

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

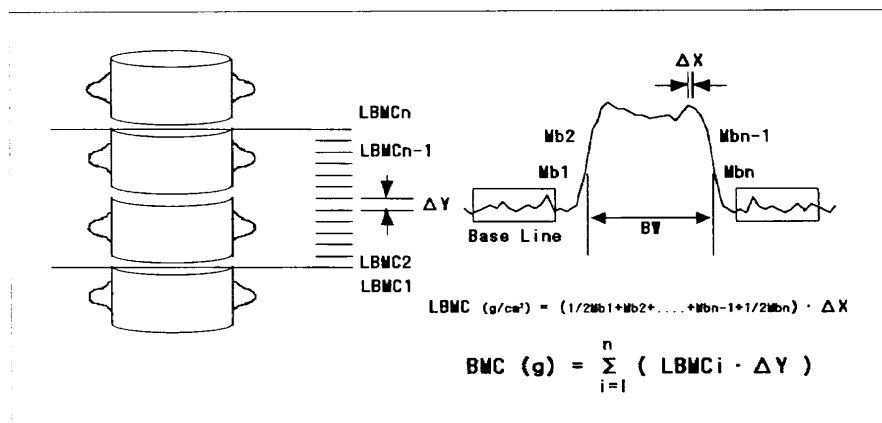


Fig. 1 Principle of BMC by DEXA method. BMC is calculated from the difference of X-ray absorption in soft tissue and bone tissue.

を、二つの異なるエネルギーに単色化する手法は、各社それぞれの方法がとられている。主なものとして、X線をKエッジフィルターで濾過する方式(ノーランド社製XR, ルナー社製DPX, アロカ社製DCS)と、X線管電圧を高速で切り換える方式(ホロジック社製QDR, 日立メディコ社製BMD)の二つがある。

3. 装置の進歩

DEXA法はそれまで行われていたアイソトープを線源に用いたDPA法の持っていた問題を、測定時間において腰椎で20分から約5分へと短縮した。精度においても再現性が3%から1%へ約3倍の改善や管理の簡便化をもたらした。また近年ファンビームと多検出器による超高速化とCアームの回転による仰臥位による側方向走査を実現している機種も登場している。Table 1は当院においてDPA装置からDEXA装置への移行時に検討した結果である。ファントムによる日差再現性においては両者に差はなかったものの、長期再現性では線源にX線を用いるDEXA装置がDPA装置と比して約3倍の改善を示している。Table 2はDPA装置、DEXA装置両者の腰椎測定における相関関係を示したものでどの部位においても0.9以上の高い相関を示した。また、測定時間はファンビームと多検出器を備えた機種の登場により30秒へと短縮した。この時間短縮により、体動による測定誤差は減少している。さらに、マトリックスサイズの微小化による分解能の上昇が画質を向上させた。これは変形やアーチファクトの除外など、解析時における誤差の減少などの改善をもたらした。一方でファンビーム装置は、従来のペンシルビームの装置に比し、約3倍以上の被曝線量を生じるといった新たな問題点も生じている。

4. 腰椎骨塩量測定

4-1 正面測定

腰椎は閉経などによる骨塩量の変化を最も鋭敏に反映し、また骨粗鬆症に伴う圧迫骨折が好発する部位でもありその測定は重要である。測定値は脊椎骨折の頻度とよく相関し、わが国におけるDEXA法による骨粗鬆症の診断基準として唯一確立している部位である。腰椎正面測定はベースラインとなる軟部組織が骨組織

の周囲に充分あり、生理的湾曲を補正し、かつ測定範囲の中央にまっすぐ被検部を置くなどの注意事項を守れば高い精度で測定できる。問題点としては、これが椎体とともに椎弓部をも含めた測定であるということ、高齢者における骨折や変形に伴う骨硬化や側湾、さらに大動脈石灰化の影響を受けやすいということなどであり、実際的には70歳以上の高齢者の評価には必ずしも最適でないという点があげられる。

