

[論文]

判別分析による モアレ画像からの脊柱側彎症自動識別

金 亨燮¹ 石川 聖二¹ 大塚 嘉則²
清水 尚³ 中田 康弘³ 四宮 孝史⁴

九州工業大学工学部¹, 国立療養所千葉東病院²
(財) ちば県民保健予防財団³, (株) ニコンデジタルテクノス⁴

要約: 本稿では, 人背面モアレ像からの脊柱側彎症自動識別法について述べる. 人背面モアレ像は正常例であればほぼ左右対称を示しているが, 異常例ではモアレ縞のひずみによる左右非対称が現れる. そこで, 脊柱側彎症のもつ非対称の特徴を利用して, モアレ画像から対称性解析を行うことにより, 脊柱側彎症の自動識別を行う. 提案法では, 図形の近似的対称性解析法により対称基準を求め, 対称基準を境とする左右領域内の重心位置のずれと濃度差の分布の違いを特徴量として求める. これらの特徴量を正常例・異常例について求め, 判別分析を行い, 正常・異常の自動分類を行う. 提案法を用いて 1,200 例の実モアレ画像に対して分類実験を行った結果, 84.72%の分類率が得られた.

キーワード: モアレ画像, 近似的対称性, 脊柱側彎症

Automatic Scoliosis Detection Based on Discriminant Analysis

Hyoungseop KIM¹ Seiji ISHIKAWA¹ Yoshinori OTSUKA²
Hisashi SHIMIZU³ Yasuhiro NAKADA³ and Takashi SHINOMIYA⁴

Department of Mechanical and Control Engineering, Kyushu Institute of Technology¹
National Sanatorium Chiba Higashi Hospital²
Chiba Foundation for Health Promotion & Disease Prevention³
Nikon Digital Technologies Co., Ltd.⁴

Abstract: In this paper, we propose a technique for automatic scoliosis detection from moiré topographic images. Normally the moiré stripes show symmetry as a human body is almost symmetric. According to the progress of the deformity of a spine, asymmetry becomes larger. Numerical representation of the degree of asymmetry is therefore useful in evaluating the deformity. First, displacement of local centroids and difference of gray values are evaluated statistically between the left- and the right-hand side regions of the moiré images with respect to the extracted middle line. We classify the moiré images into two categories i.e., normal and abnormal cases from the features, employing discriminant analysis. An experiment was performed employing 1,200 moiré images and 84.72% of the images were classified correctly.

Key words: moiré topographic images, approximate symmetry, scoliosis

HyoungSeop KIM
Department of Mechanical and Control Engineering, Kyushu Institute of Technology
1-1, Sensui-cho, Tobata-ku, Kitakyushu 804-8550, Japan
E-mail: kim@cntl.kyutech.ac.jp

1. まえがき

近年、成長期における小中学生、特に女子学生を中心に脊柱側彎症が増加傾向にあるが、その原因は未だ不明である。脊柱側彎症とは背骨が側方に彎曲する病気で、立位姿勢で10度以上のカーブがある場合、側彎があると判断される。脊柱側彎症になると疲れやすく、重度になると肺活量の減少、腰痛や心機能障害を起こす可能性があるなど、身体に影響を及ぼすようになる。重度の側彎症者に対しては、彎曲を矯正し、進行を抑制することを目的とした外科手術が行われている。しかし、進行性の脊柱側彎症者の場合、自覚症状がないことや痛みを伴わないなどの理由のため、早期発見が難しい。そこで早期発見を目的として学校での集団検診が行われている。

集団検診では主に視診法による前屈検査が行われており、前屈検査では左右不均衡や起立位での肩甲骨付近や脇線、腰部線の左右差を参考に検査が行われている。しかし、1例当たりの検診に要する時間が長いことや、再現性がなく医師の主観により個人差が生じること、また過大診断（見過ぎ）などの問題点があった。実際に脊柱が彎曲しているかどうかを判断するにはX線検査を行うが、放射線保護の立場から見ると、特に対象者が成長期の子供であることを考慮すれば、X線撮影の対象者数は最小限にとどめるべきである。そのため集団検診としてモアレ法[1-2]による脊柱側彎一次診断が1976年より実施されている。モアレトポグラフィは、物体の3次元形状を地図と同様の等高線パターンとして、2次元に図形化し記録する方法である。この方法が脊柱側彎症一次診断に適用されている。

