The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	骨ミネラル量分布測定のための定量的X線画像-1回撮影によるDual Energy Subtraction法-
Author(s)	加藤, 二久
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1990, 50(9), p. 1127-1138
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17544
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

日本医放会誌：50（9），1127—1138，1990（平2）

骨ミネラル量分布測定のための定量的X線画像

—1回撮影によるDual Energy Subtraction法—

東京医科歯科大学歯学部歯科放射線学教室
加　藤　二　久

（平成元年11月20日受付）
（平成2年2月27日最終原稿受付）

Quantitative Image of Bone Mineral Content

—Dual Energy Subtraction in a Single Exposure—

Tsuguhisa Katoh
Department of Dental Radiology and Radiation Research, Faculty of Dentistry,
Tokyo Medical and Dental University

Research Code No. : 208.1

Key Words : Bone mineral content, Dual-energy subtraction, Digital image processing, Quantitative radiography

A dual energy subtraction system was constructed on an experimental basis for the qunatitative image of bone mineral content. The system consists of a radiographing system and an image processor. Two radiograms were taken with dual x-ray energy in a single exposure using an x-ray beam dichromized by a tin filter. In this system, a film cassette was used where a low speed film-screen system, a copper filter and a high speed film-screen system were layered on top of each other. The images were read by a microdensitometer and processed by a personal computer. The image processing included the corrections of the film characteristics and heterogeneity in the x-ray field, and the dual energy subtraction in which the effect of the high energy component of the dichromized beam on the tube side image was corrected. In order to determine the accuracy of the system, experiments using wedge phantoms made of mixtures of epoxy resin and bone mineral-equivalent materials in various fractions were performed for various tube potentials and film processing conditions. The results indicated that the relative precision of the system was within ± 4% and that the propagation of the film noise was within ± 11 mg/cm^2 for the 0.2 mm pixels. The results also indicated that the system response was independent of the tube potential and the film processing condition. The bone mineral weight in each phalanx of the freshly dissected hand of a rhesus monkey was measured by this system and compared with the ash weight. The results showed an error of ± 10%, slightly larger than that of phantom experiments, which is probably due to the effect of fat and the variation of focus-object distance. The air kerma in free air at the object was approximately 0.5 mGy for one exposure. The results indicate that this system is applicable to clinical use and provides useful informaion for evaluating a time-course of localized bone disease.

1. 緒　言

これ迄の骨病変のX線診断では，病巣はX線の透過性或は不透過性の範囲として捉えられ，骨ミネラル量変化の程度は定性的に表現されて来

た．しかし病変の進行過程或は回復過程の客観的把握には，定量的表現が必要となる．骨粗鬆症の様な全身的疾患の場合には，光子吸収法の様な細い線束による1次元的走査や1×1mm程度の画素での粗い2次元的走査による定量でも有用な情報が得られ，このための診断装置も開発されている[1)2)]．しかし局所的な骨病変の観察では，石灰化や脱灰の程度についての情報と同じ比重で病変と周囲正常組織との境界についての情報も重要である．従って，関心部位周囲の画像を提供するX線写真濃度測定法やCT等が利用されている．例えばRüegsegger等[3)]はCTに依る人工関節周囲の骨損失の評価を試み，Matsue等[4)]は移植骨周囲の石灰化を，嶋田[5)]は骨損傷の治癒過程をマイクロデンシトメータによる写真濃度測定法で観察している．最近ではデジタル画像処理が利用され，エネルギー差分法の肺腫瘍診断への応用[6)7)]や，X線写真の時間差分像による歯槽骨変化の定量的評価[8)]等に応用が試みられている．

局所的骨疾患，例えば顎・顔面領域等では高い空間分解能を必要とする場合が多い．この場合の定量的観察には，X線写真濃度測定法が最も簡便な方法である．フイルム増感紙系は医療現場に広く普及しており，CT[9)]，Scanned projection radiography[10)]，Imaging plate radiography（FCR）[11)]等のデジタル撮影法に比べて空間分解能が遙かに高い．しかし，撮影技術や現像法の問題で精度に限界があるとされている[12)]．

X線写真濃度測定法では，X線強度，線質及び現像条件の変動を補正するために参照楔を使うのが通法であり，骨ミネラル量はその楔の等価厚を尺度として測定されている．しかし，等価厚は線質硬化現象のため，被写体の厚さによって変化する．また軟組織の厚さによっても変化する．これがX線写真を使う場合の精度低下の主な原因となっている．

この解決法としてK吸収端フィルタで得られるほぼ単色なX線を用いると，線質硬化は極めて小さくなる[13)]．軟組織の影響は，dual energy差分法[14)~16)]で消去できる．差分法ではフイルム交換の間の被写体の動きによってartifactが生じるが，これは1回撮影による方法[17)18)]で解決できる．これら総ての技術を採用すればX線写真を用いても高精度の定量的観察が可能になると予想されるが，その様な画像形成系の開発やその定量精度の検討は行なわれていない．

著者はX線減弱の非直線性を補正して正確な結果を与える，1回撮影によるdual energy差分法を開発した[19)]．本研究ではこの方法を用いて，画素の値を骨ミネラル量（g/cm^2）で表すデジタル画像を得る画像処理系を作製し，その信頼性を骨ファントムとサルの手の切除標本を使って検証した．この結果，本法は局所的骨病変の進行或は回復過程の定量的臨床評価において有用である事が示唆された．

2. 装置の概要

本法の原理の詳細は文献[17)19)]に述べてある．Fig. 1は系全体の構成図であり，撮影系と画像処理装置から成る．

2-1. 撮影系

X線線束を0.3mmの錫で濾過して，波長分布を2つのピークに分離する．カセッテには低感度増感紙フイルム系（Min-R/MR1: Kodak, Rochester, New York），0.8mmの銅フィルタ，高感度増感紙フイルム系（Quanta III/Cronex 6: Dupont, Wilmington, Delaware）を重ね合わせる．この撮影系により，管球側の画像は主に長波長X線で形成され，後側の画像は銅フィルタを透過した短波長X線で形成される．