4-2 側面測定

腰椎正面測定の問題点を少なくし海綿骨の豊富な椎体部のみを選択的に測定する目的で行われているのが腰椎側面測定である。しかし、腰椎の側面測定はベースラインが得がたいうえに骨組織との吸収差が少ないため、精度が悪いという点や、多くのケースで肋骨や腸骨が重なる為、第3腰椎一椎体での評価となり誤差も大きくなるという問題が残されていた。最近の装置においては仰臥位のまま側面測定が可能なものも登場し多くの椎体の情報を得ることや、正面測定と側面測定を組み合わせることにより椎体体積の推定も可能となった。

5. 大腿骨頸部測定

骨粗鬆症による骨折のうち大腿骨頸部骨折は患者のQOLを最も低下させる骨折である。頸部骨折の危険因子をできるだけ客観的に評価し、高リスク群に対して骨折予防の対策をとる上で大腿骨を直接測定することは意義が大きいと考えられる。ただ大腿骨頸部は体位の再現性が得にくいという問題があるため、測定に際しては下肢を内旋し固定することが重要となる。

6. 末梢DEXA測定

前腕骨や、踵骨等の末梢骨は従来SXA法や躯幹骨測定用のDEXA装置において測定が行われてきたが、近年末梢骨測定専用装置が多く登場してきた。これに伴い、測定部位を水に浸けることなく測定できるようになり簡便化された。特に前腕骨専用装置は現在わが国において最も広く普及しているDEXA装置となった。前腕骨は過去30年よりSPA法による多くの臨床成績が報告され、その有用性が証明されてきた。前腕骨の測定は海綿骨が50%近くを占める橈骨超遠位部とほぼ皮質骨よりなる橈骨骨幹部の測定がそれぞれ簡便に測定できるという利点と精度の良さから治療薬の効果の評価などに適しているものと思われる。また前腕骨を測定することで全身骨の骨量減少、特に腰椎や大腿骨頸部の骨量減少をも推定できるという点があげられる。

Table 1 Accuracy in measurement of phantom: DPA vs DEXA.

Reappearance during a short period (a series of ten scans)	DEXA	DPA
Mean (g/cm ²)	0.9	0.93
S.D.	0	0
%CV (%)	0.7	0.8
Reappearance during three months	DEXA	DPA
Mean (g/cm ²)	1.06	1.02
S.D.	0.01	1.02
%CV (%)	0.84	2.13

Table 2 Measurement of lumbar spine: DPA vs DEXA

	Regression line	r
(L2)	Y = 0.953X + 0.036	(r = 0.932)
(L3)	Y = 0.941X + 0.063	(r = 0.931)
(L4)	Y = 0.891X + 0.121	(r = 0.946)
(Lmean)	Y = 0.941X + 0.063	(r = 0.976)

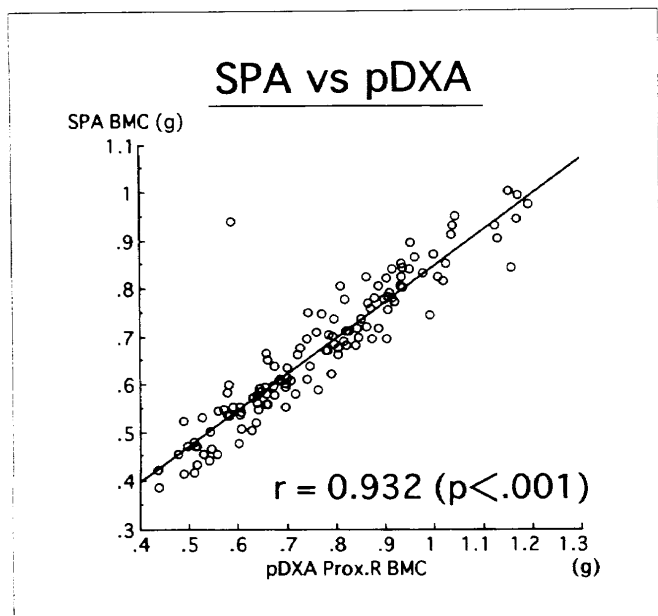


Fig. 2 SPA versus pDEXA.

