

解 説**モアレ像処理†**

大 和 淳 二‡

1. まえがき

医療における診断・検査方法の発達にともない、3次元的広がりを持った生体の立体構造を計測してこれを記録又は解析することの重要性が認識されはじめ、MEDINFO-80-TOKYO でも “Bio-Stereometrics” なるサブジェクトのもとにこれが論議されることになった。

生体の立体構造の記録・解析には3次元座標系における生体表面の座標値の立体計測が基本となるが、計測時に探触子が触れることによる生体の変形と、被検者に長時間の静止状態を強いることの困難性を避けるには、非接触で高速計測が可能な光学的計測にたよらざるを得ない。その例としてステレオ写真の使用も考えられるが、2枚の写真上の対応点の自動検出が難かしいため、多数の生体の処理を必要とする医療への適用には難がある。また1枚のフィルムに立体像の記録ができるホログラフィもあるが、特殊光源を必要とし、対象物の大きさも制限される。ところが1970年にこのような諸方式の欠点の多くを克服できるモアレ像による計測法が Meadows 等¹⁾ および高崎²⁾によって提案され、その有効性が認められるに及んで、医学・歯学・人類学・音響工学・服飾などの広い分野での使用が急速に進みはじめた。

このモアレ (Moiré) は “波紋形の付いた” という意味のフランス語であり、光学では二つの繰返しパターンを重ね合せた際に現れる干渉縞のことと言う。モアレ計測法では、格子（基準格子）を通して物体面を照すことによってその表面に格子の影（変形格子）を作り、これを別（又は同一）の格子を通して見る際に出来る干渉縞（モアレ縞）を用いる。

このようにして作ったモアレ像から目的に応じて必要とする情報を取り出すことは、当初は目視観察によって、またそれで不十分な場合には多大の労力を必要

とする手作業によって行われてきたが^{3), 21)}、要求される情報内容の高度化と処理件数の増大にともない、自動処理への要望が高まってきた。そして近年における画像処理技術の発達とあいまって、モアレ像特有の問題を解決する処理アルゴリズムの研究も進められ、モアレ縞解析装置の開発に関する報告も散見されるに至った。

本解説では、まずモアレ計測法の原理についてふれ、つづいてモアレ像処理における問題点とそれを解決するための処理アルゴリズムなどについて述べる。そして最後に医療における応用と、モアレ像解析装置例について紹介することにする。

2. モアレ計測法の原理

図-1に示すように物体の直前に透明部と不透明部が一定のピッチ α で繰り返される格子 G （紙面に垂直）を置き、この格子から距離 s の所に置いた点光源 S でこれを照明するものとする。いま格子から s 、光源から d の距離にある点 L からこれを観察すれば、格子 G に平行な図示の面 Q_m ($m=1, 2, \dots$) 上にある紙面に垂直な線 L_{mn} の上には光線が到達しており、かつ点 L から見通せるので、もしこの線が物体

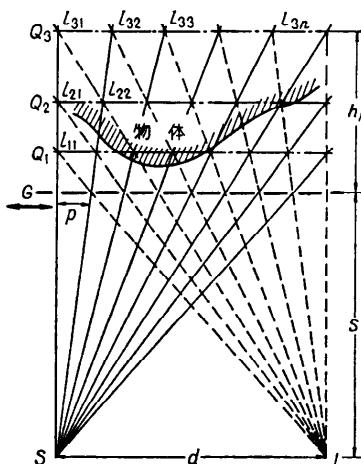


図-1 格子照射形モアレ法

† Moiré Contour Map Processing by Computer by Junji YAMATO (Yokosuka Electrical Communication Laboratory, Nippon Telegraph and Telephone Public Corporation).

