



## ワンショットモアレトポグラフィによる 人体胸背部の一体計測

梅田 倫弘・高橋 秀年・高倉 慎治・山口十六夫

静岡大学電子工学研究所 〒432 浜松市城北 3-5-1

(1986年2月10日受理)

### Simultaneous Measurement of Human Breast and Back Using One-Shot Moiré Topography

Norihiro UMEDA, Hidetoshi TAKAHASHI, Shinji TAKAKURA  
and Tomuo YAMAGUCHI

Research Institute of Electronics, Shizuoka University,  
3-5-1, Johoku, Hamamatsu 432

A one-shot moiré topography system is developed for simultaneous measurements of the human breast and back. Its optical part consists of two sets of grating and plane mirror each arranged to face the breast and the back. Two moiré patterns thus obtained are converted into the two-dimensional image signal by a CCD camera followed by a digital image processor and a personal computer. The extraction and its display of an arbitrary sectional view are made possible with this system. Examples of measurement for three dimensional object and human live body are also presented.

#### 1. はじめに

モアレトポグラフィ法はインコヒーレントな光源を用いて三次元物体の等高線図が簡単な装置で得られることを可能にした技術である<sup>1,2)</sup>。凹凸のある物体のなかでも、人体形状を非接触かつ短時間に測定できるため、医療や被服の分野において幅広く応用されている。本法が開発される前は目視、触診あるいはX線撮影にたよっていた脊柱側彎症や漏斗胸などの胸背部疾患の診断は、本法によってX線被曝することなく、迅速かつ定量的に行なえるようになった<sup>3)</sup>。最近では、脊柱側彎症の集団検診用可搬型モアレカメラも開発されている。

ところが、学童などの集団検診においてモアレ写真を撮影するとき、被検者の姿勢によるモアレ縞の変形と疾患による変形を識別できないことが指摘されるようになり、いわゆる被検者のポジショニングの問題が生じてきた。これを解決するため、現在は垂直よりわずかに傾斜した板に被検者をもたれさせて基準面を作っている。しかし、この方法は自然の直立状態にある被検者の形状測

定とはいいがたい。また、最近では胸部疾患を胸部前面とか背部というような局所的な形状としてではなく、胸部全体の形状測定によって診断しようという動きがある。従来は、被検者のまわりに2台以上のモアレ装置を配置して計測しているが、同時計測するための撮影装置の同期をとらねばならず、計測システムが肥大化する。

本研究では、胸背部の相対関係を明確にするためにそれらを同時に一体計測するワンショットモアレトポグラフィを開発し、人体胸背部の形状計測への適用を試みた。この際、胸背部二面のモアレ縞画像が同時に得られるため、中心投影補正や断面形状を求めるためのモアレ縞解析に従来の人手による方法<sup>4)</sup>では多大の労力と時間を費やす結果となるので、デジタル画像処理装置とパーソナルコンピュータを導入してより効率的な縞解析を行なうことにした。

#### 2. ワンショットモアレトポグラフィ装置

人体胸背部の同時形状計測をするワンショットモアレトポグラフィ装置の光学系と得られたモアレ縞画像を解

析処理する画像処理系とに分けて述べる。

### 2.1 光学系

この装置は、被検体の直前に格子を置き光の照射により作り出された影を再び格子を通して観測するという実格子照射法<sup>1)</sup>を用いている。Fig. 1 にワンショットモアレトポグラフィの光学系の立体模式図を示す。2枚の格子  $G_1$ ,  $G_2$  は被検体をはさみ、その面内方向が光源方向に一致するように置かれている。水平条格子の大きさはそれぞれ幅 50 cm, 高さ 69 cm と幅 54 cm, 高さ 105 cm で、格子条の太さとピッチは、それぞれ 0.75, 1.5 mm で両格子ともに同じである。格子の両側には、幅 50 cm, 高さ 48 cm の鏡  $M_1$ ,  $M_2$  が格子面に対し 34 度傾け、カメラの位置から鏡と格子を通して被検体を観測できる