これらの背景よりモアレ法による集団検診が行われ、診断の効率化が図られるようになったが、読影データ数の増大は医師にとって大きな負担になっており、被験者の放射線被曝からの保護や再現性という面でモアレ法が優れているにも関わらず、その普及を妨げる原因の一つになっている。このような背景から、モアレ法による画像診断の自動化が強く要望されている。

これまでに背面モアレ像の画像診断に関するいくつかの研究報告がなされているが、そのほとんどは3次元形状復元[3-7]に関する報告で、処理時間の問

題や実モアレデータによる認識実験の報告がないなど、停滞しているのが現状である。わずかに石川ら[8-9]は、図形の対称性解析法を適用した自動識別法を提案しているが、重ねあわせ図形の位置ずれにより非対称度が変化するため、認識率の向上には至らなかった。また、Kimら[10-12]および金ら[13-14]は、左右局所領域内の重心位置の変動や主軸の傾きを利用した脊柱側彎症自動識別法を提案し、マハラノビス距離に基づく識別直線で脊柱側彎の自動識別実験を行い、リーブアウト法で全体のシステムの性能を評価する手法を提案している（データ数120例：正常60例、異常60例）。しかし、データ数が十分でないことや認識率の点で課題が残されている。

人体背面モアレ像は、正常であればほぼ左右対称となるが、異常の場合モアレ縞のひずみによる左右非対称が大きく現れる。本稿では、脊柱側彎症のもつこの非対称という特徴を利用して、モアレ画像の対称性解析を行うことにより、脊柱側彎症の自動識別を行う。提案法ではまず、石川ら[15-16]およびMinovicら[17-18]が提案した近似的対称性の解析手法に基づき、背面モアレ画像全体から物体の基準軸（正中線）を設定する。さらに正中線を境に特徴量を算出する処理領域を左右に自動的に設定し、これらの左右処理領域内にさらに計算領域を設定し、計算領域を移動させながら非対称度を算出していく。最後にこれらの特徴量を用いて判別分析を行うことにより、実モアレ像の自動分類を行う。

以下2.では正中線の抽出法と計算領域の設定法について、3.では認識法について述べる。また、4.では実験結果を述べ、最後に5.で提案法および実験結果に対して考察を加える。

2. 正中線と処理領域の設定

2.1 正中線の抽出

モアレ法により得られる被験者の背面画像は、正常者がほぼ左右対称を示すのに対し、異常者では左右非対称なモアレ縞が現れる。Fig.1に人背面モアレ像と異常例のCT像を示す。同図(a)は正常者のモアレ像を、同図(b)は異常者のモアレ像を、同図(c)は同図(b)のCT像を示す。正常者のモアレ縞は正中線に対してほぼ左右対称を示しているが、同図(c)のよう

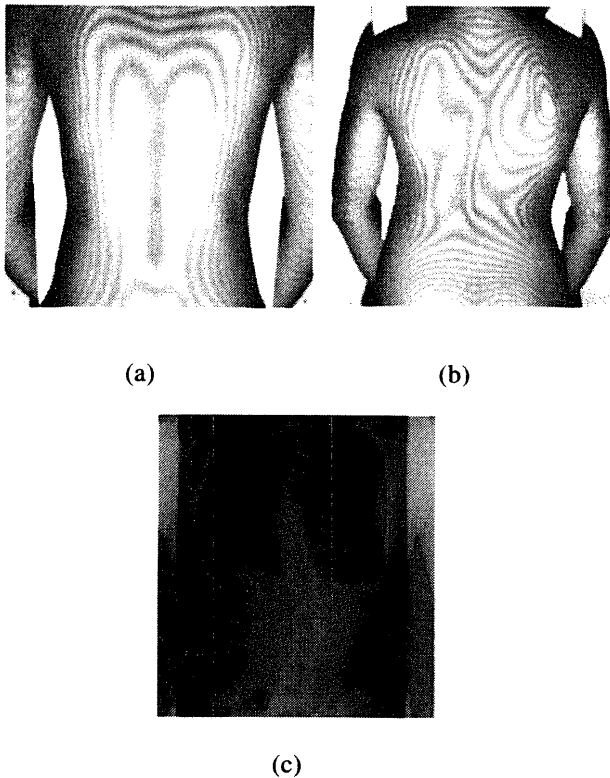


Fig.1 Example of moiré image and its CT image:

(a) shows a normal case; (b) shows an abnormal case; (c) shows a CT image in (b).

