

## 撮影条件が骨梁の画像解析に与える影響

川崎医療短期大学 放射線技術科\*

川崎医科大学附属病院 中央放射線部\*\*

北山 彰\* 板谷 道信\* 荒尾 信一\* 天野 貴司\*  
山下 一也\* 友光 達志\*\* 西村 明久\*

(平成7年8月21日受理)

### Effects of Exposure Conditions on Image Analysis of Trabecular Pattern

Akira KITAYAMA\*, Michinobu ITAYA\*, Shinichi ARAO\*,  
Takashi AMANO\*, Kazuya YAMASHITA\*,  
Tatsushi TOMOMITSU\*\* and Akihisa NISHIMURA\*

\*Department of Radiological Technology  
Kawasaki College of Allied Health Professions  
Kurashiki, Okayama 701-01, Japan

\*\*Department of Radiology  
Kawasaki Medical School Hospital  
Kurashiki, Okayama 701-01, Japan  
(Received on Aug. 21, 1995)

**Key words** : 骨梁, 骨粗鬆症, フラクタル次元解析, 空間周波数解析, 撮影条件

#### 概 要

写真濃度, 撮影管電圧, 被写体厚, 撮影体位などの撮影条件の変化が, 骨梁X線像のフラクタル次元解析と空間周波数解析の解析値に与える影響について, X線撮影用骨入り人体ファントムの踵骨部を用いて検討した。その結果, 各画像解析をおこなう場合には一定の画質を持った画像を作成することが重要で, フラクタル次元解析では, 撮影条件による骨梁の描出能が大きく解析値に影響するため, 写真濃度, 撮影管電圧, 被写体厚を一定にして撮影を行わなければならないことがわかった。また, 空間周波数解析では, それらの諸条件に加え, 被写体の撮影体位が重要で, 撮影部位を整位する時に骨梁走行の方向が一定になるように整位して撮影を行わなければならないことがわかった。

#### 1. はじめに

近年, 本邦では高齢化社会の到来とともに加齢に伴う退行性疾患が増加している。中でも骨の退行性疾患の一つである骨粗鬆症の患者数の増加は著しく, 2000年には1,000万人が罹患すると予測される。骨粗鬆症による大腿骨頸部骨折は, 脳血管障害に次いで「寝たきり老人」の原因第2位であるため, その予防や治療は, 医学的のみならず, 社会的にも強く要望されてい

る。骨折しやすいか否か, つまり骨の強度は, ①骨塩量で規定される骨の硬度, ②骨梁の3次元構造で規定される骨質, ③骨の弾性に依存すると考えられている<sup>1)</sup>。骨塩量の測定は, MD (microdensitometry) 法, DXA (dual energy X-ray absorptiometry) 法, QCT (quantitative computed tomography) 法などのX線を用いる方法が一般に行われており<sup>2)3)</sup>, 超音波を使用したQUS (quantitative ultrasound) 法では骨の弾性や骨梁の3次元分布に関係した指標を得る

ことができる<sup>4)</sup>。

また、骨粗鬆症では骨梁の分布、構造に変化をきたすため、X線写真上の骨梁像をコンピュータに取り込み画像解析をおこなうことにより、骨粗鬆症の状態あるいは骨強度の程度を推定する定量的解析法が試みられている<sup>5)</sup>。フラクタル次元解析<sup>6)</sup>では骨梁分布の複雑さが評価でき、空間周波数解析<sup>8)</sup>では骨梁構造の細かさを評価することができる。しかし、X線写真の骨梁像の描出能はX線写真撮影時の諸条件に大きく影響を受けるため、骨梁の分布、構造が全く同じであっても撮影条件が異なれば、X線写真の骨梁像の描出状態が変化し、画像解析から得られる解析値が相異なることが予想される。

よって、今回我々は一体のX線撮影用骨入り人体ファントムの踵骨部を写真濃度、撮影管電圧、被写体厚、撮影体位の4項目についてX線撮影条件を変化させ撮影し、撮影条件の異なる骨梁X線像を求め、それらにフラクタル次元解析と空間周波数解析を行い、撮影条件が骨梁の画像解析に与える影響について検討したので報告する。

