



Title	241Amガンマ線源を用いたコヒーレント/コンプトン散乱比による骨塩定量法の検討
Author(s)	桜井, 清子; 岩波, 茂; 中沢, 圭治
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1983, 43(1), p. 23-33
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19012
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

^{241}Am ガンマ線源を用いたコヒーレント/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 (主任: 松林隆教授)

桜井 清子 岩波 茂 中沢 圭治

(昭和57年 2 月 3 日受付)

(昭和57年 5 月15日最終原稿受付)

Measurement System of Bone Mineral Content by Coherent/Compton Scattering Method

Kiyoko Sakurai, Shigeru Iwanami and Keiji Nakazawa

Department of Radiology, School of Medicine, Kitasato University

(Director: Prof. Takashi Matsubayashi)

Research Code No.: 501

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

The technique to evaluate bone mineral content by measuring coherent/Compton scattering ratio of gamma-rays was investigated. This technique has the very important point that mineral content of a limited volume of bone can be obtained in vivo without undesirable influence from surrounding tissues. A device with two gamma-ray sources of 200mCi ^{241}Am and a pure Ge detector was designed to measure the distal radius and ulna. Using mixtures of $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ and H_2O at a series of known concentrations, the relation between coherent/Compton scattering ratio(R) and bone mineral content (W in weight percent) was assured to be linear in good approximation. The reproducibility of the measurement for homogeneous substances such as $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ powder or water was so good that the values of R obtained at different points of time agreed well within statistical errors. However, the values of bone mineral content(W) which were obtained by repeated measurements of pig's tibiae surrounded with soft tissues suggested that positioning of the object to be measured was very important to evaluate bone mineral content with good reproducibility. Bone mineral contents of the authors' radii were evaluated by the measurements for ten minutes. The obtained values were well correlated with mean values of CT-number. The exposure dose for ten minutes was 140mR at the surface of the skin irradiated directly by the incident gamma-rays, while less than 0.2mR at points 3cm apart from the path of narrowly collimated gamma-rays.

I. はじめに

慢性腎不全患者の腎性骨異常栄養症, 加齢による骨粗鬆症, その他ビタミン・ホルモン等の異常による代謝性骨疾患の診断および治療効果判定のために, 骨塩量を正確に測定することは重要な課題である。すなわち, 疾患の初期における軽度の骨塩量の変化, 自然経過や治療による僅かな骨塩量の変動を検出する方法が問題となる。通常は, 主

として, 手指骨, 橈骨, 脊椎等の X 線写真の計測により骨塩量に関する知見を得ているが, この方法は煩雑であり, 感度もよくない。最近では, 光子吸収法による装置¹⁾がかなり利用されているが, データの再現性について問題が残っており, 測定時の患者の姿勢, 測定位置等に関するきめ細かな検討がなお必要であろう。また, CT スキャナにより管電圧を変えて骨塩量に関するデータを得

ようとする試みもあるが精度はあまりよくない²⁾。CT スキャナを骨塩定量の目的で使う場合には、骨塩量の絶対値を求めることよりは、単一の管電圧により骨塩量の経時的変化を観測することに主眼をおくべきであろう。

1976年に Puumalainen 等³⁾により提唱されたガンマ線のコヒーレント散乱とコンプトン散乱の散乱比から骨塩量を求める方法は周囲の組織の影響をうけることなく小さな限定された領域内の骨塩量を重量パーセントで直接知ることができるという大きな利点をもっている。したがって、骨皮質とは独立に骨海綿質部分の骨塩量の測定が可能となる。この方法の臨床応用をめざして予備的な実験を行ない、本誌に研究速報として報告した⁴⁾。この結果にもとづいて前腕骨の骨塩定量を目的とした装置を作り、コヒーレント/コンプトン散乱比と骨塩量との関係、被曝線量等に関する基礎データを確立し、更にブタ胫骨及び筆者らの前腕骨を測定して、精度と再現性に関する検討を行なった。

II. 装置及び方法

この骨塩定量法の原理を Fig. 1 に示す。細くコリメートされたガンマ線を試料にあて、散乱角度 θ 方向への散乱ガンマ線のエネルギースペクトルを測るとコヒーレント散乱ピークとコンプトン散乱ピークが観測される。コヒーレント散乱は物質の原子番号に大きく依存するが、コンプトン散乱は原子番号によらずほとんど一定である⁵⁾。

Fig. 2 はリン酸三カルシウム及び水から得ら

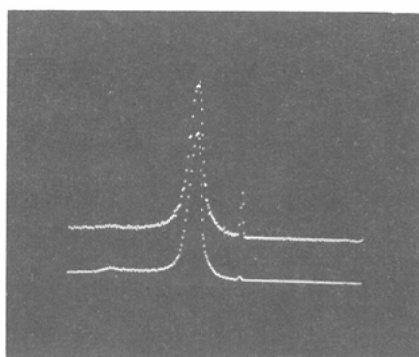


Fig. 2 Energy spectra of gamma-rays scattered from $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (upper) and H_2O (lower). The left peaks result from Compton scattering and the right ones result from coherent scattering.

