原 著

骨梁の画像解析

北山 彰・板谷道信・友光達志¹⁾・荒尾信一・天野貴司
林 明子・曾根照喜²⁾・福永仁夫²⁾・山下一也

論文受付
1999年11月17日

論文受理
2000年1月24日

Code No. 522

川崎医療短期大学放射線技術科
1)川崎医科大学附属病院中央放射線部
2)川崎医科大学核医学教室

緒 言

近年、わが国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。なか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顕著なものがあり¹⁾、その予防や治療は医学・医療の面だけでなく、社会的にも強く要望されている。

骨粗鬆症は、骨量の減少と骨の微細構造の劣化によって骨強度が脆弱化し、その結果、骨折を起こしやすくなった全身性の骨疾患と定義される²⁾。したがっ

て、骨粗鬆症の診断、予防および治療の導入には、骨強度を定量的に計測することが臨床上重要である。

骨強度は、骨量と骨の三次元的構造などに依存する³⁾。一般に骨量は、dual-energy x-ray absorptiometry (DXA)やquantitative computed tomography (QCT)など、X線を用いた骨塩定量法に基づく骨密度測定によって定量的に判定されている⁴⁾。他方、骨の構造解析は、組織学的に骨形態計測を行う侵襲的な技法⁵⁾やX線画像をコンピュータに取り込み非侵襲的に骨梁の構

Imaging Analysis of Trabeculae

AKIRA KITAYAMA, MICHINOBU ITAYA, TATSUSHI TOMOMITSU,¹⁾ SHIN-ICHI ARAO,
TAKASHI AMANO, AKIKO HAYASHI, TERUKI SONE,²⁾ MASAO FUKUNAGA,²⁾
and KAZUYA YAMASHITA

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

1)Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital

2)Department of Nuclear Medicine, Kawasaki Medical School

Received Nov. 17, 1999; Revision accepted Jan. 24, 2000; Code No. 522

Summary

In order to support the diagnosis of osteoporosis by the quantitative determination of bone strength, we examined a pre-processing method for extracting trabeculae and a quantitative method of analyzing the characteristics of trabeculae by imaging. The results indicated that both density-exposure conversion and background trend correction (smoothing filter method, rolling ball method) were effective pre-processing methods for extracting trabeculae. Image analysis of bone trabecular characteristics showed that there was a significant weak negative correlation ($r = -0.26$, $p = 0.011$) between the number of vertical trabeculae on lateral lumbar vertebral images and lumbar bone mineral density. In addition, there were significant positive correlations ($r = 0.510 \sim 0.678$, $p < 0.0029 \sim 0.0426$) between the spatial frequency of calcaneal trabecular images estimated by our newly developed method of analyzing spatial frequency and bone mass indices obtained by the QUS/SXA apparatus for quantifying bone mass. There were significant high correlations ($r = 0.608 \sim 0.820$, $p < 0.0001 \sim 0.0109$) between the fractal dimension of calcaneal trabecular images and bone mass indices. In conclusion, it was shown that the values obtained from analysis were correlated with bone elasticity and bone density.

Key words: Digital image analysis, Trabecular bone, Spatial frequency analysis, Fractal dimension analysis, Osteoporosis

別刷資料請求先: 〒701-0194 岡山県倉敷市松島316
川崎医療短期大学 放射線技術科 北山 彰 宛

造解析を行う方法⁶⁻¹²⁾が一部では行われているものの、これら定量的解析法は未だ確立されていない。

また、従来から骨強度の定性的評価法として行われてきた骨萎縮度分類法は、腰椎側面X線像に描出された縦走する骨梁の数と走行状態を視覚的に判定し、骨量の多少とともに構造を同時に判定する方法であり、日本骨代謝学会の「原発性骨粗鬆症の診断基準(1996年度改訂版)」¹³⁾では、骨粗鬆症の診断は第一義的に腰椎の骨密度もしくは骨萎縮度分類によって行うように定められている。しかし、観察者が視覚的に判定を行う主観的診断法である骨萎縮度分類法は、観察者の経験や知識、写真を観察するときの環境など、さまざまな要因によって判定結果が影響を受けるため、これに代わる客観的で定量的な判定法の開発が望まれている。