被写体面に2本の楔を置く．一方は骨ミネラル等価物質（$Ca_3(PO_4)_2$: 3mol, $CaCO_3$: 1mol）[20)]を混ぜたエポキシ樹脂製で，X線強度と現像条件の変動を補正し，被写体のX線透過を定量化するために用いる．これを本報では「参照楔」と呼ぶ．もう1つの楔はエポキシ樹脂100%で，差分演算のパラメータ決定に用いる．

画像領域はカセッテ面で一辺が110mmの正方形で，鋼球（3mmϕ）マーカーを四隅に置き，差分演算時に2枚の像の位置合わせを行う．

カセッテは被写体から20cm離し，散乱光子の影響を低減させる．

2-2. 画像処理装置のハードウェアー

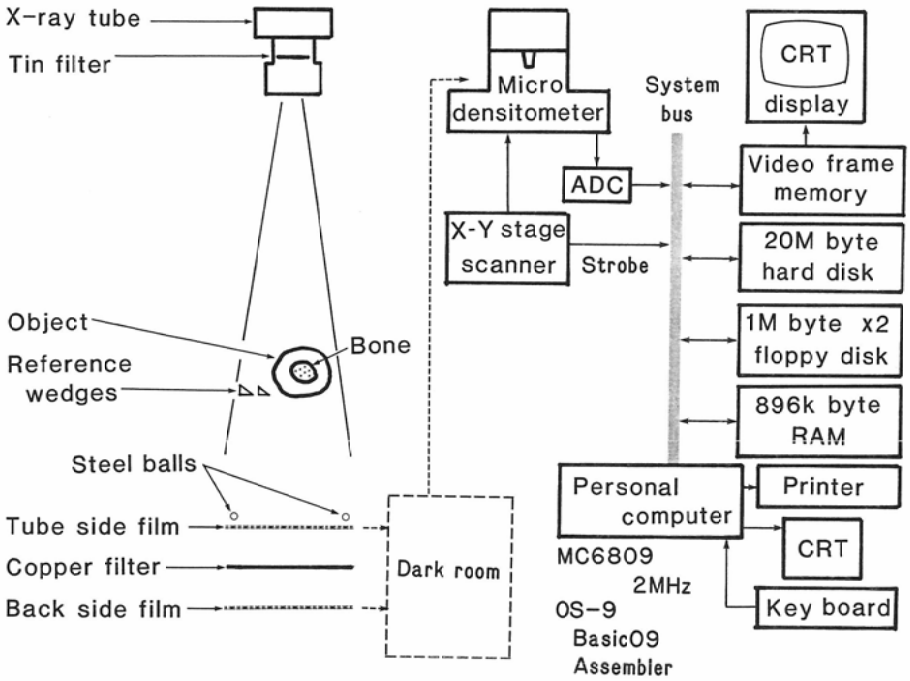


Fig. 1　Block diagram of the imaging system.

画像入力にはX-Y走査装置付きのマイクロデンシトメータ（Model 2405：阿部設計，東京）を用いた．走査装置からはAnalog-digital変換器（ADC）に対して画素毎にパルス信号が発生する．最小の画素サイズは0.02×0.02mmで，最大走査速度は4mm/sである．

画像処理にはパーソナルコンピュータ（FM11：富士通，東京）を使った．濃度計からの信号はsystem bus上のADCボードから入力する．

電算機と32bitの並列入出力ボードで接続した512×480画素256階調のビデオフレームメモリ（VFM-1：東光，東京）とCRT（K12-20156：日立，東京）で処理画像を表示する．

2-3. ソフトウェア系

ソフトウェア系はOS-9™（Microware System Co., Des Moines, Iowa）上のBASIC09とASSEMBLERで書いた．

画像入出力ルーチン：

ADCから入力した各画素のフィルム濃度データは磁気ディスクに保存される．画像内の画素数は可変である．最大の横幅は現在のバージョンでは2500画素であり，縦の長さについてはソフトウェア上の制限はない．

フレームメモリ操作サブルーチンを入出力システムコールに付加した．これを使って，2048個の画像カーソルを表示中の像に重ねる事ができ，これをキーボード入力で移動できる．この画像カーソルで，関心領域（ROI）を任意の形状に設定できる．

画像の重ね合わせ：

2枚の画像を重ね合わせるために，各鋼球マーカー像について最も良くパターンマッチする移動距離をSequential Similarity Detection Algorithm[21]で求める．この精度は1/128画素である．この4組の（X, Y）の移動距離から，全体が最も良くパターンマッチする平行移動と回転（Helmert変換）の組合せを最小二乗法で決定し，後側画像をHelmert変換して管球側画像に重ね合わせる．

参照楔当量：

参照楔の厚さX_rと対応するフイルム濃度Dとの関係を，最小二乗法で多項式(1)式にあてはめ

る．

$$t=\log_e(D-D_0)$$

$$X_r+X_f=C_0+C_1t+C_2t^2+C_3t^3+C_4t^4+C_5t^5 \quad \cdots\cdots(1)$$

ここでD_0はかぶり濃度であり，X_fはX線強度むらの補正項，C_0からC_5迄はあてはめ係数である．

各画素のX_fは，予めカセッテを被写体なし($X_r=0$)で照射し，各画素のフイルム濃度を(1)式でX_fに変換して磁気ディスクに保存しておく．このX_fは，X線強度むらを参照楔と同じ材質の不均一な厚さの仮想フィルタの厚さとして表している．

被写体像内の全画素のフィルム濃度を(1)式によりX_rに変換する．X_rは，被写体によるX線の減弱を次の様に表している．

$$\exp\{-U_bX_b-U_sX_s\}=\exp\{-U_rX_r\} \quad \cdots\cdots(2)$$

ここでU_b，U_s，U_rは，それぞれ骨ミネラル，軟組織，参照楔の質量減弱係数であり，X_b，X_sは密度と厚さの積で，それぞれ骨ミネラルと軟組織に対する値である．本報ではこのX_rを「参照楔当量」と呼ぶ．

