

Snakesを用いた脊椎形状認識と骨粗鬆症診断への応用

著者	近藤 一光, 尾川 浩一, 長岡 智明, 櫻井 清子
出版者	法政大学計算科学研究センター
雑誌名	法政大学計算科学研究センター研究報告
巻	17
ページ	73-77
発行年	2004-03-22
URL	http://doi.org/10.15002/00025010

Snakes を用いた脊椎形状認識と骨粗鬆症診断への応用

近藤 一光¹⁾ 尾川 浩一¹⁾ 長岡 智明²⁾ 櫻井 清子²⁾

¹⁾ 法政大学大学院工学研究科

²⁾ 北里大学大学院医療系研究科

骨粗鬆症の診断では骨密度 (BMD) を一つの指標としているが、BMD 値と疾病の程度とが必ずしも関連しないことがあり、われわれは第三腰椎の CT 画像から得られる情報を用いてさらに正確な診断を行う方法を検討してきた。本研究では第三腰椎 X 線 CT 画像を用いて、種々の領域の輪郭抽出を行い、そこから算出されたパラメータの有効性を調べた。ここで椎孔および骨皮質内部 (椎体内海綿骨部) の輪郭抽出には snakes を適用し、輪郭抽出のための新たなエネルギー関数を導入し、高い精度での自動輪郭抽出に成功した。また、得られたパラメータの臨床的有用性についても検討を行った。

1. はじめに

近年、急速に進みつつある高齢化とともに、骨粗鬆症の予防や早期治療に対する関心が高まり、この疾病の早期診断の必要性が生じてきた。骨粗鬆症は、骨密度の減少により骨がもろくなり、骨折を起こし易くなった病態であり [1]-[2]、骨密度 (BMD : bone mineral density) の測定は骨折の危険性を予知する際に重要となっている。骨密度測定法としては、DXA (dual-energy x-ray absorptiometry) による方法 [3]、QCT (quantitative computed tomography) 法 [4]、その他各種あるが、DXA 法では腰椎、大腿骨近位部および全身の単位面積当たりの BMD が、QCT 法では腰椎の単位体積当たりの BMD が得られる。ところが、BMD の値だけでは、健常群と骨粗鬆症群あるいは骨折群と非骨折群との境界が判然としないという問題がある。その一方で、骨構造の解析測定 [5]-[11] が骨折の危険性を予知する際に有効であることも知られており、ランレンクス法などによって評価が行われることもある。

我々は骨粗鬆症の自動診断システムの構築を最終目標としており、第三腰椎の X 線 CT 画像から、濃度 (CT 値) の積分値、濃度変化などのパラメータを測定することにより疾病との相関を検証する研究を行ってきた [12]。その際の脊椎の輪郭抽出では一部を手動で行っていたが、本論文では動的輪郭抽出法 snakes を用いて、これをすべて自動化することを行った。

画像内の対象物に対して、その輪郭線や輪郭面を変形可能なモデルによって抽出する研究 [13] は、1980 年代以降 [14]-[15] 行われるようになった歴史の浅い分野である。このような手法の医用画像への応用も行われている [16] が、対象となる臓器などの形状が比較的明瞭である場合がほとんどである。本研究で対象とする部位は、その病態に応じてエッジが不明瞭であり、また輪郭抽出における雑音成分も無視できないため、新たなポテンシャル関数を導入して正確に輪郭を抽出する試みを行った。

本論文では、第三腰椎の CT 画像から骨皮質外部輪郭、椎孔輪郭ならびに椎体内の海綿骨部輪郭 (以下、海綿骨部輪郭と呼ぶこととする) を自動で抽出し、そこから得られるパラメータについて、健常ボランティア群と骨粗鬆症群との関係を考察した。

2. snakes による輪郭抽出

snakes [14] とは輪郭抽出法の一つで、画像中の対象物体の近傍に曲線を配置し、その曲線を物体のエッジ情報や輪郭形状の滑らかさを基にして変形させることにより、対象物体の輪郭を抽出する方法である。snakes は以下の関数 E_{snakes} で定義される。

$$E_{snakes} = \int_0^1 \{E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s))\} ds \quad (1)$$