そこでわれわれは、定量的な骨強度の推定によって骨粗鬆症の診断を支援することを目的として、X線画像から骨梁構造を抽出し、定量的な特徴量の解析を試みたので報告する。

1. 方法

解析の対象には腰椎および踵骨の側面X線画像を使用した。腰椎は椎体骨折 23例および低骨量と診断された30例を含む女性95例(23~78歳：平均±標準偏差 57.8 ± 8.5 歳、腰椎骨密度値(QDR-2000) $0.409 \sim 1.166 \text{g/cm}^2$ ： $0.768 \pm 0.135 \text{g/cm}^2$)の第三腰椎側面X線画像を使用した。また、踵骨は骨粗鬆症と診断された6例を含む女性14例と男性2例の計16例[24~61歳： 49.4 ± 10.7 歳、踵骨骨密度値(UXA-300) $0.154 \sim 0.603 \text{g/cm}^2$ ： $0.327 \pm 0.119 \text{g/cm}^2$]の側面X線画像を使用した。

X線画像はフィルムディジタイザ(LD-4500：コニカ株式会社製)によって、ピクセルサイズ0.1mm、量子化 8bitsでディジタル化し、ワークステーション(SPARC station5, Sun)あるいはパーソナルコンピュータ(Macintosh 9500/132, 8600/250, Apple)に保存した。そして、自作プログラムもしくは汎用型画像処理ソフトであるパブリックドメインソフト NIH Image(Ver. 1.57, 1.61)、表計算ソフトMicrosoft Excel(Ver. 5.0, 98)を使用して画像処理ならびに特徴量の解析を行った。

1-1 骨梁の抽出

骨梁の定量的画像解析を行う場合、解析対象である骨梁が画像上に有効に抽出されていることが望まれる。そのためには解析値に影響を及ぼす種々の諸因子¹⁴⁾を何らかの前処理によって補正する必要がある。

X線フィルム上に描出された画像は、増感紙-フィルムシステム特性曲線が示すように、低・高濃度領域では適正濃度領域に比べ写真コントラストが低く、したがって画像の濃度値によって骨梁の描出状態が異

なる。また、画像の濃度変化には骨梁構造によって生じる濃度変化分だけではなく、骨の形状や厚さの変化、あるいはX線焦点のヒール効果などに起因するゆるやかに変化する濃度変化成分(背景トレンド)が存在する。これらの写真濃度値によるコントラストの相違や背景トレンドが骨梁の画像解析に影響しないように、特徴量の解析の前処理として露光量変換および背景トレンド処理を行った。

1-1-1 露光量変換

撮影に使用した増感紙-フィルムシステム特性曲線を距離法によって求め、得られた特性曲線を低濃度部と高濃度部に分割後、それぞれを5次の多項式で近似し、写真濃度値を相対X線量に露光量変換した。そして、画像解析には相対X線量で表示した画像を用いた。

露光量変換の有効性を検討するために、X線撮影用人体ファントム(PB-10A、株式会社京都科学製)の踵骨部を用いて、露光量変換を行った画像と行っていない画像についてフラクタル次元解析を実行し、解析値を比較検討した。

1-1-2 背景トレンド処理

骨梁抽出の背景トレンド処理には、画像に存在する低空間周波数成分を除去するために平滑化フィルタ法あるいはローリングボール法を用いた。

平滑化フィルタ法の概略をゆるやかに変化する濃度勾配上に存在する2本の骨梁を例にFig.1に示す。Fig.1a~cは2本の骨梁が描出された画像の直線L-L'間の濃度プロファイルである。Fig.1aの実線は原画像、点線は平滑化フィルタ処理後のボケ画像、Fig.1bの実線は差分処理(原画像-ボケ画像)後の背景トレンドが除去されエッジが強調された差分画像の濃度プロファイルである。そしてFig.1bの差分画像を1点鎖線で示す閾値レベルで2値化処理を行うことによってFig.1cの骨梁が有効に抽出された画像を得ることができる。

骨強度を判定する目的で、腰椎のX線画像に縦走する骨梁の数を有効に計数するのに適当な平滑化フィルタサイズを求めるために、健常例および骨粗鬆症例の屍体から摘出した第二腰椎の側面X線画像を使用して、平滑化フィルタサイズを 5×5 、 11×11 、 21×21 、 31×31 、 41×41 と 51×51 の6種類に変化したときに抽出される骨梁の数を計数し比較検討した。

Fig.2にはローリングボール法の概略を腰椎側面像を例に示す。図において腰椎側面像の水平方向に1点鎖線で示す部位での濃度プロファイルはFig.2aの実線で示すとおりである。これは破線で示す椎体の形状・厚さに起因するゆるやかに変化する濃度変化成分の上に骨梁の細かな濃度変化成分が加算された状態であ

Fig. 1 Outline of the smoothing filter method for background trend correction.

- (a) Density profiles of the original image (solid line) and the image after smoothing filter processing (dotted line).
- (b) Density profile of the edge-enhanced image after background trend correction (solid line) and the threshold level of binarization (one-pointed solid line).
- (c) Density profile of the extracted trabecular image.