## 2. 使用機器および実験方法

今回の実験の手順を Fig. 1 に示す。

### 2.1 踵骨X線写真の作成

X線撮影用骨入り人体ファントム(京都科学標本 PB-10-A)の踵骨側面像を以下のとおりに

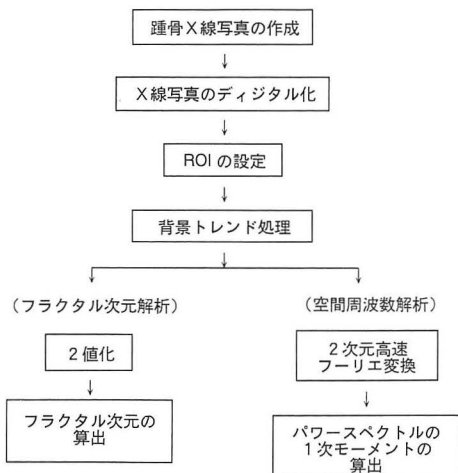


Fig. 1 Overall scheme of our approach to the image analysis of calcaneus trabecular pattern.

撮影条件を変化させ撮影した。①写真濃度については、撮影時間を0.1 sec から0.6 sec まで8段階に変化させた。なお、適正写真濃度を得るための適正撮影条件は45 kV, 100 mA, 0.2 sec である。②撮影管電圧は45 kV から10 kV ごと75 kV まで4段階に変化させた。ただし、踵骨中央部の写真濃度が一定になるように mAs 値で補正した。③被写体厚については、ファントムの上下にそれぞれ1 cm, 2 cm, 3 cm厚アクリル板を置いて撮影した。つまり、ファントムに2 cm, 4 cm, 6 cmの散乱体を加え撮影を行った。この場合も踵骨中央部の写真濃度が一定になるように mAs 値で補正した。④撮影体位については、ファントムをフィルムと平行の状態のまま、踵骨部足底皮膚面を15°ずつ時計方向に165°まで回転させた。

なお、撮影には島津製作所製X線発生装置(10-150L-2:単相全波)、X線管球(CIRCLEX 1/2 U 13 CN-25:焦点サイズ1×1 mm)を使用し、増感紙-フィルム系には化成オプトニクス FS-V と富士 RX を用いた。焦点フィルム間距離は100 cmである。

次に、各フィルムをX線フィルム用自動現像機(富士 CEPROS S)で現像処理し、撮影条件の異なる踵骨X線写真を得た。

### 2.2 X線写真のデジタル化

X線写真像をコンピュータに取り込むためにX線フィルム上の踵骨骨梁像のデジタル化をおこなった。デジタル化にはコニカ LD-4500 を使用し、ピクセルサイズは85 $\mu$ m、諧調は8ビットでデジタル化をおこない、X線画像データをコンピュータに取り込んだ。

### 2.3 ROI の設定

コンピュータに取り込んだ踵骨側面像の中央に128×128 pixel (11×11mm)の正方形関心領域(ROI)を設定し、解析の対象とした。なお、踵骨側面像の中央とは、踵骨側面像において踵骨結節最下端と踵骨隆起最下端を直線で結び、これに後距骨関節面後縁から垂線を下ろし、この2線と踵骨上縁と後縁をそれぞれ通る2線とで形成される矩形を作成し、その中心を踵骨側面像中央部の中心とした。

### 2.4 背景トレンド処理

ROIを設定し切り出した画像には微細な骨梁

像の情報だけでなく、骨厚(被写体厚)の変化、X線管球のヒール効果などに原因するゆったりとした写真平面上での濃度変化(背景トレンド)も含まれている。よって、骨梁像による微細濃度変動成分のみを抽出するためにROIで切り出した解析対象画像からゆったりとした濃度変動成分を除去した。

2.5 フラクタル次元解析

背景トレンド処理を行った画像を2値化し、フラクタル次元解析を行った。2値化の域値は、基準画像(45 kV, 100 mA, 0.2 sec, 散乱体なし, 回転角度0°)の濃度istogramの中央値とし、すべての画像を同じ域値にて処理した。フラクタル次元解析にはグリッド法を用いた。

