

《ノート》

汎用シンチカメラを用いた骨塩定量

Bone Mineral Assessment Using Conventional Gammacamera

塩見 一樹* 向井 孝夫* 山本 逸雄* 曾根 照喜*
北村 暢康* 李 啓充* 滋野 長平* 小西 淳二*

Kazuki SHIOMI, Takao MUKAI, Itsuo YAMAMOTO, Teruki SONE,
Nobuyasu KITAMURA, Keicheung LEE, Chohei SHIGENO
and Junji KONISHI

Department of Nuclear Medicine and Radiology, Kyoto University School of Medicine

I. はじめに

高齢化社会を迎え、骨粗鬆症は重要な問題になりつつある。骨粗鬆症の診断、そして特に、その経過観察において骨塩定量は重要であるが、現在わが国においては、手指骨のアルミウエッジ同時 X 線写真撮影による X 線フィルムの densitometry による方法や骨量ファントムを用いた computed tomography (CT) による腰椎骨塩定量や¹⁾、 γ 線源を用いた骨塩定量専用装置による前腕骨や腰椎の骨塩定量が行われ^{2,3)}、また、広まりつつある。特に、Gd-153 を γ 線源として用いた dual photon absorptiometry (DPA) は、腰椎などの加重骨の骨塩を簡便に定量できるという点においてきわめて有用であると思われる。Photon absorptiometry には、その γ 線検出装置として detector を用いる方法とシンチカメラを用いる方法の 2 つがある^{4,5)}。シンチカメラによる方式は、原理的に、スキャンよりも線源の量を減らすことができ、また、測定時間も短縮することができ、有用

と考えられる。これらいずれの方式による DPA 装置も開発され、その有用性も報告されている。またわが国においても市販され入手可能であるが、その価格の高いこともあり、購入できる施設が限られているのが現状である。今回われわれは、既存のシンチカメラ、およびコンピュータを用い、Gd-153d や Am-241 による photon absorptiometry を試み、その基礎的検討を行い、むしろ専用機よりも良好と思われる成績を得、有用と考えられたので報告する。

II. 方 法

1. 装 置

γ 線検出装置として日立ガンマビュー F (日立メディコ社製) を用いた。本機の有効視野は 350 mm, 固有分解能 3.7 mm, 計数率特性 200 kcps 以上, 均一性 8% 以下である。このシンチカメラに、焦点距離 41 cm の多孔集束型のコリメータを装着して用いた。本装置のコリメータ焦点の位置に γ 線源を固定した。本法による骨塩定量は single photon でも、dual photon でも可能であるが、single photon 法の場合は Am-241, dual photon 法の場合は Gd-153 の、おのおの 40 mCi, 50 mCi を γ 線源として用いた。また、single photon 法の

Key words: Bone mineral assessment, Gamma-camera, Photon absorptiometry.

* 京都大学医学部放射線核医学科, 中央放射線部
受付: 63 年 1 月 14 日
最終稿受付: 63 年 3 月 14 日
別刷請求先: 京都市左京区聖護院川原町 54 (☎ 606)
京都大学医学部附属病院放射線科
塩見 一 樹

場合には、シンチカメラの前に幅 17 cm のアクリル製水槽を設置し、その中に被検部を浸して測定した。データ処理は、DEC 社製コンピュータ PDP11/60 を用いて行った。

2. 測定方法

まずシンチカメラの各領域での均一性を得るため、厚さ 20 cm の水ファントム(アクリル性水槽)をコリメータの前面に設置して約 15 分間測定し、得られたデータから各マトリックスの均一性補正のための補正係数を求めた。Photon absorptiometry の原理はよく知られているところであり、われわれもすでに報告しているが⁶⁾、 γ 線がある物質を透過する時の減弱率は、その物質の質量減弱係数と、その量に規定されている。したがって既知の質量減弱係数の物質の量は、 γ 線の透過率を測定することにより求めることができる。Single photon 法の場合には、被験部を、水に浸す必要があり、水と軟部組織の質量減弱係数を同等と見なして計算する。

Dual photon 法の場合は、水槽は必要ではない。骨塩相当物質の質量減弱係数を前もって計算式にしておくことにより、シンチカメラの各マトリックスでの透過 γ 線量を測定して、各マトリク

スの骨塩相当量を求めることができる。また、得られた骨塩量を、コンピュータディスプレイ上に表示し骨塩量のイメージを得、そのイメージ中の関心領域設定により、任意の部の骨塩量をも求めることができる。さらに、骨塩量を、その面積で割った値、つまり、bone mineral density (BMD) も得られるようにプログラムを作成した。