る。したがって、骨梁のみの画像を得るためには、実線で示す原画像の濃度プロファイル上で任意の径のボールを転がし、ボールの中心が移動した軌跡を椎体の形状・厚さに起因する濃度変化成分に近似させ、原画像の濃度分布から減算処理を行うことによってFig.2bに示すような背景トレンドが除去された骨梁像を得ることができる。

ローリングボール法において骨梁が有効に抽出されるボール径を求めるために、X線撮影用人体ファントムの腰椎、踵骨、大腿骨頸部と橈骨遠位部のX線画像を対象に二次元ローリングボール法を適用した処理後画像の視覚評価を行った。

1-2 特徴量の解析

骨梁構造は加齢とともに変化し、その変化は対象部位、力学的負荷などによって異なる^{15, 16)}。しかし、骨強度が脆弱化した骨梁は一般的にはその数が少なく、太さは細く、構造が単純であることが知られている。

Fig. 2 Outline of the rolling ball method for background trend correction.

- (a) Density profile of the lateral lumbar vertebral image (solid line) and variation in photographic density caused by the shape of the vertebral body (dotted line).
- (b) Density profile of the image after background trend correction.

したがって、腰椎では平滑化フィルタ法を適用して抽出された骨梁を対象に、骨萎縮度分類法¹³⁾に従い、縦走する骨梁の数を計数した。また、踵骨では、骨梁をローリングボール法によって抽出し、その細かさについては空間周波数解析を用い、構造の複雑さについてはフラクタル次元解析を用いて評価した。

1-2-1 骨梁の数の計数

Fig.3に第三腰椎側面X線画像に平滑化フィルタ法を適用して縦走する骨梁の数を計数した手順を示す。腰椎側面X線画像はデジタル化後、縦走する骨梁の走行が垂直となるように幾何学的角度変換を行った。関心領域(region of interest: ROI)は腰椎椎体の対角線の交点を中心に200×250ピクセルで設定し、露光量変換後、平滑化フィルタ処理を適用し、抽出された骨梁を計数した。なお、平滑化フィルタのサイズは11×11を用い、2値化の閾値については各画像のROIのピクセル値の平均値を用いた。

1-2-2 骨梁の細かさ

踵骨の骨梁の細さは空間周波数解析によって評価

Fig. 3 Flow chart of the method for counting lumbar trabeculae using a smoothing filter.

を行った。この方法についてはパワースペクトルの一次モーメントを使用して評価した報告^{10,11)}がみられるが、一次モーメントはスペクトルの重心を表す数値であるため、解析値が画像全体の粒状による高周波数成分や骨の形状に基因する低周波数成分など、骨梁以外の像構造に影響され、その結果、骨梁そのものの相違による一次モーメント値の変動は小さい。そこでわれわれは、空間周波数フィルタを使用し、原画像とフィルタ処理後の画像を比較してX線画像の空間周波数成分を解析する方法を新しく考案した。

Fig.4に、新しく考案した空間周波数成分解析の手順を示す。まず、踵骨結節最下端と踵骨隆起最下端を結ぶ直線に後距骨関節面後縁から垂線を下ろし、この2直線とこれらに平行で踵骨上縁、後縁をそれぞれ通る2直線とで形成される矩形の中央をROIの中心と定め、ROIサイズを128×128ピクセルとした。そして、そのROIにおいて露光量変換、ローリングボール法による背景トレンド処理を行ったのち、高速フーリエ変換によってパワースペクトルを求めた。次にパワースペクトルに low pass および high pass フィルタ処理をフィルタ処理の閾値(カットオフ周波数)を変化させながら適用し、得られた処理後画像と原画像との相違をNMSE (normalized mean square error)¹⁷⁾で数値化した。そしてカットオフ周波数値に対するNMSEをグラフにプロットし、low passとhigh passフィルタを適用して得られた両者のグラフの交点から骨梁の空間周波数成分値を評価した。この手法の正確度については、解像力測定用X線テストチャートを用いて実験的に検証した。

Fig. 4 Flow chart of spatial frequency analysis of calcaneal trabeculae.

FFT: fast Fourier transform
NMSE: normalized mean square error

Fig. 5 Flow chart of fractal dimensional analysis of calcaneal trabeculae.

1-2-3 骨梁構造の複雑さ

踵骨の骨梁構造の複雑さをフラクタル次元解析法で評価した。Fig.5に解析の手順を示す。ROIは踵骨中央に128×128ピクセルで設定し、露光量変換とローリングボール法による背景トレンド処理後、抽出された骨梁に対してフラクタル次元解析を適用した。なお、フラクタル次元解析にはグリッド法⁶⁻⁹⁾を使用し、2値化の閾値は踵骨骨密度値が正常値である1例の健常踵骨の濃度ヒストグラムの中央値をすべての画像に適用した。また、グリッドの大きさは、0.2, 0.4, 0.8 mmの3段階に変化させた。

Fig. 6 Calcaneal trabecular images after background trend correction, without the application of density-exposure conversion, at various exposure times.