サブトラクション：

管球側と後側の双方の画素の参照楔当量（それぞれX_r，X_r^*）が求まると，X_b，X_sについての連立方程式が導かれる．

$$(U_b/U_r)X_b+(U_s/U_r)X_s=X_r \quad \cdots\cdots(3)$$

$$(U_b^*/U_r^*)X_b+(U_s^*/U_r^*)X_s=X_r^* \quad (4)$$

ここでアスタリスクを付けたシンボルは，高エネルギーX線についての値を表す．この解X_bが，g/cm²で表された骨ミネラル量である．係数U_b/U_r，U_s/U_r，U_b^*/Ur^*およびU_s^*/U_r^*は，純エポキシ樹脂楔の参照楔当量の解析によって決定する[17)19)]．

管球側画像への高エネルギーX線の寄与を補正後[19)]，連立方程式を逆行列法で解く．

出力手続き：

a）プロファイル

この手続きは，任意の基準線に平行な何本かの直線に沿ったプロファイルを描くためのものである．この基準線と直線は結果の画像上で画像カーソルを使って設定する．設定精度は1画素である．

b）投影

この手続きは2本の平行線間の投影を与える．2本の平行線の設定は，a）と同様である．

c）ROI中の積分

この手続きでROI中の画素データを積分する．ROIは画像カーソルで任意の形状に設定できる．g単位での骨ミネラル量BMCは(5)式で求まる．

$$BMC=S^2(FOD/FFD)^2\sum_i X_{bi} \quad \cdots\cdots(5)$$

ここでSは画素サイズ，FODとFFDは，各々，焦点—被写体間，焦点—フイルム間距離であり，X_bのiについての総和は，画像カーソルで囲まれたすべての画素について取る．

3. 試作機の性能評価

エポキシ樹脂と骨ミネラル等価物質の混合比率を変えて，5本の楔状のファントムを作った．そのパラメータをTable 1に示す．楔No. 3を参照楔として使用し，楔No. 0は差分演算のパラメータ決定に用いた．

撮影はX線装置にDR-115/U-6GC-41T（日立，東京）を使い，標準撮影条件は54kVp 750mAsとし，焦点—フィルム間は1.2mとした．写真処理は18.5lの恒温槽(TXP114：精光社，東京)で行い，標準現像条件はHi-RENDOL（富士写真工業，東京）により20℃ 4分とした．

マイクロデンシトメータの走査速度は4mm/sとし，画素サイズは0.2×0.2mmとした．

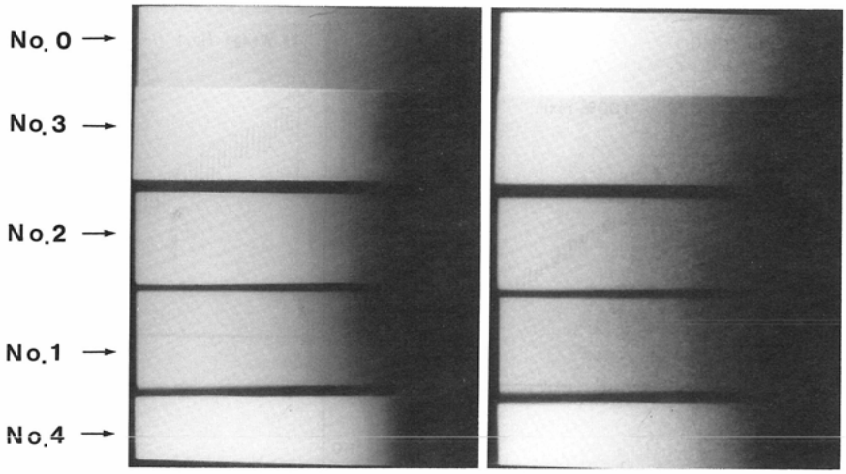
3-1. 確度および精度

本法固有の確度と精度を評価するために，ファントムを標準撮影条件で撮影し，標準現象条件で現像した．Fig. 2はこの入力画像をCRTに表示

Table 1 Parameters of phantoms

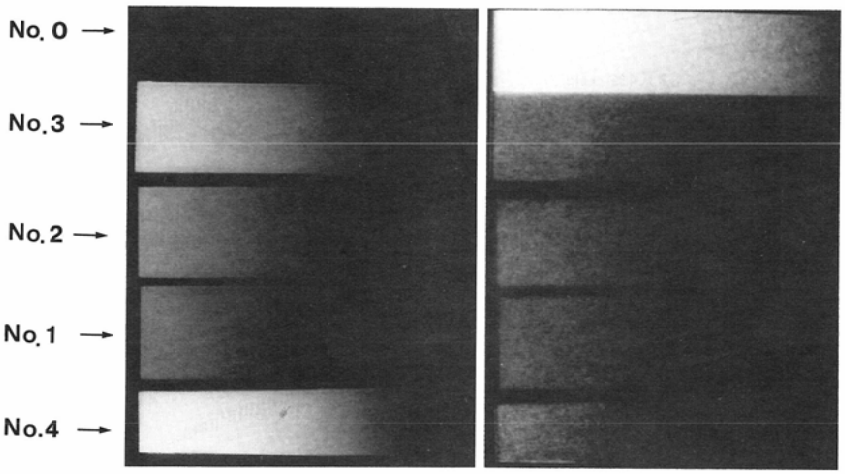
Wedge ID	Density (g/cm³)	Weight fraction		Height (mm)	Length (mm)
		Mineral	Epoxy		
No. 0	1.12	0.0	100.0	41.8	65.2
No. 1	1.33	24.2	75.8	15.1	53.8
No. 2	1.37	28.6	71.4	15.0	53.7
No. 3	1.48	38.4	61.6	15.3	54.9
No. 4	1.62	47.8	52.2	15.1	55.0

All were straight sloping wedges.