ここで、 $v(s)$ はパラメータ $s(0 \leq s \leq 1)$ における位置 $(x(s), y(s))$ である。 E_{int} は内部スプラインエネルギーで、曲線の滑らかさを示す関数である。 E_{image} は画像エネルギーで、画像のエッジポテンシャルの強さを示す関数である。 E_{con} は外部エネルギーで、ユーザが必要に応じて組み込む関数である。ここで、 E_{snakes} が最小の値となった時点での曲線形状が最適と考える。

(1) 式の右辺の内部スプラインエネルギーは、

$$E_{int} = \frac{1}{2} (\alpha(s) |v_s(s)|^2 + \beta(s) |v_{ss}(s)|^2) \quad (2)$$

によって与えられる。ここで、 $v_s(s)$ 、 $v_{ss}(s)$ はそれぞれ座標点 $v(s)$ における曲線の一次微分 ($dv(s)/ds$)、二次微分 ($d^2v(s)/ds^2$) で、 $\alpha(s)$ 、 $\beta(s)$ は各パラメータの重みである。また、画像エネルギー $E_{image}(v(s))$ は、一般に

$$E_{image} = -\omega(s) |\nabla I(v(s))|^2 \quad (3)$$

によって与えられる。ここで、 $I(v(s))$ は位置 $v(s)$ における濃度値で、 $|\nabla I(v(s))|^2$ はエッジの強度、 $\omega(s)$ は重みである。本研究では、(3) 式の代わりに距離変換 [17] により作成したポテンシャル画像 $P(v(s))$ を用い、

$$E_{image} = \omega(s)P(v(s)) \quad (4)$$

を画像エネルギーとして用いた。ここで距離変換とは、1 (対象物体) と 0 (背景) の値を持つ二値画像において、1 の値を持つピクセルに対し、最も近い 0 の値を持つピクセルまでの距離を与える操作である。本研究では、微分オペレータを用いて作成したエッジ画像に閾値処理を施し、エッジ部と背景部に分け、その後エッジ部に曲線が引き寄せられるように距離をポテンシャルとしたものを $E_{image}(v(s))$ として用いた。エッジ画像上では、どの方向にエッジがあるのかを調べるのが困難であるが、このポテンシャル関数により、対象エッジの存在する方向の判断が容易となる。snakes による曲線の更新は、動的な計算法である Amini らの方法[18]を用いた。また、 $\alpha(s), \beta(s), \omega(s)$ は、一般に位置の関数となっているが、本研究では定数として用いた。また、本研究では E_{con} は用いていない。

3. 主要部位の輪郭抽出

次に、椎孔輪郭 (図 1 の輪郭 B)、骨皮質外部輪郭 (図 1 の輪郭 A) 及び海綿骨部輪郭 (図 1 の輪郭 C) を抽出する手法について述べる。

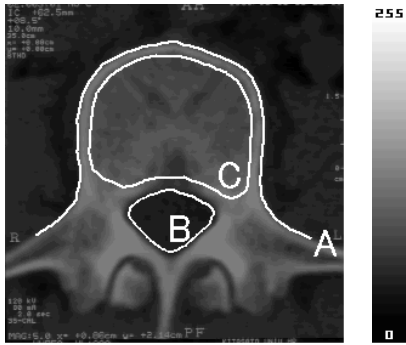


Fig. 1 An x-ray CT image of the third lumbar vertebra (A: outer contour of the vertebral body, B: contour of the foramen, C: contour of the trabecular bone region)

椎孔の輪郭抽出は snakes を用いて以下の手順で行う。最初に図 2 (a) の原画像 (557×557 ピクセル) に対して、Robert のオペレータを用いて微分画像を作成する (図 2 (b))。次に、その画像を閾値処理により二値化し (図 2 (c))、ポテンシャル画像 $P(v(s))$ を作成する。すなわち、二値画像上で 1 の値を持つ部分の画素の距離値を 0 として、そこからの距離値を各々の画素に対して設定している (図 2 (d))。図における画素値は、輝度が高い (白い) ほど大きな値を持つ。図 2 (c) 上で画像の中央よりやや下方に椎孔の初期基準点 $(x, y) = (278, 186)$ を設け、これより下方にエッジを検索し、椎孔の最下部を見いだす。その点から 40 ピクセル上を中心とする半径 20 ピクセルの円を配置し (図 2 (e))、それを曲線の初期形状として、snakes のアルゴリズムによって椎孔を抽出する (図 2 (f))。こうすることにより、二値化した段階で途切れてしまいがちな椎孔の上部を補完して抽出することが可能となる。このようにして得られた椎孔から、この重心を求めこれ

