

原 著

## X線マイクロビームスキャナによる 骨鉱物質濃度の計測

小林 敏雄 滝沢 正臣  
丸山 清 渡辺 俊一  
信州大学医学部放射線医学教室

### BONE MINERAL DETERMINATION BY X-RAY MICROBEAM SCANNER

Toshio KOBAYASHI, Masaomi TAKIZAWA, Kiyoshi MARUYAMA  
and Toshikazu WATANABE  
Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine

KOBAYASHI, T., TAKIZAWA, M., MARUYAMA, K. and WATANABE, T. *Bone mineral determination by x-ray microbeam scanner*. Shinshu Med. J., 29: 187-192, 1981

The x-ray microbeam scanner is a newly developed digital imaging system with a low-dosage of x-ray exposure characterized in the reduction of dosage to 1/100 or less as compared with the conventional x-ray technique. This scanner has been developed by the authors with a support of research grant by the Ministry of Education in 1977/78.

This scanner consists of a scanning x-ray tube with a pinhole lens, an 8inch NaI detector with P-M tube, an x-ray controller and a data aquisition system with the microprocessor. Scanning factors are as follows: Collimating the focussed electron beam accelerated by 100KV maximum with 1mA and the generated x-ray through the pinhole lens of 200 $\mu$ m. The wedge phantom consisting of CaCl<sub>2</sub> and the bones (patient's finger) being measured have received the same x-ray exposure in the water tray. Scanning x-ray microbeam is able to take linear or rectangular area mode. Absorbed x-ray data of bones and soft tissues are corrected shading and/or logarithmic way by the processor. After these procedures, bone mineral determination is obtained by means of printing and plotting on the X-Y plotter. The radiation doses for patients require no special consideration since its quantity is very small, being estimated less than 50 $\mu$ R (1.29 $\times 10^{-2}$  $\mu$ C/kg). (Received for publication; October 2, 1980)

Key words; X線マイクロビームスキャナ (x-ray microbeam scanner)

骨鉱物質濃度 (bone mineral content)

低線量X線診断 (low-dosage x-ray diagnosis)

マイクロプロセッサ (microprocessor)

はじめに

形態学的な情報の利用を主体としたこれまでのX線診断は、X線CTの開発を契機として、生体におけるX線吸収の定量的側面の応用についても高い関心が寄せられるようになりつつある。これまでも、X線を用いた生体の定性的、あるいは定量的な計測はしばしば試みられている。この中でも比較的多いのは、骨鉱物質濃度（骨塩量）の測定に関する報告である。X線を用いて骨代謝の異常に関する測定、加齢による骨塩量の減少を測定する方法として、X線写真法<sup>1)2)</sup>が古くより試みられたが精度に関する難点を有しているため、直接的にX線や $\gamma$ 線を用いて測定する方法がとられるようになった。細X線束を用いて生体を走査することにより骨塩量を測定する方法は Scanning kymography<sup>3)</sup>として報告されたが、X線源が大きいため、応用範囲や測定速度に問題を残した。<sup>241</sup>Am, <sup>125</sup>I 等の $\gamma$ 線源を用いる方法は Bone mineral analyzer<sup>4)</sup>として知られた市販品も使われている。この装置は、測定精度は良好であるが、 $\gamma$ 線源の減衰により、しばしば補正を必要とする問題点がある。さらに、X線CTの性能向上に伴い、CT値を用いた測定法も報告されている。

X線マイクロビームスキャナは、発声研究用に開発された<sup>5)</sup>装置であり、CTへの応用をはじめ、<sup>2, 3</sup>の試みがなされている<sup>6)7)</sup>、が装置が大型で、日常利用が難しい問題点を有していた。著者らは、小型のX線装置と同程度の大きさのX線マイクロビームスキャナを試作<sup>8)</sup>し、低放射線被曝量という特性を生かした諸種の生体計測を検討しつつあるが、今回骨塩濃度計測の可能性について検討を行ったので報告する。