Fig.2はSPA法との相関を検討した結果を示す。相関係数は0.932と高値であった。Fig.3は他の部位との相関関係を示す。前腕骨と腰椎の相関は3部位どの部位においても0.7以上の相関を示したが、中でも海綿骨の豊富な前腕超遠位部との間に0.78の高い相関を示した。この結果は他の部位との相関の報告に比べやや低い。これは荷重骨と非荷重骨との違いなど多くの要因があると思われるが、腰椎測定で評価しえない高齢者における躯幹骨の骨折のリスク評価や、住民スクリーニングなどの多数の被験者において、簡便な測定法として期待される。

7. 測定時の注意²⁾

7-1 測定体位

測定体位は精度に大きく影響する。これはファントムを対象とした測定精度が0.5%程度であるのに対し、実際に患者を対象に測定した場合は1~2%の精度しか得られないことから明らかである。したがって体位を一定にするよう注意することは正確な測定を行う上で重要となる。ポジショニングは腰椎の生理的湾曲や大腿骨頸部の前捻角の補正を補助具や固定具で適切に行うことが必要である。Fig.4に十分なポジショニングが行われなかったために椎体の設定が適正に行われていない例を示す。これらに対し任意の角度のROIを設定できるものや、スカウトスキャンより自動的に走査方向が補正される機種も登場している。

7-2 スキャン範囲

スキャン範囲は解析の際のベースラインの設定や、椎体やROIの同定に関係する。つまり腰椎においては椎体の両側に十分なベースラインがとれるように設定する事が重要である。Fig.5にスキャン範囲を小さくしたために椎体の同定が困難になっている例を示す。特に初回測定の場合はスキャン範囲を広く設定するように注意する。また、大腿骨頸部の測定においては装置によって空気層が混入することで正確な骨塩量値が得られなくなるため、軟部組織等価物質等を置くなどの工夫が必要となる機種もある。