ノイズレベルおよび精度の検討については、まずノイズレベルはシンチカメラの前に厚さ 20 cm の水ファントムをおき、Am-241 線源よりの透過 γ 線の任意の area 内での各マトリックスの補正カウント値の C.V. (Coefficient of Variance) を計算することにより求めた。また、測定精度はハイドロキシアパタイトファントムの 4 回の測定値の C.V. を算出することにより求めた。

健康者の足、前腕、腰椎などについて実際に測定した。

III. 結 果

Figure 1 に Am-241 を用いた single photon absorptiometry (SPA) によるハイドロキシアパタイトファントムの測定精度の検討の結果を示す。測定時間の増加とともに、ノイズレベルは低下し、

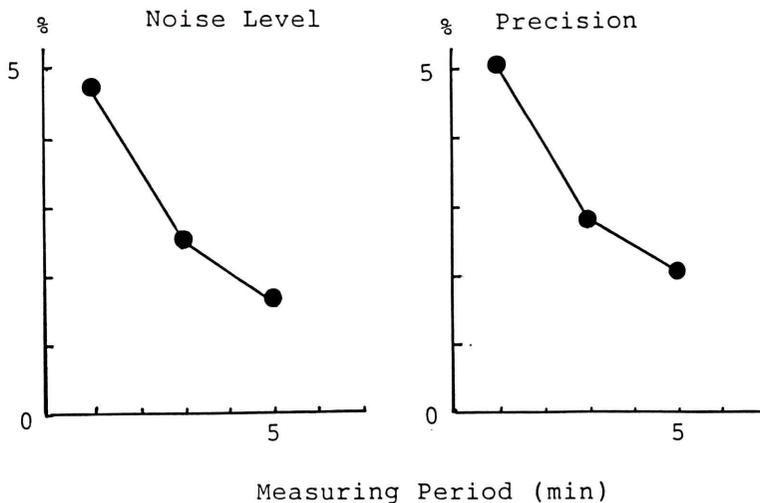


Fig. 1 Relationship between measuring periods and noise level (left panel) and precision (right panel). Precision was obtained by four times measurement of hydroxyapatite phantom with SPA.

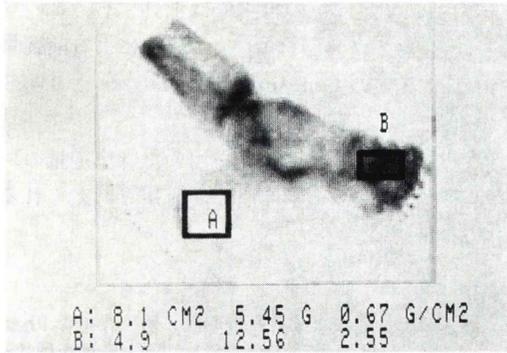


Fig. 2 BMC image of the foot obtained with SPA using conventional gammacamera.

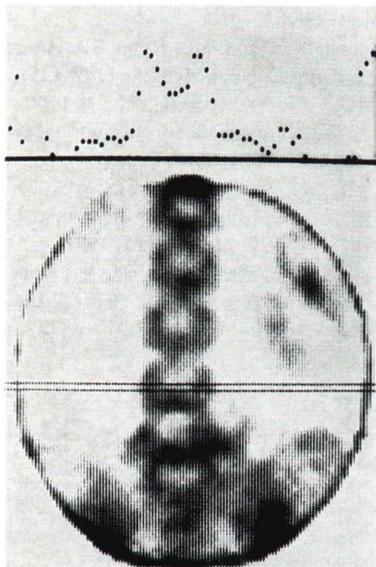


Fig. 3 BMC image of the lumbar spine obtained by DPA using conventional gammacamera. Measuring period was 5 min. Upper panel shows cross-sectional profile of BMC of 4th lumbar spine.