‡ 日本電信電話公社横須賀電気通信研究所

面と交っておれば、その点での物体面の反射光を点 L で見ることができる。いま格子 G をピッチ方向（図面では左右）に Δ 以上移動させると、線 l_m は面 Q_m 上を移動し、面 Q_m の全面がこれらの線で覆われることになる。したがって点 L で写真撮影することにより反射光を時間積分すれば、平行平面群 Q_m と物体面の相貫線群にあたる縞模様（モアレ縞）が得られる（図-2 参照）。一連の縞は、格子面からの距離が

$$Z_m = msp / (d - mp) \quad (1)$$

であらわされる点の軌跡となるので、一種の等高線と考えてよい（このような理由から Q_m は等高面、また m はモアレ縞の次数と呼ばれる）。したがって格子面に平行に $X \cdot Y$ 軸を、またこれに垂直に Z 軸を持った座標系における物体面上の縞上の点の座標値 (x, y, z) を、モアレ像から読みとることができます。

モアレ計測法には上述の基本型（格子照射法）以外に、写真乾板などに作った微細な格子（投影格子）の像をレンズで生体上に拡大投影して変形格子を作り、これを別の格子（観察格子）を通して観察することによってモアレ像を得る投影格子法⁴⁾ や、この変形格子をテレビカメラで撮影し、観察格子と同じ効果をテレビ信号の周期的サンプリングによって得る電子格子法⁵⁾（又は走査モアレ法⁶⁾）などが開発されている。その際、前述した格子の移動と同じ効果を得るために、移動した状態の変形格子像を計算機で補間的に作る方法⁷⁾もある。

これらの方法は大きな物体も扱えるだけでなく、格子が投影側と観察側に分れるため、観察格子のピッチや位相を変えることによって、等高面の方位の変更、曲面の凹凸の自動判定などが可能になる。

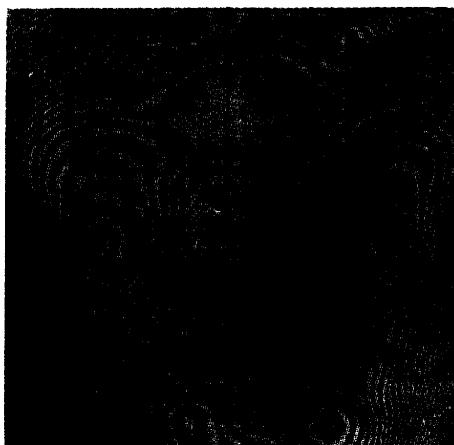


図-2 モアレ像の例（漏斗胸¹⁰⁾）より

以下に、先に述べた基本型モアレ計測を中心に、その計算機処理について述べる。

3. モアレ像の入力とその前処理

図-2 のようなモアレ像の計算機入力にあたっては、モアレ法では避け難い下記の2点を考慮せねばならぬ。

(i) モアレ縞密度が物体曲面上の場所により大きく変る。

(ii) 曲面の凹凸の判定、したがってモアレ縞次数の自動決定が困難。

この中(i)は、物体曲面中格子面に直角に近い部分では縞密度が高くなり、一般のテレビカメラのように解像度が十分でない機器を入力に使用する場合には、この部分がつながって一体になってしまう。また逆に格子面に平行に近い部分では縞密度が下がり、縞部分から曲面のサンプル点の座標データを自動採取する場合には、その部分でサンプル点密度が低下し、後の処理が困難になる場合もある。その対策の第1は、モアレ像の作成にあたり画面全体になるべく均一に縞が分散するよう、光学パラメータを選ぶことである。しかしそれにも限度があるので、入力処理アルゴリズムを工夫すると共に、撮者の介入による支援も考慮する必要がある。

(ii)の問題は電子格子法によって解決できるが、格子投影法ではその自動化は不可能であり（相隣る縞間の高低関係がわからないため）、撮者の介入による能率よい縞次数の付与方法が必要になる。以下にこれらの問題の解決方法などについて、説明する。