Fig. 2にグリッド法の概略を示す。縦に3本、横に2本の骨梁を想定し、(a)は骨梁の走行が複雑な場合、(b)は骨梁の走行が比較的単純な場合を示す。これらの骨梁像に一辺の長さが $d_1$ のグリッドをかけ、骨梁が存在するグリッドの個数 $N(d_1)$ を数えると(a)では39、(b)では35となる。次にグリッドの一辺の長さを $d_2$ に変え同様に骨梁が存在するグリッドの個数を数えると(a)では107、(b)では75となる。グリッドの一辺の長さが $d_1$ のときには(a)と(b)で骨梁の存在するグリッドの個数が約1割しか違わないのに対し、 $d_2$ のときには約3割異なることがわかる。グリッドの一辺の長さに対し、得られた個数にグリッドの一辺の長さを掛け合わせた値を両対数グラフに

プロットすると Fig. 2 右側のとおりとなる。グラフの傾きを1から差し引いた値がフラクタル次元である。つまり、骨梁の走行(骨梁分布)が複雑であればフラクタル次元は大きな値となり、逆に単純であれば小さい値となる。

2.6 空間周波数解析

背景トレンド処理を行った画像を2次元高速フーリエ変換し、求められたパワースペクトルから主軸(principal axis)と直交軸(orthogonal axis)方向の1次モーメントを別々に次式より算出した。

$$\text{Moment } p = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} u \cdot PWS(u,v) du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PWS(u,v) du dv}$$

$$\text{Moment } o = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} v \cdot PWS(u,v) du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PWS(u,v) du dv}$$

Fig. 3に空間周波数解析の概略を示す。Fig. 3左側は空間座標上での写真濃度の変化を示し、Fig. 3右側にそれぞれの濃度変化をフーリエ変換したときに得られる空間周波数座標でのスペクトルの分布を示す。スペクトルの1次モーメントとはこの分布の重心の位置における空間周波数値である。(a)は写真濃度の分散が等しく、単位長さ当りの濃度変化量が異なる場合の比較を示し、(b)は逆に単位長さ当りの濃度変化量が等しく、分散が異なる場合の比較を示している。つまり、単位長さ当りの写真濃度の変化量が

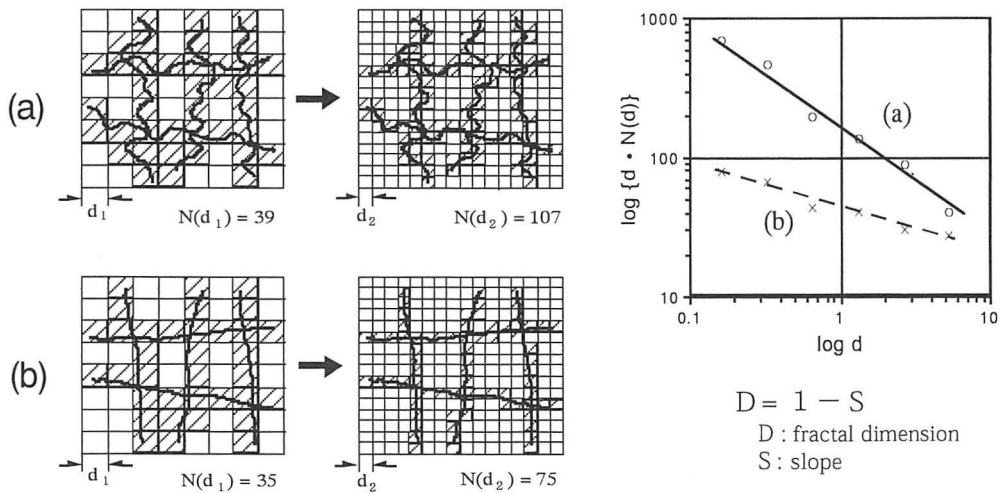


Fig. 2 Fractal dimension analysis (grid method).

