.1

Key Words : Quantitative CT, Bone mineral density (BMD),
Dual energy scan

Quantitative computed tomography (QCT) has been found useful in the evaluation of vertebral bone mineral density (BMD). It separates cortical from trabecular bone in the vertebral bodies. The accuracy of QCT, however, is limited because of the existence of unknown amounts of marrow fat in the trabecular bone. The purpose of this study is to investigate the precision and accuracy of QCT, with a particular emphasis on the advantage of dual energy technique over single energy technique, as well as to investigate age-related change of BMD in patients with no metabolic disorders.

For evaluation of BMD, SOMATOM DR-H CT scanner was used, which provided dual energy scan with rapid kilovolt peak switching system. The lumbar vertebrae (L1-L3) were exposed at the middle portion together with the calibration phantom ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, 200 mg/ml, 0 mg/ml).

KV-separated images (KV-HI, KV-LO) and material-separated images (MAT-HI, MAT-LO) were calculated from dual-energy scan data. KV-separated data were considered as SEQCT data.

In experiment, dipotassium hydrogen phosphate (K_2HPO_4) solution was used to simulate bone mineral, water to simulate lean soft tissue and ethanol ($\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$) to simulate fat. To investigate the variations originating from marrow fat, a series of phantoms (K_2HPO_4 - $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ - H_2O mixtures) with a constant 10 gm% K_2HPO_4 concentration but with the various mixtures of $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ ranging from 0—40% by volume was scanned with dual energy technique.

The value of BMD obtained from KV-separated data was reduced about 12% per 10% fat by volume increase, while the value obtained by DEQCT technique was reduced 5.5% per 10% fat by volume increase. With the dual energy technique the error was greatly reduced.

On the other hand, the higher precision of KV-separated images compared to MAT-HI images was obtained, as well as the relatively higher precision for determining high rather than low fraction of

mineral. In conclusion, with the single energy technique, precision is high, and with the dual energy technique, accuracy is high.

It was also noted that selection of the CT section was the most critical factor in clinical BMD analysis.

Age-related change of BMD in vertebral trabecular and cortical bone was studied in 161 patients without bone metabolic disorders. There were two peaks of BMD in females in their 20s and 30s, and a single peak in males in their 20s. There was a rapid decrease of BMD in females older than 50.

From the result of the age-related BMD, it is assumed that the content of fat in trabecular bone increases progressively after the age of 40 in both sexes.

数多い骨塩量測定法の中で、脊椎骨の X 線 CT スキャンによる骨塩定量法は、従来の測定法に比べて精度および感度に優れ、より有用なものと期待されている。この方法では椎体の皮質骨と海綿骨を個々に測定できる点でも優れている。既に幾つかの報告が見られるが^{[1][2][3]}、測定に伴う誤差や、single energy 法と dual energy 法のいずれの方法が優れているか、など数多くの問題点がある。本論文は dual energy quantitative CT (DEQCT) 法の有用性を知る目的で実験的、臨床的検討を行ない、また骨代謝異常のない症例において腰椎の骨塩量を年齢別、性別に求めたものである。

実験的検討

骨塩定量における DEQCT 法の有用性を確認する目的で基礎実験を施行した。つまり我々の行なっている骨塩定量法の正確度および精度について SEQCT 法と対比させながら検討した。

1. 骨塩量測定方法

使用した X 線 CT 装置は Siemens 社製 SOMATOM DR-H であり、rapid kilovolt peak switching system により、1 パルスごとに 2 種の管電圧に切り換えながら、ただ 1 回のスキャンでデータを収集する dual energy scan 法 (125kVp/85kVp) が可能である。dual energy scan より得られたデータから固有のプログラムによって、X 線エネルギー別のそれぞれの画像 (KV-HI 画像、KV-LO 画像)、および密度データを基礎分離物質に分けて再構成したカルシウム等価画像 (MAT-HI 画像) と水等価画像 (MAT-LO 画像) を作成する。KV-HI 画像、KV-LO 画像、MAT-HI 画像のそれぞれについて、同時にスキャンした校正用ファントム

(Siemens 社製 $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; 200mg/ml, 0mg/ml) および椎体に自動的に関心領域 (ROI) を設定し、校正用ファントムの CT 値で椎体の CT 値を補正し、椎体の BMD を calciumhydroxyapatite 等量; CA-Ha equiv. (単位 mg/ml) で求める^[4]。

異なる X 線管電圧で物質をスキャンした場合、各エネルギーにおける X 線強度と物質の線吸収係数および物質の厚さには一定の関係が成立する。X 線強度と物質の線吸収係数の実測値を用いて連立方程式を解くことによって局所密度を求める。以上のアルゴリズムにより、dual energy scan で求めたデータをカルシウム等価画像と水等価画像へ再構成している。