装置および方法

X線マイクロビームスキャナ

本システムは、特殊構造X線管、直流高電圧発生器、真空系、制御装置および表示・記録システムを含むデータ収録・処理システムにより構成されている (Fig. 1)。X線管は、陽極を回転させる通常のものとは異なり、電子ビームを、集束コイルにより細ビームとする。さらにこれを、径70mmのタングステンターゲットに衝突させるが、この衝突位置を、偏向コイルにより偏向し、ターゲット面上で走査を行う。ターゲット直下に直径200~1,000 $\mu$ mのピンホールを持ったコリメータを置く、ターゲットにより発生したX線は、ピンホー

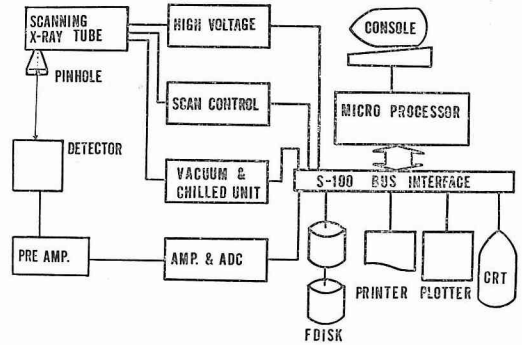


Fig. 1. System block diagram of the x-ray microbeam scanner and its data processor.

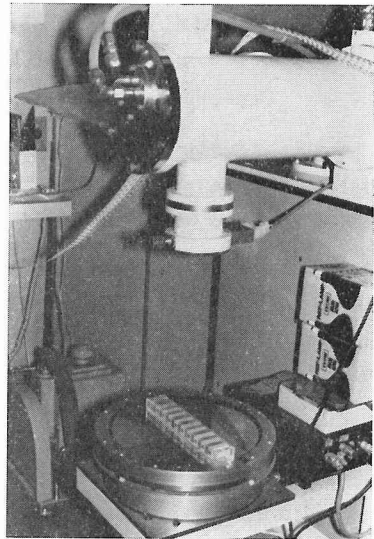


Photo 1. Scanning x-ray tube head (top of photograph) and x-ray detector (bottom of photograph).

ルにより集束され、かつX線検出器面上で走査される。走査範囲は、偏向制御器にコンピュータより与えられるか、または内部制御器により調整できる。

X線管には、最大100kV、5mAの電流が印加される。X線検出器は、8インチ円板状のNaI(Tl)結晶で6mm厚のものを使用し、これと5インチフォーマルを組み合わせる光電変換を行う (Photo 1)。X線管のターゲット、フィラメント、ピンホールは交換することができる。管球内は使用時10<sup>-6</sup> Torrの真空度を保持できる構造となっている。X線制御系は、ハ

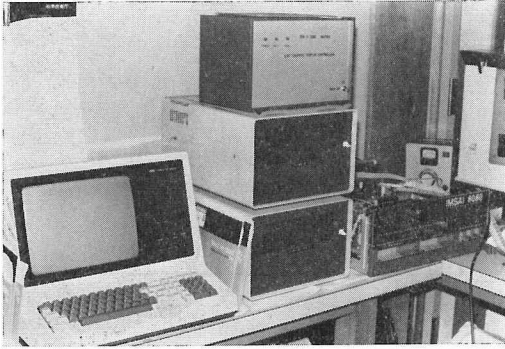


Photo 2. Data processing system of the x-ray microbeam scanner with microprocessor (IMSAI-8080).

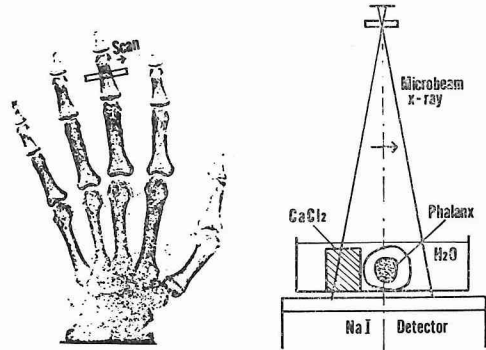


Fig. 2. A schemata for measurement of the bone mineral content by the x-ray microbeam scanner.

