

研究速報

コヒーレント/コンプトン散乱比による
骨塩定量法の検討

北里大学医学部放射線科

桜井 清子 岩波 茂 中沢 圭治 松林 隆

聖マリアンナ医科大学放射線医学教室

今 村 恵 子 藤 井 正 道

(昭和54年11月22日受付)

(昭和54年12月17日最終原稿受付)

Studies of Coherent/Compton Scattering Method for Bone
Mineral Content MeasurementKiyoko Sakurai, Shigeru Iwanami, Keiji Nakazawa and
Takashi Matsubayashi

Department of Radiology, School of Medicine, Kitasato University

Keiko Imamura and Masamichi Fujii

Department of Radiology, St. Marianna University School of Medicine

Research Code No.: 203

Key Words: Bone mineral content, Gamma-ray scattering method,
Coherent/Compton scattering ratio

A measurement of bone mineral content by a coherent/Compton scattering method was described. A bone sample was irradiated by a collimated narrow beam of 59.6 keV gamma-rays emitted from a 300 mCi ^{241}Am source, and the scattered radiations were detected using a collimated pure germanium detector placed at 90° to the incident beam. The ratio of coherent to Compton peaks in a spectrum of the scattered radiations depends on the bone mineral content of the bone sample. The advantage of this method is that bone mineral content of a small region in a bone can be accurately measured.

Assuming that bone consists of two components, protein and bone mineral, and that the mass absorption coefficient for Compton scattering is independent of material, the coherent to Compton scattering ratio is linearly related to the percentage in weight of bone mineral.

A calibration curve was obtained measuring standard samples which were mixed $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ and H_2O . The error due to the assumption about the mass absorption coefficient for Compton scattering and to the difference between true bone and standard samples was estimated to be less than 3% within the range from 10 to 60% in weight of bone mineral. The fat in bone affects an estimated value by only 1.5% when it is 20% in weight.

For the clinical application of this method, the location to be analyzed should be selected before

the measurement with two X-ray images viewed from the source and the detector. These views would be also used to correct the difference in absorption between coherent and Compton scattered radiations whose energies are slightly different from each other. The absorbed dose to the analyzed region was approximately 150 mrad. The time required for one measurement in this study was about 10 minutes.

代謝性骨疾患の進行状態あるいは治療効果を判定する時、骨塩量に関する情報が重要な因子となる。骨塩量を定量的に測る方法は古くから検討され、X線写真法、光子吸収法、放射化分析法、コンプトン散乱法等がよく用いられるが、いずれも難点があり、いまだ決定的な方法は確立していない。最近では、コンピュータ断層のCT値と骨塩量との相関に関する研究¹⁾²⁾がいくつか報告されているが、CT値そのものの評価に未解決の問題が残されており、今後の研究に待つところが多い。

これらの方法のもつ欠点を解消する方法として、P. Puumalainen 等³⁾により提唱された、ガンマ線のコヒーレント/コンプトン散乱比による骨塩定量法の基礎的検討及び実験を行なったので報告する。

原理及び方法

Fig. 1 (a) のように、細くコリメートしたガンマ線を試料にあて、ある角度 θ 方向への散乱線を

高分解能の検出器で測定するとコヒーレント・ピークとコンプトン・ピークが観測される (Fig. 1 (b))。単位質量あたりのコンプトン散乱係数は物質の原子番号への依存性が小さいが、コヒーレント散乱係数は原子番号の2~3乗に比例して増大する。従って、コヒーレント・ピークの面積をコンプトン・ピークの面積で割った値はそこに含まれる物質の原子番号に大きく依存する。

簡単のため、試料がふたつの物質A, Bからできていると考え、それらの重量の割合を W_A, W_B ($W_A + W_B = 1$)、単位質量あたりのコヒーレント散乱係数を S_A, S_B 、コンプトン散乱係数を S_A', S_B' 、両ピークの面積比を R で表わし、コンプトン散乱係数が原子番号にあまり依存しないことより、 $S_A' = S_B' = S'$ とおくと、

$$R = \frac{S_A \cdot W_A + S_B \cdot W_B}{S_A' \cdot W_A + S_B' \cdot W_B} = \frac{S_B}{S'} + \left(\frac{S_A - S_B}{S'} \right) \cdot W_A$$