ROI の自動描出の方法を Fig. 1 に示す。まず脊椎孔の中心 P_0 を自動的に探し、次に脊椎孔の前縁 P_1 を求める。続いて皮質骨の左右端を定め皮質骨内を描出する(破線)。そして脊椎骨の対称軸つまり 2 分割した面積が等しくなる軸 (P_0P_s) を定め、 P_1P_s 間の 10% の点を P_2 と定める。皮質骨と海綿骨のプロフィール曲線を求めて皮質骨の 60% の点を皮質骨の輪郭とする。また P_2P_s の 25% の点を P_c とし、皮質骨の輪郭と P_c の長さの 90% を描出し海綿骨の輪郭とする。実際に椎体およびファントムに ROI を描出させた図 (Fig. 2) を示す。

2. 実験方法

ガントリーの中央にファントムを位置させ 720 projection, 8mm スライス幅でスキャンした。実験には骨量ファントムと円筒型のアクリル樹脂製ファントムの 2 種類を用いた。骨量ファントムは、中外製薬社製で CaCO_3 相当量で 32.31(Cl), 80.17

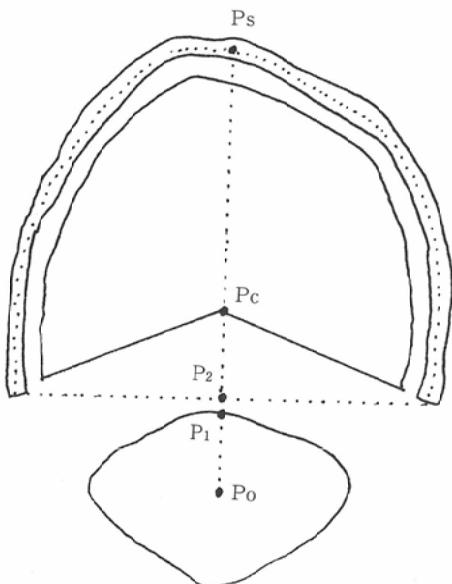


Fig. 1 Automated ROI definition.

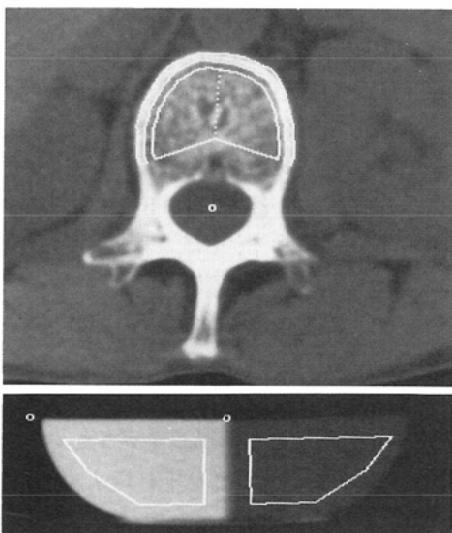


Fig. 2 CT image with automatically determined ROIs for cortical and trabecular bone.

(C2), 133.47(C3), 177.03(C4), 223.66(C5)mg/cm³の5種の異なる含有量を有し材質の経時変化がなく長期安定性が高いので、日間変動とエネルギー依存性の検討に用いた。アクリル樹脂製ファントムは、内径80mm、壁3mm、内容量320mlであり、ファントム内容液には骨塩成分とみなすdipotassium hydrogenphosphate (K_2HPO_4)と軟部組

織および骨髓脂肪とみなす水 (H_2O)、エタノール (C_2H_5OH)を、それぞれの実験目的にあわせてmg, mlの精度で混合して使用した。

3. 実験項目と結果

(1) 装置に由来する誤差

① scan-to-scan variation

80g/100ml K_2HPO_4 , 30% C_2H_5OH を内容液とするアクリル樹脂製ファントムを8mmスライス幅で dual energy で連続8回スキャンし BMD の変動をみた。その結果 KV-HI, KV-LO の変動率は0.1%以内であった。これに比し MAT-HIでは変動が大きかったが、それでも1.5%以下であった。

② day-to-day variation

dual energy で骨量ファントムを毎週1回連続12週間スキャンし、dual energy 法での KV-HI, MAT-HI の BMD の変動をみた(Fig. 3)。KV-HI 画像の BMD の変動はほとんど見られない。

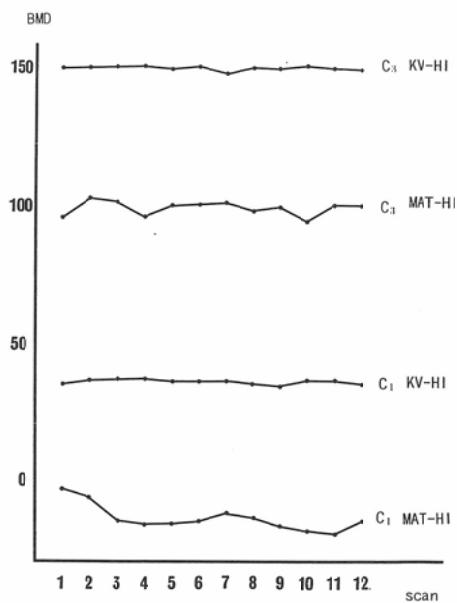


Fig. 3 Day-to-day variation. The phantom containing different amounts of $CaCO_3$ as a mineral equivalent was scanned once a week serially over 12 weeks. KV-HI data had little day-to-day variation, and MAT-HI data had a small variation. The material with low mineral content showed greater variation especially in MAT-HI data.