a　　b

Fig. 2　Input images of the phantoms on the CRT display.
a) Tube side image (Min-R), b) Back side image (Quanta III). The pixel size was 0.2×0.2mm. The film density D was converted to a gray level G by $G=255(D_{max}-D)/(D_{max}-D_{min})$ where D_{max} and D_{min} were the maximum and the minimum density in each film, respectively.



a　　b

Fig. 3　Output images on CRT display formed by the energy subtraction from the input images in Fig. 2.
a) Bone mineral, b) Epoxy resin

したものである．

Fig. 3はFig. 2の入力画像から得た，エネルギー差分の出力画像である．各楔像の長辺に平行な走査線に沿った骨ミネラル量およびエポキシ樹脂量のプロファイルを50本の走査線について出力し，同じ楔厚さの画素毎に平均値と標準偏差を求めた．Fig. 4はその値を楔像上の位置に対してプロットしたものである．この結果は，楔No. 4の厚い部分を除けば，0.2mmの画素あたりの骨ミネラル量が±50mg/cm²以内の誤差で測定できた事

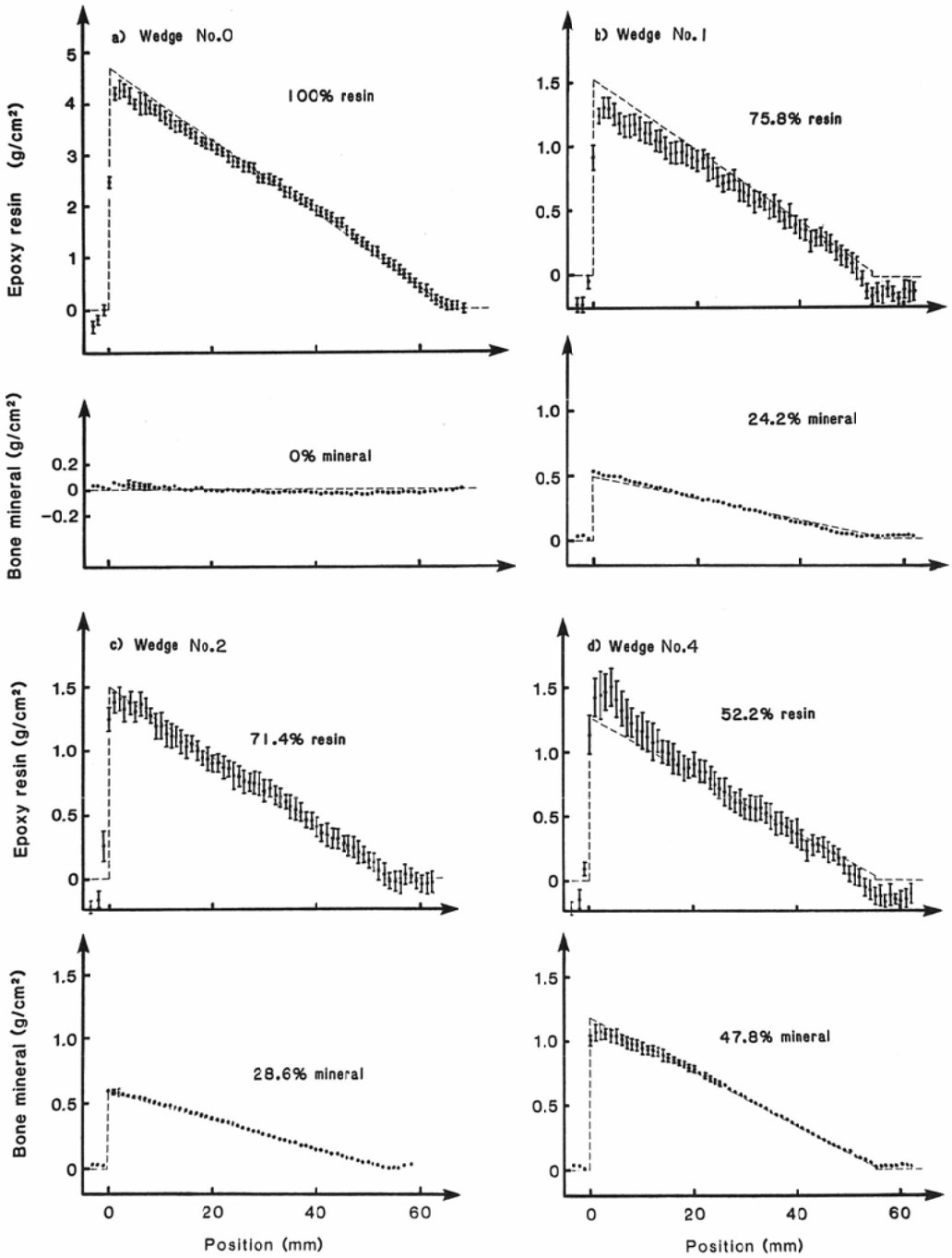


Fig. 4 Profiles of bone mineral content and epoxy resin content were determined from 50 scannings parallel to the longer axis of the image of each wedge. The closed circles represent a mean of 50 determinations (pixels) under the same wedge thickness. The broken lines indicated the calculated value from the parameters in Table 1. The error bars showing the standard deviation were drawn only when larger than twice of the diameter of the circle.

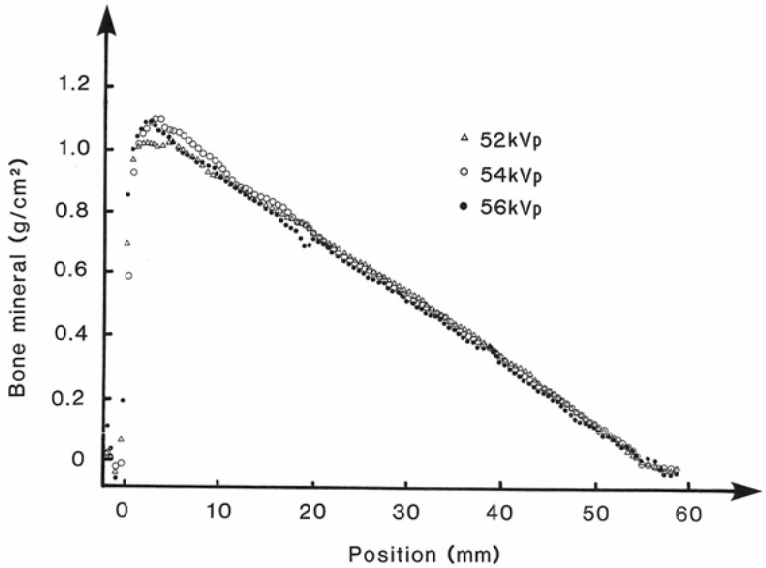


Fig. 5　Profiles of bone mineral content for various tube potentials. The points indicate a mean of 50 pixels. The standard deviations do not differ from those in Fig. 4.