れたスペクトルであるが左側の大きいピークはコンプトン散乱によるもの、右側の小さいピークはコヒーレント散乱によるものである。いまここで、骨の組成を W 重量パーセントの骨塩 (A) と $(100-W)$ 重量パーセントの蛋白質及びその他の水当価な物質 (B) からできていると考え、コヒーレント散乱とコンプトン散乱の散乱比 R は

$$R = \frac{S_A \cdot W + S_B \cdot (100 - W)}{S' \cdot W + S' \cdot (100 - W)} \\ = a + b \cdot W \dots \dots \dots (1) \\ (a \equiv \frac{S_B}{S'}, b \equiv \frac{S_A - S_B}{100S'})$$

と表わされる。ここで S_A 及び S_B は物質 A 及び B の単位質量あたりのコヒーレント散乱係数であり、 S' は両者の単位質量あたりのコンプトン散乱係数である。以後、 W すなわち骨塩の重量パーセントを骨塩含有量と呼ぶことにする。式から明らかなように、 R は W の 1 次式で表わされるから、これを検量線としてコヒーレント/コンプトン散乱比 (R) の測定値から骨塩含有量 (W) の絶対値を直接求めることができる。

この原理にもとづいて in vivo で前腕骨遠位端の骨塩を定量する装置 (Fig. 3) を考案作製した。この装置では上下に置かれた 200mCi の ^{241}Am ガンマ線源 (59.5keV, 35.3%) 2 個により骨の測定部位が照射され、入射ガンマ線に対して直角 (散乱角度 $\theta = 90^\circ$) におかれた厚さ 7 mm のゲルマニウム検出器により散乱線のエネルギースペクトル

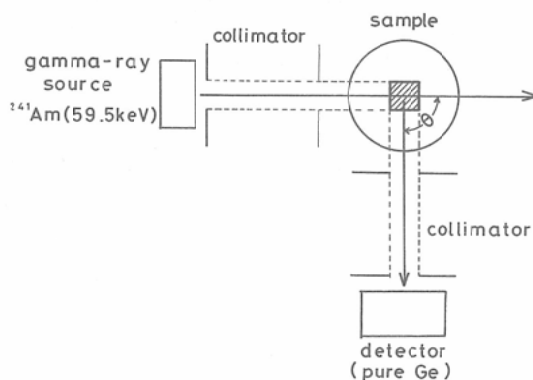
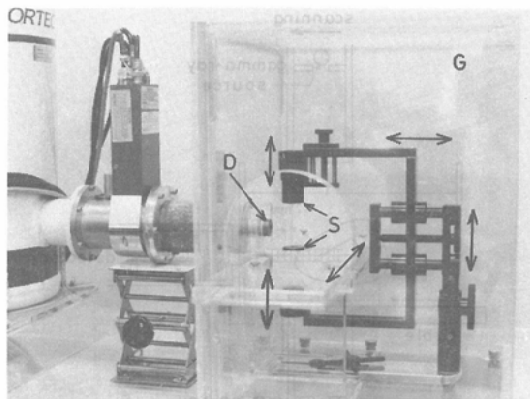


Fig. 1 Illustration explaining coherent/Compton scattering method.



(a)



(b)

Fig. 3 (a) Our device designed to obtain bone mineral content of the distal radius and ulna. : S source (^{241}Am : 200mCi) and collimator (with 6mm ϕ hole, 30mm long). : D Ge detector (7mm thick) and collimator (with 6mm ϕ hole, 30mm long). : G shielding box of glass containing lead of 2mm equivalent thickness. The arrows ($\longleftrightarrow$) indicate movable directions.
(b) Measurement of bone mineral content with our device.

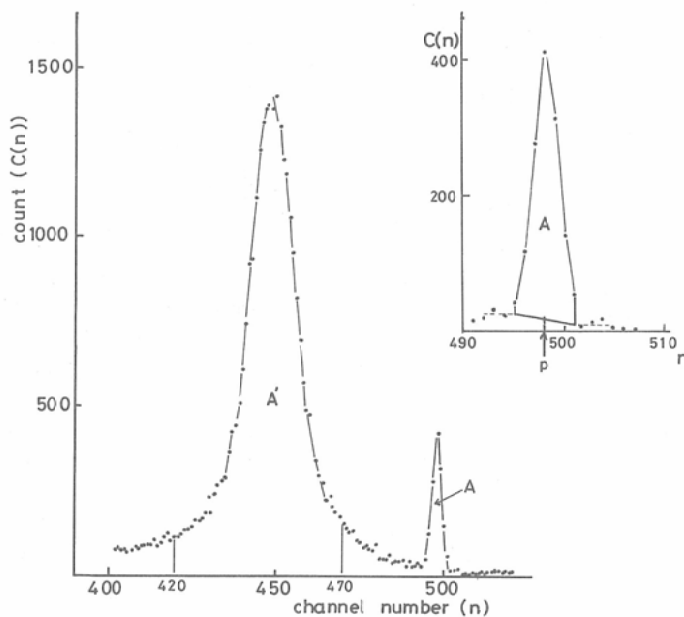


Fig. 4 Procedure for evaluating coherent/Compton scattering ratio (R) from an energy spectrum of scattering gamma-rays.

$$A' = \sum_{n=420}^{470} C(n), \quad A = \sum_{n=p-3}^{p+3} C(n) - \text{B.G.},$$

$\text{B.G.} = \frac{7}{4} \times \{C(p-5) + C(p-4) + C(p+4) + C(p+5)\}$, $R = A/A'$. A and A' mean the peak areas for coherent and Compton scattering, respectively. B.G. means the total count of the back-ground under the coherent peak. The region including the coherent peak is expanded in the right upper corner.