きい場合には (Fig. 3(a)上側) スペクトルの1次モーメントは大きな値をとり、逆に写真濃度があまり変化しない場合には (Fig. 3(a)下側) 1次モーメントは小さい値となる。ただし, Fig. 3(b)のように単位長さ当りの濃度変化量が等しく分散のみが異なる場合にはスペクトルの1次モーメントは変化しない。

なお, コンピュータは Apple 社製 Macintosh IIx を使用し, 画像解析にはパブリックドメインソフト NIH Image (Ver.1.52, 1.55), Image Fractal (Ver.1.29), Image FFT (Ver.1.28

b6) を, 計算処理には Microsoft Excel (Ver.4.0), グラフの作図には Delta Graph Pro3 (Ver.3.1.0) を用いた。

### 3. 結果および考察

#### 3.1 写真濃度

撮影時間を変え, 写真濃度を变化したときのフラクタル次元およびパワースペクトルの1次モーメントについて Fig. 4 に示す。写真濃度が変化すると各画像解析値も変動し, 低濃度および高濃度領域においてフラクタル次元は低値,

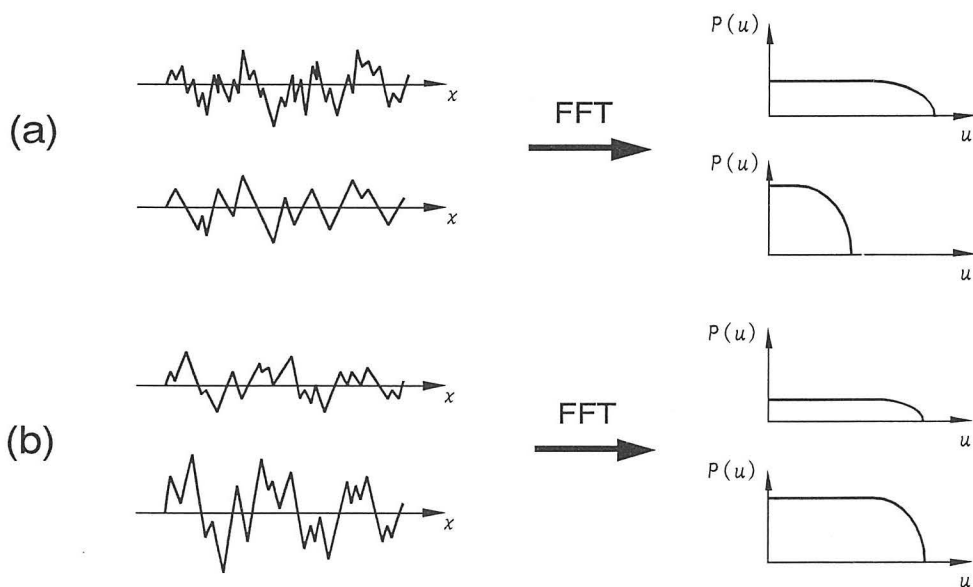


Fig. 3 Schematic diagram of spectral analysis.

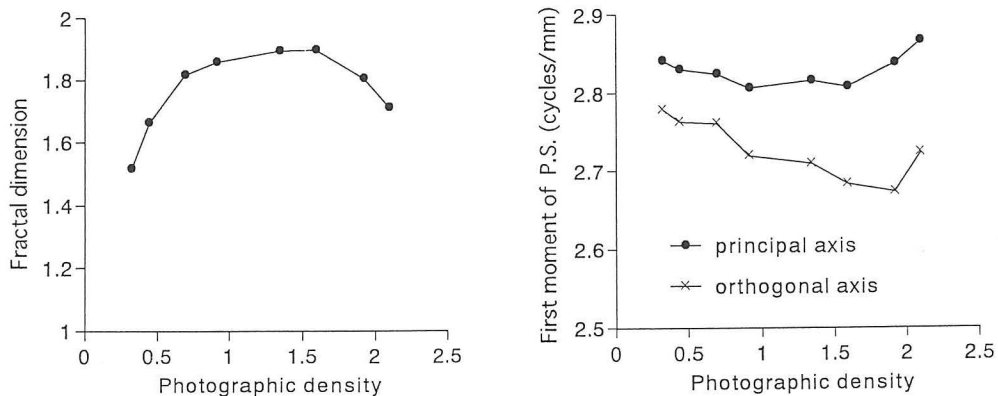


Fig. 4 Effect of photographic density on fractal dimension and the first moment of the power spectrum.