3.1 入力機器

モアレ像の入力にはテレビカメラ^{5), 8)}、タブレット⁹⁾、ファクシミリ送信機などを使用し得る。テレビカメラは解像度と精度の点で他に劣るが、高速自動入力が可能である。タブレットではモアレ写真の縞を人手で追跡しながらその座標値入力するために厄介な画像の前処理の問題からは解放されるが、入力速度は低い。これらの何れを選ぶかは、モアレ像の質、要求される入力速度とその精度、経済性などに依存する。

入力されたモアレ像は、一般に A-D 変換の後、一旦画像メモリに蓄積される。

3.2 モアレ縞の2値化処理

入力画像は、TV カメラのアーチャレスポンスによるコントラストの劣化の改善、雑音の除去などのため、局部閾値法などにより2値化される場合が多い。

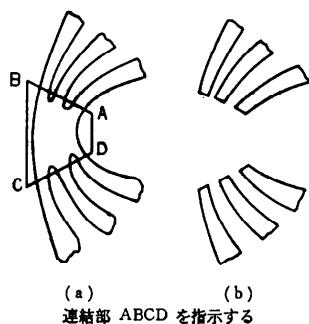


図-3 2値化したモアレ縞の連結部(a)とその分離

その際図-3(a)のように複数の縞が一体となって2値化された部分に対しては、扱者が介入して処理することにより後の計算機処理を容易にする必要がある。

具体的には2値化された画像をCRTに表示しておき、一体となった部分をタブレットなどで指示することによってその部分を消去し、個々の縞に分離する(図-3(b))¹⁰⁾。

3.3 モアレ縞次数の入力

通常のモアレ縞像の縞次数を自動判定することは出来ない。しかしその対象物の外形を知っている場合には、像を見ながら縞に相対的な次数を与えることは、我々にとってさして困難なことではない。相対的な縞次数がわかれば、その中の一つの縞の絶対次数を対応する物体面上の位置と格子間の距離を実測して割り出すことにより、絶対次数に変換できる。次に扱者の介入により縞次数を付与する方法の一例¹⁰⁾を説明する。

(i) 2値化したモアレ縞像の各縞ごとに一連の番号(負数とし、縞番号と仮称する)を自動的に付与し、その番号をそれぞれの縞の全画素に記入する。

(ii) 2値モアレ像の表示画面を見ながら縞次数が単調に増減している部分を拾い出し、次数が最高と最低の部分の縞中に含まれる点各1個(A, B)をタブレットにより指示する。またA点の含まれている縞の次数を、キーボードにより入力する(すでにこの縞の次数が決定している場合にはその必要はない)。

(iii) 点Aから点Bの方向に画素の値を読みながら進み、負の値の画素(縞番号)が見付かると、全画面中これと同一の値を有するすべての画素を、点Aが含まれている縞の次数を基準に求めた縞次数(正数)によって書きかえる(自動処理)。

(iv) 上述(ii), (iii)の操作を繰り返し、画面の縞の部分の全画素の値がすべて正数になるまで続ける。

この操作が終ると、画面上の縞は縞次数の順序に輝度が変化する濃淡像として表示されるので、希望通りの次数が縞に与えられたか否かをこれによって確認できる。もし不都合がある場合には、表示画を見ながら会話形式でこれに修正を加える。その際、先に3.2で述べたモアレ縞消去部の画素に、画面を見ながら適宜の縞次数を書き込む。

以上は通常のモアレ写真を主対象にした会話的な縞次数の付与方法である。次に電子格子法による自動付与方法について述べる⁵⁾。

図-4はその原理を示すもので、観測格子 G_2 を G_2' の位置に移動(格子面方向)すると、等高面も移動(格子面に直角)する。それについてモアレ縞の位置も移動し(たとえば点 P_1 から点 P_2 へ)、その際の縞の移動の方向から面の凹凸が判定でき、これによって相隣る縞の次数の大小関係を知ることができる。

電子格子法ではテレビ信号のサンプリング位相を変えることによって観測格子の位相を変えたのと同一の効果が得られるので、これにより相対的な縞次数の自動判定が出来るわけである。