を椎孔基準点と呼ぶことにする。

骨皮質部の外部輪郭は以下の手順で抽出する。まず、p-tile 法を用い、対象の割合を 50% とすることで原画像 (図 2 (a)) を二値化し (図 3 (a))、画像の中心部から半径 250 ピクセルの円領域内で、その外側を辿ることにより抽出する (図 3 (b))。

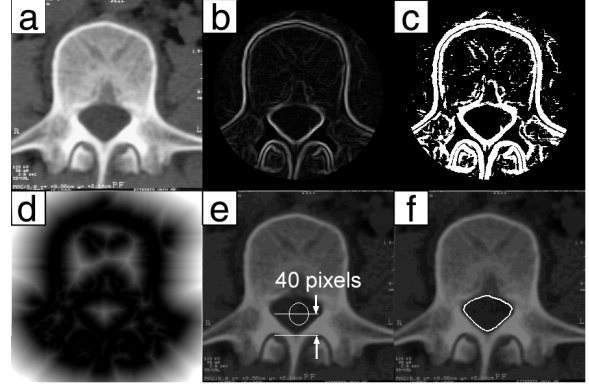


Fig. 2 Process for extracting contour B shown in Fig.1 with snakes: (a) original image, (b) differential image, (c) binary image of (b), (d) edge-potential image, (e) initial contour, (f) extracted contour

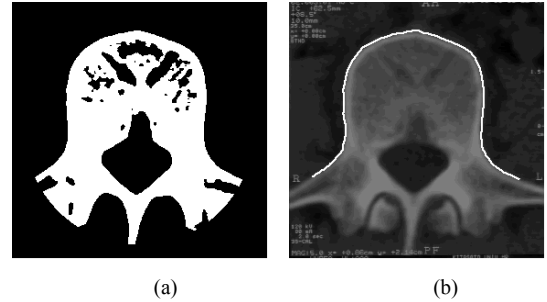


Fig.3 Extraction of the contour of the vertebral body: (a) binary image, (b) outer contour

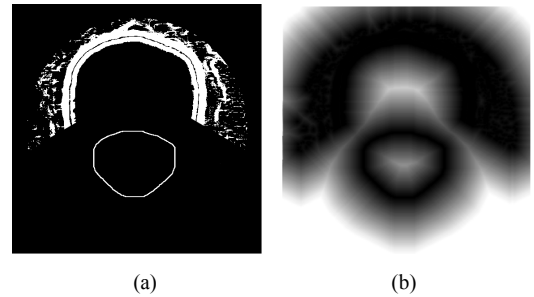


Fig. 4 Extraction of the trabecular bone region: (a) original image for potential calculation, (b) edge-potential for spongiosa

最後に、海綿骨部の輪郭抽出は以下の手順で行う。抽出手順としては、エッジ画像 (図 2 (b)) を作成し、それに閾値処理を施した後、求めた骨皮質の外部輪郭を重ね合わせる。海綿骨部を求めるため、原点を画像の中央部のやや上部 $(x, y) = (278, 372)$ とする極座標を設定する。ここで、角度 θ については、 $\theta = 0$ の角度を原点から直下の方向とし、 θ の増加方向を半時計方向と定義する。そ

して、原点を中心に $60^\circ \leq \theta \leq 300^\circ$ の範囲内において、骨皮質の外部輪郭より 20 ピクセル分、基準点方向に収縮させた領域の内部を消去する。これは、輪郭抽出の際、海綿骨部分のエッジの影響により誤抽出が生じるためである。さらに、 $60^\circ \leq \theta \leq 300^\circ$ の範囲外にあたる部分はすべて消去する。同時に図 2 で得られた椎孔の輪郭を 20 ピクセル分、膨脹させる。その二つを重ね合わせたもの (図 3 (a)) に距離変換を施し、snakes における画像エネルギーとして用いる (図 4 (b))。この輪郭抽出では、海綿骨輪郭抽出のための基準点 (上記の極座標の原点) を中心として半径 40 ピクセルの円を初期値として設定し、snakes のアルゴリズムを前述と同様に適用し、曲線を拡大させていき海綿骨の輪郭を得る。