パワースペクトルの1次モーメントは高値となった。

低濃度および高濃度領域においてフラクタル次元が低値を示す理由については、特性曲線 (Fig. 5) の足部 (低濃度域) および肩部 (高濃度域) では直線部に比べ写真コントラストが低く、骨梁が十分に描出できないことが原因であると考ええる。また、同領域においてパワースペクトルの1次モーメントが高値を示す理由については、骨梁像の持つ空間周波数成分は比較的low周波であるため、骨梁が良く描出される特性曲線の直線部に相当する濃度域では1次モーメントが低値側へ変動し、相対的に低・高濃度領域の1次モーメントが高値を示したと考える。

よって、骨梁像のフラクタル次元解析あるいは空間周波数解析をおこなう場合には、写真濃度が常に一定値となるように撮影を行うことが望ましく、使用した感光系の特性曲線の直線部から外れるような写真濃度の画像ではこれらの画像解析は困難である。

### 3.2 撮影管電圧

撮影管電圧を変化させたときのフラクタル次元およびパワースペクトルの1次モーメントを Fig. 6 に示す。撮影管電圧が上昇するに従い、フラクタル次元は低下し、パワースペクトルの1次モーメントはわずかに上昇する傾向を示した。

撮影管電圧が上昇すると X 線の実効エネルギーが高くなり、X 線と被写体との相互作用は光電効果に比べコンプトン散乱の割合が大きくな

る。その結果、被写体コントラストが低下し、骨梁像の描出が悪くなり、フラクタル次元が低下、パワースペクトルの1次モーメントは上昇したと考える。また、撮影管電圧が上昇した場合、散乱線の量が増加するため写真全体が散乱線によりぼかされ、骨梁の描出能の低下による効果とは逆に、管電圧が高い領域で低周波成分の割合が多くなり、総合的にパワースペクトルの1次モーメントの上昇が低く押えられている。

よって、これらの画像解析をおこなう場合、特にフラクタル次元解析をおこない複数の解析

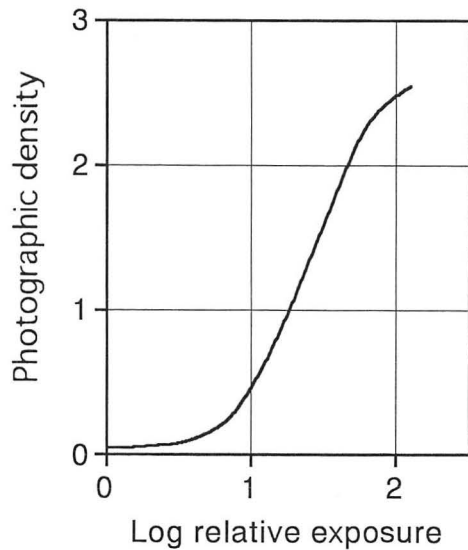


Fig. 5 Characteristic curve for Fuji RX film with Kasei optonix FS-V screen.

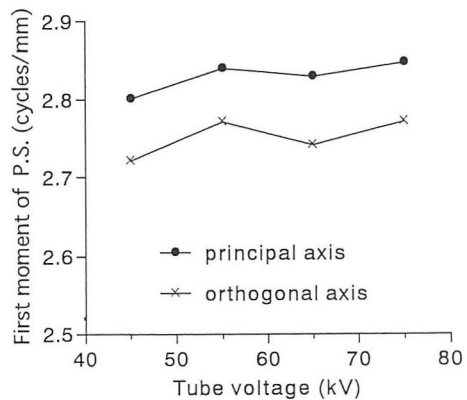
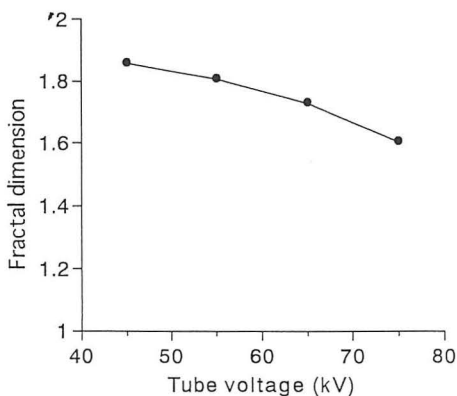


Fig. 6 Effect of tube voltage on fractal dimension and the first moment of the power spectrum.