ードウェア、ソフトウェアにより、X線のオンオフ、走査を行うことができる。X線スポットの移動範囲は、検出器とピンホールとの距離により異なるが、30cmの距離で75mmとなる。精度はX軸、Y軸ともに1,024(10ビット)の精度を持ち、75mmの範囲では1点当たり0.75 $\mu$ mの位置分解能を持つことになる。

X線管ターゲットは電子ビームの衝突により高熱が発生するため水冷式としている。また、電子ビームが1点に止まるとターゲットが損傷するため、スキャン停止より1秒後に、電子ビームをターゲット上から、安全な場所に移動させる安全装置がついている。ターゲットの配置が、検出器平面に対し45°の傾きを持つために生ずる台型歪を防ぐため、イコライザによる歪補正回路を内蔵させた。

生体組織のX線吸収によって生じたX線量の変化は、データ収録・処理システムによって計測される。このシステムのコンピュータはマイクロコンピュータ(メモリ64kB)であり、これに2台のフロッピーディスクシステム、CRTディスプレイ、X-Yプロッタ、プリンタを附属する(Photo 2)。

X線束の位置の制御には10ビットの高速DA変換器を用い、X線検出器からの信号は12ビットのAD変換器によりデジタル化される。検出器から得られる信号は、パルスを含んだ直流信号であるが、X線量を有効に利用するために積分器を用いている。得られたデータは一旦ディスクにファイルされる。

骨塩量の計測のみであれば、走査は1次元でよいが、走査部位確認や、測定部位を画像として表示したい場合、スキャンは2次元に行う必要がある。この場合、

データは最大1024 $\times$ 1024まで得られるが、データ処理や、ディスク容量の関係からデータ数を256 $\times$ 256=65536個とした。

ターゲットに対して、検出器が球面でないために生ずるシェージングは、補正をしないと誤差を生ずる。この補正は、ディスクに補正データを用意し、データ収録後行った。最終結果は、骨塩量としてプリントされるとともに、必要によりX-Yプロッタに描記させた。画像データの場合は、画像ディスプレイにより表示した。

X線マイクロビームスキャナにより生体を走査したときに受ける局所の放射線被曝は、すでに報告してある<sup>7)</sup>が、数10~数100 $\mu$ Rであり、通常のX線撮影に比較して数100分の1と小さい。

骨塩量の実測の測定法はFig. 2に示すごとく行う。指の先が沈む深さの水槽に手指を入れ、これを走査する。指と並列に標準物質として、CaCl<sub>2</sub>+2H<sub>2</sub>O(2.7mg/ml)の液を容器に封入したものを並行して置き、これを同時にスキャンする。この方法により、常に標準物質との比較が行われるため、繰り返し測定時における、X線量変動を補正することができる。

測定部位はFig. 2左に示すごとくphalanxの一部を軸方向に直角になるように横断走査した。得られたデータに、シェージング、対数補正をそれぞれ行い、平滑化等の処理の後に骨部面積を骨の幅で割った値をCaCl<sub>2</sub>の値に較正して示した。

### 実験結果

X線吸収に関する直線性を知るために、1mm厚の

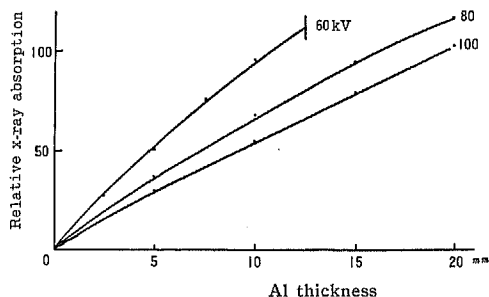


Fig. 3. Linearity characteristics of x-ray absorptiometry: Thickness of Al vs output of the detector at 60, 80 and 100kv.