3.4 データのサンプリング

モアレ縞の幅方向の中心にサンプル点をとり、その座標値を読み取ってファイリングしたり、後の処理を行う。このサンプル点の決定をタブレットで人手によって行っている例もあるが⁹⁾、ここではこれを自動的に行うための2通りの方法について述べる。

まず前節の会話形式で縞次数を付与する方式で用いられている方法¹⁰⁾について説明しよう。すでに像の縞部分の全画素に縞次数が収容されているものとする。まずその縞の中心線(骨格線)を求め、その上の縞次数に負符号をつける。この画像からサンプルデータを得たい場合には、負の画素の中から適当なものを選択し、その画素のアドレスから x, y 座標値を、またそ

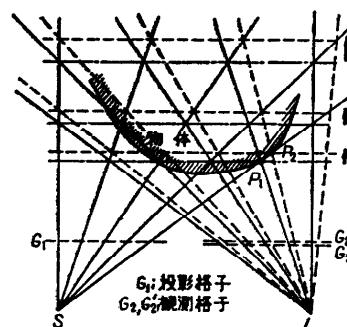


図-4 電子格子法による縞次数の自動判定法

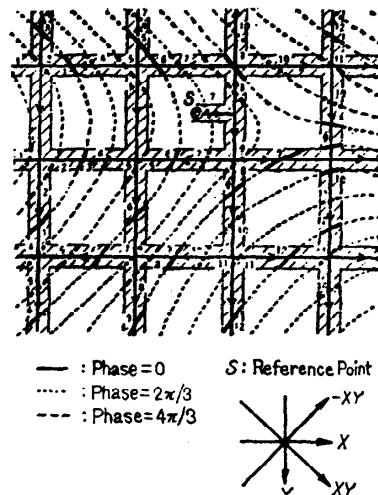


図-5 走査モアレ法におけるサンプリングと縞の識別¹¹⁾より

の画素の値から縞次数、したがって z 座標値を誘導すればよい。

画面中、縞密度の低い部分からのサンプル密度を上げるには、縞の白と黒を反転して全く同様な処理を行って中心線の数を倍にしたり、全画面を複数の領域に分割し、各領域から略々同数のサンプルを採取する方法が有効である。

次に走査モアレ法の入力システムで用いられているサンプリング方法について述べる。この方法は図-5のように画面中に設けた格子線とモアレ縞の交点をサンプル点とするものであって、モアレ縞像の生成を全画面にわたって行うのではなく、図中の斜線部分のみについて変形格子像から行っている¹¹⁾。このような小領域内の部分的な画像の処理によって縞の位置を検出するには、格子線上の各画素の濃度条件を同図下部に示した4方向について調べ、2方向以上でその点の濃度が極大値になっている場合に、その点は縞の中心部にあるものと判定するアルゴリズムを用いている。

3.5 データのメッシュ化

モアレ縞から採取したランダム座標データをメッシュデータに変換することにより、後の処理が容易になる。三次元データのメッシュ化には、線形又は非線形の補間が使用される。まず線形補間の例を説明する。図-6において A_N ($N=1 \sim 4$) はランダムなサンプル点で、その座標を (x_N, y_N, z_N) とする。点 $(x_1, y_1, 0)$ と $(x_2, y_2, 0)$ を結ぶ直線が y 軸と交る点 B_1 の z 座標値 u_1 を線形補間に上って求める (座標原点を便