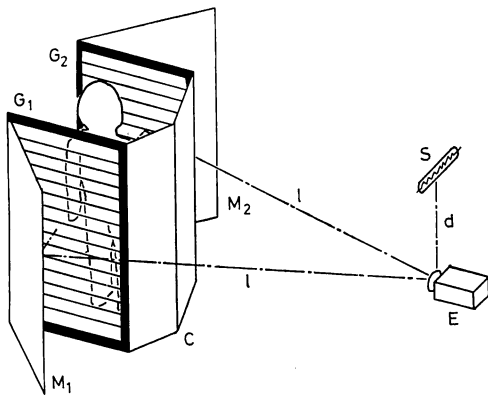


Fig. 1 The arrangement of one-shot moiré topography for the simultaneous measurement of the human breast and back.  $G_1$  and  $G_2$ : horizontal gratings,  $M_1$  and  $M_2$ : plane mirrors, E: TV camera, S: light source, C: shading cover,  $d$  and  $l$  are the distance from the camera to the light source and the grating, respectively.

ように置かれている。カメラ E には、CCD TV カメラ (NEC, TI-24 A) を使用して、写真処理過程を経ずに直接、画像処理装置に取り込んだ。カメラの高さは格子の中央に張られた水平基準条に合わせられた。光源 S には 100 V, 500 W の線状のタングステンハロゲンランプ (ウシオ, JP 100 V-500 WCL) を用い、カメラの真上で被検体上に適度な間隔の縞が観測される位置に固定した。この装置では、光源とカメラの間隔  $d$  を 340 mm, カメラから鏡を通して格子までの距離  $l$  を 1,618 mm としたとき、次数 1 の縞と格子面の深さは 7.2 mm である<sup>1)</sup>。  $G_1$  と  $G_2$  の間にある覆い C は光源からの光が被検体を直射してモアレ縞のコントラストが低下するのを避ける役割をしている。

以上の配置により 35 mm カメラにより撮影されたマネキン人形の胸背部の写真を Fig. 2 (a) に示す。両格子のほぼ中央には水平方向に張られた白い基準条が見られる。この 2本の条は高さがともに等しくかつカメラの高さに一致したとき互いに重なって写る。また、水平基準条の 200 mm だけ上方にはもう 1本の水平条、格子の左右には互いに 300 mm 離れて垂直条が張られている。これらの条の交点から、画像データの座標を距離に変換するために必要な基準座標を得る。

この光学系のように左右に広く分かれた画像を 1台のカメラに収める場合、広角レンズを使用するか、カメラを被検体から十分に離さなければならない。前者ではレンズによる歪が、また両者ともモアレ画像が縮小し、有効画素の利用率が低く、距離分解能の悪い点が問題となる。たとえば、Fig. 2 (a) の場合、全有効画素に対するモアレ縞画像の割合は 30% である。そこで、カメラレンズの直前に Fig. 3 に示す 4 個の直角プリズムを付け、

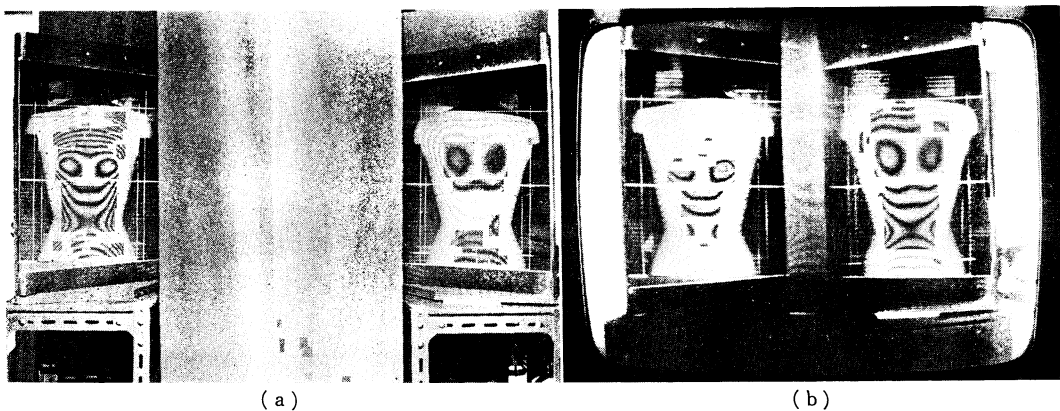


Fig. 2 The moiré patterns of the living size mannequin observed by a 35 mm size camera (a) and the prism-attached CCD camera (b).