7-3 スキャン条件

スキャン条件にはスキャンタイプ、スキャンスピード、マトリックスサイズ等の数々のパラメータで構成されている。スキャン条件の選択はまず得られる測定

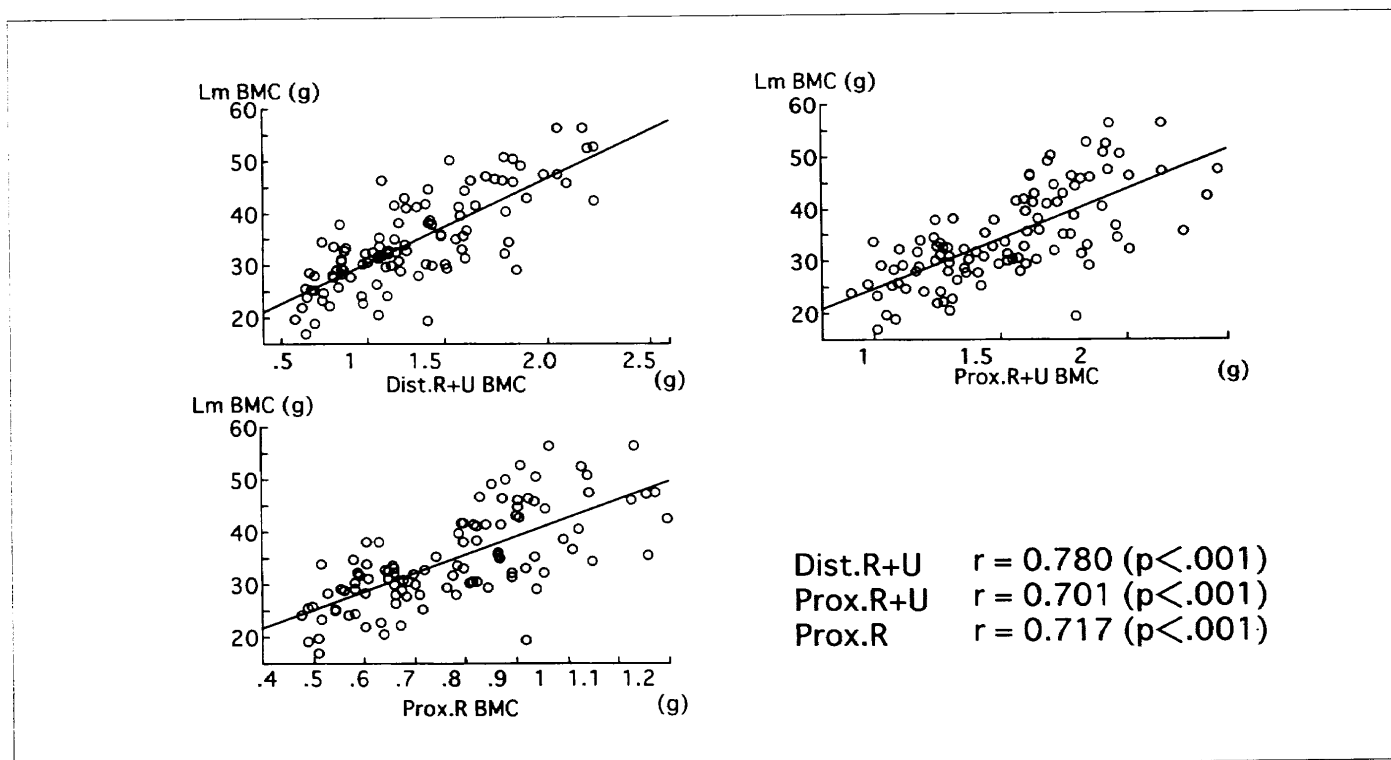


Fig. 3 Lumbar spine vs forearm bones.

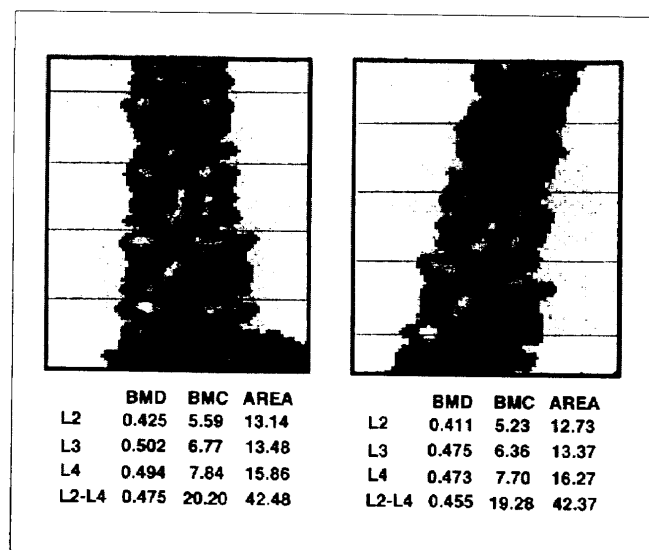


Fig. 4 Inappropriate position(right).

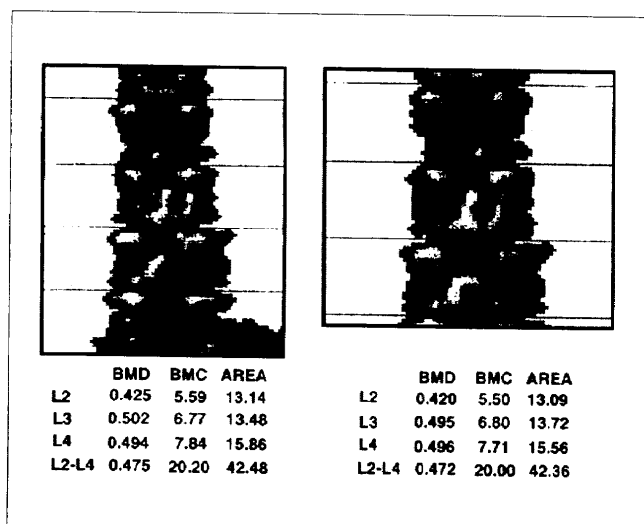


Fig. 5 Inappropriate area of scanning(right).