Table 2　Variation of film density with tube potential

Potential (kVp)	Tube side film		Back side film	
	A	B	A	B
52	2.82	0.48	2.12	1.20
54	2.98	0.60	2.50	1.53
56	3.08	0.88	2.96	2.05

A：Background density near the thicker edge of the reference wedge

B：Density at the thickest edge in the reference wedge

を示している．エポキシ樹脂量の測定誤差はこれよりも大きく，±0.1g/cm²程度の標準偏差となり，被写体が厚い場合には更に増加した．

3-2．管電圧依存性および患者被曝線量

管電圧依存性評価のため，52kVpと56kVpに管電圧を変えた．また，X線量を電離槽線量計（Model 192/PR06C：Capintec, Ramsey, New Jersey）で測定した（メーカー校正の儘使用）．

Fig. 5は，各管電圧で撮影した場合の楔No. 4の骨ミネラル量測定値の比較である．Table 2には各管電圧でのフイルム濃度を示す．管電圧の変化はフイルム濃度と写真コントラストに大きな影響を与えるが，系のレスポレンスは52～56kVpの間では管電圧に依存しない．この管電圧変化の幅は，通常の診断用X線装置で得られる再現性の範囲よりも広い．

被写体位置（FOD＝1m）での空中空気カーマは，標準撮影条件（54kVp 750mAs）で0.47mGy（54mR）であり，52kVpと56kVpでは，各々0.43mGy（50mR）と0.50mGy（58mR）であった．

3-3．現像条件依存性

現像条件への依存性検討のため，現像液に新鮮液と疲労した液とを使い，現像時間を3～5分の間で，温度を18～22℃の間で変化させた．疲労現像液は，90日間に20.3×25.4cmのフイルム約100枚を現像し，補充液は加えていない．

Fig. 6に，標準現像条件（20℃ 4分）と，両極端の現像条件（新鮮液22℃ 5分と疲労液18℃ 3分）による結果を示した．この他の条件の結果は，これを越えた違いを示さなかった．この結果は，系は現像条件への依存性が無い事を示している．Fig. 7に各現像条件での管球側フイルム（MinR/MR-1）のH-D曲線を示している．この現像条件の変化は，日常作業で使用されている現像装置の

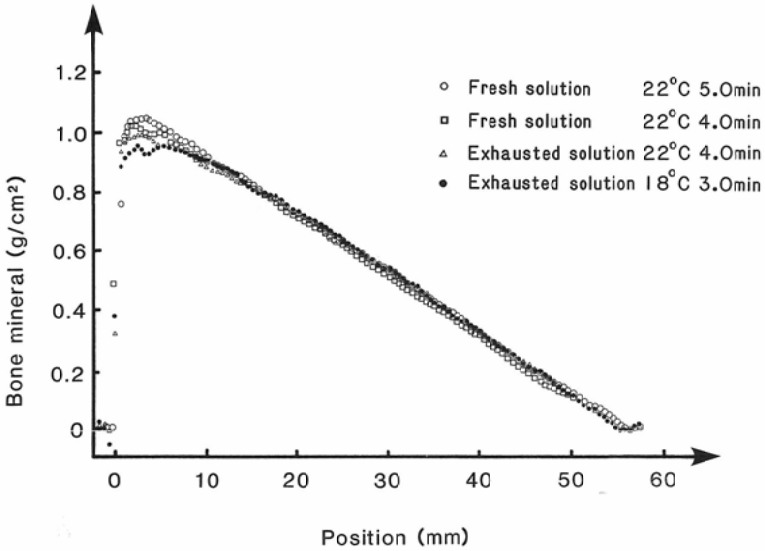


Fig. 6 Profiles of bone mineral content for various film processing conditions. The points indicate a mean of 50 pixels. The standard deviations do not differ from those in Fig. 4

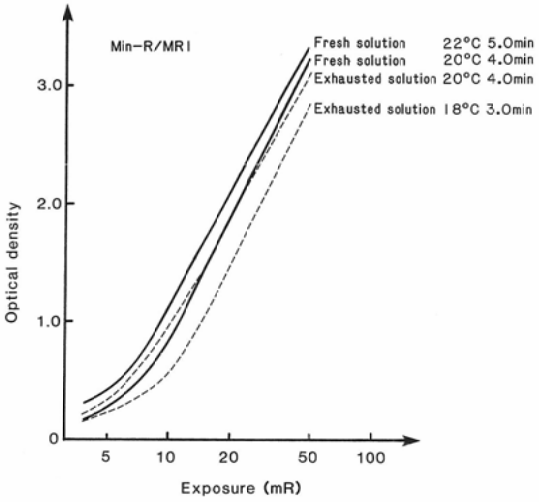


Fig. 7 The H-D curves of the tube side film-screen system (Min-R/MR1) for various film processing-conditions.

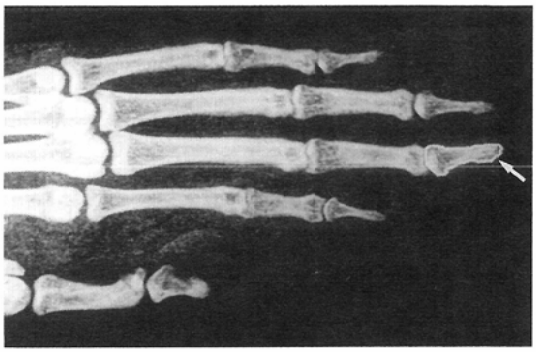


Fig. 8 The image of bone mineral content of a rhesus monkey hand. The ROI was set by graphic cursors around the contour (arrow) of each phalanx and its bone mineral weight was obtained from the summation of the pixel data within the ROI. Another zone of ROI was set on the surrounding soft tissue (bright pixels) to determine the correction term for the fat effect.