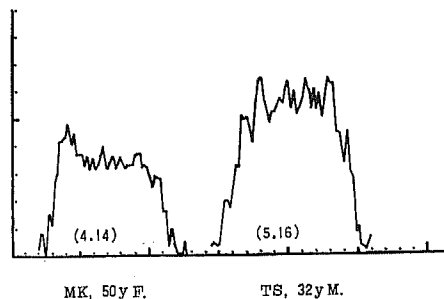


Fig. 4. Results of bone mineral content: Right is a case of the normal density, left is a case of a decrease of the density.

Table 1. Results of measurement of the bone mineral content.

Patient name	Age	Sex	BMC	Note
KM	52	F	5.5	
YK	49	M	4.87	
TS	30	M	5.16	
MK	50	F	4.14	
KK	82	F	3.91	
MM	32	M	4.6	
TM	40	M	5.5	
MS	70	F	3.7	
KS	25	M	5.31	
KT	60	M	4.6	
OK	27	M	5.25	
SY	27	M	5.54	
KA	32	F	4.7	
TM	41	M	4.1	
YT	32	M	5.4	
NS	28	M	5.3	
MH	52	M	4.5	
SA	26	M	5.41	
LS	28	M	5.27	
YA	35	M	5.22	

アルミ板を20枚用いて、80~100kVまでの各電圧に対するX線吸収の直線性を調べた。この結果を Fig. 3 に示した。80kV では10mm, 90kV では15mm 以上の厚みで直線性がやや低下する傾向を示したが、それ以下の厚みでは直線となり、手指程度の組織の厚みでは5%以内の精度で骨塩量測定が可能ことが判った。

Fig. 4 に、臨床計測の結果の曲線を示した。右は骨塩量が正常と考えられた例であり、また左は骨塩量が正常より少ないと考えられた放射線治療後の患者のスキャン例である。このようにして21例について予備的測定ではあるが測定した結果を Table 1 に示した。全体の傾向としては年令とともに骨塩量の減少が見られるが、これ等の値は、Bone mineral analyzer を用いた他の報告<sup>9)</sup>に近い値を示した。

考 察

X線マイクロビームスキャナに関して；  
 通常のX線管は、X線管焦点が固定され、電子ビームの方向を制御することができない。したがって、局所的にX線を走査計測することは難しい。マイクロビームX線管は、必要な部位のみを走査し、X線被曝量を増加させることなく生体のX線吸収に関するデータを得ることができる。Moon<sup>10)</sup>はこのような考え方のもとに、電子ビームの偏向を行い、ピンホールを用いてマイクロビームX線を得ることに成功した。しかし、X線管球の構造的な問題点により大きな発展を見なかった。桐谷、藤村らは、音声学的な見地より、音声発声時の舌運動を定性的に知る必要性から、マイクロビームX線管および、これを制御するシステムを開発し成果をあげた<sup>5)</sup>。館野、田中らは、X線マイクロビームスキャナの持つ、低放射線被曝であること、および定量性に注目して、CTスキャナへの応用<sup>6)</sup>、乳幼児先天性脱関節脱臼(LCC)の自動診断に応用した<sup>7)</sup>。これ等に使われたシステムは、マイクロビームスキャナ本体・制御計測用コンピュータシステムともに大規模であり、日常的な計測、イメージングに用いるには

経済性や保守管理に問題を有していた。著者らが開発した装置は、小型でかつ低コストであり、通常のX線撮影に用いられる装置とほとんど変わらない手軽さでシステムを動かすことができる。加えて、制御計測システムにマイクロコンピュータを用いたことにより、操作性、規模ともに格段に向上している。