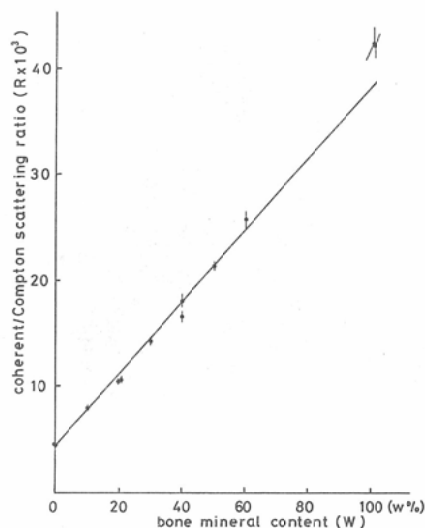


Fig. 5 Relation between coherent/Compton scattering ratio (R) and bone mineral content (W). The points represent the experimental data obtained by the measurement of mixtures of H_2O and $Ca_3(PO_4)_2$. The solid line, $R \times 10^3 = 0.341W + 4.5$, was obtained by χ^2 -fitting method and used as the calibration curve to obtain W from R .

Table 1 Results of the study on reproducibility in the case of homogeneous materials

	H_2O $W=0$ w%	$Ca_3(PO_4)_2$ $W=100$ w%
Mean of R ($\bar{R}$)	4.91	41.08
S.D. of R (ΔR_m)	0.16	0.72
Mean of statistical errors in R (ΔR_n)	0.17	1.24
Error in W due to ΔR_m (ΔW w%)	0.42	1.95
Relative error ($\frac{\Delta W}{W} \times 100\%$)	—	2.0

を測定する。線源及びゲルマニウム検出器にはそれぞれコリメータが取り付けられていて、測定の対象となる部分はコリメータを通して出てくる入射ガンマ線と検出器からコリメータを通して見る視野とが重なる領域に限られることがこの方法の大きな特徴である。このため、骨代謝の変化を反

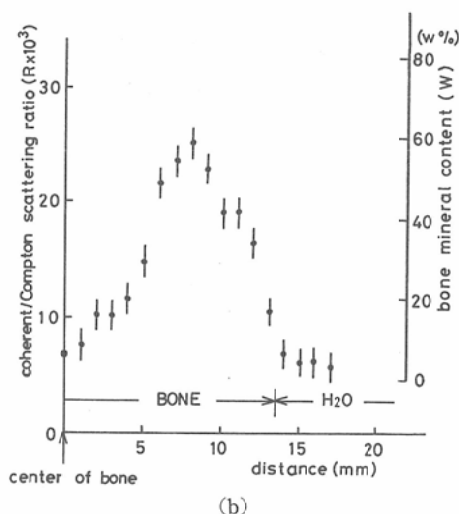
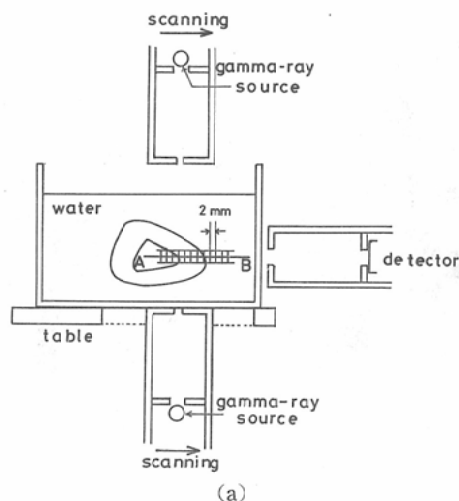


Fig. 6 (a) Illustration indicating the geometry of scanning for a pig's tibia in a water bath. The scanning was made along a line through the center of a cross section across the middle of the tibial shaft ($A \rightarrow B$).

(b) Profile of bone mineral content of a pig's tibia obtained along the line ($A \rightarrow B$) as shown in Fig. 6 (a).

映しやすい海綿質部分の骨塩含有量を骨皮質や軟部組織の影響をほとんど受けることなく求めることができる。両コリメータとも長さは30mm、孔の大きさは直径6 mmであり、検出器は固定であるが、線源は上下・左右に、前腕をおく台は上下・前後に動かせるようになっており、目的部位と実

Table 2 Results of the study on reproducibility. pig's legs were used as samples. The CT-images of the measured regions A, B, C, and D are shown in Fig. 7.