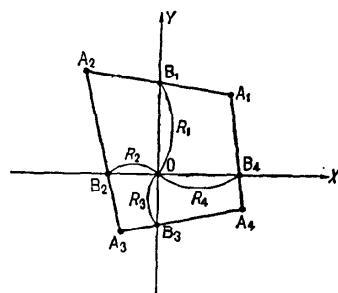


図-6 線型3次元補間法

宜上点 O に移した)。同様の補間値を点 B_2, B_3, B_4 についても求める。すると点 O での Z 座標の補間値は、

$$Z_0 = \frac{\sum_{i=1}^4 U_i / R_i}{\sum_{i=1}^4 1 / R_i} \quad (1)$$

により求められる⁹⁾。

次に非線形補間の例¹⁰⁾をあげると、まずモアレ像中に適宜の大きさの窓を設け、窓中に得られるランダムデータを近似する N 次陽関数多項式

$$z = \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^{m \leq n} C_{m \cdot (n-m)} x^m \cdot y^{n-m} \quad (2)$$

を最小自乗法によって作る。統いてメッシュ点の座標値をこれに代入すればその点での補間値が得られるが、メッシュ点の中、外挿的点(主に窓の周辺)では誤差が大きくなる傾向があるため補間を行わず、内挿的な点のみについて補間を行う。しかしこの窓を移動させると外挿的な点の内、内挿的な点に変るものもある。

4. モアレ縞の処理

前節に述べたような方法を用いてモアレ像から採取したデータをもとに、目的とする生体断面図の作成や特徴量の抽出などを行うが、そのための処理方法について以下に述べる。

4.1 像の記述とファイリング

正確な医療診断には、多量の症例をファイリングすることが必要である。モアレ像の場合には、一般の濃淡画像程ではないが、そのデータ量は膨大なものになる。モアレ像のファイリングは原画による以外に、メッシュデータで行う場合もある⁹⁾。また生体曲面を式(1)で近似し、その係数をファイリングする方法も提

案されている¹²⁾。その例では物体曲面をモアレ像の上で多数の部分面に分割し、4次の多項式を用いて各部分面を15個の係数とその部分面位置を示す4個のデータで記述し、ファイリングしている。この方法には後の処理を簡単な純数学的な取り扱いに委ね得ると言った長所がある反面、顔面のような凹凸の激しい生体を扱う場合には近似式の数が多くなり、それにつれて処理時間も長くなると言った難がある（仮定する近似精度にもよるが、4次式を用いた場合には胸部全面で約100個、顔面で200～250個の近似式が必要になるものと推定される）。

4.2 像の再生・表示

モアレ像からもとの生体の形を再生する際の表示形式はその再生像を使用する目的によって異なることは言うまでもないが、基本的なものとして任意の平面による生体の断面図が求められる場合が多い。一般にはメッシュ化したモアレ像データをもとに、断面図を内挿法によって作っている^{9),11)}。

近似式によって曲面が記述されている場合には切断面の方程式と記述式を連立させて2元方程式とし、それを図化すればよいわけである¹³⁾。図-7は漏斗胸患者の胸部モアレ写真¹⁹⁾（図-2）を20個の4次式を用いて記述し、モアレ像撮影時の等高面と同じ位置に想定した平行平面群でこれを切断した際の切断面群を示すものであって、曲面の近似が十分良好に行われていることがわかる¹⁴⁾。

なおこの時平行平面群と格子の間に角度をつけた状態で再生・表示を行うと、モアレ像撮影時の撮影条件を変えたのと同様のモアレ像が得られることになる¹⁴⁾。モアレ像は撮影条件の僅かな違いが結構模様の大きな差として現れるので、撮影条件を撮影後に変更で

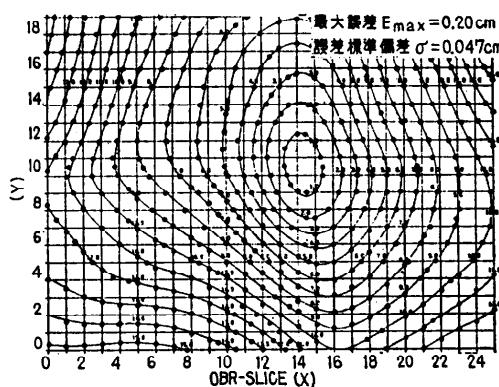


図-7 モアレ構成点と再生曲面の等高線表示



図-8 物体像の陰影投視図法による再生・表示例

きることは、2枚のモアレ像を目視によって比較する際に役立つ。

断面図作図の応用として、 $x=a \cdot N$ および $y=a \cdot N$ ($N=1, 2, \dots$) なる平面による物体の切断面群から、図-10 のような物体の線画が得られる^{14),16)}。このような線画は、等高線による表示に比し定量性の点では劣るもの、定性的な生体の形状把握の点ではすぐれている。