Fig. 7 Calcaneal trabecular images after background trend correction, with the application of density-exposure conversion, at various exposure times.

Fig. 8 Comparison of the fractal dimensions obtained from images with and without density-exposure conversion at various exposure times.

2. 結果

2-1 露光量変換の有効性¹⁸⁾

画像解析の前処理としての写真濃度の違いによる画像コントラストの相違を補正する露光量変換の有効性をフラクタル次元解析を用いて検討した結果をFig.6～8に示す。

Fig.6は撮影時間を0.1secから0.6secまで変化したときに得られた踵骨中央部のROI画像にローリングボール法による背景トレンド処理を行った画像である。背景トレンド処理によって写真濃度は適正画像(撮影時間:0.3sec)と同等になっているものの、低露光あるいは高露光画像になるほど、感光系のフィルムコントラストが低いために画像コントラストは低くなった。

Fig.7は、Fig.6と同じ踵骨ROI画像に感光系の特性曲線を用いた露光量変換を適用し、背景トレンド処理を行った画像である。露光量変換を行った画像では、写真濃度値を露光量に変換したため、画像がフィルムコントラストの影響を受けなくなり、異なる撮影時間でも同程度の画像コントラストが得られた。

Fig.8はFig.6とFig.7の画像を対象にフラクタル次元解析を行った結果である。露光量変換を行っていない画像から求めたフラクタル次元(破線)は、露光量つまり写真濃度が異なると画像コントラストが変動するため、最大で33.9%の低下を認めた。他方、露光量変換を行った画像から求められた解析値(実線)は、写真濃度による画像コントラストの相違が改善され、異なる撮影時間でもほぼ一定値(変動率0.2～4.5%)を示した。

2-2 骨梁抽出のための平滑化フィルタサイズの検討¹⁹⁾

Fig.9は健常例の屍体から摘出した第二腰椎の側面画像に平滑化フィルタ法をフィルタサイズを5×5から51×51まで変化させて適用して抽出した骨梁像である。Fig.10は骨粗鬆症例の椎体から、同様に抽出した骨梁像である。またFig.11には、Fig.9とFig.10のそれぞれの画像から計数された腰椎側面中央2cm幅に縦走する骨梁の数を示す。健常例と骨粗鬆症例はともにフィルタサイズが大きくなるに従って骨梁構造が描出され、計数される骨梁の数は次第に減少した。健常例と骨粗鬆症例で計数された骨梁数の差が最も大きかったのは、フィルタサイズが11×11のときであった。

2-3 骨梁抽出のためのローリングボール法のボール径の検討²⁰⁾

X線撮影用人体ファントムの腰椎および踵骨の側面

Fig. 9 Lumbar trabecular images of a normal subject depicted by the smoothing filter method at various smoothing filter sizes.

Fig. 10 Lumbar trabecular images of an osteoporotic patient depicted by the smoothing filter method at various smoothing filter sizes.

X線画像にローリングボール法をボール径を0.5, 1, 2, 5, 10, 20 mmの6種類に変化させて適用して得られた画像をFig.12とFig.13に示す。

ボール径が小さいとX線写真の粒状様陰影が目立ち、ボール径が大きくなると骨梁陰影が淡くなり、背景トレンドにコントラストが生じてくる傾向が認められた。Fig.12の腰椎側面画像では、原画像の左側2/3に存在する消化管内ガス像がローリングボール法によって適切に除去され、処理後画像では画像全体に骨梁像が描出された。また、Fig.13の踵骨側面画像では、骨の厚さに基因する画像全体に及ぶ濃度分布の不均一性が改善され、画像全体に斜め方向に走行する骨梁が抽出された。

これらの画像と大腿骨頸部および橈骨遠位部を対象にローリングボール法を適用して得られた画像から、骨梁を抽出するために適切なボール径について視覚評価にて検討した結果、5mmのボール径が適切であることが認められた。

Fig. 11 Comparison between the number of trabeculae in a normal subject (solid line) and osteoporotic patient (dotted line) by the smoothing filter method at various smoothing filter sizes.

Fig. 12 Lumbar trabecular images obtained by the rolling ball method at various ball diameters.

Fig. 13 Calcaneal trabecular images obtained by the rolling ball method at various ball diameters.

Fig. 14 Correlation between lumbar bone mineral density and the number of vertical trabeculae in lumbar vertebra. Vertebral fracture case (X), nonfracture case (O) and mild deformity cases (Δ).