変動範囲よりも遙かに大きい.

3-4. In vivo 測定の精度

In vivo 測定の精度検討のため，アカゲザルの手の新鮮切除標本を本法で撮影し，骨ミネラル画像を得た．各手指骨に ROI を設定し(Fig. 8)，骨ミネラル重量を(5)式で推定した．この値は脂肪組織の影響を受けている．そこで手指骨輪郭外側の軟組織部に細い帯状の ROI を設定し，その見掛け上の骨ミネラル量から脂肪の影響を推定して補正を施した．

撮影後手指骨を600℃で重量が一定になる迄灰化し，本法による骨ミネラル重量を灰化重量と比

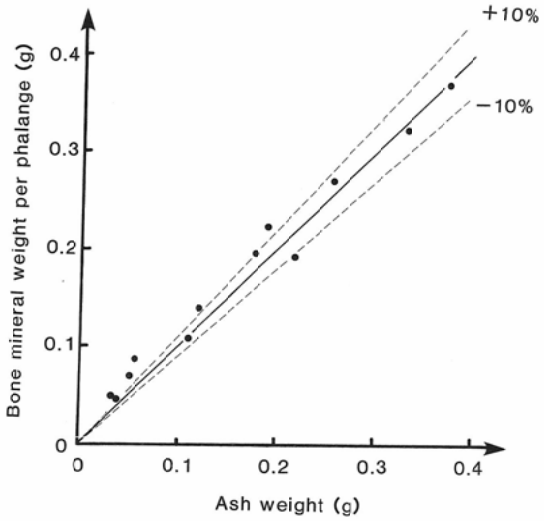


Fig. 9　Comparison of the bone mineral weight of the monkey hand phalanges measured by this method with the ash weight. The solid line and the broken lines indicate the exact consistency and ±10% error range, respectively.

較した．

Fig. 9は，本法で測定した骨ミネラル重量とその灰化重量との関係を示している．厚い脂肪組織が重なった末節骨（灰化重量50mg付近）を除くとほぼ±10%以内で両者は一致している．

4. 考　　察

4-1. 系の定量精度

Fig. 4から，測定値の標準偏差は骨ミネラル量に比例する成分と骨ミネラル量に依存しない一定の成分の，2つの成分を持つ事が示唆される．標準偏差SD（g/cm²）は(6)式で近似できた．

$$SD^2 \fallingdotseq 0.011^2 + (0.04X_b)^2 \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (6)$$

右辺第1項は，フイルム増感紙系のノイズに由来すると思われるゆらぎが11mg/cm²である事を示し，第2項は測定の相対精度が4%である事を示している．

楔No. 4の厚い端に近い領域では，系統誤差が0.1g/cm²程度に迄大きくなっている．この付近での参照楔当量X_r及びX_r^*は，参照楔の最大厚よりも大きな値であった．誤差の原因はX_rとX_r^*が(1)式の外挿によって計算されたためと思われる．正確な測定は，参照楔の最大厚以内に限定するべきである．

参照楔を楔No. 4の様なより厚いまたは高密度の楔に代えても，管球側フイルムの寛容度のため，この限界は大きくは広がらないであろう．この実験のフイルム濃度は，かぶり濃度0.20，背景濃度2.80，参照楔の厚い端で0.45，楔No. 4では0.32であった．マイクロデンシトメータの測定限界濃度は測定値のゆらぎを考慮すると3.2程度であり，この実験の背景濃度はそれに近い．他方，参照楔の厚い端の濃度は既にtoe領域にあり，更に厚い被写体のコントラストは急速に低下し測定精度は低下する．この限界は，錫(Z=50)のDichromizingフイルタをランタン(Z=57)の様な高原子番号の物質にして，透過性の高いX線を使えば拡張する筈である．しかし，X線コントラストの低下と，連立方程式(3)，(4)の判別式の値が減少するため，薄い被写体に対する精度は低下する．

エポキシ樹脂の測定精度は悪い．この理由は，増感紙フイルム系のノイズの誤差伝播によるものと思われる．例えば，軟組織をエポキシ樹脂に置き換えた方程式(3)，(4)を骨ミネラルとエポキシ樹脂の質量減弱係数の典型的値[19]である$U_b=2.60$，$U_{ep}=0.32$，$U_b^*=0.61$，$U_{ep}^*=0.20$(cm²/g）について解くと次の様になる．

$$X_b = 0.736X_r - 0.352X_r^*$$
$$X_{ep} = -2.246X_r + 2.862X_r^* \quad \cdots\cdots\cdots\cdots (7)$$

(7)式は，X_rとX_r^*のノイズがエポキシ樹脂画像では2倍以上に強調される事を示している．特に後側画像は低いX線コントラストと高感度の粒状性の粗い増感紙フイルム系で形成されるため，これのノイズが主要な因子と思われる．

サル手指骨の誤差はファントム実験よりも大きい．付加した誤差要因として，脂肪の影響が考えられる．脂肪の質量減弱係数をU_aおよびU_a^*，その厚さをX_aとして脂肪を含む被写体について方程式(3)，(4)を書き直すと以下の様になる．

$$(U_b/U_r)X_b + (U_s/U_r)X_s = X_r - (U_a/U_r)X_a$$
$$(U_b^*/U_r^*)X_b + (U_s^*/U_r^*)X_s = X_r^* - (U_a^*/U_r^*)X_a \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (8)$$

これをX_bについて解くと(9)式を得る．

$$X_b = X_b' + \frac{U_s U_a^* - U_s^* U_a}{U_b U_s^* - U_b^* U_s} X_a$$

$$= X_b' + KX_a \quad \cdots\cdots(9)$$

$$K \equiv (U_s U_a^* - U_s^* U_a)/(U_b U_s^* - U_b^* U_s)$$

ここで X_b'は連立方程式(3), (4)の解, すなわち見掛け上の骨ミネラル量であり, 第2項 KX_aが脂肪による影響の補正項である. エポキシ樹脂を脂肪等価と仮定し文献[19]の質量減弱係数を代入してKの値を求めると, 約0.04となる.