定性的形状把握の点で線画より更にすぐれた方法として、日常我々が視覚を通じて物体を見ているのと同一型式の像、すなわち陰影のついた立体透視画像としてテレビに濃淡表示することも試みられている¹⁵⁾。図-8 はその例であって、二つの凸部のある曲面を点光源で照明した際の像であり、立体感がよくあらわされている。この像の作成は視点と物体のひろがりの中心をむすぶ直線に直交する平面を投影面とし、その中に仮定したテレビ走査線上の画素と視点をむすぶ視線が物体面と交する点を曲面の記述式と視線の方程式を連立させて解くことによって求め（複数の解がある場合には、視点に最も近い点をとる）、その点での視点方向への反射光強度を物体面の反射の指向特性を考慮して算出し、その画素の明るさとして表示している。

医療診断においては、生体の対称性や、同一生体の経時的形状変化の状況を追跡することは、重要なものである。これらはモアレ像の記述から容易に算出でき、それを等高線型式又は透視図型式で表示し得るが¹⁴⁾、その詳細は省略する。

同一生体のモアレ写真を数方向から撮影し、得られたデータをつなぎ合わせて全周にわたる任意の方向から見た生体像として表示する試みが手作業によって行われているが^{21),22)}、計算機による自動処理の報告もある²³⁾。

4.3 特徴量の抽出

曲面の記述があれば、曲面上の指定された領域の表面積や体積などを求めることは容易である。例えば表面積を求めるには曲面上に指定された領域の X-Y 平面への投影を作り、これをメッシュ点で覆う。次に各メッシュ点から Z 軸に平行に引いた線と曲面の交点を求め、隣接 3 交点を結ぶ多数の小三角形の面積の総和としてこれを求めればよい¹⁴⁾。曲面が近似式で記述されている場合には、記述式の積分により一挙に面積を求めることが可能な場合もあるが、積分領域が複雑な一般的の場には処理が煩雑になるため、一般的ではない。

体積についてもこれと類似の方法を用いて計測することができる。図-9 は先の漏斗胸について、その記述式をもとに凹部の体積とその深さの関係を図化したものである¹⁴⁾。

次に生体面の曲率、傾斜などの特徴量を求め、これを立体透視図形式で濃淡表示した例を紹介する¹⁶⁾。これも方程式記述したモアレ像について行われたものであって、原理的には 4.2 で述べた生体の立体透視図作成法において曲面上に求められた点での反射光強度の代りに、その点での特徴量の値を用いればよい。その場合、生体面との対応の把握を容易にするため、前述した生体の線図形を重ねて表示することが必要となる。

図-10 は丘陵状物体の平均曲率の表示例であって、明るい場所ほどその値が大きいことを示している。この物体には線図形でも識別しにくい僅かな凹凸があるが、これらは写真中の円形をした明部と暗部として明