2-4 腰椎側面像に縦走する骨梁の数と腰椎骨密度との関係¹⁹⁾

椎体骨折 23 例および低骨量と診断された 30 例を含む 95 例の臨床画像にフィルタサイズが 11×11 の平滑化フィルタ法を適用して得られた画像から計数された骨梁の数と腰椎骨密度との関係を Fig.14 に示す。図中の × 印は明らかに椎体骨折が認められた症例、○ 印は認

められない症例、△ 印は軽度の変型症例である。

平滑化フィルタ法によって計数された腰椎椎体に縦走する骨梁の数と腰椎骨密度との間には弱い負の相関性 ($r = -0.26$, $p = 0.011$) が認められた。

2-5 空間周波数フィルタを用いた周波数成分解析法の有効性

Fig.15 と Fig.16 に新しく考案した空間周波数成分解析法を踵骨側面画像に適用した 1 例を示す。Fig.15 は原画像に low pass, high pass フィルタ処理を、フィルタ処理の閾値(カットオフ周波数)を変化させながら適用したときのパワースペクトルと処理後画像である。Fig.16 は、これらの画像と原画像から算出した NMSE をフィルタ処理のカットオフ周波数値に対し図示したものである。両曲線の交点からこの画像のもつ空間周波数成分値は 0.869 cycle/mm であった。

Fig.17 と Table 1 に解像力測定用の X 線テストチャートを使用した場合の結果を示す。Fig.17 は、4 種類の空間周波数のテストチャート画像とそのパワースペクトルである。また、Table 1 は、新しく考案した解析法によって得られた各チャート像の空間周波数成分値とスペクトルから求めた一次モーメントの比較である。

パワースペクトルにはチャートの空間周波数値付近にスペクトルのピークが認められた。一次モーメントによる解析法ではチャートの空間周波数の違いによる影響を示すもののその変動幅は小さく、他方、われわれが考案した方法では、X 線画像から求めた空間周波

Fig. 15 Calcanear trabecular images and power spectra images after low-pass and high-pass filter processing at various cutoff frequency levels.

Fig. 17 Images obtained by x-ray test-chart for measuring resolution and those obtained by power spectra. The maximum spatial frequency of the power spectra is 5 cycles/mm.

数成分値とチャートの空間周波数値がよく一致した。

2-6 踵骨骨梁の空間周波数成分と踵骨骨量指標との関係

Fig.18に新しく考案した空間周波数成分解析法で求めた踵骨側面画像の空間周波数値と、QUS(quantitative ultrasound, 定量的超音波法)装置(A-100, Lunar)およびQUSとSXA(single energy x-ray absorptiometry, 単一エネルギーX線吸収測定法)の併

Fig. 16 Relationship between cutoff frequency levels and NMSE. Low-pass filter processing (dotted line), high-pass filter processing (solid line). The spatial frequency of the image was estimated from the intersection of the two curves.

Table Comparison of spatial frequency, as estimated from the new method of analysis developed from x-ray test-chart images using spatial filter processing, and first moments of the horizontal axis calculated from the power spectra.

Spatial frequency (cycles / mm)		
Test-chart	New method	1st moment
1.0	1.036	2.441
2.0	2.018	2.478
3.0	2.997	2.529
4.0	4.065	2.561

1st moment: the 1st moments of horizontal axis
1st moment = $\frac{\int \int u \cdot PWS(u, v) du dv}{\int \int PES(u, v) du dv}$

用装置(UXA-300, Aloka: 以下, QUS/SXA装置)で得た各骨量指標との関係を示す。図中の○印は健常例, ×印は骨粗鬆症例を示す。

SOS(speed of sound, 超音波伝播速度: m/sec)は, 物質の弾性を表すヤング率と密度によって規定される値であり, 骨密度の指標と考えられている。BUA(broadband ultrasound attenuation, 超音波減衰係数: dB/MHz)は, 超音波の水における透過スペクトルから踵骨透過後スペクトルを差し引いた値で得られるスペ

Fig. 18 Relationship between the spatial frequency of images and the bone mass indices obtained by the QUS/SXA apparatus. Normal subject(○), osteoporotic patient(×).