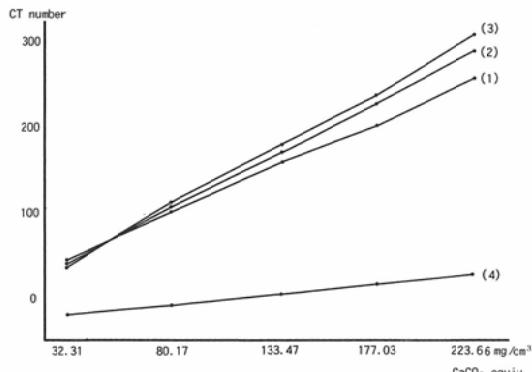


Fig. 4 Correlation between the CT number and CaCO_3 content for CT images obtained at three different tube operating voltages as well as MAT-HI image. (1) 125kVp; $1.09X + 8.31$ $r=0.9992$, (2) 96kVp; $1.30X - 2.23$ $r=0.9994$, (3) 85kVp; $1.40X - 6.03$ $r=0.9994$, MAT-HI; $0.27X - 30.62$ $r=0.9987$

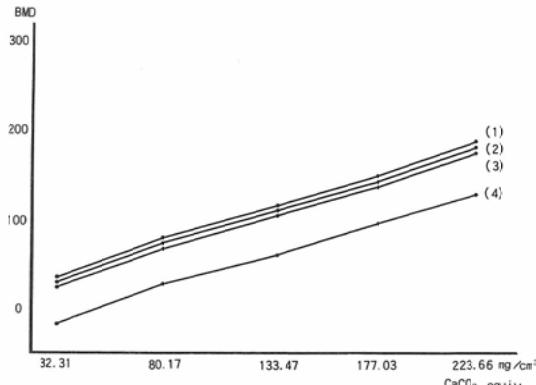


Fig. 5 Correlation between the BMD and CaCO_3 content for CT images obtained at three different tube operating voltages as well as MAT-HI image.

(1) 125kVp; $0.78X + 10.81$ $r=0.9992$, (2) 96kVp; $0.79X + 3.27$ $r=0.9994$, (3) 85kVp; $0.79X + 0.09$ $r=0.9994$, (4) MAT-HI; $0.78X - 43.45$ $r=0.9982$

MAT-HI 画像で求めた BMD は前者に比べやや変動が大きい。それも健常人の骨塩量に相応する CaCO_3 含有量 (C3) では 1.5% 以下の変動率であり誤差範囲内と考えられるが、 CaCO_3 含有量の少ないファントム (C1) では変動率が大きかった。

③ X 線エネルギー別での、骨量ファントムと CT 値との相関性

single energy (125kVp, 96kVp) および dual energy (125/85kVp) で骨量ファントムを 5 回ずつスキャンし、その 3 種のエネルギーの各画像および MAT-HI 画像の平均 CT 値とファントムの CaCO_3 相当量との相関性をみた (Fig. 4)。各 X 線エネルギー毎に相関性は良好であり、X 線エネルギーが低いほど相関直線の傾きは大きい。なお C1-C5 の変動率の平均値は、125kVp で 0.31, 96kVp で 0.30, 85kVp で 1.81, MAT-HI で 2.21 であり、MAT-HI の測定値のばらつきは他に比べて大きかった。

④ X 線エネルギー別での、骨量ファントムと BMD との相関性

同様に BMD と骨量ファントムの CaCO_3 相当量との相関性をみた (Fig. 5)。X 線の各エネルギーおよび MAT-HI 画像での相関直線の傾きはほぼ等しく、相関性はいずれも良好である。

C1-C5 の変動率の平均値は、125kVp で 0.52, 96kVp で 0.51, 85kVp で 2.42, MAT-HI で 5.82 であり、MAT-HI の測定値のばらつきが大きかった。

(2) positioning に由来する誤差

① ガントリー内の位置による CT 値の変化

アクリル樹脂製ファントム (K_2HPO_4 80g/100ml 水溶液を内容とする) をガントリー内の中央に置き、続いて上下左右に可能な限り移動させて、それぞれ 5 回ずつ dual energy でスキャンした。その結果、ガントリー内の 5 カ所のファントムの位置による CT 値の変動率は、KV-HI で 0.65, MAT-HI で 0.91 であり無視できると考えられた。

