

されている会員諸氏の参入が期待される。

増田氏(滋賀医科大学)には、踵骨の骨塩定量法として、SXA、QUSおよび末梢骨用DXAをまとめて報告頂いた。それぞれ測定原理の異なる三つの骨塩定量法について、原理およびその特徴と問題点を豊富な自験例を元に解説された。スクリーニング用装置としての踵骨骨塩定量装置の位置付けと、他の方法にはみられないQUSの骨質評価の可能性が注目された。

骨塩定量装置は、その殆んどがX線発生装置を有しており、間違いなくX線装置の範疇に属するものである。また、その普及度には目覚ましいものがあり、全機種の合計台数は約5,000台に及んでいる。しかし、本会においては、あまり注目されていないのが現状である。本シンポジウムを契機として、一人でも多くの会員の方が骨塩定量に興味を持たれ、この分野の研究の発展に寄与されることを期待して集約とする。

1. 定量的コンピュータ断層撮影法(QCT)・末梢骨QCT(pQCT)の紹介

伊東昌子
長崎大学医学部放射線医学教室

1. はじめに

定量的コンピュータ断層撮影(quantitative computed tomography: QCT)は、X線CT装置を用いた骨密度測定法であり、標準物質を含むリファレンスファントムと腰椎を同時にスキャンすることで、椎体骨密度を標準物質の相当量として算出する方法である。CT装置を用いるので、骨密度測定専用の装置を必要とすることなく測定が可能であり、単位体積当たりの真の骨密度(mg/cm^3)として求めることができる唯一の測定法である¹⁾。また他の骨密度測定法にない優れた点は、海綿骨を選択的に測定できるので、年齢に伴う変化や骨粗鬆症をはじめとする種々の病的状態を早期に鋭敏に捉えることが可能である。

一方QCTの問題点としては被曝線量が他の検査法に比べて大きいことと、再現性が低いことにある。再現性に関与する因子には、X線管の経年変化、検出器のdrift, software, 被検者のpositioning, 関心領域の設定などがあるが、使用するX線CT装置の機能をよく知り、熟練した医師や放射線技師が検査を行うと、誤差を最小限にとどめることができることである。

2. QCTの手順

標準物質を含むリファレンスファントムと腰椎を同時にスキャンすることで、椎体骨密度を標準物質の相当量として算出する。

リファレンスファントムは被験者の腰椎部の背部に置き、被験者は背臥位で、脊柱の弯曲を小さくするよう膝を曲げる。被験者とファントムとの間の大きな空気の層はアーチファクトの原因になるため、軟部組織相当の物質を介在させる。この状態でポジショニング用画像の腰椎側面像を撮影し、各椎体中央を8-10mmのスライス厚でスキャンできるように天板の位置とガントリーの角度を決める。Fig.1(a)は腰椎側面像に各椎体のスキャンレベルを記したものである。通常は第1-4腰椎で3-4椎体をスキャンするが、もし椎体に骨折や変形があれば、その椎体は避けて上下の椎体を追加する。椎体とファントムのCT像を得て、椎体海綿骨部とファントムの各標準物質のロッドに関心領域を設定し、それぞれのCT値を求める(Fig.1(b))。リファレン

スファントムの各標準物質のCT値とその含有量との相関直線(検量線と呼ぶ)を求め、検量線より椎体のCT値に相当する骨量を算出する²⁾(Fig.1(c))。

3. reference phantom(骨量ファントム)

QCTは1970年代後半にカリフォルニア大学サンフランシスコ校(UCSF)放射線科Genant教授により考案され確立されてきた。当時はリン酸水素2カリウム(K_2HPO_4)水溶液を標準物質としたファントムを開発し使用していたが、水溶液であるため安定性に問題があり、その後ハイドロキシアパタイトを標準物質とした固体ファントムへと改良された。現在国際的に使用されているファントムにはImage analysis(IA), Siemens, General Electric(GE)などがあり、いずれもハイドロキシアパタイトを標準物質としており、その形状・濃度にはそれぞれ特徴がある。