	$R \times 10^3$	W (w%)	Mean of W ($\bar{W}$ w%)	S.D. of W (ΔW w%)	Relative error ($\frac{\Delta W}{\bar{W}} \times 100\%$)
A	13.0	25.1	24.8	0.8	3.2
	12.6	23.8			
	13.2	25.6			
B	2.8	-4.9	-0.1	4.6	—
	6.5	6.1			
	4.0	-1.5			
C	14.1	28.3	27.6	0.5	1.8
	13.8	27.4			
	13.7	27.0			
D	13.5	26.6	28.0	2.1	7.5
	15.0	30.9			
	13.5	26.5			

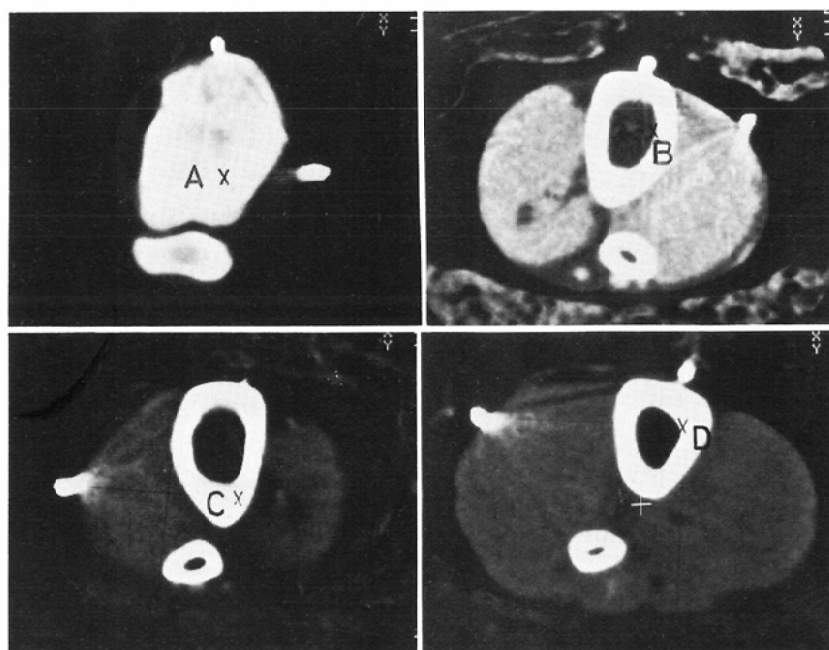


Fig. 7 CT-images of pig's legs used for the study on reproducibility. Bone mineral contents were obtained at the points A, B, C, and D. The results are shown in Table 2.

際の測定領域が一致するように調節できる。

III. 実験及び結果

1. 散乱比 (R) と骨塩含有量 (W) の関係

骨塩含有量既知の標準試料として、リン酸三カルシウム ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) と水 (H_2O) を重量で、

0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 100%の割合に混合したものを入径26mmのポリエチレン遠沈管に入れて使用した。Fig. 4はリン酸三カルシウムを測定して得られたスペクトルであり、横軸はチャンネル数、縦軸は各チャンネルの計数値である。

コヒーレント散乱のピーク面積 A はピークチャンネル (p) を含む 7 チャンネルの計数値の合計から図に示されているような直線的なバックグラウンドを差し引いて算出した。コンプトン散乱のピーク面積 A' は 420 チャンネルから 470 チャンネルまでの計数値の単なる合計であり、散乱比 (R) はこれらのピークの面積比 A/A' である。このような算出方法により Fig. 5 に示された R と W の関係を得た。直線は χ^2 -フィット法により得られたもので、式で表わすと

$$R \times 10^3 = 0.3409W + 4.46 \dots\dots\dots (2)$$

となる。以後の実験ではこの式を検量線として R の測定値から W を求めた。

2. ブタ胫骨のスカン

ブタ胫骨を水中に入れ、胫骨中央部の断面を Fig. 6 (a) に示された A 点から B 点に向けて 2 mm 間隔で連続的に測定し、各点の骨塩含有量を求めた。結果は Fig. 6 (b) に示されている。この時、線源側コリメータには $2 \times 5 \text{ mm}^2$ (AB 軸方向に 2 mm) のスリットをつけた。骨塩含有量は緻密骨の中央部では 60% という高い値を示しているのに対し、骨髓腔の中心付近ではほぼ 0% となっている。緻密骨の 60% という値は Weissberger 等⁹⁾が ICRP23⁷⁾の骨組成に関するデータにもとづいて計算した値 (58%) とよく一致している。

3. 再現性及び位置決め

均質な物質をくり返し測定した場合の誤差の原因は主に計数値の統計的変動によるものである。この誤差の大きさを評価するために水 (骨塩含有量 0%) 及びリン酸三カルシウム (骨塩含有量 100%) について繰り返し測定を行ない Table 1 のような結果を得た。いずれの場合も繰り返し精度は統計誤差範囲内におさまっている。

in vivo の測定では対象が均質でないため、実際の測定領域が目的部位に完全に一致しているかどうかということ、すなわち位置決めが再現性の決め手となる。この点について検討するため、ブタ胫骨を用いて 4 つの部位で 3 回づつ測定を行なった。まず皮膚表面と骨内の位置との関係をつけるために、皮膚表面に鉛の薄片をはり X 線写真を撮って骨塩定量を行なう骨断面を決めた。次に、

目的とする骨断面のレベルの皮膚表面に鉛の薄片をつけ直し、これをマーカーとして CT スキャンを行ない、CT 写真上で目的部位を決めた。このマーカーを基準にして位置決めを行ない散乱比の測定を行なった。結果を Table 2 に示す。Fig. 7 の CT 像に示されているように目的部位 A および C はかなり均質な部分であり、位置が多少ずれても誤差が小さく 3 回の測定結果はよく一致している。これに比べて目的部位 B および D は緻密骨と骨髓腔の境界近くにあり、わずかな位置の違いで測定領域内の骨塩含有量が大きく変化するため、3 回の測定値に差がでている。特に、部位 B でこの傾向が著しい。