② 椎体のスキャン部位のずれによる BMD の変化

椎体の中央でのスキャンの他に、中央より 2mm および 4mm ずらしてスキャンした (Tab. 1)。症例 1 は腎性骨異常症 (ROD) の rugger-jersey appearance を示す椎体であり、2mm のずれで BMD の著明な差異を生じた。他の症例のなかにも 2mm のずれで生じる差異が最大 10% となる場合があった。

③ スライス幅による BMD の変化

同一被検者の L₃ 椎体中央の位置でスライス幅 2mm, 4mm および 8mm でスキャンして BMD を

Table 1 The variation due to the difference in scan level. The vertebrae were scanned at midplane and at the levels 2mm and 4mm below.

Case	BMD(MAT-HI) Ca-HA equiv. mg/ml			Diagnosis
	0	-2mm	-4mm	
1	105.3	120.7		ROD
2	143.3	145.7	159.6	ROD
3	78.5	77.4		control
4	124.5	119.0	112.3	control
5	37.7	36.1		myeloma
6	54.5	49.0		RA
7	119.2	117.5		control
8	114.6	103.0		control
9	133.7	128.4		hyperparathyroidism
10	73.8	67.4	63.2	control
11	77.4	76.1		control

求めた(Tab. 2)。測定誤差を小さくするためには通常は8mm スライス幅が適当と考えられるが、ROD で椎体が rubber-jersey appearance を呈していたり(症例 8), 圧迫骨折のため椎体の高さの減じている場合(症例 4) は小さいスライス幅の選択が必要である。

(3) 自動 ROI 設定の再現性

SOMATOM DR-H の 1 つの特徴は、自動 ROI 設定のプログラムにより ROI 設定の操作による誤差が小さいことである⁴⁾。

このプログラムを用いた ROI 描出の再現性を検討したが、次のような問題点があった。①大動脈の石灰化を椎体前縁と誤認する例が約 3 % にみられた。また骨塩量の非常に低下した例では椎間孔の中心を自動的に検索できず、検者が指定する必要が生じることがあった。②約 2 % に ROI が校正用ファントムよりずれることが起きた。問題点①は検者の補正によって ROI の再現性は得られる。問題点②は原因はまだ解決できず、検者が手動で ROI を設定しファントムの CT 値と骨塩量の回帰直線より骨塩量を求める。

(4) 椎体の構成成分に由来する誤差

① H₂O, K₂HPO₄, C₂H₅OH の X 線エネルギー依存性

H₂O, C₂H₅OH, K₂HPO₄ (80g/100ml) のそれぞれを含むアクリル樹脂製ファントムを、single energy(125kVp, 96kVp) および dual energy(125 kVp/85kVp) で 5 回ずつスキャンして CT 値の変動をみた(Fig. 6)。H₂O, C₂H₅OH の CT 値は X 線エネルギー値が変化しても一定であるが、K₂

Table 2 The variation due to the difference in slice thickness. The vertebrae were scanned with various thicknesses (8mm, 4mm, 2mm) of slice at midplane.

Case	BMD(MAT-HI) Ca-HA equiv. mg/ml			Diagnosis
	8mm scan	4mm scan	2mm scan	
1	87.8	83.3	82.3	postgastrectomy
2	83.9	86.7	83.3	control
3	34.7	35.2	34.1	control
4	46.4	27.2	22.3	control(L ₃)
	48.2	39.3	40.3	(L ₂)
5	85.0	76.5	83.4	RA
6	88.0	91.2		RA
7	91.1	96.8		ROD
8	109.2	81.7		ROD
9	117.5	108.6	108.6	ROD

☆compression(+)
compression(-)

☆ sclerotic change

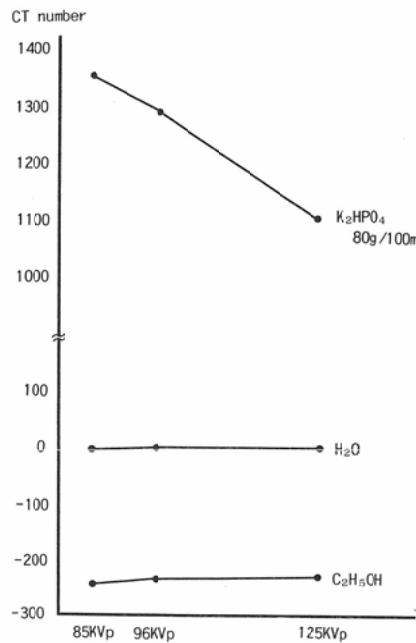


Fig. 6 Plot of CT number for equivalent substances versus tube operation voltages. Water and ethanol had a small change of CT number, while CT number of K_2HPO_4 changed greatly.