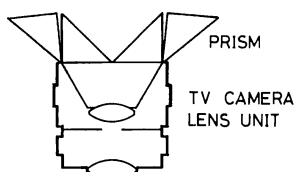


Fig. 3 The schematic drawing of the prism attachment used for projecting two moiré patterns on a CCD camera.

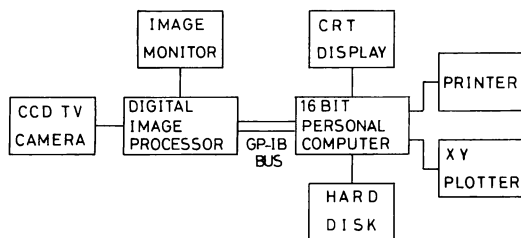


Fig. 4 A block diagram of the moiré pattern processing system.

離れた二つのモアレ縞画像を光学的に中央に寄せた。Fig. 2 (b)はプリズムを付けた TV カメラで捉えたモアレ縞画像をモニターテレビに映し出した写真である。このプリズムによって画素利用率は 90% に向上した。また、プリズムの歪による誤差は方眼格子の撮像によって  $\pm 1$  ピクセルにとどまっていることを確認している。

## 2.2 画像処理系

Fig. 1 の光学系を用いて得られた被検体胸背部の等高線モアレ縞画像を Fig. 4 のような系統図で画像処理を行なった。CCD カメラにより捉えた画像はデジタル画像処理装置 DIP (ADS, IP-4) に 1 画面当り  $512 \times 512$  ピクセル、256 階調のデジタルデータとして取り込まれる。DIP は内部に 8 ビットマイクロプロセッサをもち画像データの読み込み、記録、転送などの機能を備えている。これらの動作は 16 ビットパーソナルコンピュータ (NEC, PC 9801 VM, 以下パソコンと略称) からのコマンドにより簡単に行なえる。われわれはおもに DIP を TV カメラからの生データの画像メモリとして扱い、データ処理にはパソコンを使用した。DIP とパソコンとの画像データ転送には 8 ビット並列処理のため高速転送が可能な GP-IB バスを使った。転送速度は約 6 kbyte/s であり、1 画面の転送時間は約 44 秒であった。画像データは必要に応じてハードディスクに記録され、画像演算処理された結果はプリンタに打ち出される。

## 3. 画像処理ソフトウェア

画像処理においては多量のデータをいかに早く処理す

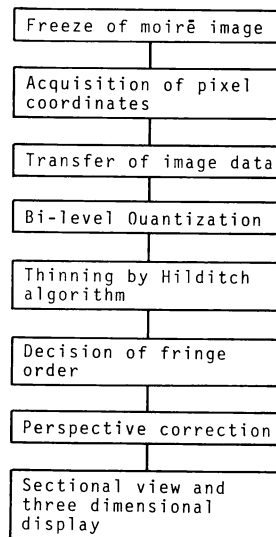


Fig. 5 A flow chart of digital image processing for two moiré patterns.

るかが問題となる。パソコンはミニコンピュータなどに比べ実行速度が劣るので高速演算処理の可能なアセンブリ言語でプログラムを書く必要がある。本研究では、細線化処理まではアセンブリ言語を用いて短時間にモアレ縞画像データを処理し、縞次数の割付けや縞データからの断面形状や鳥瞰図の計算には理解しやすい BASIC 言語を用いた。使用したパソコンのメモリ容量 640 kbyte は、1 画面処理データ 256 kbyte に比べて十分とはいえないので、処理内容に応じてプログラムをモジュール化し逐次ディスクからメモリにロードし実行させる方法によってメモリ不足に対処した。