クトルの傾きで、骨梁の三次元分布や骨質を表す指標である。bone stiffnessは、SOSとBUAの米国白人健康者データに対する% age-matched control値から算出された数学的な骨強度指標である²¹⁾。また、BMD(bone mineral density, 骨密度: g/cm^2)はX線の軟部組織と骨における減弱率の違いから算出される単位面積当たりの密度であり、elastic index(弾性指標: N/m^2)はSOSと単位面積当たりの密度(g/cm^3)から算出されるヤング率に相当する指標である。

画像の空間周波数成分値と骨量測定装置で取得された五つの骨量指標値との間には、BUAを除き有意な正の相関性($r=0.510\sim0.678$, $p<0.0029\sim0.0426$)が認められた。また、これらのうちBMDとの相関性($r=0.678$)が最も優れていた。

2-7 踵骨骨梁のフラクタル次元と踵骨骨量指標との関係²²⁾

Fig.19にフラクタル次元解析から得られたフラクタル次元と、QUS装置およびQUS/SXA装置から得られた各骨量指標との関係を示した。

フラクタル次元と骨量測定装置によって取得された五つの骨量指標値との間には、すべての組み合わせにおいて有意な正の相関性($r=0.608\sim0.820$, $p<0.0001\sim0.0109$)が認められた。フラクタル次元解析では、特にSOSとの相関性($r=0.820$)が優れていた。

3. 考 察

3-1 骨梁の画像解析における前処理について

3-1-1 露光量変換

露光量変換を行った画像と行わない画像のフラクタル次元解析の比較において、後者では同一の被写体であっても描出状態の異なる骨梁像を解析するため、解析値が撮影時間の違いに対応して異なった値を示し、前者では、画像の表示に使用されている非線系の写真濃度値が線系のX線露光量に変換されるため、低露光および高露光画像において低下が明らかであった画像コントラストが適正露光画像のそれと同等に改善され、画像解析値が一定値となった。

つまり、露光量変換は、受像系に増感紙-フィルムシステムを用いるときに必ず生じる画像コントラストの変動を、デジタル画像処理時に有効に補正することを可能にした。したがって、この手法はフラクタル次元解析にかぎらず、種々のデジタル画像解析において前処理として採用されるべき基本的技術である。

3-1-2 背景トレンド処理

背景トレンド処理については、平滑化フィルタ法とローリングボール法を適用したが、処理のアルゴリズムは異なるもののどちらの方法においても同等に骨梁の抽出が可能であった。

平滑化フィルタ法を適用した場合は、骨梁のエッジが強調されるため、骨梁は明瞭に抽出されやすく、2値化処理を行う骨梁の数の計数には適切な手法である。

Fig. 19 Relationship between the fractal dimension of the images and the bone mass indices obtained by QUS/SXA apparatus. Normal subject (○), osteoporotic patient (×).

が、エッジの強調によって画像の空間周波数成分が変化するため、空間周波数解析には不向きな手法である。他方、ローリングボール法は、空間周波数成分の変化も少なく、平滑化フィルタ法に比して原画像の濃度変化に近い骨梁像が得られる。

視覚評価によって、ローリングボール法における骨梁抽出のために適切なボール径は5mmであったが、これと同等の骨梁像が得られる平滑化フィルタ法のフィルタサイズは31×31であった。他方、平滑化フィルタ法において、骨粗鬆症例を健常例と区別するのに適当なフィルタサイズは、腰椎に縦走する骨梁の数の検討の結果、11×11が適切であった。このフィルタサイズの違いについては、われわれが通常X線画像上で骨梁と認識し、観察している陰影は、骨梁が集合し、構造物であることが原因であると考えられる。X線画像を用いる骨梁解析では、解析の目的に応じて、このことを十分に認識したうえでフィルタサイズやボール径を決定する必要がある。

3-2 骨梁の構造解析について

3-2-1 腰椎に縦走する骨梁の数

骨強度が脆弱化した骨構造では骨梁の数は減少していることが知られている。しかし、今回われわれが行った骨萎縮度分類法に従った骨梁の数の計数では、腰椎側面画像から計数された縦走する骨梁の数は、骨密度が高いほど減少する傾向が示された。

Fig. 20 Comparison between the density profiles of trabecular images in a normal subject and osteoporotic patient.

これはFig.20に示すとおり、骨密度の高い健常例では、骨梁の三次元的な分布密度が高く、X線写真上で骨梁と骨梁が重なりを生じるため、骨梁全体の画像コントラストが高くなり、濃度プロファイルに1点鎖線で示すある閾値レベルで2値化を行うと抽出される骨梁の数が少なくなる。他方、骨密度の低い骨粗鬆症例では骨梁の三次元的な分布が粗であるために、骨梁全体の画像コントラストが低く、2値化処理を行うと多くの骨梁が抽出されることが原因である。

3-2-2 踵骨骨梁の細かさと複雑さ

踵骨を対象にした空間周波数解析とフラクタル次元

解析の解析値は、QUS装置およびQUS/SXA装置から得られた各骨量指標との間に中程度以上の相関性が認められた。

一般に物体の細かさを表す指標として用いられている空間周波数値は、骨量指標のうちBMDおよびelastic indexと相関性が強く、骨の密度や弾性に関係が深いと考えられた。また、一般に図形の複雑さを表す指標として用いられているフラクタル次元は、特にSOSとの相関性が強く、骨の弾性と密度に関係が深いことが示された。したがって、これら解析法による解析値は、骨強度を評価する指標として用いることが可能である。