4. パラメータ算出

本論文では以下の 3 種類のパラメータを算出し、健康者と骨粗鬆症患者とを比較した。まず椎孔基準点を極座標の原点とし、そこから真下に引いた直線 l の角度を $\theta = 0^\circ$ (θ は反時計回りに増加する) と定義する (図 5)。そして原点を中心に 1° 毎に、椎体における直線 l 上の画素値の合計を $90^\circ \leq \theta \leq 270^\circ$ の範囲で算出した (図 6 (a))。ここで椎孔輪郭の内側と骨皮質輪郭の外側の値は 0 とした。これを椎体部の濃度積分値と呼ぶことにする。この他に、海綿骨部の輪郭内部の領域 (図 6 (b)) の平均値をもとめ、これを海綿骨部の濃度平均値と定義する。また、原画像に閾値処理 (50%) をを行い、背景の部分を取り除いた後、椎孔輪郭の内側と海綿骨部の輪郭の内側を取り除いた図 6 (c) の領域について濃度平均値を求め、これを骨皮質部の濃度平均値とした。

5. 対象者および画像の取得

測定対象は、健康ボランティア 39 人、骨粗鬆症患者 13 人である。X 線 CT 装置 Quantex (GE 横河メディカルシステム社製) を用い、管電圧 120kV、スライス厚 10mm で、第三腰椎の椎体中央部をスキャンし、映像化した。デジタルデータをそのまま使用できなかったため、再構成した CT 画像を 5 倍に拡大して一旦フィルムに焼付け、デジタルタイザ LD-4500 (コニカ製) を用いてデジタル化した (図 1)。最終的に使用した画像は 557×557 ピクセル、濃度レベルは 8bit、ピクセルの大きさは 0.125×0.125 mm である。オリジナルの CT 画像の空間分解能は 0.7mm 程度であるが、輪郭抽出を行うために X 線フィルムを細かくサンプリングした。

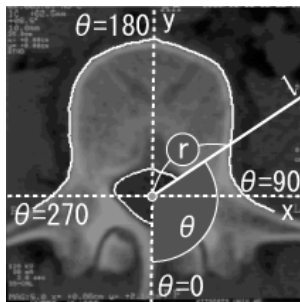


Fig. 5 Polar coordinate system for extracting a contour of the foramen

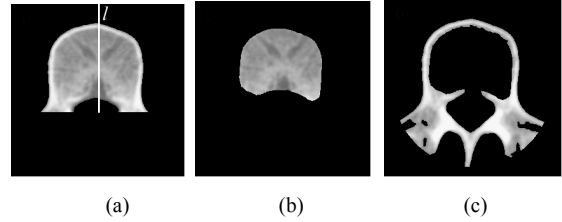


Fig. 6 Regions for calculating parameters: (a) vertebral body ($90^\circ \leq \theta \leq 270^\circ$), (b) spongiosa, (c) cortical bone

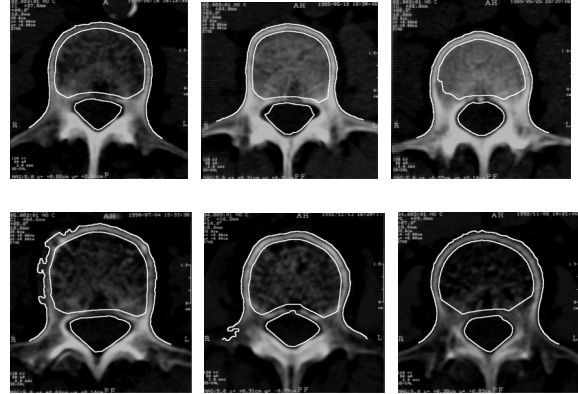


Fig. 7 Examples of extracted three contours (top: normal cases, bottom: osteoporotic cases)

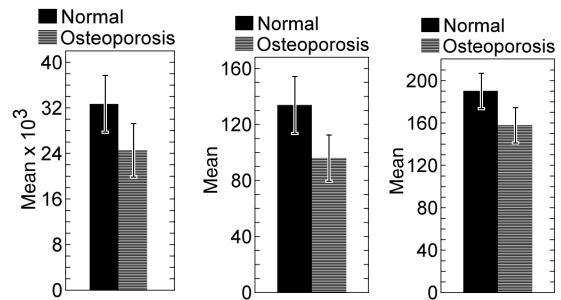


Fig. 8 Results: (a) accumulated density of vertebral body ($\theta = 180^\circ$), (b) mean density of the spongiosa, (c) mean density of the cortical bone