国産のリファレンスファントムとしては、以前より炭酸カルシウム(CaCO_3)を標準物質としたB-MASが用いられてきたが、X線吸収が骨と異なるという最大の問題のほか、検量線の直線性が不良なこと、被験者との密着性が得にくい形状であることなど、いくつかの問題があった。そこでQCTの見直しを目的としてQCT Working Groupが結成され、ファントムの改良、QCTのマニュアルや基準値の作成など行い問題を解決してきた。改良されたファントムはハイドロキシアパタイトを標準物質としたB-MAS200というファントムで、被験者との密着性のよい形状になっている。このファントムを用いることで機種間の測定値の差が小さくなり、日本人の基準値を得ることも可能となってきた。

B-MASで測定する場合には検量線が直線にならないことも多く、この場合は直線性が保たれている4点あるいは3点で検量線を求め骨密度を算出する。B-MASとB-MAS200との換算式は、測定装置ごとに求められている。

4. QCTの精度に関する因子とquality assurance(QA)

QCTの精度に関する因子には機器、被験者のポジショニング、スキャン部位や関心領域の設定などがある。

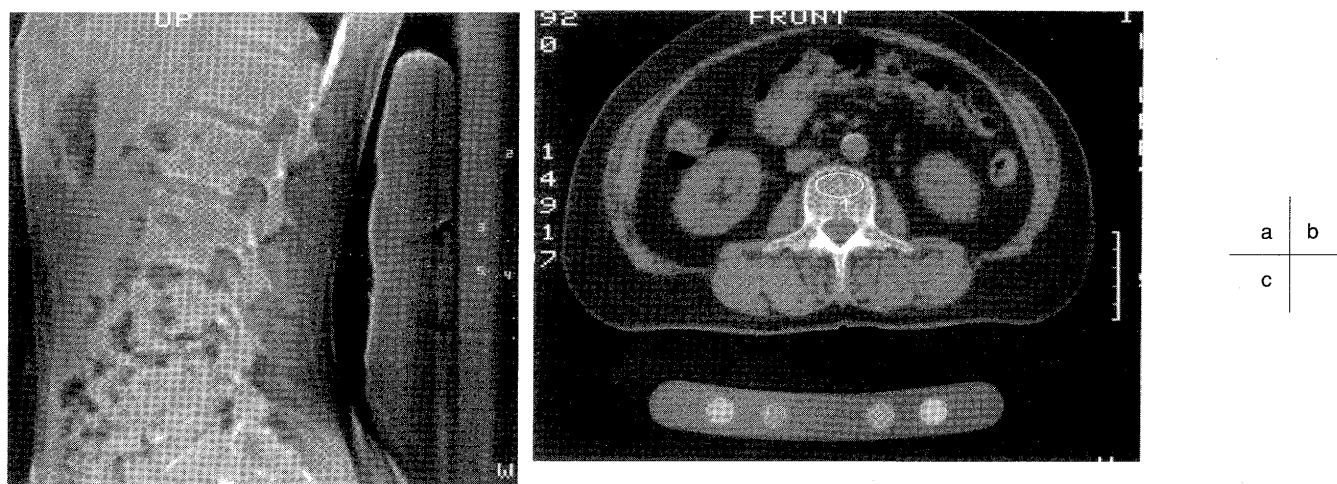
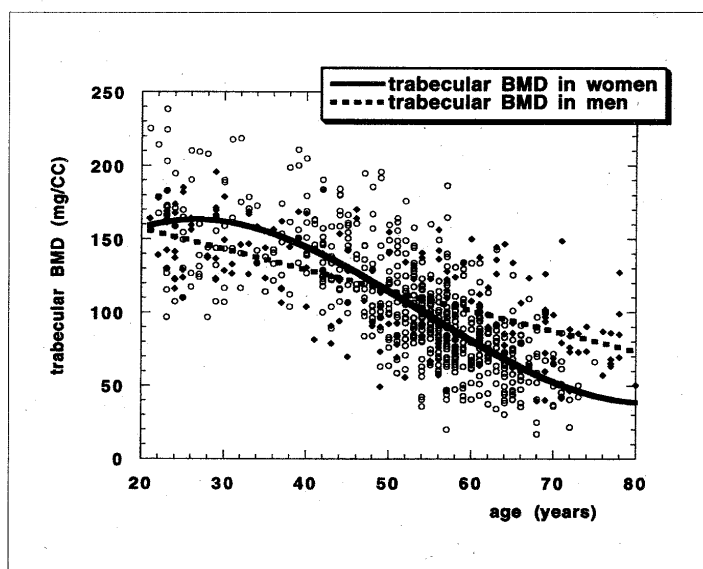
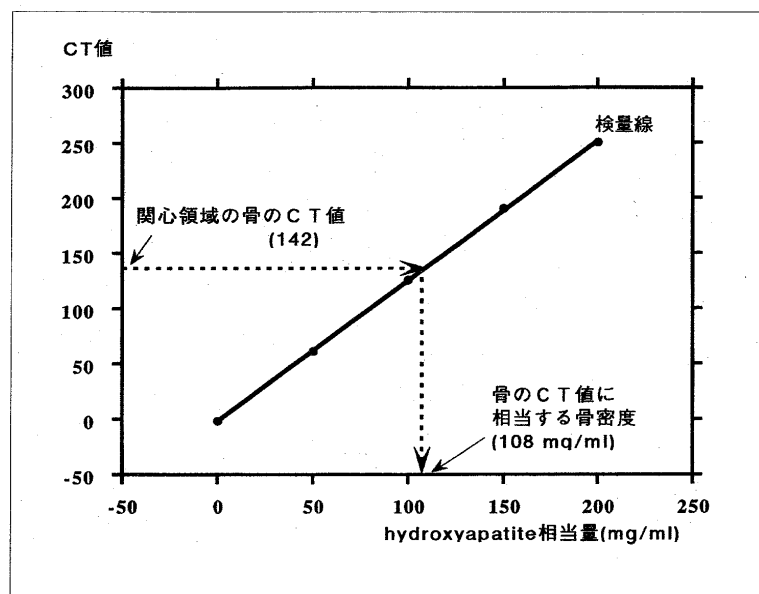
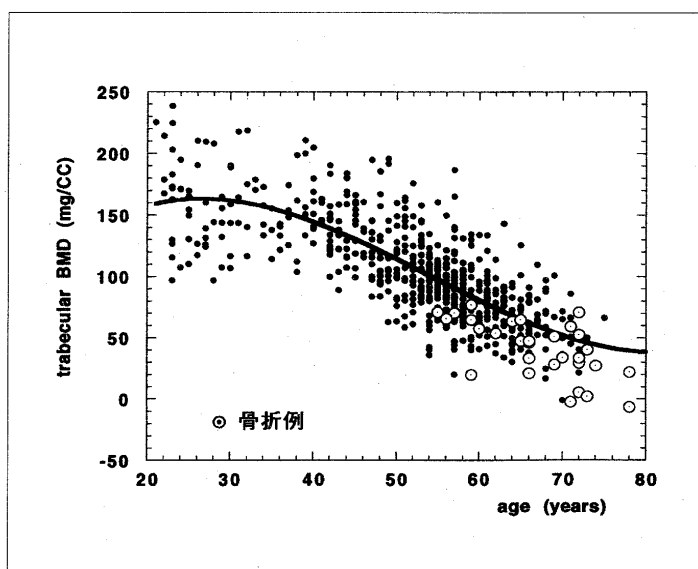


Fig. 1 Scan technique of spinal QCT

- (a) Lateral scout view provides a rapid and simple localization approach in which the midplane of three or four vertebral bodies are defined, and a single 8 or 10mm-thick section is obtained at each level.
- (b) An oval region of interest (ROI), centered in the mid-vertebral body, is used to determine cancellous bone mineral density (BMD) (mg/cc), while circular regions of interest are used to quantify the hydroxyapatite content in the reference phantom (0, 50, 100, 150, 200mg/cc).
- (c) In the regression line between the density of hydroxyapatite (x-axis) and CT value (y-axis) of five rods, BMD, quantified as hydroxyapatite equivalent, is obtained corresponding to the CT value of trabecular bone.



(a)



(b)

Fig. 2 Age-related change of spinal trabecular BMD(hydroxyapatite equivalent) and BMD in the cases of spinal fracture.