マイクロビームX線管が持つ問題点として、X線束のサイズを小さくしようとすると線量が少なくなり、計測に時間がかかることで、線量を多くすると、逆に電子ビームサイズが大きくなる欠点を有する。イメージングを高精度で行おうとすると、X線束のサイズは $100\mu\text{m}$ 以下とする必要があるが、電流は多くとれない。また、測定中に生ずるX線々量の経時変動を防ぐために、電源電圧を高い精度で安定化することが必要となる。さらに、X線検出器が、X線管焦点に対し、平面状であることに起因するシェーディング、傾斜した焦点面が原因で生ずる座標歪の補正も処理時間を長くする原因と考えられる。これ等の補正はハードウェア、またはソフトウェアにより行う必要があるが、ここでは前者をソフトウェアにより、また後者をハードウェアにより補正を行った。

骨塩量測定に関して；

骨代謝に異常を来す各種疾患や、骨粗鬆症における骨塩量の定量的測定は数多い、X線写真を用いた視覚的方法では、観察部位における骨塩量減少が25~30%に達しないと診断できない<sup>2)</sup>。X線撮影時に散乱線を極力少なくし、較正物質（例えばアルミ板）を置いて測定部位を撮影し、現像後、濃度計により比較測定する方法も試みられている<sup>11)</sup>が、現像条件、撮影電圧等による誤差が大きい。梅垣らのX線走査キモグラフィ<sup>3)</sup>は、この欠点をなくし、高い精度で骨塩量測定を行い一応の成果をあげた<sup>12)13)</sup>。この方法は、X線を直接的に用いた photon absorptiometry の草分けであり、5%程度の骨塩量減少の初期変動をとらえ得た。

Cameron らにより確立された  $^{125}\text{I}$ 、 $^{241}\text{Am}$  等のガンマ線源を用いる方法<sup>14)</sup>は、現在では1~3%程度の誤差とされ<sup>9)</sup>、現在では Bone mineral analyzer の名のもとに数種が市販されているし、また報告も多い。1線源による方法と、2線源を用いる方法とがあるが、2線源法は、2回測定、あるいはスペクトロメータが必要であること等の問題点を有するが、軟部組織の影響を排除することができるため、測定部位を水につける必要がないので現在多く用いられている。

X線CTの出現により、その定量性を生かした生体計測の試みの中で、骨塩量の計測の可能性が示唆され<sup>15)</sup>、その今後の動向が注目されている。中でも2つの電圧を用いたCTスキャン法<sup>16)17)</sup>は、骨塩量のみでなく、生体における軟部組織の定量的可能性もあり tomochemistry と呼ばれる。

骨塩量測定部位に関して；

骨塩量の測定は、尺骨・桡骨の測定が一般的であるが、その他大腿骨<sup>12)13)18)</sup>、腰椎、著者らの行った手指を測る方法といくつかの部位が試みられている。局所的な病変は別として、骨粗鬆症等の全身的な骨代謝異常が、全身の骨に均等におきるものと考えれば、水を必要とする1電圧法では、手指が最も測定しやすい。X線CTスキャンによる方法では、腰椎等は最も測定しやすい。ただし、近くに腸内ガス等が存在するとCT値が影響を受ける場合がある。測定部位のずれは、computed tomography による部位の正確な把握により防ぐことができる。ただし、1スキャン当たりの厚みが大きいスキャナでは、partial volume phenomena に留意する必要がある。最近のスキャナでは、1.5~2mm スライスのスキャンが可能となりつつあるためこの問題は解決される可能性が強くなった。

被曝線量について；

Bone mineral analyzer では、1回当たりの被曝線量は10~20mR (25.8~51.6 $\mu\text{C}/\text{kg}$ ) といわれている<sup>9)</sup>。フィルムを用いた方法もこれに近く、20~50mR (51.6~129 $\mu\text{C}/\text{kg}$ ) (X線管側増感紙使用) である。X線マイクロビームスキャナでは50~100 $\mu\text{R}$  (1.29~2.58 $\times 10^{-2}\mu\text{C}/\text{kg}$ ) で遙かに低線量である。したがって、繰り返し測定も可能である。

## 結 論

小型X線マイクロビームスキャナを用いて骨塩量計測が可能かどうかを検討した。実験結果では、精度、再現性も比較的良好であり、被曝線量も少ないため、日常的な診療に用いる可能性の高いことが示唆された。