6. 結果と考察

健康群および骨粗鬆症群に対し、先に述べた 3 種類のパラメータを算出し、それらの両群間での有意差について Student-t 検定を行った。輪郭抽出結果の一部を図 7 に示す。上段は健康者の例であり、下段は骨粗鬆症患者の例である。p-tile 法における閾値は 50% を用いた。また、snakes のパラメータである (α, β, ω) は、椎孔輪郭の抽出では $(1.0, 1.0, 1.0)$ を用い、海綿骨部の輪郭抽出では $(5.0, 7.0, 1.0)$ を用いた。パラメータの設定では、その値が輪郭の持つ形状や濃度値などに左右され、理論的に一義に決定することが困難であったため、やむをえず試行錯誤によって、すべての輪郭が抽出可能となる値を決めた。ここでは、52 の画像を取り扱ったが、視覚的には輪郭抽出に失敗したものはなかった。

椎体部の濃度積分値に関しては、特に $140^\circ \leq \theta \leq 220^\circ$

にかけて、両者の差は顕著となり、 $\theta = 140^\circ, 180^\circ, 220^\circ$ で検定を行ったところ、危険度1%で両群の差は有意であった。図8(a)は、 $\theta = 180^\circ$ のときの結果である。同様に、海綿骨部ならびに骨皮質部における濃度平均に関しても、両群の平均値の差を危険度1%で検定したところ、有意となった(図8(b),(c))。

本研究で用いた骨粗鬆症診断のための特徴量は、椎孔の重心から放射方向に引いた直線 l 上の濃度積分値を角度 θ 毎に見たもの、骨皮質部の濃度平均および海綿骨部の濃度平均値である。これらのパラメータを得るために、骨皮質外部、海綿骨部および椎孔の輪郭を抽出し、椎孔、海綿骨部に関してはsnakesを用いた輪郭抽出を行った。椎孔を抽出するために二値化した原画像を用いた場合、椎孔上部にあたる部分が閾値処理の際に認識されずに途切れてしまうため、補完性を有するsnakesを用いて抽出した。また、骨梁のエッジによって抽出が困難な海綿骨部に関しては、抽出した骨皮質外部並び椎孔の輪郭をもとに、近似的なエッジポテンシャルを作成する事により抽出を行うことができた。健常群と患者群の平均値の差における有意差検定の結果から、何れのパラメータも1%の危険度において有意であることが示された。

7. まとめ

本研究では、距離変換画像をエッジポテンシャルとして用いた改良型snakesを第三腰椎X線CT画像における椎孔並びに椎体内海綿骨の輪郭抽出に用いる方法を検討した。また、骨粗鬆症診断に有効な特徴量をこの画像から算出した。