- (a) In men, BMD is highest in their 20s, and it gradually and lineally decreases. In women, BMD is highest in their 20s and 30s, and decreases rapidly after the peri-menopause and it again gradually decreases after 65 years of age.
- (b) The BMD values in the fracture cases (⊙) are plotted in the graph of BMD in normal control cases. The BMD in cases with fracture distributes under 80 mg/cc.

4-1 機器精度管理

field of view (FOV)内のX線の均一性は重要であり、均一性が保たれている範囲で検査を行う。検査前には必ずキャリブレーションを行い均一性を確認しておくことが重要である。アメリカではQCTのQA (quality assurance) システムが普及しておりQA専用のファントムを用いて精度管理を行っている。

4-2 被験者に関する問題

被験者とファントムの間に生じる大きな空気層はアーチファクトの原因となるため、water bagやbeans bag、または布袋に米粒を詰めたものでその間隙を充填するとよい。また装置によっては天板の高さによって著しくCT値が変動するものもあり、椎体の高さが一定になるようにテーブルの高さを決める。十分なFOVを設定しファントムがFOVをはみ出さないようにする。

4-3 スキャン部位と関心領域の設定

椎体の中央を一定のスライス厚(10-8mm)でスキャンする。関心領域の形状は施設内で同一のものを使用するが、原則として栄養孔周囲の高吸収域と皮質骨下の低吸収域を含まない限りの、できるだけ大きな関心領域を設定する。

4-4 再現性を亢進させるために

以上のような精度に関与する多くの因子が存在するが、大切なことは必ずX線フィルム上にスキャン部位、関心領域の形状や大きさを記録し、経過観察時には前回施行時と同じ撮影条件(電圧、電流、FOVなど)で椎体の同一の部位をスキャンし、同一部位に関心領域を設定するように心掛けることである。検者は使用する装置の特性(例えば天板が2cm上下するとCT値は

どれくらい変動するか、など)を知り再現性に影響する因子に関して理解することで、再現性を亢進させることができる。

5. QCTの被曝線量

再現性と並ぶQCTのもう一つの問題点は、被曝線量が多いことである。

ICRP-60によるQCTのeffective doseはポジショニング用のスキャンを含めて、28.8 μ Svであり他の骨密度測定法(例えば腰椎dual X-ray absorptiometry (DXA)では2.9 μ Sv)に比較すると大きい。乳房撮影(450 μ Sv)、胸部レントゲン撮影(50 μ Sv)よりも少ない被曝線量である。

TableはGenantらが報告したSPA、DPAあるいはDXAとQCTの被曝線量および診断能を比較表を一部改変したものである。QCTは他の骨密度測定に比べると高い被曝線量を示しているが、骨密度の変化を捉える診断能では最も優れていることが示されている¹⁾。

6. QCTの特徴

QCTは海綿骨部の骨密度を選択的に測定できる、単位体積当たりの骨密度(mg/cc)として求めることができる、という他の測定法にはない優れた特徴がある。海綿骨測定の意義は、骨の代謝速度は海綿骨部で速いため骨量の変化を早期に鋭敏に捉えることができるからである³⁾。

またDXAなどの二次元測定法(projectional measurement)では避けることのできない、体格の影響や大動脈の石灰化、変性性脊椎症の影響を受けない⁴⁾などの特徴もある。

Table Comparison of bone densitometry techniques (modified from the article by Genant HK et al. Radiology 170:817-822, 1989)

Techniques	Relative Sensitivity*	Precision* (%)	Accuracy* (%)	Duration of examination (min)	Absorbed Dose (μ Sv)	Note
Standard technique						
SPA	1×	2-3	5	15	100	
DPA	2×	2-4	4-10	20-40	50	
QCT	3-4×	2-5	5-20	10-20	1000-10000	
Newer developments						
rectilinear SPA	2×	1-2	5	10-20	50-100	
DXA	2×	1-2	3-5	5	10-30	Using fan-beam, scan speed has increased while large radiation dose is required.
QCT-A*	3-4×	1-2	5-10	10	1000-3000	The better reproducibility and less radiation dose were achieved by the improvement of hardware and software of CT system.