となり、 R は一方の物質の割合と直線関係にある。ここで、骨を基質である蛋白質 (B) とそれに沈着した骨塩 (A) からできていると考える

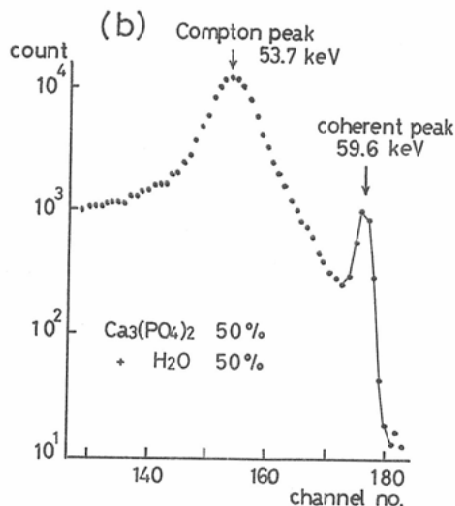
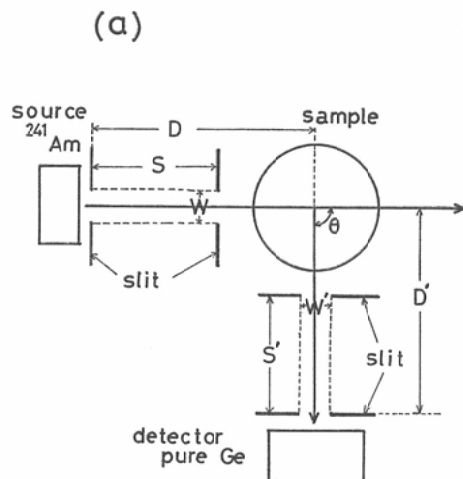


Fig. 1 (a). A diagram of coherent/Compton scattering method.
(b). An example of the measured spectra.

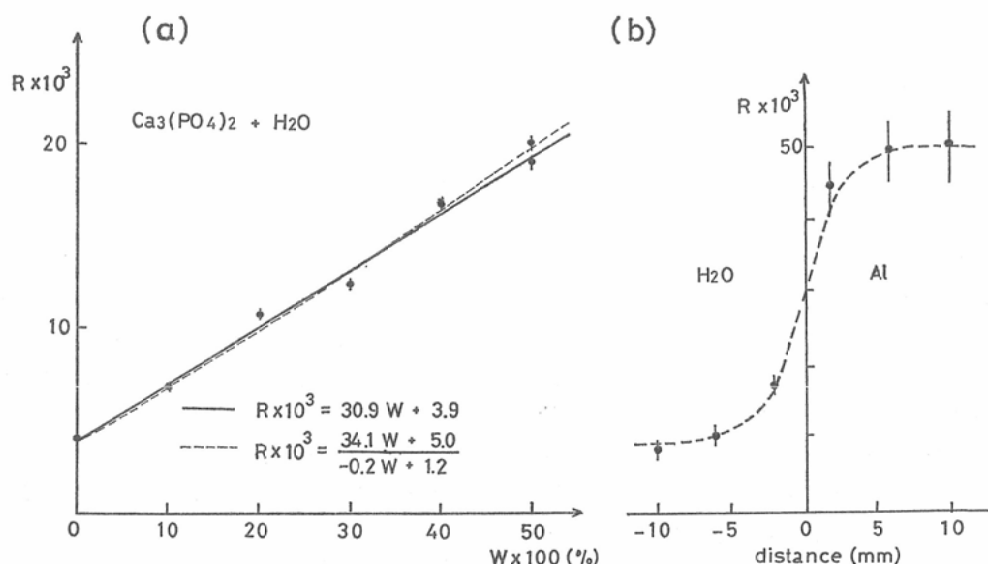


Fig. 2(a). The calibration curves between coherent/Compton scattering ratio (R) and bone mineral content (W). Solid line: with the assumption that the mass absorption coefficient for Compton scattering is independent of material. Dashed line: without the assumption. (b) The result of a scanning measurement of an aluminium block.