に、脊柱が S 字で彎曲している異常者では、同図(b)で示すような左右非対称なモアレ縞が現れる。モアレ法による画像診断では、この非対称なモアレ縞が評価の対象となっており、画像上の非対称度を数値化することは客観的評価という点で有効である。本論文では、背面モアレ像上の左右の非対称度を求め、非対称の程度を定量的に評価することにより正常・異常の自動識別を行う。そのため、背面モアレ像から正中線を算出する必要がある。本法では、石川ら [15-16] が提案した近似的対称性解析法を用いて正中線設定を行う。同手法は、人体背面モアレ画像のように、正常例でも完全な対称形を示すことのない、非対称を含む図形の対称基準を求めるのに有効であり、安定した正中線抽出が行えるという特徴がある。概略を以下に示す。

まず、与えられる原モアレ画像に対する鏡映対称画像を作成し、両画像を重ね合わせた画像を作成する。次に、鏡映対称画像に回転及び平行移動の操作を施しながら移動させ、両画像が最もよく重なり合う位置関係（回転角、平行移動量）を求め、両画像

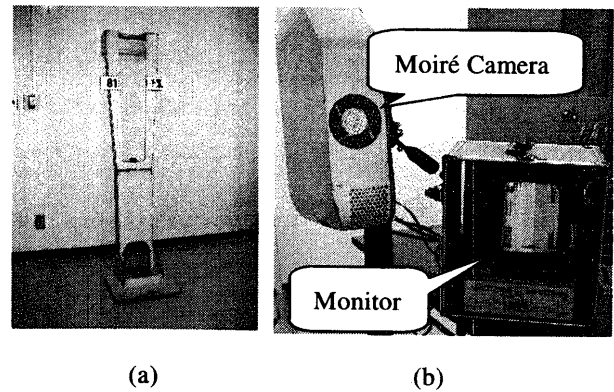


Fig.2 Moiré system: (a) shows a position supporter; (b) show moiré camera and monitor

の重心の垂直 2 等分線を、近似的対称基準（正中線）とする。ただし、Fig.2 に示すように、モアレ画像撮影の際には、姿勢保持装置を用いることにより、被験者の背面モアレ画像はほぼ直立した状態で撮影されており、正中線設定において同解析法での回転操作は行わない。これにより、処理の高速化も図られる。

2.2 処理領域の設定と特徴量の抽出

モアレ法による画像撮影には、姿勢保持装置が用いられる。Fig.2 に姿勢保持装置とモアレ撮影装置を示す。同図(a)は姿勢保持装置で、被験者は姿勢保持装置にもたれかかることにより、呼吸などによるわずかな姿勢変化を抑制することができる。また、同図(b)はモアレ撮影装置を示しており、左側にモアレカメラ、右側にモニターおよびデータ保存用の装置を示す。

次に、Fig.3 に処理領域の設定と計算領域設定の概要を示す。一般に背面モアレ像は、体格により個人差が大きく現れるため、処理に必要な大きさを自動的に設定する必要がある。本法では、まず同図(a)で示すように、背面モアレ像から処理に必要な腕部分を含む外側の領域を除外し、処理領域 R の抽出を行うため、姿勢保持装置の脇線の付近に現れる白い領域を、処理領域抽出の指標として与える。具体的な手順としては、背面モアレ像全体に対して 2 値化処理、膨張・収縮処理を行う。次に、2 値画像に対する周辺分布を作成し、その中央から見て、左右にある黒画素数が最小値をとる位置から処理領域を設定する。