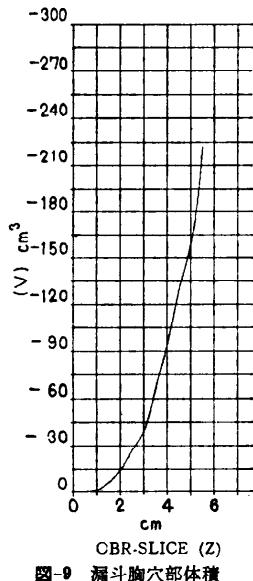


図-9 漏斗胸穴部体積

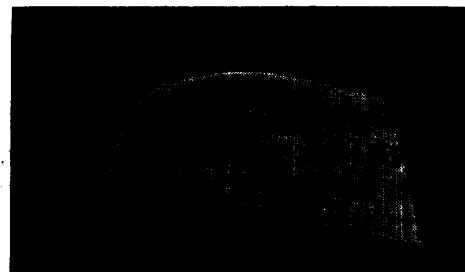


図-10 曲面の平均曲率表示例

瞭にとらえられている。生体の表面は内部の器官などの形や位置を反映している場合が多いので、このような生体曲面の曲率解析は、ある種の疾患の診断には役立つであろう。本例のように従来直接目で見ることのできなかった曲面の特徴量を可視化できるようになったことの意義は大きく、医学以外にも種々の応用面がひらけてくるものと思われる。

5. モアレ像の医療への応用

モアレ像による生体計測の医療への応用については表-1¹⁷⁾に示すような広い範囲が考えられ、また歯学への応用は最も進んでいる²¹⁾。これらの応用形態は、大略下記の 4 種のカテゴリに分けて考えることができる¹⁷⁾

- (i) モアレ縞の分布状態による形状からの診断,
- (ii) 生体の立体的形状の記録や比較による病状の進展および治療効果の判定,
- (iii) 生体や生体から摘出した標本の立体的記録と、その再現,
- (iv) 従来の手法では判定できなかったものの判定（眼球内部、乳頭の浮腫の定量化など）.

これらの何れのカテゴリに対しても、モアレ像の計

表-1 モアレ像の医療への応用領域¹⁷⁾

臨床医学

- 外科：炎症、腫瘍の大きさ、形状、分布、手術時の記録
- 整形外科：骨格計測、ギブスの型とり
- 産婦人科：妊娠検診
- 内科学：腫脹、浮腫の定量化
- 神経科：運動機能、神経変性による筋の変化
- 呼吸器科：胸膜の変形
- 麻酔科：呼吸機能、ブロック前後の診断
- 眼科：乳頭部計測
- 歯科：矯正、口腔外科

基礎医学

- 解剖学：人類学：骨計測

- 病理学：標本の形状記録

運動医学

- 動態解析

予防医学

- 定期検診

算機処理は有用な手段として役立ち得よう。

次にモアレ像の2, 3の計算機処理装置例について説明する。

愛知学院大学では顔面の形成手術のための計画立案、手術成果の評価、経日的予後判定などを目的に、中型計算機(200 KB)を用いたシステムを作っている⁹⁾。モアレ写真の入力はタブレットで線を追跡して行う。顔面から450~500点のデータを採取し、これを数万のメッシュ点データに変換している。処理結果は指示した横断線に沿っての切断面、顔面の線画による再生像などである。入力を含めての全操作時間は約20分であり、それまでの手による処理に比し数百倍の高速化が達成されたとしている。

関東通信病院のシステム¹⁰⁾はミニコン(32 KB)を使用しており、512×512バイトの画像メモリを備えている。入力はテレビカメラで行い、AD変換後画像メモリに収容される。メモリの内容はDA変換されて常にCRTに表示されるので、処理結果を見ながら処理過程を修正することができる。

この外にもミニコンを用いたシステムが北里大学¹¹⁾などで研究されており、市販品の例²⁰⁾もある。

電子格子法を用いたものに二重偏向方式の高精度プラウン管による写真記録読取装置を使用した理化学研究所システム¹¹⁾や、マイコンで実時間処理ができる電電公社横須賀電気通信研究所のシステム⁵⁾などがあるが、現在はいずれもモアレ像処理の研究用として使用されている。

6. む す び

医療におけるモアレ像利用の普及は、医療効果のいかんに大きく依存することは言うまでもないが、その多くは今後の課題である。機器の面から言えば、扱いの容易さ、経済性、処理時間などが大きな支配要因であり、関係技術者の一層の努力が必要とされる。