また、精度は上昇した。5分間の計測で、ノイズレベルは2%以下、精度も2%以下の誤差に達し、5分間の測定で十分満足し得ると思われた。

Figure 2には、足部の測定結果を示している。5分間のAm-241によるSPAのディスプレイ上のイメージの写真である。この写真のごとく、任意の部位の関心領域の設定が可能であり、任意の

部位の骨塩量の定量ができる。Am-241によるSPAは、線源も安定しており、計算式もDPAに比し単純であり、誤差もその分少ないが、水槽を用いなければならず、この方法にて測定できる部位は、前腕、足などの末梢骨に限られている。本法により、前腕骨の骨塩量を測定し、それをディスプレイ上に表示し、従来のSPA法によるbone mineral content (BMC)も容易に求めることができるが、本法では、前腕骨のイメージを見ながら、BMCの測定部位を決めることができた。

Figure 3はGd-153を用いて腰椎を測定した写真を示している。これは、腹幅20cmの成人の5分間の測定の写真であるが、椎体、椎体間隔、さらに、棘突起まではっきり識別できる良好なイメージが得られた。

IV. 考 察

現在、多くの骨塩測定専用機が開発され、また市販されているが、いずれも1,000万円以上する高価なものである。今回われわれは、汎用シンチカメラにより骨塩定量ができないかと考え、試み、また、その臨床応用の可能性につき検討した。一般に、現在市販されている専用機の測定精度は、40-1,000 mCiの線源を用い10-30分間の測定で1.5-4%程度と言われているが、今回用いた汎用シンチカメラ法では、40-50 mCiの線源で5分間の測定でほぼ同程度ないし、それ以上の精度を得ることができ、また、多くの部位の測定が、広視野にて可能であった。今回用いたシンチカメラでは、線源を150 mCiまで増加させることが可能であると思われ、これによりさらに測定時間を短縮することも可能である。線源とシンチカメラ、およびポリメータとパソコン並のコンピュータがあれば本法は可能であり、また、計算式あるいはプログラムの作成もさほど難しいものでなく、専用機を用いるほど使用頻度が多くない施設、あるいは、経済的に困難な施設では試みられるべきであろう。

現在多くのDPA装置はスキャン法を用いている。スキャン法は、理論的に精度は高いが、時間

がかかり、また線源に 300-1,000 mCi もの大量を要する。一方シンチカメラ法は、コンバージングコリメータを用いるため骨が拡大され、その焦点を大きくしなければ、BMC の誤差が大きくなるという欠点があるが、これは BMD (BMC をその投影面積で割った値) を求めることで補正可能であり、スキャン法に比し感度は高く、したがって、測定時間の短縮と、線源の量の削減が可能である。またスキャン法に比し、 γ 線の散乱線の影響も受けやすいと考えられるが、実際には十分満足する再現性が得られ問題ないものと思われた。汎用シンチカメラは、有効視野が大きく、多くの骨を短時間に測定でき、それ自体市販のもの⁵⁾ より有利な点を多く有している。将来全身カメラなどを用いれば、全身の骨の測定も可能と考えられる。

骨塩定量において、もっとも重要なことは再現性である。市販の bone mineral analyzer はその精度は良好であるが、測定部位の再現性を得ることが困難である。それは、測定部位を画像化できないためである。われわれの方法では、大きな有効視野の中に、前腕骨全体の BMC のイメージを得ることができ、イメージ上で測定部位を決定で

きることで、測定部位の再現性は上昇する。この意味で、シンチカメラを用いた SPA による前腕骨測定は、従来の bone mineral analyzer より明らかに優れていると思われる。

以上、汎用シンチカメラを用いた骨塩定量の可能性とその試みにつき検討し、有用と考えられる結果を得た。

文 献

- 1) 福永仁夫, 大塚信昭, 曾根照喜, 他: 脊椎骨 Phantom を併用した CT Scan による第 3 腰椎海綿骨の骨塩量測定法. 日医放会誌 **46**: 659-664, 1986
- 2) Cameron JR, Mazess RB, Sorenson JA: Precision and accuracy of bone mineral determination by direct photon absorptiometry. Invest Radiol **3**: 141-150, 1968
- 3) Wahner HW, Dunn WL, Riggs BL: Assessment of bone mineral. J Nucl Med **25**: 1242-1253, 1984
- 4) 友光達志, 福永仁夫, 大塚信昭, 他: ガンマカメラによる Dual Photon Absorptiometry 装置の開発. 核医学 **23**: 499-503, 1986
- 5) 友光達志, 福永仁夫, 大塚信昭, 他: シンチカメラを使用した Dual Photon Absorptiometry 装置の基礎的検討. 核医学 **24**: 171-175, 1987
- 6) 山本逸雄, 土光茂治, 福永仁夫, 他: Bone Mineral Analyzer による骨塩定量. 核医学 **13**: 759-767, 1976