次に、処理領域内の特徴量を抽出するため、計算領域の設定を行う。上記で得られる処理領域は、正中線を中心として左右対称になっていない。そこで式(1)で与えられる x を、それぞれの幅とする二つの矩形領域を、正中線の左右に Fig.3(b) のように設定し、それを計算領域とする。

$$x = \min(m-l, r-m) \quad (1)$$

ただし、 m は正中線、 l は処理領域の左端、 r は処理領域の右端の横座標値を表す。

また、特徴量の算出を行うため、左側の計算領域内の重心を $G_l(x_l, y_l)$ 、右側の計算領域内の重心を $G_r(x_r, y_r)$ とし、さらに正中線に対して G_l を折り返した点を $G_l^*(x_l^*, y_l^*)$ として左右の重心位置の差 d を式(2)により求める (Fig.3(b)参照)。

$$d = \sqrt{(x_l^* - x_r)^2 + (y_l^* - y_r)^2} \quad (2)$$

最後に、背面上部から下部にかけて計算領域を順に N 回移動させながら d を算出し、 d の平均値 μ_d 及び標準偏差値 σ_d を式(3)から求める。

$$\mu_d = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d \quad (3)$$

$$\sigma_d = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (d - \mu_d)^2}$$

また、同領域内の左右濃度差 g ,

$$g = |g_l - g_r| \quad (4)$$

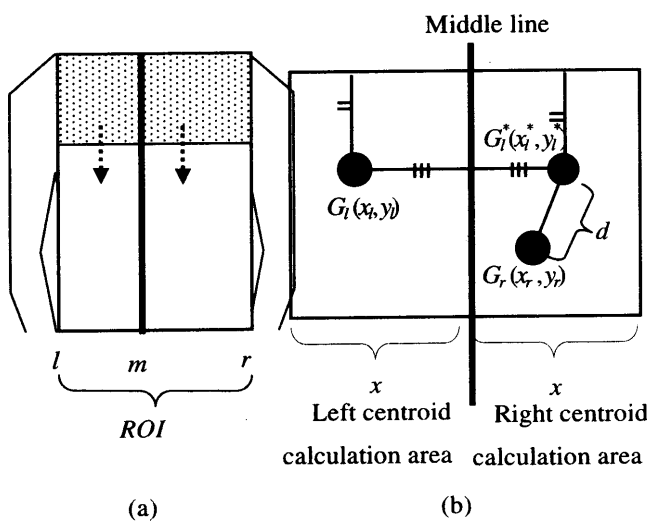


Fig.3 Region of Interest and calculation area: (a) Region of Interest; (b) Calculation area.

を計算する。ただし、 g_l は左側の計算領域内の平均濃度、 g_r は右側の計算領域内の平均濃度を表す。背面上部から下部にかけて計算領域を順に N 回移動させながら濃度差 g の平均値 μ_g および標準偏差値 σ_g を式(5)から求める。

$$\mu_g = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g \quad (5)$$

$$\sigma_g = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (g - \mu_g)^2}$$

3. 識別法

3.1 判別分析

識別実験では、式(3)、(5)で与えられる4個の変量を用いて判別分析を行う。判別分析とは、 p 個の変量の観測値にもとづいて、目的とする判別を行うための方法で、本研究では、モアレ画像から得られる4個の変量を用いて正常例・異常例の判別分析を行う。すなわち、4個の変量から得られる判別得点が正のときは正常、負のときは脊柱側彎症と判定する。詳細を以下に示す。

3.2 線形判別関数の導出

線形判別関数では、 p 個の変量に対して、

$$z = a_1 x_1 + \dots + a_p x_p \quad (6)$$

のように線形結合 z を作り、この値によって判別することを考える。係数 a_1, \dots, a_p は、観測されている2群のデータを最もよく判別するように定める。

係数 a_1, \dots, a_p の値が定まると式(6)を用い、各データに対して線形結合 z の値 (判別得点) を計算することができる。

$$z_i^{(k)} = a_1 x_{1i}^{(k)} + \dots + a_p x_{pi}^{(k)} \quad (7)$$

$$(k = 1, 2; i = 1, \dots, n_k)$$

ただし、 k はデータ群の数、 i は個体数を示す。

この $\{z_i^{(k)}\}$ の変動の大きさを表す平方和は、次の

ように分解される.

$$\sum_{k=1}^2 \sum_{i=1}^{n_k} (z_i^{(k)} - \bar{z})^2 = \sum_{k=1}^2 n_k (\bar{z}^{(k)} - \bar{z})^2 + \sum_{k=1}^2 \sum_{i=1}^{n_k} (z_i^{(k)} - \bar{z}^{(k)})^2 \quad (8)$$

ただし, $\bar{z}^{(k)}$ は第 k 群の平均, \bar{z} は全体の平均を表す.