QCT-A*: QCT with advanced software and hardware capabilities

relative sensitivity*: the capacity to readily separate an abnormal patient or population from a normal population, or alternatively to readily detect serial changes over time in a patient or a population.

precision*: the longitudinal reproducibility in serial studies, generally expressed as the standard error of the estimate of the linear regression of measured bone density versus time.

accuracy*: the reliability that the measured value reflects actual mineral content, generally expressed as the standard error of the estimate of the linear regression of measured bone density versus true calcium content.

7. QCT骨密度測定値の加齢変化と骨折症例の骨密度

7-1 QCT骨密度の加齢変化

胸・腰椎レントゲン像で骨折がないことを確認した健康ボランティア(女性600名, 男性200名)のQCTで求めた腰椎海綿骨骨密度(ハイドロキシアパタイト相当量)をFig.2(a)に示す. 横軸は年齢, 縦軸は骨密度である. 男性では20歳をピークに年齢に伴い一回帰的に緩やかに低下するが, 女性では20, 30歳台をピークにしてその後低下し, 閉経期より急速に低下し, 65歳以降再び低下は緩やかになる^{4~6)}.

7-2 健康者の骨密度と骨折例の骨密度

Fig.2(b)は健康女性の骨密度の加齢変化のグラフ上, 骨折例における椎体変形のない椎体で測定した骨密度をプロットしたものである. 骨折例では骨密度が80mg/cc以下に分布し, 従って骨密度を測定することで骨折リスクの高い患者を知ることが可能であることが示唆されている.

8. QCTの臨床的有用性

8-1 骨量変化の検出能が高い

QCTは海綿骨骨密度を選択的に測定できることより, 卵巣摘出後の骨量の低下や薬剤投与後の変化を感度よく検出できる^{1,7)}.

8-2 骨折のリスクの評価に有用

骨強度に関する皮質骨と海綿骨の役割については種々の意見があるが, DXAとQCTで測定した症例においてQCTで求めた海綿骨骨密度が骨折の予知には有用であると考えられている^{6,8)}. また男性においてはDXAで測定したintegral BMDは骨棘の存在により過大評価されるが, 海綿骨骨密度は骨棘の有無によらず年齢に伴い低下し, 骨棘形成症例でも非形成症例でも骨折群の海綿骨骨密度は非骨折群に比べて有意に低かった⁴⁾. 海綿骨骨密度は骨折と強い関係を示しており, 骨強度の評価に有用であると考えられる.

8-3 骨構築評価への応用

他の骨密度測定法と異なり画像が得られるため, 高解像度CT像に画像処理を行うことにより骨構築評価への応用が期待される("QCTの最近のトピックス"参照).

9. QCTの最近のトピックス

9-1 高解像度CT像に基づく骨構築評価への応用

QCTでは骨密度と同時に骨密度の分布や骨構造を観察できる. CT画像を高速フーリエ変換, run-length⁹⁾, フラクタル解析¹⁰⁾などの画像解析の手法を用いて, 海綿骨の骨構築を評価し骨粗鬆症を診断する方法が報告されている. 解析によって求めた構築を表す因子は, 骨密度とともに骨折を予知する因子となることが示されている⁹⁾.

9-2 スパイラルCTを応用した三次元CTによる骨密度解析

三次元CTではvolume dataが得られるため, 関心領域を再現性よく設定できる. 再現性よく関心領域の設

定が困難である大腿骨近位部において三次元CT画像で, X-, Y-, Z軸方向に形状を一致させることで, 同一の部位に関心領域を設定することができることが考えられ, 従って大腿骨近位部に適用することで精度よく測定ができるようになると思われる. また三次元QCTにより有限要素解析finite element analysis (FEA)を行い, 力学的な評価が可能となる. FEAとは複雑な構造物に未知の機械的な力が加わった場合の, 構成成分の幾何学的な変化を数学的に求める手法であり, 工学系の分野で用いられるが, これを骨構築と負荷との関係の解明に応用できる¹¹⁾.