HPO_4 ではX線エネルギーが高くなるほどCT値は直線的に低下した^{1,3)}。

② 脂肪に由来する誤差

骨髓脂肪とみなす C_2H_5OH の含有量を変えることにより、脂肪に由来するCT値およびBMDの誤差を検討した。つまりアクリル樹脂製ファントムの内容液のうち K_2HPO_4 濃度を一定(10g/100ml)にし、全溶媒における C_2H_5OH の比率を0%, 10%, 20%, 30%, 40%と変化させる。これをdual energyでスキャンしKV-HI, KV-LO, MAT-HI画像のCT値の変化(Fig. 7)およびBMDの変化(Fig. 8)を検討した。

C_2H_5OH の比率が増加するにつれて、いずれのCT値も直線的に減少した。すなわち C_2H_5OH が10%増加するに従い、KV-HI, KV-LOでそれぞれ平均13.3%, 11.6%低下した。MAT-HIでは平均8%の低下であり減少率は他に比べやや低かった。同様に C_2H_5OH 比率が増加するにつれてBMDも直線的に減少した。ただし C_2H_5OH が10%増加するに従い、KV-HI, KV-LOではそれぞ

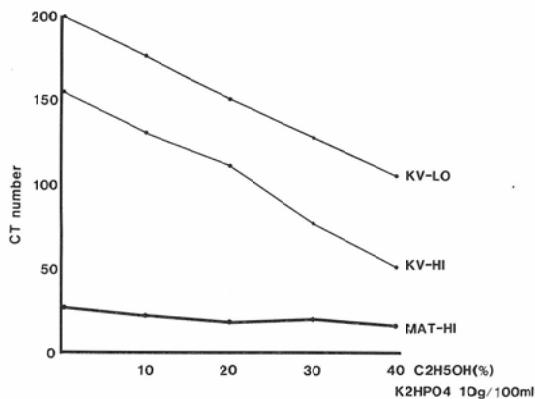


Fig. 7 A series of phantoms (K_2HPO_4 - C_2H_5OH - H_2O mixtures) with a constant 10gm% K_2HPO_4 concentration but with the various mixtures of C_2H_5OH ranging from 0~40% by volume were scanned with dual energy. In KV-HI and KV-LO data, CT number decreased 13.3%, 11.6% with 10% increase of ethanol content, and in MAT-HI, it changed about 8%.

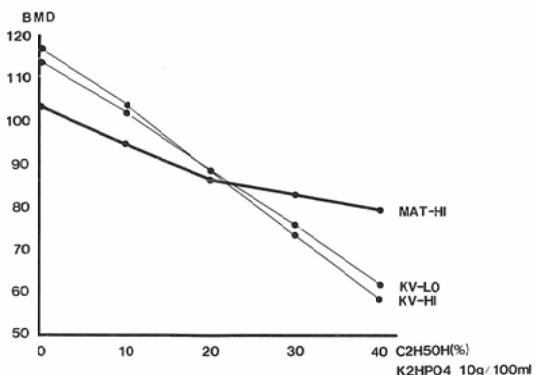


Fig. 8 A series of phantoms (K_2HPO_4 - C_2H_5OH - H_2O mixtures) with a constant 10gm% K_2HPO_4 concentration but with the various mixtures of C_2H_5OH ranging from 0~40% by volume were scanned with dual energy. In KV-HI and KV-LO data, BMD decreased 12.6%, 11.7% respectively with 10% increase of C_2H_5OH content, while BMD decreased only 5.5% in MAT-HI data.

れ平均12.6%, 11.7%低下したのに対し、MAT-HIでは平均5.5%の低下にすぎなかった。

4. 実験的検討の考察

X線CTスキャンを用いた骨塩定量法の再現性を実験的に確認した。

装置に由来する誤差のうち、スキャン間および日間変動は KV-HI, KV-LO では皆無にちかく、これらに比べると MAT-HI ではやや変動があるが、それでも 1.5% 以下である。ただし骨塩量の低い場合は変動率が大きかった。従って骨塩量の低い症例では測定誤差が大きくなりうると考えられる。また X 線エネルギーを変化させて骨量ファンтом の CaCO_3 相当量と CT 値および BMD の相関をみたが、相関性は非常に良好であった。総じて DEQCT 法による BMD 測定法の機器に由来する精度 (precision) は日間、スキャン間の誤差を考慮して 3 % 以内と考えられ、SEQCT 法にやや劣る。この点については諸家の報告^{2,4)}とほぼ同様である。また自動 ROI 設定のプログラムの再現性は良好であり、ROI 設定における操作上の誤差は解決されていると言える。

次に正確度 (accuracy) について検討する。脂肪成分が 10% 増加するごとに、KV-HI, KV-LO で約 12% の誤差を生じたのに対し MAT-HI では約 5.5% の誤差に過ぎなかった。DEQCT 法により脂肪による影響を減少させることができ、正確度