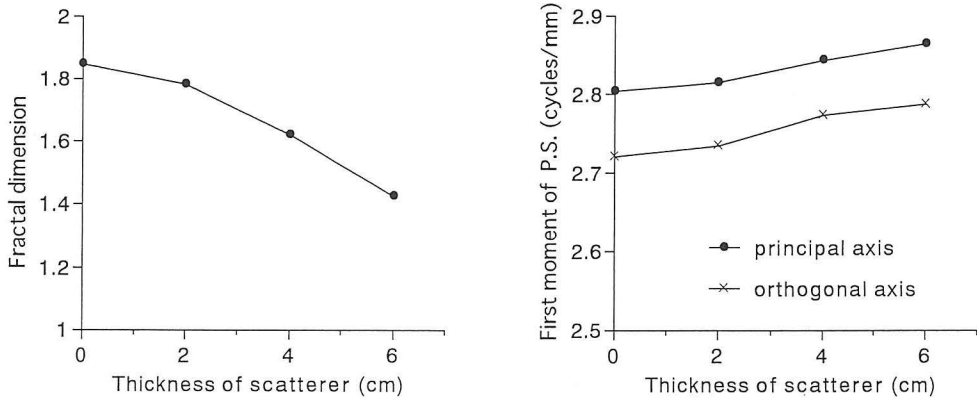


Fig. 7 Effect of thickness of scatterer on fractal dimension and the first moment of the power spectrum.

値を比較する時には、撮影管電圧を一定にして撮影をおこなうことが必要不可欠であり、撮影管電圧は骨梁の描出能の良い低電圧の使用が有効である。

### 3.3 被写体厚

散乱体厚を変え、散乱線の量を変化したときの散乱体厚とフラクタル次元およびパワースペクトルの1次モーメントの関係についてFig. 7に示す。散乱体厚が厚くなり散乱線の量が増えるとフラクタル次元は大きく低下し、パワースペクトルの1次モーメントは上昇した。

散乱体厚と鉛ディスク法で求めた散乱線含有率との関係を Fig. 8 に示す。図からわかるとおり、被写体厚が増加すると散乱線含有率は急激に上昇し、被写体厚 4 cm 以上では 70% を超える散乱線含有率である。つまり、被写体厚が 4 cm 以上では写真濃度を形成する X 線の約 7 割が散乱線であり、正しい骨梁の情報を持った直接 X 線は約 3 割しか含まれていない。したがって、散乱体厚が増加し散乱線の量が増加すると、写真濃度に寄与する直接線の割合が急激に減少し骨梁像の描出が悪くなり、フラクタル次元が急激に低下したと考えられる。また、空間周波数解析では、散乱体厚の増加は骨梁像の描出を悪くするため、パワースペクトルの1次モーメントは上昇するが、撮影管電圧を上昇したときと同様に、散乱線の増加はスペクトルの低周波成分を増加するため、総合的にパワースペクトルの1次モーメントの上昇はあまり大きくならなかった。

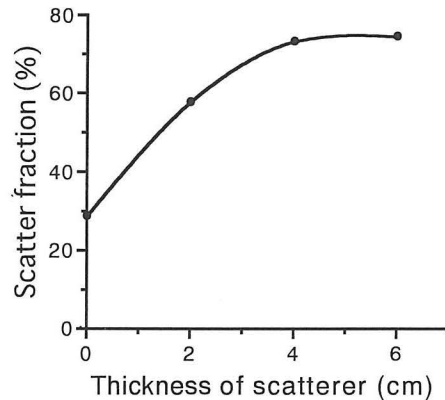


Fig. 8 Increase of scatter fraction with thickness of scatterer.

よって、体形が異なる患者にこれらの画像解析法を適用する場合、体形が違えば同じ骨強度を持つ患者でも異なる画像解析値となることが生じるため、撮影時には圧迫によって被写体厚を一定にしたり、補償フィルタを使用し被写体厚の補正をするなどの工夫が必要である。

### 3.4 撮影体位

撮影体位を変化させたときのフラクタル次元およびパワースペクトルの1次モーメントをFig. 9に示す。

被写体をフィルムと平行に回転させても骨梁像の画質そのものは変化しないため、フラクタル次元はほぼ一定値となった。被写体の回転によりフラクタル次元が変化するという報告<sup>7)</sup>もあるが、彼らが使用したフラクタル次元解析法は今回我々が使用したグリッド法とは異なるため、