9-3 peripheral QCT (pQCT)

pQCTは, 橈骨や脛骨などの末梢骨を対象としたQCT骨密度測定法であり, 原理的には通常のQCTと同様である. Stratec社製XCT960, Scanco Medical社製Densiscanなどが商品化されており, 画像の三次元化のソフトウェアも開発が進んでいる. 海綿骨と皮質骨を分離して測定でき¹²⁾, 安定した低い単一エネルギーX線を用いて軟部組織の少ない部位を測定するため, beam hardeningによるアーチファクトが少なく, 被曝線量も少ない.

ある機種では同時に200 μ mの高解像度CT像が得られることより骨粗鬆症での骨の微細構造の評価に用いることが期待される (Fig.3)¹³⁾.

9-4 マイクロCT (μ CT)

in vitroの検査に使用するX線CT装置であり, 摘出した骨組織を25ミクロンという解像度で観察することができる¹⁴⁾. 三次元CT像が得られることより, 骨梁の三次元的な連続性の評価が期待されている.

10. おわりに

QCTは他の骨密度測定法と異なる特徴を有しており, この特徴を活かした適応を考えることは重要であ

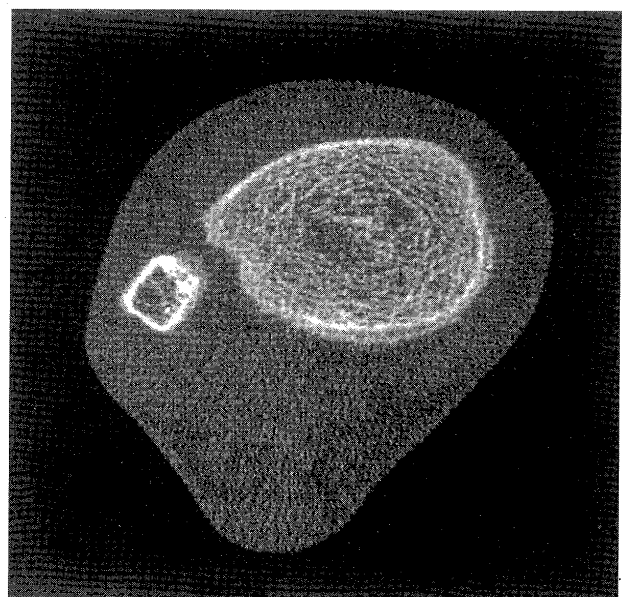


Fig. 3 High resolution image of tibia of patient of osteoporosis. This image was scanned by pQCT (Densiscan 1000). It reveals the coarse trabecular pattern (Resolution = 200 μ m).

る。使用する装置の特性を知り、QCTの精度に関係する因子を理解して再現性良く検査が行えれば利用価値

が高い。また骨量の評価のみならず骨質の評価への応用の期待は大きい。

参考文献

- 1) Genant HK, Block JE, Steiger P, et al.: Appropriate use of bone densitometry. *Radiology*, **170**, 817-822, (1989).
- 2) QCTワーキンググループ. 骨粗鬆症—QCTによる診断から治療まで(技術編)—, 日本医事新報社, 東京, (1993).
- 3) QCTワーキンググループ. 骨粗鬆症—QCTによる診断から治療まで(学術編)—, 日本医事新報社, 東京, (1994).
- 4) Ito M, Hayashi K, Yamada M, et al.: The influence of osteophytes on bone mineral density and its relationship with spinal fracture in men. *Radiology*, **189**, 497-502, (1994).
- 5) Block JE, Smith R, Gluer CC, et al.: Models of spinal trabecular bone loss as determined by quantitative computed tomography. *J Bone Min Res*, **4**, 49-257, (1989).
- 6) Ito M, Hayashi K, Kawahara Y, et al.: The relationship of trabecular and cortical bone mineral density to spinal fractures. *Invest Radiology*, **28**, 573-580, (1993).
- 7) Genant HK, Cummings S: Quantitative computed tomography of vertebral spongiosa: a sensitive method for detecting early bone loss after oophorectomy. *Ann Intern Med*, **97**, 699-701, (1982).
- 8) Pacifici R, Susan N, Carr PL, et al.: Single and dual energy tomographic analysis of spinal trabecular bone: a comparative study in normal and osteoporotic women. *J Endocrinol Metab*, **70**, 705-710, (1990).
- 9) Ito M, Ohki M, Hayashi K, et al.: Trabecular texture analysis of CT images in the relationship with spinal fracture. *Radiology*, **194**, 55-59, (1995).
- 10) Majumdar S, Weinstein RS, Prasad RR, et al.: Application of fractal geometry techniques to the study of trabecular bone. *Medical Physics*, **20**, 1611-1619, (1993).
- 11) Faulkner KG, Cann CE, Hasagawa BH.: Effect of bone distribution on vertebral strength: assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis. *Radiology*, **179**, 669-674, (1991).
- 12) Ruegsegger P: The use of peripheral QCT in the evaluation of bone remodelling. *The Endocrinologist*, **4**, 167-176, (1994).
- 13) Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, et al.: The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res*, **4**, 3-11, (1989).
- 14) Elliott JC, Dover SD: Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15mm determined by x-ray microtomography. *Metab Bone Dis Rel Res*, **5**, 219-221, (1984).
- 15) Engelke K, Song SM, Gluer CC, et al.: A digital model of trabecular bone. *J Bone Miner Res*, **11**, 480-489, (1996).