(accuracy) は 2 倍以上に改善されると言ってよい。^{1,3)}

以上の結論として、DEQCT 法により正確度は増加するが精度はやや低下することになり、これは諸家の SEQCT 法と DEQCT 法の比較検討の結果¹⁾と一致する。従って MAT-HI 値より患者の骨塩量を知り、また経過観察や治療効果判定には KV-HI, KV-LO 値を参考にするのが最良と思われる。

positioning に由来する誤差については、椎体のスライス中心のずれが誤差を生む最大の要因となる可能性がある^{2,4)}。スキャン最中に患者が動いたり、椎体の変形などのためスキャン部位の決定が難しい場合など、わずかのずれで求める骨塩量に大きな差異を生じる。また特に ROD などで椎体の骨密度が著しく不均等な場合は誤差の大きくなる恐れがある。従って精度を向上させるには、スキャン中の患者の固定およびスキャン部位の位置決めの正確さが重要である。

臨床例での検討

1. 対象

Table 3 Mean EMD and standard deviation in female.

Age	Cases	KV-HI				WAT-HI			
		trabecular		cortical		trabecular		cortical	
		mean	SD	mean	SD	mean	SD	mean	SD
5~10	4	143.0	(17.7)	254.7	(6.0)	120.6	(17.9)	220.5	(10.3)
11~15	5	180.1	(19.0)	287.7	(53.1)	153.0	(18.1)	259.4	(39.0)
16~20	4	220.2	(25.6)	342.0	(18.2)	197.0	(20.8)	309.2	(17.8)
21~25	5	194.3	(27.1)	327.3	(46.3)	178.5	(19.6)	295.5	(45.3)
26~30	5	184.3	(31.8)	320.2	(72.8)	157.8	(24.7)	304.5	(62.0)
31~35	5	187.7	(20.1)	385.3	(38.4)	162.1	(17.5)	345.4	(34.4)
36~40	4	167.6	(28.2)	348.4	(51.0)	144.6	(29.9)	317.6	(44.1)
41~45	5	139.4	(28.5)	329.5	(40.2)	136.5	(18.9)	302.3	(39.2)
46~50	8	142.3	(22.7)	316.7	(29.4)	124.2	(17.3)	286.1	(33.3)
51~55	8	124.4	(16.0)	293.7	(37.4)	121.0	(12.7)	262.0	(33.8)
56~60	9	111.5	(17.9)	283.2	(34.0)	102.4	(8.1)	254.5	(34.5)
61~65	6	90.4	(14.8)	260.3	(32.3)	88.4	(15.5)	235.8	(31.9)
66~70	5	67.9	(11.3)	224.6	(42.7)	68.9	(15.2)	199.6	(41.1)
71~75	6	48.1	(13.9)	223.4	(36.6)	58.5	(9.5)	207.1	(32.5)

(Ca-HA equiv. mg/ml)

Table 4 Mean BMD and standard deviation in male.

Age	Cases	KV-HI				WAT-HI			
		trabecular		cortical		trabecular		cortical	
		mean	SD	mean	SD	mean	SD	mean	SD
5~10	3	156.6	(12.7)	326.6	(21.4)	128.7	(12.3)	268.0	(22.2)
11~15	4	173.7	(17.4)	287.8	(49.2)	145.1	(15.5)	254.0	(47.7)
16~20	4	192.6	(15.3)	351.0	(42.8)	171.2	(15.2)	323.6	(42.1)
21~25	5	197.8	(21.9)	398.0	(45.6)	175.2	(19.6)	366.2	(48.2)
26~30	4	158.8	(14.3)	350.7	(20.5)	139.6	(12.8)	320.6	(18.5)
31~35	7	154.5	(12.5)	296.5	(29.2)	136.8	(14.3)	260.6	(34.5)
36~40	6	144.7	(24.4)	315.9	(22.7)	128.1	(19.7)	284.9	(22.9)
41~45	6	140.8	(27.0)	326.3	(42.7)	126.1	(18.0)	296.1	(38.6)
46~50	5	120.2	(26.3)	313.2	(42.5)	114.9	(22.9)	287.3	(33.8)
51~55	6	105.7	(19.3)	308.1	(46.6)	101.6	(16.0)	285.7	(46.5)
56~60	9	99.5	(21.0)	319.4	(52.8)	99.0	(17.9)	291.6	(55.0)
61~65	7	97.1	(25.8)	308.0	(59.0)	95.6	(14.6)	302.6	(54.3)
66~70	7	92.5	(21.7)	316.3	(26.9)	95.8	(16.2)	289.4	(26.3)
71~75	9	74.2	(14.7)	340.0	(42.4)	76.2	(14.3)	324.2	(46.3)

(Ca-HA equiv. mg/ml)

女性79例(6歳～75歳)、男性82例(10歳～74歳)であり、これらには骨代謝異常が考えられる症例(内分泌疾患、腎機能不全、糖尿病、肝硬変症、膠原病など)を含まない。