4. ヒト橈骨の測定

臨床の場における測定方法を具体的に検討するために筆者らが被検者となり橈骨の骨塩含有量を測定した。外部から触知できる橈骨の茎状突起部に鉛の薄片をはりつけ、前節のブタ胫骨の場合と同様に、X 線単純撮影および CT スキャンを行なって目的部位を決定した。Fig. 8 はその一例を示したもので Fig. 8 (a) 及び Fig. 8 (b) の丸印はそれぞれ入射ガンマ線及び検出器に入る散乱ガンマ線の断面を表わしている。これらが交わる部分が測定の対象となる領域であり、その中央部の断面が Fig. 8 (c) に示されている。Fig. 9 は横軸に骨塩含有量を、縦軸に CT 値の平均をとって、測定結果をプロットしたものであるが、両者の間に正の相関があることは明らかである。

尚、この測定ではあらかじめ単純撮影及び CT スキャンを行なったが、実際の臨床応用においては皮膚の表面から触知できるものを目印として直接位置決めを行なうことが望ましい。

5. 被曝線量

測定時の被曝線量を知るために、直径 50 mm のナイロン棒を用意し、Fig. 10 に示されている幾何学的条件で熱蛍光線量計 (TLD) を用いて、 ^{241}Am (200 mCi) 線源 1 個による照射線量を測定した。用いた熱蛍光線量計は放射線計測協会による ^{241}Am 標準照射により校正した極光 TLD (MSO) 及び癌研物理部で校正済みのナショナル TLD (BeO) である。また、ガンマ線が入射する

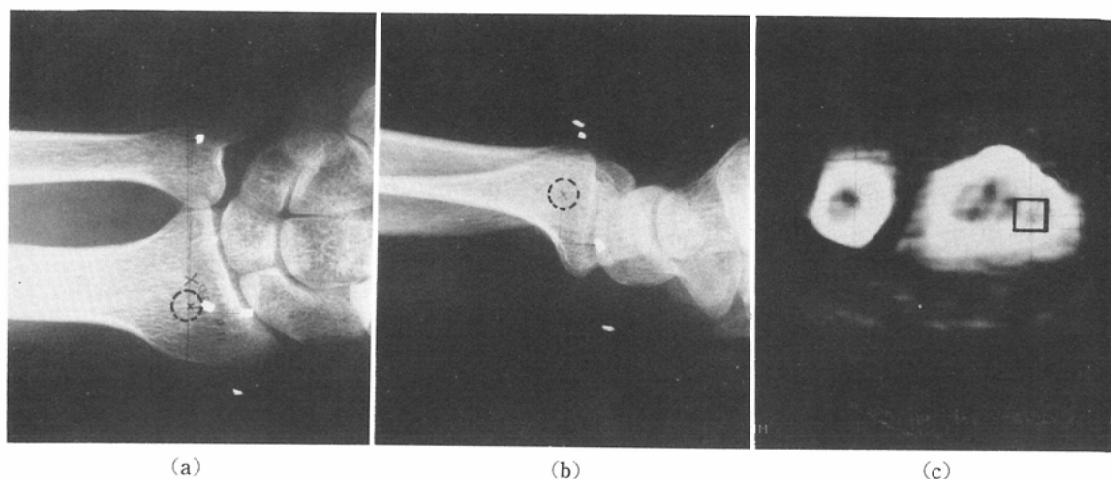


Fig. 8 X-ray and CT-images of the distal ends of the radius and ulna of one of the authors. The circles on the X-ray images and the square on the CT-image indicate the region whose bone mineral content was measured.

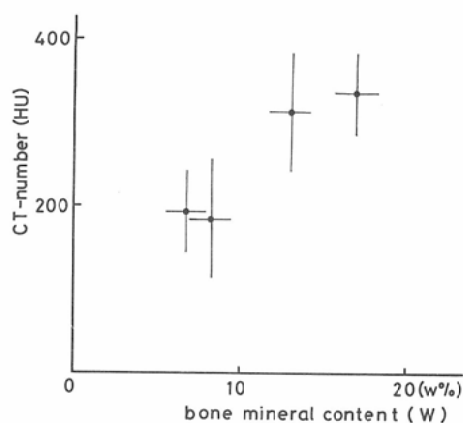


Fig. 9 Mean values of CT-number versus bone mineral contents of the regions as shown in Fig. 8.

部分(A, A₁, ..., A₅)の測定はTLD全体にガンマ線が当たるように線源側のコリメータを取りはずして行なった。結果をTable 3に示す。2種類の線量計による測定値はよく一致しており、ガンマ線の入射部分(A, A₃)でもっとも大きく約13 mR/min, 次いでその反対側(B, B₃)で大きく0.6 mR/min, その他の場所では0.02mR/min以下である。in vivoの骨塩定量では測定時間を10分とし線源が上下にあることを考慮すると、被曝線量はもっとも大きい部分(A, B)で約140mRとなるが、ガンマ線が細くコリメートされているため、入射

Table 3 Dose rates at the points indicated in Fig. 10

BeO		MSO (Mg ₂ SiO ₄ :Tb)	
Position	Dose rate (mR/min)	Position	Dose rate (mR/min)
A1, A5	10.6	A	13.8
A2, A4	12.2	B	0.52
A3	12.7	C, C'	0.022
B1, B5	0.26	D, D'	0.022
B2, B4	0.51	E, E'	0.014
B3	0.59	F, F'	0.017