2. DEXA法による骨塩量測定の問題点

! r r e s s u r

川勝 充
愛仁会高槻病院

1. はじめに

近年社会の急速な高齢化に伴い、骨粗鬆症患者が増加している。骨粗鬆症は予防治療上の観点より個々の患者における骨折のリスクファクタの判定が重要となる。骨塩量は現在知られているリスクファクタのうち定量的測定が可能な唯一の評価法であり、そのため種々の骨塩量測定装置が開発、使用されている。その中でもDEXA法は、その精度や再現性、短時間スキャン能力等により臨床利用における有用性は極めて高く、事実全国に約4,000台普及し、日本放射線技術学会においても1989年の最初の報告以来多くの報告が続いている。しかし、より有用な結果を得るために改善、解明すべき点も残されており直接測定に関与する放射線技師の果たす役割は大きい。とりわけ、その測定原理や装置の特性を知った上での測定が要求される。今回、放射線技師がDEXA法による骨塩量測定を行うにあたり理解すべきこと、どのような点に注意して測定を行うべきか、問題点と最近の動向をわれわれの経験とともに述べる。

2. DEXA法の測定原理

DEXA法は異なる2種類のエネルギーを持ったX線を用い、物質透過前後の軟部組織と骨組織との吸収差を算出することにより骨塩量を定量するもので、その測定原理は、ベースラインより骨幅が決定され、次いで横断面のBMC値が区分積分法で算出される。それを体軸方向に加算し、面積で割ることによりBMD値が得られる(Fig.1)¹⁾。次に連続スペクトルであるX線

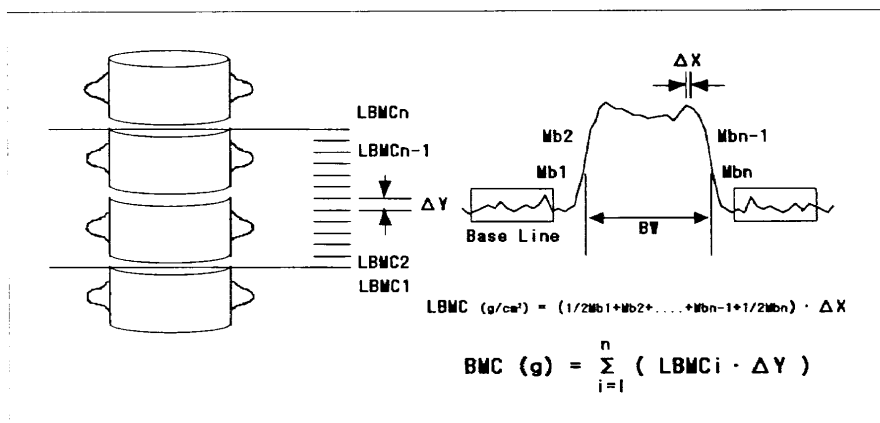


Fig. 1 Principle of BMC by DEXA method.

BMC is calculated from the difference of X-ray absorption in soft tissue and bone tissue.