2. スキャンの手順

患者と校正用ファントムとの密着性をよくするため、水等価のマットを敷きその上に患者を仰臥位にやすませる。位置決めのための腰椎側面像(Topogram)を撮影し、通常第1～第3腰椎の椎体中央をスキャンできるようにガントリーの角度やテーブル位置を決定する。椎体の中央をスライス幅8mm(小児の場合は通常4mm)でdual energyでスキャンする⁵⁾。椎体に著しい変形のある場合には第12胸椎や第4腰椎を選ぶことがある。椎体の画像は栄養孔を中心にスキャンされていることを確認する。解析については前述した。通常第3腰椎の骨塩量を用いたが、第3腰椎に骨硬化性変化が含まれていたり、変形のある場合には第2腰椎または第1腰椎の数値を用いた。

3. 結果

Table 3,4に骨代謝障害のない女性および男性

の骨塩量を示す。またFig. 9, 10は女性および男性の海綿骨骨塩量の年齢別分布、Fig. 11, 12は女性および男性の皮質骨骨塩量の年齢別分布である。

Fig. 9, 10で観察されるように、女性では20歳代および30歳代にピークがあり、男性では20歳代にピークがあった。また女性では50歳以降で男性

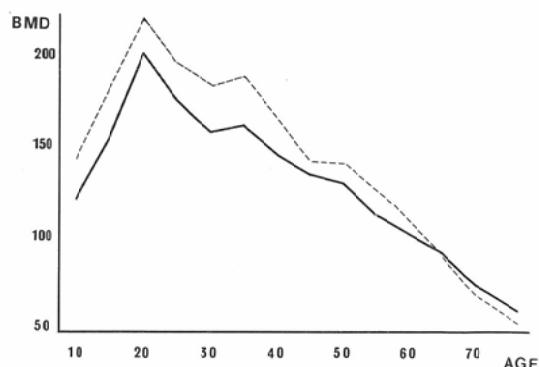


Fig. 9 Mean BMD of trabecular bone in female.
(From Fig. 9 through Fig. 12, solid line means BMD in MAT-HI, and broken line means BMD in KV-HI)

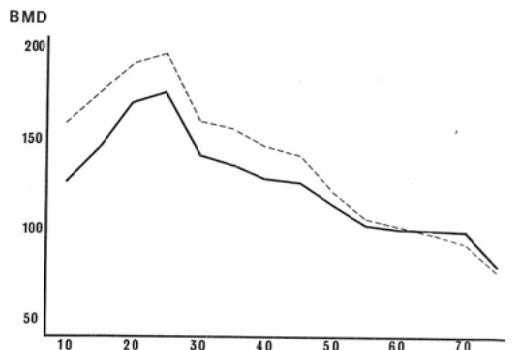


Fig. 10 Mean BMD of trabecular bone in male.

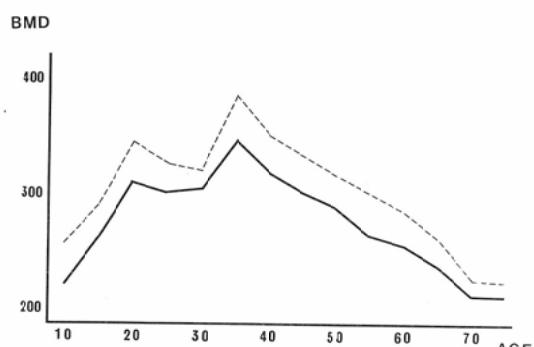


Fig. 11 Mean BMD of cortical bone in female.

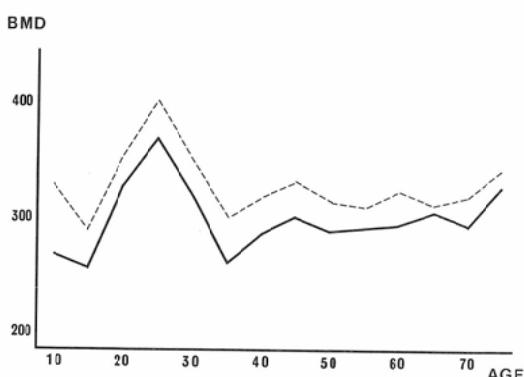


Fig. 12 Mean BMD of cortical bone in male.