式(8)より, 総平方和 S_T は,

$$S_T = S_B + S_w \quad (9)$$

より得られる. ただし, S_B は群間平方和, S_w は群内平方和を示す. 群間の差が大きければ S_B が大きく, 群間の差が小さければ S_B が小さくなる. そこで, 群間平方和 S_B の総平方和 S_T に対する相関比 $\eta^2 = S_B / S_T$ を最大にすることにより, 2 つの群を最もよく判別することができる.

η^2 を a_1, \dots, a_p について偏微分して $\frac{\partial \eta^2}{\partial a_j} = 0$ ($j=1, \dots, p$) とおくと, η^2 を最大にする係数 $\hat{a}_1, \dots, \hat{a}_p$ は, 次の連立方程式の解として与えられる.

$$\left. \begin{aligned} s_{11}\hat{a}_1 + \dots + s_{1p}\hat{a}_p &= \bar{x}_1^{(1)} - \bar{x}_1^{(2)} \\ &\vdots \\ s_{p1}\hat{a}_1 + \dots + s_{pp}\hat{a}_p &= \bar{x}_p^{(1)} - \bar{x}_p^{(2)} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

ここで, $\bar{x}_j^{(k)}$ は k 群での第 j 変量の平均, S_{jj} は第 j 変量と j 変量との群内の共分散で, それぞれ次のように計算される.

$$\bar{x}_j^{(k)} = \frac{1}{n_k} \sum_{i=1}^{n_k} x_{ji}^{(k)} \quad (11)$$

$$(k=1, 2; \quad j=1, \dots, p)$$

$$s_{jj'} = \frac{1}{n_1 + n_2 - 2} \sum_{k=1}^2 \sum_{i=1}^{n_k} (x_{ji}^{(k)} - \bar{x}_j^{(k)})^2 \quad (12)$$

$$(j, j' = 1, \dots, p)$$

したがって, 連立方程式(10)を解いて, $\hat{a}_1, \dots, \hat{a}_p$ を

求め, 判別得点,

$$z = \hat{a}_1 x_1 + \dots + \hat{a}_p x_p \quad (13)$$

の値により判別を行う. 判別の分点としては, 両群の平均 $(\bar{x}_1^{(1)}, \dots, \bar{x}_p^{(1)})$, $(\bar{x}_1^{(2)}, \dots, \bar{x}_p^{(2)})$ に対応する

z の値 $\bar{z}^{(1)}$, $\bar{z}^{(2)}$ の中点を用いる.

モアレ画像データは, 正常 100 例, 異常 100 例からなる合計 200 例の画像データを 1 セットのデータ群として与え, 合計 6 セットのデータ群 (合計 1,200 例) を用いて識別実験を行う. 6 セットのデータ群を $S_1 \sim S_6$ で表す.

認識率 r [%] の計算には次式を用いる.

$$r = \frac{k}{n} \times 100 \quad (14)$$

ただし, n は全画像数, k は正しく正常・異常を認識した画像数を表す. なお, 本法の平均的な性能を調べるため, 認識率の計算にはリーブアウト法を用いる. リーブアウト法とは, ある一つのデータ群から得られる判定基準を, 他のデータ群にも適用して認識率を求め, データ群を順々に変えて行う方法である. これによりデータのかたよりを排した評価が可能である.