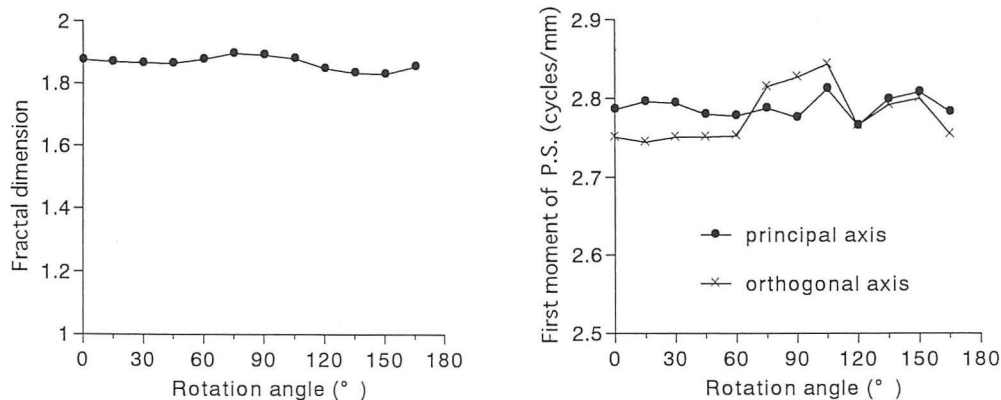


Fig. 9 Effect of rotation angle of subject on fractal dimension and the first moment of the power spectrum.

今後の検討が必要である。一方、パワースペクトルの1次モーメントは、被写体を回転すると骨梁走行の方向が変化するため変化した。特に踵骨の骨梁像の影響が大きい直交軸方向の1次モーメントでは、回転角度が75°から105°の間で骨梁走行の方向がおおよそ直交軸方向となるため、骨梁の情報を有効に解析できず、1次モーメントは上昇している。

よって、骨梁像の空間周波数解析をおこない骨梁構造の細かさを評価するときには、骨梁の情報を十分に解析するために、骨梁の走行が解析軸と垂直となるように患者の検査部位を整位する必要がある。

#### 4. ま と め

一体の人体ファントムの踵骨部を、撮影条件を種々変化させ撮影し、得られた踵骨骨梁像にフラクタル次元解析と空間周波数解析をおこなった結果、次のことがわかった。

(1)骨梁像の画像解析をおこなう場合、撮影条件による各画像解析値への影響が大きいため、撮影時には種々条件の設定に充分注意し、一定の画質を持った画像を作成することが重要である。

(2)フラクタル次元解析では、骨梁の描出能が大きく解析値に影響を与えるため、写真濃度、撮影管電圧、被写体厚を一定にして撮影をおこなわなければならない。

(3)空間周波数解析では、骨梁の描出能に加え被写体の撮影体位も重要で、骨梁が有効に解析できる角度に撮影部位を整位する必要がある。

#### 文 献

- 1) 福永仁夫, 大塚信昭, 曾根照喜: 骨粗鬆症の定量的評価. 画像診断, **14**(12), 35-41, (1994)
- 2) 福永仁夫, 友光達志, 大塚信昭, 他: 骨塩定量法の進歩と臨床応用. 川崎医学会誌, **20**(補), 17-24, (1994)
- 3) 森田陸司, 福永仁夫, 山本逸雄: 骨ミネラル量の測定の臨床的意義. 日放技学誌, **46**(7), 903-910, (1990)
- 4) 武田直人, 三宅真理子, 唐井一成, 他: 低周波超音波による踵骨の骨強度の評価. 川崎医学会誌, **19**(2), 77-81, (1993)
- 5) 山下一也, 石田隆行, 滝川厚: 腰椎骨梁パターンの解析. Medical Imaging Technology, **12**(2), 125-131, (1994)
- 6) Ishida T., Yamashita K., Takigawa A., et al: Trabecular Pattern Analysis Using Fractal Dimension. Jpn. J. Appl. Phys., **32**, 1867-1871, (1993)
- 7) Benhamou C. L., Lespessailles E., Jacquet G., et al: Fractal Organization of Trabecular Bone Images on Calcaneus Radiographs. J. Bone Miner. Res., **9**, 1909-1918, (1994)
- 8) Ishida T., Takigawa A., Yamashita K: Spectral Analysis of Trabecular Patterns. IMECO TC7 Int'l Symp. on AIMaC' **91**, 199-204, (1991)