参考文献

- [1] 折茂肇, 杉岡洋一, 福永仁夫, 武藤芳照, 佛淵孝夫, 五来逸雄, 中村哲郎, 串田一博, 田中弘之, 猪飼哲夫, 大橋靖雄, “原発性骨粗鬆症の診断基準 (1996年度改訂版)”, 日骨代謝誌, vol.14, no.4, pp.219-233, 1995.
- [2] H. Orimo, Y. Hayashi, M. Fukunaga, T. Sone, S. Fujiwara, M. Shiraki, K. Kushida, S. Miyamoto, S. Soen, J. Nishimura, Y. Oh-Hashi, T. Hosoi, I. Gorai, H. Tanaka, T. Igai, H. Kishimoto, “Diagnostic criteria for primary osteoporosis: year 2000 revision”, J.Bone Miner. Metab., vol.19, no.6, pp.331-337, 2001.
- [3] K. Kin, K. Kushida, K. Yamazaki, S. Okamoto, T. Inoue, “Bone mineral density of the spine in normal Japanese subjects using dual-energy X-ray absorptiometry: Effect of obesity and menopause state,” Calif. Tissue. Int., vol.49, no.2 pp.101-106, 1991.
- [4] Y. Fujii, M. Tsutsumi, T. Tsunenari, M. Fukase, Y. Yoshimoto, T. Fujita, H.K. Genant, “Quantitative computed tomography of lumbar vertebrae in Japanese patients with osteoporosis,” Bone Miner., vol.6, no.1, pp.87-94, 1989.
- [5] M. Ito, M. Ohki, K. Hayasi, M. Yamada, M. Uetani, T. Nakamura, “Trabecular texture analysis of CT images in the relationship with spinal fracture,” Radiology, vol.194, no.1, pp.55-59, 1995.
- [6] H.K. Genant, K. Engelke, T. Fuerst, C.C. Gluer, S. Grampp, S.T. Harris, M. Jergas, T. Lang, Y. Lu, S. Majumdar, A. Mathur, M. Takada, “Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art,” J. Bone Miner. Res., vol.11, no.6, pp.707-730, 1996.
- [7] W.A. Kalender, K. Engelke, “Bone densitometry and morphometry,” ICRU News, pp.9-14, 1997.
- [8] T.M. Link, S. Majumdar, S.J. Lin, D. Newitt, P. Augat, X. Ouyang, A. Mathur, H.K. Genant, “A comparative study of trabecular bone properties in the spine and femur using high resolution MRI and CT,” J. Bone Miner. Res., vol.13, no.1, pp.122-132, 1998.
- [9] P. Caligiuri, M.L. Giger, M.J. Favus, H. Jia, K. Doi, L.B. Dixon, “Computerized radiographic analysis of osteoporosis: Preliminary evaluation,” Radiology, vol.186, no.2, pp.471-474, 1993.
- [10] C.L. Gordon, C.E. Webber, J.D. Adachi, N. Christoforou, “In vivo assessment of trabecular bone structure at the distal radius from high-resolution computed tomography images,” Phys Med Biol, vol.41, no.3, pp.495-508, 1996.
- [11] A. Munding, B. Wiesmeier, E. Dinkel, A. Helwig, A. Beck, S.J. Moenting, “Quantitative image analysis of vertebral body architecture – improved diagnosis in osteoporosis based on high-resolution computed tomography,” British J. Radiol., vol.66, no.783, pp.209-213, 1993.
- [12] 櫻井清子, 尾川浩一, “CT画像による脊椎形状の解析”, 日骨形態誌, vol.9, no.3, pp.121-127, 1999.
- [13] 喜多泰代, “変形可能なモデルを利用した医用画像解析の動向”, Med. Imag. Technol., vol.12, no.3, pp.180-186, 1994.
- [14] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, “Snakes: Active contour models,” Int. J. Comput. Vision., vol.1, no.3, pp.321-331, 1988.
- [15] D. Terzopoulos, A. Witkin, M. Kass, “Symmetry seeking models and 3D object reconstruction,” Int. J. Comput. Vision, vol.1, no.2, pp.211-221, 1987.
- [16] I. Cohen, L. Cohen, N. Ayache, “Using deformable surfaces to segment 3D images and inter differential structures,” Comp. Vision Graphic Imag. Proc.: Image understanding, vol.56, no.2, pp.242-263, 1992.
- [17] A. Rosenfeld, J. Pfaltz, “Distance functions on digital pictures,” Pattern Recog., vol.1, pp.33-61, 1968.

キーワード.

骨粗鬆症, 骨密度, X線 CT画像, Snakes, 輪郭抽出

Summary.

Shape recognition of the spine with snakes and its application for diagnosing osteoporosis

Kazumitsu Kondou Koichi Ogawa Tomoaki Nagaoka Kiyoko Sakurai
Graduate School of Eng., Hosei University, Tokyo, Japan
Graduate School of Medical Science, Kitasato University, Kanagawa, Japan

Bone mineral density (BMD) is an index in the diagnosis of osteoporosis. But the BMD value sometimes does not correlate to the prognosis of this disease. We have studied methods for diagnosing the osteoporosis by means of information obtained from a CT image of the third lumbar vertebra. In this study we extracted outlines of various areas automatically from the CT image and calculated three types of parameters useful to diagnose the osteoporosis. The snake algorithm was applied to extract contour of the foramen and the trabecular bone region with a newly developed energy function, and it succeeded in the automatic outline extraction with high accuracy. Moreover, clinical usefulness of obtained parameters was examined with a statistical analysis.

Keywords.

osteoporosis, bone mineral density, x-ray CT image, snakes, contour extraction