4. 実験結果

モアレ法による医師の診断では, 背面モアレ画像上の左右モアレ縞の非対称度が評価の基準となっており, 1 時間に 300~400 枚のモアレ像の左右非対称を評価している. しかし, 個人差による曖昧さや定量的診断基準がない等の問題点があり, 本研究では, 客観的で定量的な診断指標を確立するため, コンピュータ画像解析に基づく, モアレ画像からの脊柱側彎症有無の自動識別を行う. 実験で用いるモアレ画像は, 大きさ 256×256 画素, 階調は 256 レベルであり, すべての画像データは医師により正常・異常の判明がされているものを用いた. モアレ画像は, 正常 100 例, 異常 100 例からなる合計 200 例を一つのデータセットとして与え, 6 つのデータセットを用意し, 識別実験を行った. 識別結果を Table.1 に示す. S を,

$$S = \bigcup_{i=1}^6 S_i \quad (15)$$

とすれば、同表の第 i ($i=1,2,\dots,6$) 行は、 S_i をトレーニングデータ、 $S-S_i$ をテストデータとした場合の各セットに対する識別率とその平均値を示す。最下行には全体の平均識別率を与えている。平均として 84.72% の識別率が得られた。また、偽陽性率 (False Positive Fraction: 誤って異常と判断されたデータ数 / 計算機により異常と判断されたデータ総数)、真陽性率 (True Positive Fraction: 正しく異常と判断されたデータ数 / 異常例のデータ総数) の尺度で評価した結果、FP が 7.57%、TP が 91.5% であった。

5. 考察とむすび

人体背面のモアレ画像の非対称性に着目し、正常例と側彎症例の自動識別法を提案した。脊柱側彎症

集団検診用モアレ像から得られる 4 種類の変量、重心位置の差の平均値と標準偏差、左右濃度差の平均値と標準偏差を用いて、判別分析を行い、リーブアウト法を適用して認識率を求めた結果、84.72% の平均認識率を得ることができた。内訳は正常例を 77.8% 正しく正常例として認識し、異常例を 91.8% 正しく異常例として認識しており、脊柱側彎症例を正常例として誤認識するより、正常例を脊柱側彎症例として誤認識する比率が高い。

Fig.4 に誤認識の例を示す。同図(a)は正常例を異常例として誤認識した例で、縞の本数は左右対称でも、コントラストの左右非対称が大きい。一方同図(b)は、異常例を正常例として誤認識した例で、左右の濃度分布の差が局所的にしか現れていない。これらが誤認識の主な原因であり、このようなモアレデータについてはさらなる解析法の検討が必要である。特にハードウェアの面では、撮影時の環境変化を最小限に抑えられる照明条件の検討や器具の設置法に関する

Table.1 Obtained classification rates [%]

| Test Data \ Training Data | S_1 | S_2 | S_3 | S_4 | S_5 | S_6 | Ave |
|---------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|----------------|--------------|
| S_1 | — | 91.5 | 89.5 | 83.5 | 87.5 | 84.5 | 87.3 |
| S_2 | 89 | — | 86 | 92 | 82.5 | 78 | 85.5 |
| S_3 | 76.5 | 87 | — | 86.5 | 90.5 | 79.5 | 84 |
| S_4 | 72 | 83.5 | 94 | — | 87 | 77 | 82.7 |
| S_5 | 77.5 | 88.5 | 87 | 85 | — | 83 | 84.2 |
| S_6 | 74.5 | 86 | 86 | 85.5 | 91 | — | 84.6 |
| | | | | | | Average | 84.72 |

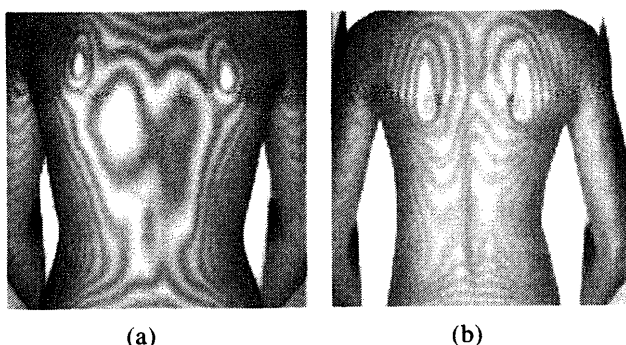


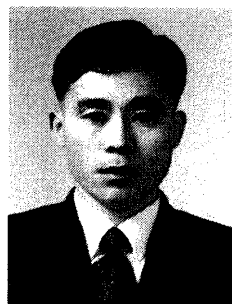
Fig.4 Examples of misclassification: (a) Normal case classified into abnormal;
(b) Abnormal case classified into normal.