ガンマ線が直接あたる部分はきわめて小さな範囲に限られており、入射線から僅か3 cm離れた部分では0.2mR以下である。

IV. 考 察

先に、骨塩含有量(W)と散乱比(R)の関係を求める際にコンプトン散乱係数が物質によらず一定であると仮定して(1)式を得たが、実際には59.5keVのガンマ線に対して水とリン酸三カルシウムではHubbellの理論値⁵⁾を用いて計算すると約15%の差がでる。この点を考慮に入れてRとWの関係を求めると次のような関係式が得られる。

$$R = \frac{S_A \cdot W + S_B \cdot (100 - W)}{S'_A \cdot W + S'_B \cdot (100 - W)}$$

$$= \frac{R_0 \cdot (1 + D) + \{R_1 - R_0 \cdot (1 + D)\} W / 100}{(1 + D) - D \cdot W / 100}$$

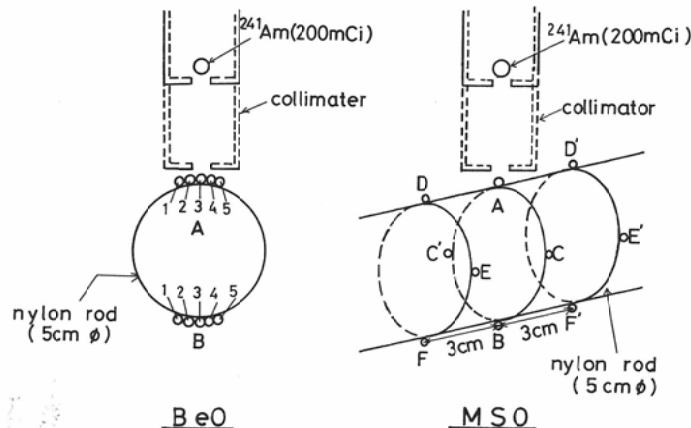


Fig. 10 Illustration of the measurement of exposure doses. The small open circles (A1,,, A5, B1,,, B5, A,B,,,F,C',,,,F') show thermo-luminescent dosimeters (BeO and MSO). A nylon rod with the diameter of 50mm was used as a phantom of the forearm. Dose rates at the points A, A1,,,A5 were measured without a collimator.

ここで

$$1+D=$$

$$\frac{S'_B}{S'_A} = \frac{\text{H}_2\text{Oのコンプトン散乱係数}}{\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2\text{のコンプトン散乱係数}}$$

$$R_0 = \frac{S_B}{S'_B} (\text{H}_2\text{Oのコヒーレント/コンプトン散乱比})$$

$$R_1 = \frac{S_A}{S'_A} (\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2\text{のコヒーレント/コンプトン散乱比})$$

である。

χ^2 -フィット法によりさきほどの実験値をこの式にあてはめると

$$R \times 10^3 = \frac{6.31 + 0.3621W}{1.32 - 0.0032W} \quad \dots\dots\dots (3)$$

(D=0.32)

という結果が得られる (Fig. 11). (2)式と(3)式では骨塩含有量 0 ~ 60% の範囲でその推定値に最大 2 % 程度の誤差を生ずるが臨床的に興味ある海綿骨部分では骨塩含有量が 60% をこえることはなく、この誤差のために実用上支障をきたすという事は考えられないため、R と W の関係式として (1)式にもとづく直線近似式(2)を使うことにした。

次に、骨組織中の骨塩をリン酸三カルシウムで、コラーゲン及び骨髓組織等を水でおきかえたこと

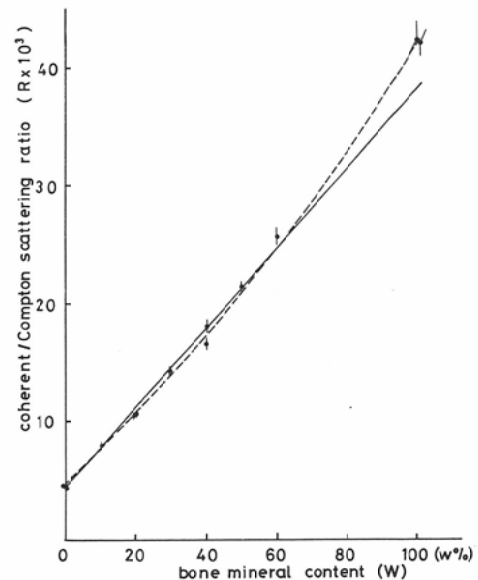


Fig. 11 Effect of non-equality of Compton scattering coefficients of $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ and H_2O (S'_A , S'_B) on the relation between R and W. Solid line : with the assumption $S'_A = S'_B$, $R \times 10^3 = 0.341W + 4.5$. Broken line : without the assumption,

$$R \times 10^3 = \frac{6.31 + 0.3621W}{1.32 - 0.0032W}$$

A parameter D was defined as $D = \frac{S'_A}{S'_B} - 1$ and the result $D = 0.32$ was obtained by χ^2 -fitting method.