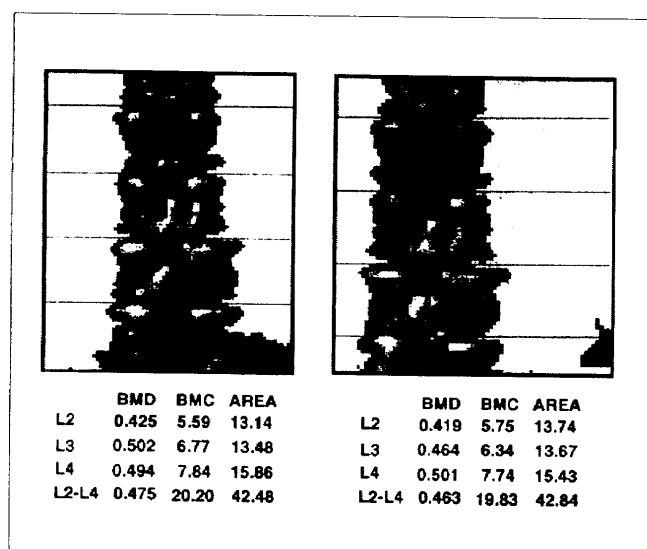


Fig. 6 Inappropriate base line(right).

精度を考慮し、次いで被験者などの状態を加味し決定する。又経過観察中の場合はスキャン条件を一定にす

べきで例えばマトリックスサイズが異なる測定ではエッジディテクションに差異が生じ、結果として骨塩量値が異なってくる可能性がある。

8. 解析時の注意

8-1 ベースラインの設定

測定原理でも述べたが骨塩量はベースラインを基準として算出されるためベースラインの設定が測定精度に大きく影響する。ベースラインの設定にはライン方式と、エリア方式の2種類あり、機種によりそれぞれ採用されている。ベースラインが測定時に決定される機種ではベースライン上に肋骨や腸骨が大きく重なりと正確な計算が損なわれることがあるのでスキャン範囲設定時に注意する必要がある。一方、ベースラインを測定後任意に設定できる機種においては前者のような影響を受けにくい利点を持つが、同一データにおいてベースラインの設定方法で得られる結果が異なってくることに注意する必要がある。Fig.6にポジショニングが不十分なため充分な軟部組織が得られず、測定結果に影響が出た例を示す。このようにベースラインを十分確保するためには測定時に椎体を画面の中央に位置づけることや、測定範囲を横方向に十分にとる必要がある。

8-2 解析方法

椎体の同定が困難な場合として腰椎の仙椎化などの被験者自身に起因するものと、先ほど示したようにスキャン範囲の収集不足がある。後者は手技上の問題でありスキャン範囲を広く設定することで解決される。しかし前者においては腰部単純X線写真を参考にする事で椎体の同定を行う。また2回目以降の測定は前回の測定結果を参考にする。機種に付属されている再スキャン比較モードを利用することで精度の高い解析が行える。

9. 日常の保守点検

DEXA装置は変動率1%程度の安定した装置ではあるが、精度の高い測定を維持するためには定期的な点検、特に始業時の点検が重要となる。とりわけ検出器等の高電圧安定化は正確な測定に欠かせないものであり、そのため電源投入後30分程度のウォームアップが必要となる。特に多検出器を備えている装置においては各検出器の安定をはかるため注意したい。点検はソフトウェア上のキャリブレーション中に組み込まれて行われるものや校正用ファントムや実際の測定の中で随時校正されるものもある。

10. DEXA機種間の相関

10-1 異なる機種間の問題

現在数機種のDEXA装置が開発され臨床に用いられている。一般にDEXA装置の機種間の相関は、異なる装置間においても良好であり、われわれの腰椎におけるXRとQDRとの検討においても相関係数0.96と高い相関を示した。しかし、厳密にはそれらから得られる

骨塩量値は機種により異なる。その原因としては用いるX線エネルギーの違い、校正に用いる基準物質の違い、解析時のベースライン、骨幅の認識のソフトウェアの違い等があげられる。したがって異なるDEXA装置により得られた骨塩量値は直接比較はできない。そのため、異なる機種間の骨塩量値の換算式が必要となる(Table 3)³⁾。この式を用いればある程度の比較は可能となるが、原則として同一機種、同一測定条件での測定が望ましい。