Fig. 5 に画像処理の系統図を示す。まず、DIP のモニタ上に写し出されたモアレ縞画像が最適な状態であることを確認してパソコンより DIP に命令して TV カメラ像を DIP 画像メモリに 1/30 s で取り込む。次に縞次数を決定するため、任意の縞と基準条およびその影が交差する 2 点のピクセル座標値を DIP モニタのカーソルをパソコンで操作して DIP のメモリから求める。また転送画像データの距離較正を行なうため基準条の交点座標 4 点を同様にして求める。これらの操作を表裏面について行なう。DIP のメモリ上には被検体の胸背部の形状を表わす二つのモアレ画像が一つの画面データとして記録されている (Fig. 2 (b) 参照)。パソコンのメモリ上での処理データ保存領域を最大限に確保するために、1 画面データすべてをパソコンに転送するのではなく、前面と裏面の任意な領域 (最大  $256 \times 256$  ピクセル) について二度に分けて転送する。そのために、DIP モニタ

のカーソルをパソコンで操作して画像転送範囲を指定し、パソコンへ転送する。

転送画像データはモアレ縞の濃淡の度合いを0(暗)から255(明)まで数値で表わされている。このデータを任意の閾値で、それより大きい値で0、小さいあるいは等しい値で1に2値化する。これによって1ピクセル当たり1バイトのメモリを要していたものが1ビットに収まる。2値化画像をパソコンのディスプレイに表示して縞が切れたり、隣接する縞と接触していないことを確認して閾値を決定する。次に2値化処理により数値1で示された暗い線について Hilditch のアルゴリズム<sup>5,6)</sup>によって細線化を行なう。これによってモアレ縞は1本となりその座標値は明確になる。

次に、それぞれの縞の格子面からの距離を求めるために縞次数を決定しなければならない<sup>7)</sup>。これは、測定に用いた格子が平行等間隔の条で構成されるためにモアレ縞から深さ方向の情報が得られず人間の判断に頼らざるをえないからである<sup>8)</sup>。まず、すべての縞の相対次数をディスプレイのカーソルを操作して指定する。モアレ画像データを転送する前に求めておいたある相対次数の縞と、基準条およびその影の2交点間の格子条に直角な方向の距離を格子ピッチで割った値に最も近い整数値を絶対次数とする。絶対次数とすべての縞の相対次数から縞を形成しているすべてのピクセルに絶対次数を割り付ける。このとき細線化処理において残ったヒゲ状のピクセル列も消去する。次に、至近距離の撮像により得られるモアレ縞画像は中心投影図になっているので<sup>1)</sup>縞ピクセルの座標値を補正して格子面への正射影像に変換する。

以上の処理を被検体の前面と裏面について行なう。被検体の任意位置における切断面を求めるために、それぞれの縞次数すなわち格子面からの距離とその縞の座標値を求め、各点を補間して切断面データを求めた。補間には Ahlberg, Nilson, Walsh の3次自然スプライン関数<sup>9)</sup>を使用した。このようにして得られた表裏二つの切断面データを、それぞれの格子面を基準にしてディスプレイに表示する。二つの格子は固定されていてその間隔は既知であるから結果として被検体の厚みが求まる。

#### 4. 測定結果

この装置による計測の精度を求めるために既知の大きさをもつ被検体について測定した。Fig. 6 (a)は、底面直径 18.1 cm, 上面直径 26.3 cm, 高さ 20 cm のバケツ状の円錐台の表裏面のモアレ縞画像である。装置定数は  $d=340$  mm,  $l=1618$  mm で、1画素間隔は格子面上の

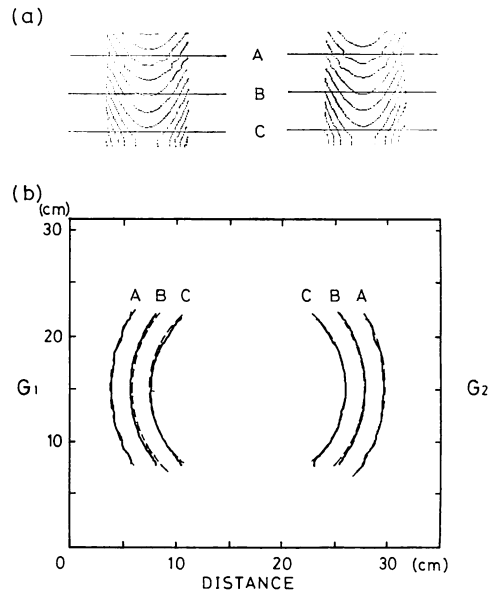


Fig. 6 (a) Moiré patterns of the front and back surface of truncated cone. (b) Computed sectional views at the positions A, B and C shown in the moiré pattern (solid lines) and measured sectional views (dashed lines).