モアレ像の計算機処理は研究が開始されてからいまだ日も浅く、関係する報告も少ない。したがってここに紹介した内容も特定の少数の機関からの発表にたよらざるを得ず、変化に欠けるものとなった。

最後に本文の執筆にあたり参考又は引用させていただいた文献の著者の方々に対し、深甚の謝意をささげる次第である。

参 考 文 献

1) Meadows, D. M. etc.: Generation of Surface

- Contours by Moiré Patterns, *Applied Optics*, Vol. 9, No. 4, pp. 942-947 (1970).
- 2) Takasaki, H.: Moiré Topography, *Applied Optics*, Vol. 9, No. 6, pp. 1467-1472 (1970).
 - 3) 芳沢他: 格子投影型モアレ撮影方向による頸部断面の形状、杏林医学会雑誌, Vol. 7, No. 3, pp. 171-175 (1976).
 - 4) 鈴木他: モアレ縞による三次元計測、精密機械, Vol. 40, No. 9, pp. 746-752 (1974).
 - 5) 上田: マイクロコンピュータ制御実時間モアレトポグラフィ計測装置、電子通信学会論文誌, Vol. J61-D, No. 5, pp. 299-306 (1978).
 - 6) 出澤他: 走査モアレ法と画像処理、電子通信学会技術研究報告, IE78-4 (1978).
 - 7) 有沢: 仮想移動格子による等高モアレしま形成法、電子通信学会論文誌, Vol. J61-D, No. 3, pp. 201-202 (1978).
 - 8) 西坂他: 画像メモリを利用したモアレ縞解析処理システム、第18回日本ME学会大会 (1979).
 - 9) 河合他: モアレ等高縞による顔面形態の立体的計測法のシステム化について、日本口腔外科学会雑誌, Vol. 21, No. 4, pp. 419-425 (1975).
 - 10) 大和: モアレ縞の計算機入力、電子通信学会技術研究報告, IE78-2 (1978).
 - 11) 出澤: モアレ画像計測、理研シンポジウム予稿 (1979).
 - 12) 大和: モアレ縞の多項式近似とその解析、電子通信学会技術研究報告 IE76-93, pp. 71-82 (1977).
 - 13) 大和: モアレ縞からの特徴抽出、日本ME学会医用画像ディジタル処理研究資料, 77-1 (1977).
 - 14) 大和: 曲面物体の方程式による記述とその計測、第8回画像工学コンファレンス pp. 117-120 (1977).
 - 15) 大和: モアレ縞で採取した物体曲面データの陰影透視図法によるTV表示、電子通信学会技術研究報告, PRL78-82, pp. 33-40 (1978).
 - 16) 大和: 物体曲面データ特徴量のTV表示、同上, IE79-14, pp. 77-82 (1979).
 - 17) 西坂他: 等高線モアレ縞による生体の立体計測法、通信医学, Vol. 26, No. 2, pp. 89-97 (1974).
 - 18) 池田他: ミニコンピュータによるモアレ縞等高線写真的解析と数值処理に関する問題点、画像技術, 1976. 1, pp. 54-55 (1976).
 - 19) 藤堂他: 漏斗胸外科とモアレトポグラフィ、画像技術, pp. 47-48 (1976).
 - 20) 鈴木他: モアレトポグラフィ計測法(II)、画像技術, pp. 35-47 (1975).
 - 21) 河合他: 顔面形態の立体的計測法に関する考察、日本口腔外科学会誌, Vol. 20, No. 6 (1974).
 - 22) 寺田: モアレ等高線法による人体の立体計測、医用電子と生体工学, Vol. 11, No. 6, pp. 387-394 (1973).
 - 23) 二宮他: 等高線モアレ縞写真における計測処理、第9回画像工学コンファレンス pp. 47-50 (1978)

(昭和54年8月7日受付)