る工夫が必要である。本実験では正常・異常各 600 例から構成される、合計 1,200 例のモアレ像を用いているが、集団検診における脊柱側彎症の発生頻度は約 2~3% 程度である [19] ことより、被験者のほとんどは正常例を示している。今後は、このようなデータ数のバランスを考慮した実験を行い、臨床実験によるシステムの性能評価を行う必要がある。

文 献

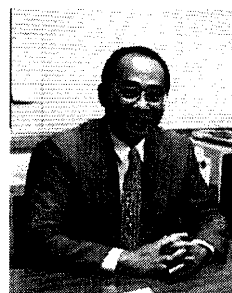
- [1] 大塚: モアレトポグラフィー — とくに脊柱変形診断への応用について, 小児医学, 13, 6, 1086-1110, 1980.

- [2] 大塚, 篠遠, 井上: モアレトポグラフィーおよび低線量 X 線撮影装置による脊柱側彎症学校検診, 臨床整形外科, 14, 10, 973-984, 1979.
- [3] Idesawa, M., Yatagai, T., Soma, T.: Scanning moiré method and automatic measurement of 3-D shapes, *Appl. Opt.*, **16**, 2152-2162, 1977.
- [4] 谷田貝, 出沢: 走査モアレ法と三次元形状の自動計測, 応用物理, 47, 370, 1978.
- [5] Batouche, M.: A knowledge based system for diagnosing spinal deformations: Moiré pattern analysis and interpretation, *Proc. 11 Int. Conf. Pattern Recogn.*, 591-594, 1992.
- [6] Ishikawa, S., Takagami, S., Kato, K., Ohtsuka, Y.: Analyzing deformity of human backs based on the 3-D topographic reconstruction from moiré images, *Proc. '95 Korea Automat. Control Conf.*, 244-247, 1995.
- [7] Takasaki, H.: Moiré topography, *Appl. Opt.*, **9**, 1457, 1970.
- [8] Ishikawa, S., Kosaka, H., Kato, K., Ohtsuka, Y.: A method of analyzing a shape with potential symmetry and its application to detecting spinal deformity, *Comput. Vision, Virtual Reality, Robotics in Med.*, 465-470, Springer, 1995.
- [9] Ishikawa, S., Eguchi, T., Yamaguchi, T., et al.: Judging spinal deformity by two characteristic axes on a human back, *Proceedings of Korea Automatic Control Conference*, 438-441, 1996.
- [10] Kim, H.S., Motoie, M., Ishikawa, S., et al.: Spinal deformity detection based on 2-D evaluation of asymmetry of moiré patterns of the human back, *Proceedings of 1999 International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications*, 673-676, 1999.
- [11] Kim, H.S., Ueno, H., Ishikawa, S., et al.: Recognizing asymmetric moiré patterns for human spinal deformity detection, *Proceedings of Korea Automatic Control Conference*, 568-571, 1997.
- [12] Kim, H.S., Ishikawa, S., Otsuka, Y., et al.: Automatic scoliosis detection based on local centroids evaluation on moiré topographic images of human backs, *IEEE Trans. Med. Imag.*, **20**, 1314-1320, 2001.
- [13] 金, 石川, 加藤他: 人体背面モアレ像上の2つの特徴軸を用いた脊柱側彎の自動分類, *Medical Imaging Technology*, **17**, 2, 148-154, 1999.
- [14] 金, 石田, 石川, 大塚, 清水: モアレ画像からの重心位置評価に基づく脊柱側彎症の識別, 信学論, **J83-D-II**, 3, 879-886, 2000.
- [15] 石川, 竹田, 加藤: 平面図形の潜在的対称軸の抽出, 信学論, **J77-D-II**, 9, 1950-1952, 1994.
- [16] 石川, 竹田, 加藤他: 潜在的対称性解析による頭蓋骨の非対称部位の抽出, 信学論, **J80-D-II**, 10, 2655-2662, 1997.
- [17] Minovic, P., Ishikawa, S., Kato, K.: Symmetry identification of a 3-D object represented by octree, *IEEE Trans. Patt. Anal. Machine Intell.*, **PAMI-15**, 5, 507-514, 1993.
- [18] Minovic, P., Ishikawa, S., Kato, K.: Three-dimensional symmetry identification, Part I: Theory, *Memoir of the Kyushu Institute of Technology*, **21**, 1-17, 1992.
- [19] 内山, 古賀, 長谷川: 学校関係者とともに行った側彎症検診—その現状と今後の課題—日整会誌 **74-2(3)**, S181, 2000.