4. 結 語

骨梁の画像解析について、骨梁抽出のための前処理と特徴量の解析法を検討した結果、以下の結論を得た。

- (1) 露光量変換は、X線写真を使用した画像解析の前処理として必要不可欠な基本的技術である。
- (2) 背景トレンド処理は骨梁抽出のために必要な前処理であり、平滑化フィルタ法およびローリングボール法のいずれもが骨梁を有効に抽出することが可能であった。ただし、フィルタサイズやボール径については、目的に応じて考慮する必要がある。
- (3) 腰椎側面像に縦走する骨梁の数と腰椎骨密度との

間には弱い負の相関性($r = -0.26$, $p = 0.011$)が認められた。

- (4) 新しく考案した空間周波数フィルタを用いる画像の空間周波数成分解析法は、X線画像の空間周波数を的確に数値化することが可能であった。
- (5) 踵骨側面像における骨梁の空間周波数解析では、得られた結果と骨量測定装置で取得した骨量指標値との間に正の相関性($r = 0.510 \sim 0.678$)が認められ、空間周波数成分が骨の密度や弾性に関係が深いことが示された。
- (6) 踵骨側面像における骨梁のフラクタル次元解析では、得られた結果と骨量測定装置で取得した骨量指標値との間に有意な正の相関性($r = 0.608 \sim 0.820$)が認められた。特にSOSとの相関性($r = 0.820$)が優れており、フラクタル次元が骨の弾性と密度に関係が深いことが示された。

以上により、適正な前処理を行い、適当な特徴量の抽出法を適用することによって、骨梁の画像解析値から骨の強度を推定することが可能であった。今後は、これら基本的な構造解析法の正確度を向上させ、解析値と骨強度との相関性を骨破壊試験などの結果と併せて検討していくとともに、peripheral quantitative computed tomography (pQCT) や micro computed tomography (μ CT) から取得される高分解能断層画像に対してもこれらの手法を適用する予定である。

参考文献

- 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) 山本逸雄: 骨粗鬆症の定量診断。CLINICAL CALCIUM, 5(11), 7, (1995)。
- 3) 福永仁夫: 骨質の評価法—特集にあたって—。THE BONE, 10(4), 17-18, (1996)。
- 4) 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)。
- 5) 内山 徹, 谷澤龍彦: 骨形態計測法。THE BONE, 10(4), 51-60, (1996)。
- 6) Ishida T, Yamashita K, Takigawa A, et al.: Trabecular pattern analysis using fractal dimension. Jpn J Appl Phys, 32, 1867-1871, (1993)。
- 7) Caligiuri P, Giger NL, and Favus M: Multifractal radiographic analysis of osteoporosis. Med Phys, 21(4), 503-508, (1994)。
- 8) Benhamou CL, Lespessailles E, Jacquet G, et al.: Fractal organization of trabecular bone images on calcaneus radiographs. J Bone Miner Res, 9, 1909-1918, (1994)。
- 9) 曾根照喜, 友光達志, 北山 彰, 他: フラクタル次元を用いたX線骨梁像の解析。Osteoporosis Jpn, 4(2), 47-50, (1996)。
- 10) Ishida T, Takigawa A, and Yamashita K: Spectral analysis of trabecular patterns. IMECO TC7 Int'l Symp on AIMaC'91, 199-204, (1991)。
- 11) Caligiuri P, Giger NL, Favus MJ, et al.: Computerized radiographic analysis of osteoporosis. Radiology, 186(2), 471-474, (1993)。
- 12) 鹿島 勇, 熊坂さつき, 松木貴彦: 数理形態学による骨構造の骨格特徴抽出—コンピュータドラジオグラフィへの応用—。THE BONE, 10(4), 67-75, (1996)。
- 13) 日本骨代謝学会骨粗鬆症診断基準検討委員会: 原発性骨粗鬆症の診断基準(1996年度改訂版)。Osteoporosis Jpn, 4(4), 65-74, (1996)。
- 14) 北山 彰, 板谷道信, 荒尾信一, 他: 撮影条件が骨梁の画像解析に与える影響。川崎医短大紀要, 15, 47-53, (1995)。
- 15) Mosekilde L: Age-related changes in spinal bone mass, structure and strength. J Jpn Soc Bone Morphom, 8, 9-18, (1998)。
- 16) Hoshino K, Naguro T, and Iino A: A new concept of the pattern of structural changes with bone loss by histomorphometric analysis using bone slabs. J Bone Miner Metab, 17, 178-186, (1999)。
- 17) 松尾 悟, 小水 満, 木田哲生, 他: X線画像のもつ周波数成分の分析。日放技学誌, 53(11), 1665-1672, (1997)。
- 18) 北山 彰, 友光達志, 曾根照喜, 他: 骨梁像のフラクタル次元解析における露光量変換法の有用性。日骨形態誌, 8, 71-75, (1998)。