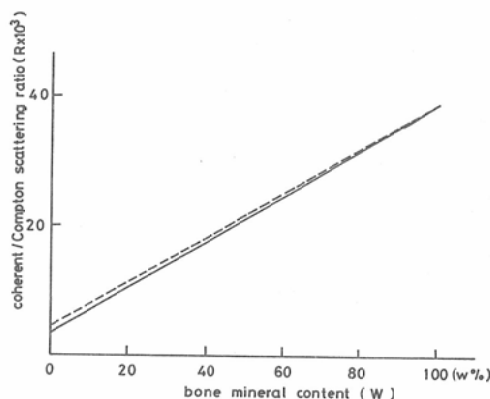


Fig. 12 Effect of components of bone sample on the relation between R and W . The solid line, $R \times 10^3 = 0.354W + 3.2$, was estimated from experimentally obtained R values of gelatine and $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ and theoretically obtained R values of $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ and $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, assuming that bone consists of gelatine and $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. The broken line, $R \times 10^3 = 0.341W + 4.5$, was obtained by the experiment using mixtures of H_2O and $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$.

による誤差を考えてみる。骨塩の主成分であるカルシウムハイドロキシアパタイト ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) とリン酸三カルシウム ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) に対するコヒーレント散乱係数の差は文献⁵⁾の理論値を用いて計算すると約0.3%となる。また、コラーゲンの主成分であるゼラチンについて、コヒーレント/コンプトン散乱比を測定すると 3.4×10^{-3} という値が得られ、水の散乱比との差は 1.3×10^{-3} であった。これらを考慮して実際の骨について R と W の関係を推定すると Fig. 12 の実線で示された直線となり、さきに求めた検量線 (点線) と比較すると、 $R \times 10^3 = 10$ の時、 W の差は約3%である。

これらの誤差は検量線を決める時に関与してくるものであり、骨塩含有量の絶対値に対して若干の不正確さをもたらすことになるが、本法による測定値を相互に比較する場合には全く問題とならないものである。

これまで骨組織を骨塩(A)及び蛋白質のような水当価物質(B)からなる2成分系と考えてきたが、骨塩定量でしばしば問題となる骨中に含まれる脂肪はこれらのどちらにも該当しない。そこで、

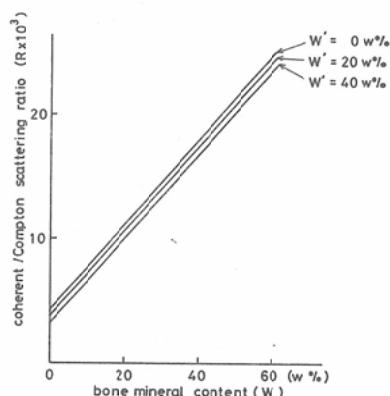


Fig. 13 Effect of fat contained in bone on the relation between R and W . W' means fat content in weight percent. $R \times 10^3 = 0.341W - 0.034W' + 4.5$.

脂肪を第3の成分(C)と考えると、その影響を検討した。骨中の脂肪含有量を W' 重量パーセントとすると、 R , W , W' の関係は

$$R = \frac{S_A \cdot W + S_C \cdot W' + S_B \cdot (100 - W - W')}{S'_A \cdot W + S'_C \cdot W' + S'_B \cdot (100 - W - W')}$$

$$= R_0 + (R_F - R_0) \cdot \frac{W'}{100} + (R_1 - R_0) \cdot \frac{W}{100}$$

となる。ここで、

$$R_F = \frac{S_C}{S'_C} \text{ (脂肪のコヒーレント/コンプトン散乱比)}$$

であり、コンプトン散乱係数に関しては、

$$S'_A = S'_B = S'_C = S'$$

とした。サラダ油およびラードを測定して得られた散乱比 $R_F = 1.4 \times 10^{-3}$ を考慮して、 $W' = 0, 20, 40\%$ の場合についてこの関係をグラフに示すと Fig. 13 のようになり、脂肪含有量が20%ことなると W の推定値に約2%の差が出る。

第II章で、線源および検出器にとりつけられたコリメータで限定される測定領域の骨塩含有量はその周辺の組織の影響をほとんど受けずに求められることがこの方法の利点であると述べた。しかし、厳密に言うと、コヒーレント散乱線とコンプトン散乱線のエネルギーがわずかに異なるため、周辺組織中での両散乱線の吸収もわずかに異なり、散乱比(R)の測定値は測定領域における散乱比(R)より大きくなる。散乱角度 90° では両者のエネルギーはそれぞれ59.5keV, 53.7keVであり、

Table 4 Analysis of errors in the estimation of bone mineral content

Cause	Error (w%)	Nature
Non-equality of Compton scattering coefficients	-2.0 (at W=30w%)	A systematic error*
Components of bone sample	-2.6 (at W=20w%) -2.2 (at W=30w%)	A systematic error*
Fat contained in bone	-2.0 [when fat of 20w% is contained]	An average** + Fluctuation
Difference between absorptions of Compton and coherent scattered gamma-rays	+1.9 [by muscle of 2.0 cm thickness] +2.0 [by compact bone of 0.3 cm thickness] (at W=30w%)	An average** + Fluctuation***
Statistics of counting	±1.4 (at W=20w%) ±1.8 (at W=30w%) [when total count of coherent peak is 2500.]	Fluctuation***

* These errors are caused from the calibration curve, and cause no relative error for individual measurements. Moreover, these errors are possible to be eliminated by modifying the calibration curve.