金 亨燮 (きむ ひょんそぶ)

1994年九州工業大学工学部卒。1996年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。1997年同後期課程退学。同年より九州工業大学工学部助手(機械知能工学科)。現在、同大工学部講師。画像計測, 対称性解析, 医用画像処理, 遠隔医療ネットワーク, パターン認識に関する研究に従事。工博。電子情報通信学会, 日本医用画像工学会, バイオメディカルファジィシステム学会, IEEE各会員

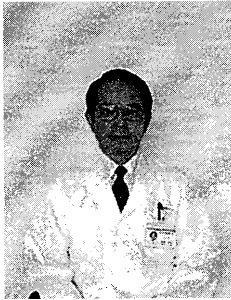


石川 聖二 (いしかわ せいじ)

1974年東大・工・計数卒。1979年同大学院博士課程了。工博。1979年九州工業大学情報工学科講師。現在、同大工学部教授(機械知能工学科)。この間、1983年~1984年連合王国シエフェールド大客員研究員。1996年オランダ王国ユトレヒト大客員教授。

判別分析によるモアレ画像からの脊柱側彎症自動識別

画像計測, 医学画像処理, 拘束解析問題などの研究に従事. 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, IEEE, コンピュータ支援画像診断学会各会員.



大塚 嘉則 (おおつか よしのり)

1964年千葉大・医卒. 1969年同大大学院医学研究科博士課程了. 千葉大学医学部所属病院講師(整形外科)を経て1979年国立療養所千葉東病院整形外科医長. 1991年より同院長. 専門分野は脊柱・脊髄外科で, 脊柱側彎症学校検診を通じ光計測, 低線量X線撮影などの研究に従事.

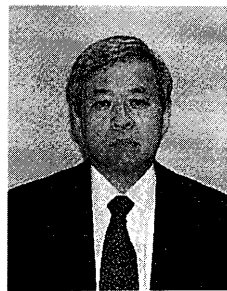
清水 尚 (しみず ひさし)

1975年千葉県千葉衛星協会入職. 同協会脊柱側彎症検診責任者. 1985年東京医学技術専門学校臨床検査科卒. 1988年脊柱側彎症検診におけるモアレ縞と変形格子像の比較検討に関する研究を発表. 既存の低線量X線より少ない線量で高画質を得るための検診システム構築と検診に従事. 現在, (財)ちば県民保健予防財団予防医療センター診療第1・2課長.



中田 康弘 (なかだ やすひろ)

1979年東邦大学理学部卒業. 同年臨床検査技師国家資格取得. 1983年財団法人千葉県予防衛生協会検査部入職. 1988年同協会にて新生児先天性代謝異常症検査, 1992年同協会健康管理部にて集団検診生理機能検査に携わる. 1995年より, 同協会脊柱側彎症検診(モアレ検査)およびシステム構築に従事. 現在, (財)ちば県民保健予防財団予防医療センター業務部判定課主査.



四宮 孝史 (しのみや たかし)

1972年日本大学生産工学部卒. 1996年九州芸術工科大学大学院博士後期課程了. 工博. 1972年(株)日本光学工業(現ニコン(株))入社. 1994年(株)エヌエスソフト(現ニコンデジタルテクノズ(株))取締役社長. 2000年琉球大学地域共同研究センター客員教授. 同年琉球大学工学部電気電子工学科非常勤講師. 2000年より浙江大学国際文化学院客員教授など. 日本経営工学会, 日本人間工学会, 人類動態学会, 日本眼光学会, 日本生理人類学会各会員.