と、予め、この直線の係数がわかっているならば、コヒーレント/コンプトン散乱比 (R) から骨塩量 (W) を求めることができる。

実験

Fig. 1(a) に示すように、ガンマ線源としては、コヒーレント散乱係数と全吸収係数とのかねあいで、59.6keV の ^{241}Am (直径 12mm のディスク状、300mCi) を、検出器としては、実効面積 50mm²、厚さ 5mm のピュア・ゲルマニウム半導体検出器を使用した。入射線、散乱線とも、それぞれ、線源、検出器の直前におかれた 2 枚の鉛のスリット (厚さ 2mm) によりコリメートする。今回の測定はすべて散乱角度 $\theta=90^\circ$ で行なった。

最初に、水 (蛋白質の代用) と $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (骨塩の代用) の混合物を内径 26mm のポリエチレン管に入れたものを測定し、 χ^2 フィットにより標準となる直線を求めた (Fig. 2(a) 実線)。蛋白質を水で代用することによる誤差、骨中の脂肪の影響を検討するため、水、ゼラチン、ラード、サラダ油についても同じ条件で測定を行ない、それぞれ $R \times 10^3 = 4.0, 2.8, 1.2, 1.2$ を得

た。

次に、空間的分解能を調べるため、骨の有効原子番号に近いアルミニウムのブロックを水中において、境界部分のスキャンを行なった。線源と試料の間隔 $D=60\text{mm}$ 、スリット幅 $W=2\text{mm}$ 、スリット間隔 $S=35\text{mm}$ である (Fig. 1(a) 参照)。Fig. 2(b) よりアルミニウムと水の R の差は 40×10^{-3} であり、境界部分の直線の勾配は $6.6 \times 10^{-3}/\text{mm}$ である。

最後に、線源と試料、検出器と試料の間隔 $D, D'=80\text{mm}$ 、線源側スリット幅 $W=3\text{mm}$ 、高さ $=8\text{mm}$ 、検出器側スリット幅 $W'=8\text{mm}\phi$ 、スリット間隔 $S, S'=30\text{mm}$ で、豚脛骨の皮質部分を測定し、Fig. 2(a) の直線から骨塩量 (52.6 ± 2.4) %を得た。ここで、誤差は 8.5 分間の測定における統計誤差に由来するものである。

考察

この方法の最大の利点は、観測領域が線源から 2 枚のスリットを通して試料を見込む視野と検出器からの視野の重なる部分に限られていることで、スリット幅を変えることにより観測領域の大

きさを変えることができ、皮質と海綿質の骨塩量を別々に測定することが可能となる。

骨の標準試料として $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ と水の混合物を用いたことによる誤差は骨塩量10%の時3%であるが、骨塩量増大と共に減少する。又、蛋白質と骨塩のコンプトン散乱係数はかなり異なっているが、 $S_B'/S_A' = 1 + D$ とおいてRを求めると分母、分子に W_A の一次式を含む式が得られ、 χ^2 フィットにより実験値と合わせると Fig. 2(a) の点線で示されている曲線となるが、この曲線と標準直線との差による誤差は1%以下である。骨中の脂肪の影響は計算と実測値から、20%程度の脂肪が含まれている場合でも、骨塩量の推定値は実際より1.5%程度低くなるにすぎない。

臨床応用にあたっては、観測領域をあらかじめ明確にするために、2方向からX線写真を撮るこ

とが必要であろう。この写真は両散乱線の僅かなエネルギー差にもとづく吸収の違いを補正するためにも利用できる。尚、被曝線量は前述の豚胫骨の測定条件で約150mrad程度と推定される。

文 献

- 1) Genant, H.K. and Boyd, D.: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Investigative Radiology*, 12: 545—551, 1977.
- 2) R gsegger, P., Elsasser, U., Anliker, M., Gnehm, H., Kind, H. and Prader, A.: Quantification of bone mineralization using computed tomography. *Radiology*, 121: 93—97, 1976.
- 3) Puumalainen, P., Uimarihuhta, A., Alhava, E. and Olkkonen, H.: A new photon scattering method for bone mineral density measurements. *Radiology*, 120: 723—724, 1976