** An individual error is divided into an average value and fluctuation. The average value is a kind of systematic error just like the first and second errors.

*** These errors may be decreased by measuring the gamma-rays scattered at an angle(θ) less than 90°.

緻密骨0.5cmによる吸収はそれぞれ21.2%, 23.5%, また軟部組織2.0cmによる吸収はそれぞれ32.4%, 33.4%である。散乱角度が小さくなるにつれて両散乱線のエネルギー差は小さくなり、吸収の差も小さくなる。

脂肪及び散乱線の吸収差による誤差は各々の被検者により異なるが、その値は各被検者に共通な平均値とそれに対するバラツキに分けられる。平均値は検量線を修正することにより完全に消去され、個々の測定に対する誤差はバラツキによるものだけとなる。

上記の4種類の誤差及び計数値の統計誤差についてTable 4にまとめておく。

得られたデータの再現性については、水やリン酸カルシウムのような均一な物質ではコヒーレントピークの計数率の低さからくる統計誤差に由来するものがバラツキの主な原因であるが、in vivoの測定ではこの他に位置決めすなわち測定領域を目標の骨部位に正しく設定できるか否かが決定的な要素となる。ブタ胫骨の実験では前章で述べた

ようにならかなり不均質な部位を測定したにもかかわらず、4つのうち3つではほぼ満足な結果が得られた。ヒト橈骨の場合は、橈骨の遠位骨端部は非常に不均質な構造をもっており、位置が2~3 mmずれると骨塩含有量がかなり異なる。このことは橈骨骨端部の骨塩定量をしようとする場合、2~3 mm以内の精度で位置決めをしなければならないことを示している。

骨代謝異常の診断では、骨塩定量の対象を前腕骨に限定する理由はないので、位置決めがより簡単な部位について考察してみる。骨代謝の異常が反映しやすい海綿骨がひろい範囲にわたって存在している部位としては大腿骨骨頭があげられるが、これは身体の深部にありガンマ線の吸収が大きくなるので望ましくない。現在、われわれはかなり均質で大きな海綿骨領域が存在する大腿骨顆部を測定対象とすることを検討中である。また、この方法による骨塩含有量の測定精度は位置決めと同時にコヒーレントピークの計数値に大きく依存している。散乱角度を90°に限らず、コヒーレン

ト散乱係数の大きい前方への散乱線を利用することにより、被曝線量を増すことなく計数率を上げ、測定精度を上げることができる。さらに、これにより先に述べたコヒーレント、コンプトン両散乱線のエネルギーの違いによる周辺組織中での吸収の差をも減らすことができる。しかし、前方では両散乱ピークが接近するためスペクトル解析を慎重に行なう必要があり、測定領域の形状についての検討も必要である。

V. まとめ

ガンマ線のコヒーレント/コンプトン散乱比を測定して前腕骨の骨塩定量を行なう装置を製作した。リン酸三カルシウムおよび水の混合物を試料として散乱比(R)と骨塩含有量(W)の直線関係を確認した後、ブタ胫骨および筆者らの前腕骨を測定し臨床応用のための検討を行なった。装置開発のねらいは精度の高い骨塩定量であるが、現在の装置での精度の限界は低計数率による統計誤差および測定領域の設定に関連した再現性の問題にある。現在、散乱角度を90°よりも前方にすること、透過ガンマ線を利用して測定領域の位置決めを行なうこと、大腿骨顆部を測定部位とすること等の改善策を検討中である。

稿を終るにあたり、線量測定でお世話になった癌研究会癌研究所物理部の尾内能夫、都丸禎三両先生に深く感謝します。また、本研究遂行にあたりいろいろご便宜をお与え下さった東京医科歯科大学放射線医学教室の奥山武雄先生、聖マリアンナ医科大学放射線医学教室の藤井正道、今村恵子両先生ならびに北里大学病院放射線部核医学部門の

石井勝己先生、さらに、忙しい病院業務のなかでご協力いただいた村山弘氏をはじめとする北里大学病院放射線部の技師の方々に深く感謝します。

本論文の一部は第40回および第41回日本医学放射線学会総会(1981年、1982年)において発表した。

文 献

- 1) 白木正孝, 折茂 肇: Bone mineral analyzer. 骨代謝, 14: 105—116, 1981
- 2) Genant, H.K. and Boyd, D.: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Investigated Radiology, 12: 545—551, 1977
- 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
- 4) 桜井清子, 岩波 茂, 中沢圭治, 松林 隆, 今村恵子, 藤井正道: 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. 日本医放会雑誌, 40: 254—257, 1980
- 5) Hubbell, J.H., Veigele, W.J., Briggs, E.A., Brown, R.T., Cromer, D.T. and Howerton, R.J.: Atomic Form-Factors, Incoherent Scattering Functions, and Photon Scattering Cross Sections. J. Phys. Chem. Ref. Data, 4: 471—538, 1975
- 6) Weissberger, M.A., Zamenhof, R.G., Aronow, S. and Neer, R.M.: Computed Tomography Scanning for the Measurement of Bone Mineral in the Human Spine. J. Compt. Assist. Tomogr., 2: 253—262, 1978
- 7) Snyder, W.S.: Report of the Task Group on Reference Man, ICRP 23. Oxford, Pergamon Press., 1975