- 19) 北山 彰, 板谷道信, 山下一也, 他: 筋強調フィルタ法による腰椎骨梁の定量解析, 川崎医短大紀要, 19, 87-91, (1999).
- 20) 北山 彰, 林 明子, 荒尾信一, 他: デジタル画像解析における背景トレンド処理に関する基礎的検討ーローリングボール法の有効性ー, 川崎医短大紀要, 18, 69-72, (1998).
- 21) 折茂 肇, 須田立雄, 井上哲郎, 他: 最新骨粗鬆症, pp.322-325, ライフサイエンス出版, 東京, (1999).
- 22) 北山 彰, 林 明子, 荒尾信一, 他: 踵骨X線画像のフラクタル次元解析, 川崎医短大紀要, 17, 57-60, (1997).

図表の説明

- Fig. 1 背景トレンド処理のための平滑化フィルタ法の概要. (a)原画像の濃度プロファイル(実線)と平滑化フィルタ処理後画像の濃度プロファイル(点線), (b)背景トレンド処理後エッジ強調画像の濃度プロファイル(実線)と2値化処理の閾値レベル(1点鎖線), (c)骨梁抽出画像の濃度プロファイル
- Fig. 2 背景トレンド処理のためのローリングボール法の概要. (a)腰椎側面像の濃度プロファイル(実線)と椎体の形状に基因する濃度変化(点線), (b)背景トレンド処理後画像の濃度プロファイル.
- Fig. 3 平滑化フィルタ法を使用した腰椎骨梁の数の計数の手順.
- Fig. 4 踵骨骨梁の空間周波数解析の手順.
FFT: fast Fourier transform NMSE: normalized mean square error
- Fig. 5 踵骨骨梁のフラクタル次元解析の手順.
- Fig. 6 撮影時間を変化したときの背景トレンド処理後の踵骨骨梁像. 露光量変換未施行.
- Fig. 7 撮影時間を変化したときの背景トレンド処理後の踵骨骨梁像. 露光量変換施行.
- Fig. 8 撮影時間を変化したときの露光量変換を行った画像と, 行わなかった画像から得られたフラクタル次元の比較.
- Fig. 9 平滑フィルタサイズを変化したときに平滑化フィルタ法によって抽出された健常例の腰椎骨梁像.
- Fig. 10 平滑フィルタサイズを変化したときに平滑化フィルタ法によって抽出された骨粗鬆症例の腰椎骨梁像.
- Fig. 11 平滑フィルタサイズを変化したときに平滑化フィルタ法によって計数された健常例(実線)および骨粗鬆症例(点線)の骨梁数の比較.
- Fig. 12 ボール径を変化したときにローリングボール法によって抽出された腰椎骨梁像.
- Fig. 13 ボール径を変化したときにローリングボール法によって抽出された踵骨骨梁像.
- Fig. 14 腰椎骨密度と腰椎に縦走する骨梁の数との関係. ×印は椎体骨折が認められた症例, ○印は認められない症例, △印は軽度の変型症例.
- Fig. 15 空間周波数フィルタ処理の閾値(カットオフ周波数)を変化したときに low passおよび high passフィルタ処理によって得られた踵骨骨梁像とそのパワースペクトル.
- Fig. 16 空間周波数フィルタ処理の閾値(カットオフ周波数)とNMSEの関係. 点線は low passフィルタ適用時, 実線は high passフィルタ適用時. 両曲線の交点から画像の空間周波数成分を推定した.
- Fig. 17 解像力測定用のX線テストチャートを使用して作成した画像とそのパワースペクトル. パワースペクトルの最大空間周波数は5cycles/mmである.
- Fig. 18 画像の空間周波数成分値と骨量測定装置によって取得された骨量指標との関係. ○印と×印はそれぞれ健常例と骨粗鬆症例.
- Fig. 19 画像のフラクタル次元と骨量測定装置によって取得された骨量指標との関係. ○印と×印はそれぞれ健常例と骨粗鬆症例.
- Fig. 20 健常例と骨粗鬆症例における骨梁像の濃度プロファイルの比較.
- Table X線テストチャートの画像から新しく考案した空間周波数フィルタを用いる解析法によって推定した空間周波数成分値と, パワースペクトルから算出した水平方向での一次モーメントの比較.