距離 1.6 mm に相当する。この図に示す A, B, C の位置における断面形状の計算結果を Fig. 6 (b) に示す。G<sub>1</sub>, G<sub>2</sub> を含めた格子面に垂直な平面内に各断面を示した。

図中、破線が実測値、実線がモアレ縞画像から求めた断面形状である。これから  $\pm 2$  mm の測定誤差範囲内にあることがわかる。

Fig. 2 に用いたマネキン人形の胸背部を本装置で測定解析して得られたモアレ縞画像(下)と3カ所の水平断面図を Fig. 7 に示す。胸面部の任意の3点の切断位置 A, B, C を選び出し、そのデータとそれに対応する背面部の位置のデータにより得られた断面図である。格子間隔は 360 mm である。肩から胸にかけて厚みが増しているが、その厚み変化はおもに胸面形状の変化によることがわかる。

実際に人体胸背部の形状計測を試みた。まず、人体表面に何も処理しないときのモアレ縞画像を DIP に取り込み2値化処理したが、鮮明なモアレ縞画像は得られなかった。そこで、表面にパウダーを塗布した結果、ほぼ胸背部全面にわたって2値化処理できる程度のコントラストのモアレ縞が得られた。Fig. 8 は男性被検者の息を吐いたとき(a)と深呼吸をしたとき(b)の三次元表示である。これから、深呼吸によって3cmだけ胸背部の厚みが増していることがわかる。また、これらの表示を

ディスプレイ上に交互に表示することによって、呼吸による胸部の状態変化が一目でわかる。

5. 結 言

モアレトポグラフィの医学への応用のうち、人体胸背部の形状計測における被検者のポジショニングの問題を解決するために、基準面と被検面を同時に形状計測するワンショットモアレトポグラフィを開発し、デジタル画像処理装置と組み合わせて胸背部の断面形状や三次元表示を比較的短時間に行なうことができることを確認し

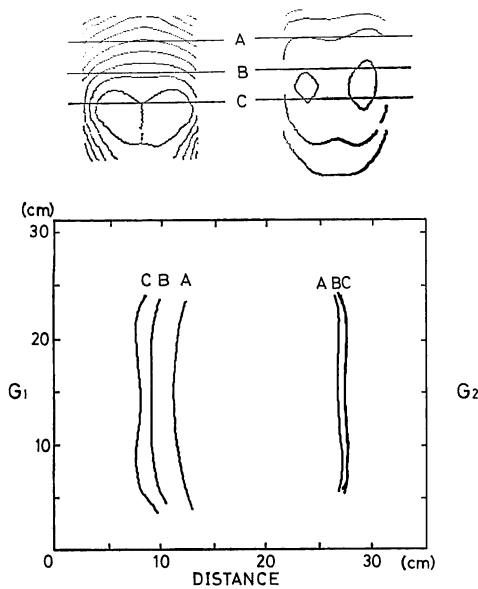


Fig. 7 Computed sectional views of the breast and back of living size mannequin. Sections A, B and C correspond to the positions of contour line moiré patterns shown in the upper drawings of figure.

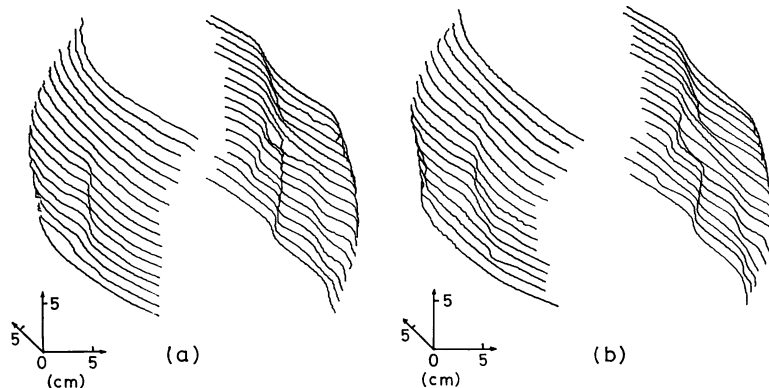


Fig. 8 Three dimensional displays for the breast and back of human live body after giving out breath (a) and taking a deep breath (b).