本実験では KX_aを骨周囲の $X_b=0$の画素データ X_b'から見積った. この補正方法は, 単一エネルギー光子吸収法で軟組織の補正法[22]として当初から使われている方法である. しかし, 脂肪層の厚さが骨の存在で減少している場合には, その分だけ過大な補正をする事になる. 厚さ t_bの骨が密度 ρ_aの脂肪層に完全に埋れていると仮定すると, 過大補正分 ΔX_bは $K\rho_a t_b$である. 骨ミネラルの分布密度を ρ_bとし, $X_b=\rho_b t_b$である事を考慮すると,

$$\Delta X_b = K\rho_a t_b = K\rho_a (X_b/\rho_b)$$

$$\therefore \Delta X_b/X_b = K(\rho_a/\rho_b) \quad \cdots\cdots(10)$$

となる. ρ_aは約0.9g/cm³である[23]. ρ_bは部位により異なるが, 例えば奥山[20]によればヒト尺骨皮質骨では0.3～0.45g/cm³である. この値を代入すると, +8～+12%の相対誤差が不可避である事が説明できる. Fig. 9の結果も多くの骨は灰化重量よりも大きな値となっている.

診断領域のX線では, 物質との主要な相互作用が光電効果とコンプトン散乱のみであるため, 骨に重なる真の X_aは異なるエネルギーの原画像数を増しても正確には求まらない[13)24]. 最近のDual energy 差分法を用いた光子吸収法やQuantitative CTでも脂肪の影響は問題にされており[25)26], これの克服方法は今後の課題となると思われる.

(5)式中のFOD/FFDが各手指骨毎に異なる事も, 誤差要因と考えられる. 本実験ではFFDを120cm, 焦点から撮影台上面迄の距離を100cmに設定した. 一方, (5)式のFODは近似的に100cmとした. 従って, 手指骨が軟組織層の存在, 関節の屈曲等のため撮影台上面から2cm離れていたとすれば, +4%の誤差になる. 厚い被写体の場合には部位による拡大率の違いが大きくならぬ様, 焦点を離す必要がある.

4-2. 臨床応用の可能性

本試作システムの骨ミネラルの検出限界は11 mg/cm², 測定可能な最大量は約1g/cm²であった. 測定精度は, フイルムのノイズが無視できる領域では画素サイズ0.2mmで±4%であった. 被写体が一様な時の各画素の値の標準偏差は画素サイズ（画素面積の平方根）に反比例する事を考慮すると, 1mmの画素では±0.8%と推定できる. この精度は光子吸収法[2)13)27]やScanned projection radiography 法[28]と比べて劣るものではない.

患者の被曝線量は他のDual energy 差分法と同程度もしくは数倍以内である[28)29].

本法は以下の様な局所的な骨病変の進行過程を定量的に観察する上で有利な特徴を持つ.

1) 病巣と周囲正常組織を含む画像が得られるので, 測定点や関心領域を, 対象の解剖学的組織学的情報を考慮して正確に設定できる.

2) 空間分解能はCTや光子吸収法よりも高い. 空間分解能が高いにも拘らず, 患者被曝線量は比較的小さい. 空間分解能の向上は高分解能のフイルム増感紙の使用と小さい走査窓の設定により容易に行なえる. 骨ミネラル量の測定範囲と精度, 空間分解能, 被曝線量に関しては, 今後改善の余地がある.

3) X線像をdichromizeした線束で撮影し, 骨ミネラル像をX線減弱の非直線性を考慮したエネルギー差分法のアルゴリズムに依って得ているので, 軟組織や含気洞の影響は最小限に抑えられている. 従って四肢に限らず, 腰椎や解剖学的な構造が複雑な顎・顔面領域へ応用できる可能性が高いと思われる.

4) 2枚の原画像が1回の照射で得られるため, 被写体の動きに依るartifactは殆ど無い. 光子吸収法で画像を得るのに5分から40分を要するのに対し, 本法の撮影時間は3秒程度なので, 患者の身体的負担は殆ど無い.

5) 撮影に必要な設備は通常の診断用X線装置とフイルムカセッテであり, この検査のための専用のX線室や設備を設ける必要は無い. 3-2と3-3

で示された様に，系のレスポンスは管電圧や現像条件に依存しないので，通常の保守業務で信頼性が維持できる．

本法で使っている画像処理アルゴリズムは，imaging plate撮影にもその儘応用可能である．imaging plateは高い直線性と広い寛容度を持つので，フイルム増感紙系よりも高い精度が期待できる．他方，フイルム増感紙系は高空間分解能を持ち，コストパーフォーマンスも高い．この2つのモダリティは，相補的に使用される事になろう．

局所的な骨病変のX線像の定量的観察は，日常の臨床では滅多に行われない．定量的な診査を経時的に行えば，病変の進行過程や治療効果の判定[30)~32)]に関する有用な情報が得られるであろう．従来の方法では，信頼性のある定量画像を得るためには多大な費用，労力や，患者の身体的負担が必要であった．もし，信頼性があり，簡便で，安価な方法があれば，それは日常の臨床に広く使われる事であろう．本法は，その様な方法であると期待している．

まとめ

定量的Dual energy subtractionのための装置を作製し，その性能試験をファントム実験と，動物実験とで行った．

ファントム実験で得られた0.2×0.2mmの1画素中の骨ミネラル量の測定誤差は±4％であり，フイルム増感紙系のノイズの誤差伝播は±11 mg/cm²であった．測定可能な最大骨ミネラル量は約1g/cm²であった．測定値は52～56kVp迄の間で管電圧依存性は無く，現像条件への依存性も無かった．