に比べ急速に BMD が低下していた。海綿骨の BMD は男女ともに40歳以上では KV-HI, KV-LO に比べて MAT-HI の傾きがゆるやかであった。また Fig. 11, 12 を比較すると皮質骨の BMD はほぼ全生涯を通じて男性が女性より高値を示す傾向があった。男性の皮質骨の BMD は同年代間で

もばらつきが大きく、ことに30歳代以降高齢になるほど著しかった。

4. 考察

小児の BMD の評価には、発育の程度による補正の必要性が考えられる。しかし土屋ら⁶⁾は BMA 法により小児の BMD を求め、年齢と骨硬質量の間には直線的正相関が見られたと報告した。また T. Klemm⁷⁾は BMA 法により小児の BMD を求め、男児女児で 6 歳時に同値を示す BMD は、15 歳女児では成人女性の 90%, 15 歳男児では成人男性の 80% の骨塩量となる。即ち男児と女児の発育の差によって骨塩量に違いの生じることを報告している。本論文の小児例の検討では、男児女児とも歴年齢に比例して海綿骨の骨塩量の増加を認め、10 歳時では男女差はほとんどないが、20 歳までに女児の方が骨塩量の増加が大きかった。5 ~ 10 歳男児の皮質骨の BMD は、10 ~ 15 歳より高値を呈していたが、その理由については不明である。

次に成人の BMD について検討する。まず男性と異なり女性では 20 歳台および 30 歳台に 2 つのピークが見られた。30 歳代にピークが見られた理由は明らかでないが妊娠出産の時期であることなど内分泌環境が影響している可能性は十分考えられる。また女性は 50 歳以降では男性に比べて急速に BMD が低下しており、閉経との関連が考えられる⁸⁾。海綿骨については男性女性ともに 40 歳以降では KV-HI, KV-LO に比べて MAT-HI での BMD の減少度が緩やかになる。脂肪の影響をかなり除外した MAT-HI で求めた BMD に対し、KV-HI, KV-LO で求めた BMD は脂肪の影響をそのまま反映していることより考え、40 歳以降で加齢に伴い椎体内脂肪が増加していることが示唆される。

また海綿骨では各年齢層で男性、女性の BMD の差はさほど大きくなかったが、皮質骨の BMD ではほぼ生涯を通じて男性が女性より高値を示す。男性の皮質骨の BMD は同年代でも個人差が大きく⁹⁾、ことに 40 歳以降では著しい。これには変性性変化の関与が考えられ 40 歳以降は皮質骨の BMD の評価は慎重を要す。

骨代謝異常を起こす疾患では、種々の原因で骨内の脂肪含有量が増減している可能性が考えられ、正確な骨塩量を求めるには DEQCT 法が有用であろう。しかし治療効果判定における骨塩量の評価は、むしろばらつきの少ない SEQCT 法が有効であると考えられる。

まとめ

(1) X 線 CT スキャナを用いた骨塩定量法は、正確度では DEQCT 法が SEQCT 法に比べ明らかに優れていた。一方 DEQCT 法の精度は 3 %以内であり SEQCT 法よりやや劣る。

(2) 骨塩測定値は骨塩量の低い場合に変動率が大きかった。従って骨塩量の低い症例では測定誤差が大きくなる可能性がある。

(3) positioning の不良は最大の誤差を生む可能性があり、精度向上のためにはスキャン中の患者の固定およびスキャンの位置決めの正確さが重要である。

(4) 女性の骨塩量の年齢別分布は 20 歳代および 30 歳代にピークを有する 2 峰性であり、20 歳代にピークを有する男性と異なっていた。

(5) 女性の骨塩量は 50 歳以降で男性に比べ急激に低下し閉経との関連が考えられた。

(6) 40 歳以降では加齢に伴い椎体内の脂肪が増加していることが示唆された。

稿を終わるにあたり、本研究に終始御協力を頂いた、長崎大学医学部付属病院放射線部放射線技師の黒田昭範氏に

深く感謝いたします。

文 献

- 1) Genant HK, Boyd D: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Invest Radiol 12: 545-551, 1977
- 2) Cann CE, Genant HK: Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. J Comput Assist Tomography 4: 493-500, 1980
- 3) 森田陸司, 向井孝夫, 福永仁夫, 他: コンピューター断層を用いた dual energy scanning による bone mineral content の測定, 骨代謝, 14: 122-127, 1981
- 4) Kalender WA, Klotz E, Suess C: Vertebral bone mineral analysis: An integrated approach with CT. Radiology 164: 419-423, 1987
- 5) Lambiase R, Sartoris DJ, Fellingham L, et al: Vertebral mineral status: Assessment with single-versus multi-section CT. Radiology 164: 231-236, 1987
- 6) 土屋 裕, 松尾宜武, 長秀男, 他: 発育に伴う骨硬質量の変化, 骨代謝, 15: 107-114, 1982
- 7) Klemm T, Banzer DH, Schneider U, et al: Bone mineral content of the growing skeleton. Am J Roent 126: 1283-1284, 1976
- 8) Reinbold WD, Genant HK, Reiser UJ, et al: Bone mineral content in early-postmenopausal and postmenopausal osteoporotic women: Comparison of measurement methods. Radiology 160: 469-478, 1986
- 9) 山本吉蔵: Single photon absorptiometry による骨量計測, 骨の定量的分析法. 骨形態計測, 西村書店, p34-43, 1986