た。計測精度は  $\pm 2\text{mm}$  であった。

モアレ縞画像を従来のような写真撮影によるのではなく、CCD TV カメラとデジタル画像処理装置により処理することによって、コントラストの最適な画像をほぼ実時間で得ることができるようになった。また、30分の1秒までの時間変化の速い物体の変形測定も行なえる。画像処理装置にとり込んだモアレ縞画像の縞解析には、パーソナルコンピュータを使用することによって、座標位置の指定や縞次数の決定を除いてほぼ自動的に処理することが可能になり、モアレ縞画像の撮像から三次元表示まで約 50 分で行なうことができた。

縞のコントラストの低い人体にパウダーを塗布することにより実用できる程度の縞が得られ、実際に人体の胸背部の深呼吸に伴う動きが観測できた。

本研究に残された課題として次の点が挙げられる。

- 1) 1画面 (512×512 画素) に 2 枚のモアレ縞画像が写し込まれているので相対的に距離分解能が低下している。現在の装置定数では、格子縞ピッチと 1 ピクセルの間隔がほぼ等しく縞次数の決定に誤差が伴いやすい。これは、より分解能の高いカメラと画像処理装置を使用することによって解決できるが、高価格になる欠点がある。
- 2) 縞のコントラストが一樣でなく 2 値化処理をしたときモアレ縞画像全面にわたってモアレ縞が得られないことがある。これは、画像全面で同じ閾値を使用するのではなく、分割した小領域ごとに最適な閾値を決定する方法によって解決できる。
- 3) 細線化処理後の演算処理は、BASIC 言語を使用しているため処理時間が長い。機械語あるいは C 言語等の採用により短時間処理が可能になる。
- 4) 人体の胸背部における側面は勾配が急なため、モ

アレ縞が密となって形状計測できない。これは、全周計測という新たな要望にも関連した課題で、本法を互いに直交配置することによって解決できる可能性がある。

最後に本研究の光学系や画像解析の基本アルゴリズムについてご指導くださった静岡大学電子工学研究所故高崎宏教授に感謝するとともに心より哀悼の意を表します。また、本研究で使用した画像処理装置を貸与してくださった(株)日本ライトサービス馬場四郎氏に感謝します。

本研究は、昭和 59, 60 年度文部省科学研究費および浜松電子工学奨励会の援助により行なわれた。

#### 文 献

- 1) H. Takasaki: "Moiré topography," *Appl. Opt.*, **9** (1970) 1467-1472.
- 2) D. M. Meadows, W. O. Johnson and J. B. Allen: "Generation of surface contours by moiré patterns," *Appl. Opt.*, **9** (1970) 942-947.
- 3) 井上駿一: "小・中学校における脊柱側彎症検診の問題点", *整形災害外科*, **12** (1979) 229-244.
- 4) E. Hierholzer, B. Dreruo and W. Frobin: "Computerized data acquisition and evaluation of moiré topograms and rasterstereographs," *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* (Gustav Fisher Verlag, Stuttgart, 1983) pp. 233-240.
- 5) 田村秀行: "細線化法についての諸考察", 電子通信学会技術研究報告, PRL 75-66 (1975) 49-56.
- 6) 森本吉春: 画像処理 (培風館, 東京, 1984) p. 160.
- 7) H. Takasaki: "Moiré topography," *Appl. Opt.*, **12** (1973) 845-850.
- 8) 高崎 宏, M. Djamil Ibrahim: "ハイブリッド・モアレトポグラフィ", 静岡大学電子工学研究所研究報告, **19** (1984) 63-69.
- 9) 桜井 明: スプライン関数入門 (東京電機大学出版局, 東京, 1982) p. 137.