## 謝 辞

本研究は、その一部を文部省科学研究費補助金、1976/77 (一般研究A, 課題番号244047) および1980年 (一般研究B, 課題番号548218) の援助により行われた。

## 文 献

- 1) Henny, G. C. : Roentgenologic estimation of the mineral content of bone. *Radiology*, 54 : 202-210, 1950
- 2) Lachman, E. : Osteoporosis : The potentialities and limitations of its roentgenographic diagnosis. *Am J Roentgenol*, 74 : 712-715, 1955
- 3) 梅垣洋一郎, 丸山 清, 坂本良雄, 松沢大樹, 中西文子, 藤森仁行, 滝沢正臣 : X線走査キモグラフィについて. *臨放*, 7 : 275-286, 1962
- 4) Cameron, J. R., Grant, R. and MacGregor, R. : An improved technic for the measurement of bone mineral content *in vivo*. *Radiology*, 78 : 117-121, 1962
- 5) Kiritani, S. and Itoh, K. : Tongue-pellet tracking by a computer controlled x-ray microbeam system. *J Acoust Soc Am*, 5 : 1516-1620, 1975
- 6) Tateno, Y. and Tanaka, H. : Low dosage x-ray imaging system employing flying spot x-ray microbeam (Dynamic scanner). *Radiology*, 121 : 181-195, 1976
- 7) Endo, M., Iinuma, T. A., Tateno, Y., Tanaka, H. and Tsuchiya, K. : Automatic diagnosis of congenital dislocation of the hip. *Radiology*, 122 : 25-30, 1977
- 8) 小林敏雄, 滝沢正臣, 丸山 清, 渡辺俊一 : 定量的X線診断のための小型X線マイクロビームスキャナの試作. *日本医放会誌*, 39 : 304-311, 1979
- 9) 山本逸雄, 土光茂治, 福永仁夫, 鳥塚莞爾, 高坂唯子, 森田陸司, 浜本 研 : Bone mineral analyzer による骨塩定量. *核医学*, 13 : 759-767, 1976
- 10) Moon, R. J. : Amplifying and intensifying the fuoloscopic image by means of a scanning x-ray tube. *Science*, 112 : 389-395, 1950
- 11) Meema, H. F., Harris, C. K. and Porrett, R. E. : A method for determination of bone-salt content of cortical bone. *Radiology*, 82 : 986-997, 1964
- 12) 三原宏俊 : X線走査キモグラフィによる生体骨鈣物質濃度測定に関する研究第Ⅱ報, 骨鈣物質含有率の経時的変化. *信州医誌*, 14 : 609-616, 1965
- 13) 三原宏俊 : X線走査キモグラフィによる生体骨鈣物質濃度測定に関する研究第Ⅲ報, 糖尿病患者に観られる骨変化. *信州医誌*, 14 : 702-709, 1965
- 14) Cameron, J. R. and Sorenson, J. : Measurement of bone mineral content *in vivo* : An improved method. *Science*, 142 : 230-232, 1963
- 15) Rügsegger, P., Elsasser, U., Anliker, M., Gnehm, H., Kind, H. and Prader, A. : Quantification of bone mineralization using computed tomography. *Radiology*, 121 : 93-97, 1976
- 16) Marshal, W. H., Eeaster, W. and Zats, I. M. : Analysis of the dense lesion at computed tomography with dual kVp scans. *Radiology*, 124 : 87-89, 1977
- 17) 向井孝夫, 中野善久, 小室裕由, 鳥塚莞爾, 半田譲二, 相井平八郎 : CT の dual energy scan について. *放射線像研究*, 8 : 178-183, 1978
- 18) Kobayashi, T., Umegaki, Y., Sakamoto, Y. and Takizawa, T. : Quantitative diagnosis of osteoporosis by x-ray scanning kymography. *Proc XIII Intern Cong Radiology*, Vol. 1, pp. 226-228, 1973

(55.10.2 受稿)