サル手指骨中の骨ミネラル重量の測定精度はおよそ±10％と，ファントム実験よりも低い結果となった．付加された誤差要因は，脂肪組織の影響と，焦点被写体間距離の変動であると思われる．

骨ミネラル像の定量的観察は，病変中の石灰化の変化についての有用な情報を与えるものと思われる．

本研究を御指導下され，不断の激励を与えて下さった故中村正　前東京医科歯科大学歯学部歯科放射線学教室教授，坂巻公男　岩手医科大学歯学部歯科放射線学教室教授に，心から感謝致します．また，本論文を校閲して下さった佐々木武仁　東京医科歯科大学歯学部歯科放射線学教室教授に感謝いたします．

本研究は，文部省科学研究費59771509，60771694，61570948，62570891の補助を受けた．

文　献

1) Andersen J, Nielsen HE: Assessment of bone mineral content and bone mass by non-invasive radiographic method. Acta Radiol Diag 27: 609—617, 1986
2) Sartoris DJ, Resnick D: Dual-energy radiographic absorptiometry for bone densitometry: Current status and perspective. Am J Roentgenol 152: 241—246, 1989
3) Rüegsegger P, Hinderling T: Bone mineral distribution in the immediate vicinity of implants. Am J Roentgenol 126: 172, 1976
4) Matsue I, Kollings CK, Zimmerman ER, Vail WC: Microdensitometric analysis of human autogeneous bone implants II. Two dimensional density and pattern analysis of interproximal alveolar bone. J Periodont 42: 435—538, 1971
5) 嶋田　康：実験的下顎骨骨傷治癒過程におけるX線像の定量的観察，歯学，65: 951—972, 1978
6) Fraser RG, Hickey MM, Niklason LT, et al: Calcification in pulmonary nodules: Detection with dual-energy digital radiography. Radiology 160: 595—601, 1986
7) Takashima T: Single exposure enegy subtraction chest radiography in the diagnosis of pulmonary cancer. 日本医放会誌，47: 455—464, 1987
8) 米良豊常：ディジタルサブトラクション法による歯槽骨変化の評価，日歯周誌，31: 129—146, 1989
9) Rüegsegger P, Anliker M, Dambacher M: Quantification of trabecular bone with low dose computed tomography. J Comput Assist Tomogr 5: 384—390, 1981
10) Barnes GT, Sones RA, Tesic MK, et al: Detector for dual energy digital radiography. Radiology 156: 537—540, 1985
11) Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology 148: 833—838, 1983
12) Health and Public Policy Committee, American College of Physicians: Radiologic methods to evaluate bone mineral content. Ann Inter Med 100: 908—911, 1984
13) 加藤二久，嶋田　康，千葉正春，他：Dual Energy

Radiographic Densitometry 法による骨ミネラル量測定の基礎的研究，歯放，18：278—295, 1978
14) Jacobson B: Dichromatic absorption radiography. Dichromography. Acta Radiol 39: 437—452, 1953
15) Krocowski E, Steiner D: Roentgenologishe Bestimmung des Kalsiumgehaltes im menschichen Skelett. Med Klin 56: 2073—2076, 1961
16) Roos BO, Sköltborn H: Dual photon absorptiometry in lumbar vertebrae. I. Theory and method. Acta Radiol Ther Phys Biol 13: 266—280, 1974
17) Katoh T, Sakamaki K, Nakamura T: A new method for measurement of bone mineral deposition pattern —Using dual energy radiographic densitometry method in a single exposure—. Bull Tokyo Med Dent Univ 28: 91—98, 1981
18) Katoh T, Sakamaki K, Nakamura T: Measurement of bone mineral content using energy subtraction. Med Biol Eng Comput 23(Suppl): 1536—1537, 1985
19) Katoh T: Theoretical analysis of quantitative dual-energy subtraction in a single exposure. 日医放会誌，49：1152—1167, 1989
20) 奥山武雄：骨X線像の定量的観察についての研究，日医放会誌，25：775—790, 1965
21) Barnea DI, Silverman HF: A class of algorithms for fast digital image registration. IEEE Trans Comput 21: 179—186, 1972
22) Cameron JR, Mazess RB, Sorenson JA: Precision and accuracy of bone mineral determination by direct photon absorptiometry. Invest Radiol 3: 141—150, 1968
23) Johns HE, Cunningham JR: The Physics of Radiology 4th ed. p725, 1983 Charles C Thomas, Springfield, Illinois
24) 小西圭介，豊福不可依：複数の単色X線による減弱を利用した多成分量分析法，日本医放会誌，40：168—170, 1980
25) Sorenson JA, Duke PR, Smith SW: Simulation studies of dual energy photon absorptiometry. Med Phys 16: 75—80, 1989
26) Laval-Jeantet AM, Roger B, Bouysse S, et al: Influence of vertebral fat content on quantitative CT density. Radiology 159: 463—466, 1986
27) 豊福不可依，小西圭介，神田重信：Polychromatic Photon Absorptiometry による定量的画像化に関する基礎研究—機械的走査法について—，Med Img Tech 2: 44—50, 1984
28) Hickey MN, Niklason LT, Sabbagh E, et al: Dual-energy digital radiographic quantification of calcium in simulated pulmonary nodules. Am J Roentgenol 148: 19—24, 1987
29) Ishigaki T, Sakuma S, Horikawa Y, et al: One-shot dual-energy subtraction imaging. Radiology 161: 271—273, 1986
30) Schargus G, Klinger H: Quantitative Bestimmung der Rekalzifizierung von Frakturspalten und Zystenhohlen durch Roentgenbild Densitometorie. Deutsch Zahnarztl Z 38: 337—340, 1983
31) Vos MH, Janssen PTM, Aken JV, Heethaar RM: Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction. J Periodont Res 21: 583—591, 1986
32) Hausmann E, Jeffcoat M: A perspective on periodontal disease activity measurements. J Clin Periodontol 15: 134—136, 1988