10-2 同一機種間の問題

同一機種の装置間では、互換性が保たれるようになっているが、同一機種間の測定値間においても異なる結果を示す場合がある。それは測定条件の違い、スキャンスピードの違い、マトリックスサイズの違い、ソフトウェアのバージョンの違い等があげられる。また施設の使用状況や管球、検出器の劣化の違いも考えられる。

11. まとめ

DEXA装置の登場は骨粗鬆症の診療において大きな影響を与えた。さらに装置の改良により、精度の向上や測定時間が短縮されDEXA装置自体としてはほとんど完成の域に達してきたように思われるが、一方でその普及とともに問題点も明らかになってきた。つまり

参考文献

- 1) 向井孝男：骨塩定量法の原理と基本性能—骨ミネラル測定と骨粗鬆症—。(森田陸司編)，pp.21-26，メディカルレビュー社，大阪，(1989)。
- 2) 福永仁夫，友光達志：骨塩定量の問題点。日骨形態誌，2，191-197，(1992)。

Table 3 Conversion formula between DEXA equipments: BMC in lumbar spine.

XR-26		Regression line	
QDR		$Y = 1.008X - 0.098$	($r = 0.993$)
DPX		$Y = 0.880X - 0.022$	($r = 0.997$)
QDR-1000			
XR		$Y = 0.906X - 0.102$	($r = 0.993$)
DPX		$Y = 0.823X - 0.046$	($r = 0.995$)
DPX			
XR		$Y = 1.130X + 0.031$	($r = 0.997$)
QDR		$Y = 1.204X - 0.045$	($r = 0.995$)

われわれ放射線技師が測定において、DEXA法が持っている特徴や限界を知った上で、それぞれの測定対象に適した測定法を選び、正確な測定をおこなう必要があるという点である。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本報告の発表の機会を与えてくださった第52回大会会長ならびに座長の友光先生に心よりお礼申し上げます。

- 3) 福永仁夫：二重エネルギーX線吸収測定法による日本人の腰椎骨塩量の基準化に関する研究，長寿科学総合研究平成3年度研究報告。pp.402-405，長寿科学総合研究費中央事務局，東京，(1992)。

3. photodensitometryについて

symposium

真田泰三
川崎医科大学附属病院中央放射線部

1. 緒 言

photodensitometryは、手部のX線画像を用いて第2中手骨の骨量を定量する解析法の総称である。本法は、各種の骨塩定量法の中でも最も早期に開発され¹⁾、手骨と標準物質としてのアルミニウム階段またはアルミニウムスロープを、同時に撮影したX線フィルムを取得できれば解析が可能であり、一般的なX線撮影装置を有する施設ならばどこでも簡単に施行できる方法である。

今回、photodensitometryの原理および現状について概説するとともに、photodensitometryによる手骨の骨量解析における問題点のうち、手骨X線写真の撮影条件などが解析値に及ぼす影響について報告する。

2. photodensitometryの原理と種類

photodensitometryの原理は、X線画像の写真濃度を用いて生体中の骨組織と標準物質の減弱の程度を比較

することにより、対象部位の骨量を評価するものである。標準物質としては、一般にアルミニウムが使用されている。Fig.1の上段に、中手骨とアルミニウム階段を並べて撮影したときの概要を、下段に、透過X線による写真濃度パターンを示す。強度 I_0 のX線が入射したとき、軟部組織および中手骨を透過したX線強度 I_s および I_b は次式のように表され、中手骨の厚さをアルミニウムの厚さに換算することが可能となる。

$$I_s = I_0 \exp(-\mu_s T) = I_0 \exp(-\mu_{Al} GS_1)$$

$$I_b = I_0 \exp\{-\mu_s(T-X) - \mu_b X\} = I_0 \exp(-\mu_{Al} GS_2)$$

$$X = \{\mu_{Al}/(\mu_b - \mu_s)\} (GS_2 - GS_1)$$

ここで、 μ_s 、 T は軟部組織の、 μ_b 、 X は骨の、 μ_{Al} 、 GS_1 、 GS_2 はアルミニウムのそれぞれ線減弱係数と厚さを示す。このとき、骨を取り巻く軟部組織における減弱が骨の写真濃度パターンを変化させる。この