

シネ左室造影像の解析

谷内田正孝*, 池田三三*, 辻三郎*, 井上通敏*, 稲田絃*, 堀正二*, 辻岡克孝*, 島津敬*, 内藤道夫*, 阿部裕*, 楠岡英雄**
 *大阪大学基礎工学部, #大阪大学医学部, **大阪大学工学部

[1] まえがき

心臓の容積測定などを目的とした左心室の外腔の輪郭を抽出する研究は、従来数多く行われてきている。(1)(2)(3) しかし近年、心臓の壁の厚みの時間的変化等も重要視されるようになって来たため、心臓壁の輪郭(内外壁)も抽出する必要が出てきた。心臓壁も観測できるようにとられたX線造影像は心臓壁の観測を目的としない造影像と比較すると、コントラストが弱く、また雑音も多い。このため心臓壁の輪郭を求めるには、従来の方法に比べて、より雑音に強い方法が必要となる。また同時に、情報量の多い動画像を処理するのであるから、能率の良いことも要求される。さらに、心臓の容積を求める場合には、輪郭の測定誤差は容積の測定にあまり大きな影響を与えないが、厚みの測定には、大きな影響を与えるので、正確に輪郭を求める必要がある。本文では、雑音の多いシネ左室造影像から左心室の内、外壁を能率良く抽出する方法について述べる。その特徴として次のような点があげられる。

(1) 雑音の多い画像から輪郭をボケさせることなくエッジを求めるために、方向性を持った微分を用いた。

(2) 方向性を持った微分は全画面に適用すると計算時間がかかるので、プランを用いることにより、その処理量を減らした。オ一画面に対しては縮小画像をプランとして用い、オス画面以降の画面に対しては前画面の処理結果を現画面のプランとして用いた。

(3) 微分画像から滑らかな輪郭を求めるために heuristic search の手法を改良した線分単位の探索法を用いた。なお上記のプランは探索領域を制限するのにも使われる。

(4) 心臓壁の厚みを測定する部位を画像の重ね合わせを用いて各画面で対応させ、厚みの時間的変化を測定した。

[2] ハードウェア構成及び入力画像

ハードウェア構成を図1に示す。⁽⁴⁾ 左室造影像は60コマ/秒の速度で35mmの映画フィルムに撮影される。この映画フィルムをフィルム自動送り装置にかけ、TVカメラより計算機に入力する。各フレームは256×256点、各8ビットのデジタル画像に変換されて画像メモリにストアされる。1フレームのサンプルが終ると、DMA転送により計算機を介して、ディスクにストアされる。ディスクにデータを転送している間に、フィルム自動送り装置によりコマ送りがされ、次のフレームが画像メモリに読み込まれる。画像メモリの大きさは256Kバイトで、例えば256×256点、各8ビットのサイズの画像は4枚ストアすることができ、複数枚の画面間の処理が容易に行えるようになっている。また、画像メモリあるいはディスク上のデータはカラーディスプレイ上に動画像表示できるので、入力画像

やその処理結果の評価が便利に行える。

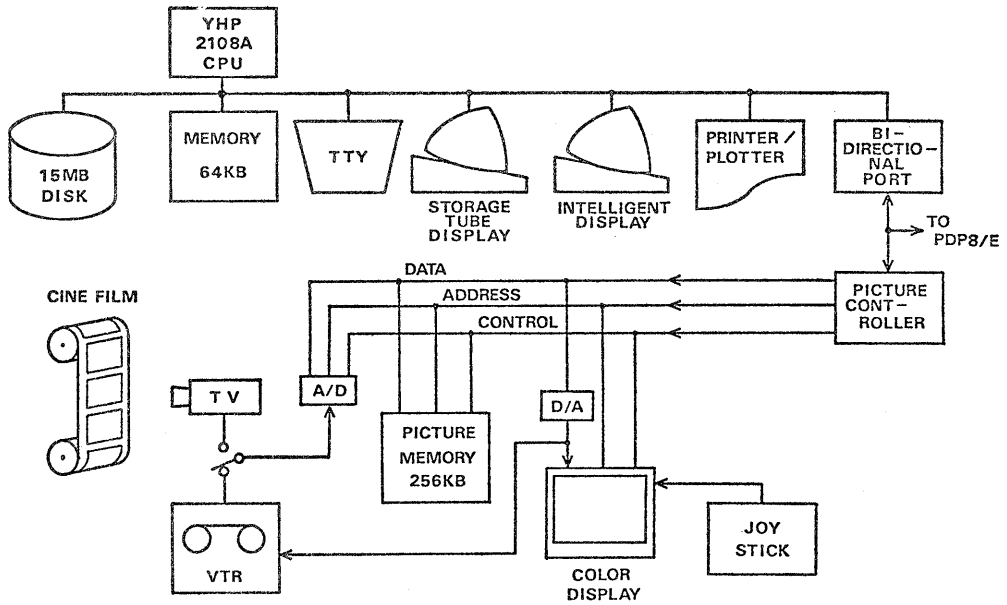
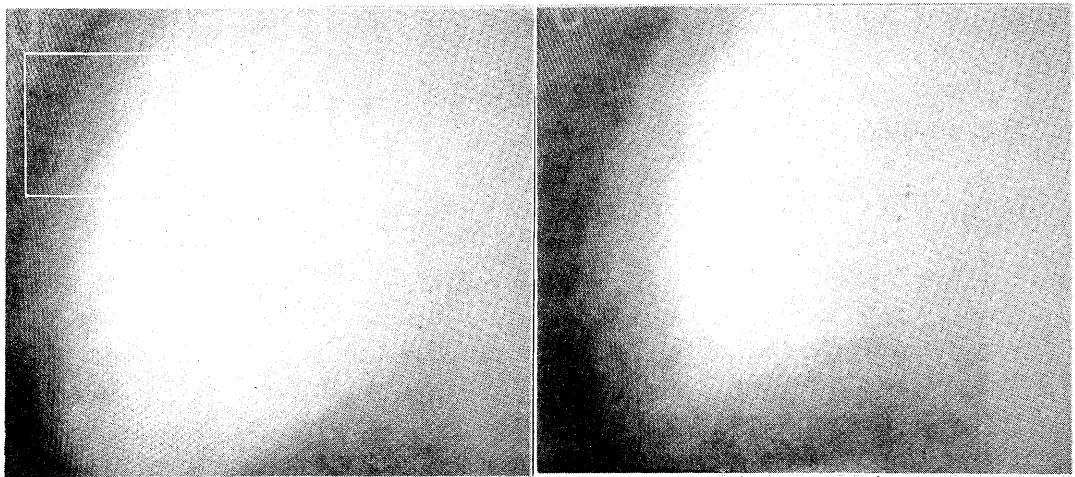


図1 ハードウェア構成

入力した画像のいくつかの例を図2に示す。画像は各点6ビットで入力されるが、ディスプレイ上には各点4ビットで表示されているため、詳細な明るさの変化が同図からでは解りにくい。このため、図2(a)に対して、3x3の大きさのオペレータで微分した結果を図3に示す。これらの図から解るように、左室造影はコントラストが弱く、また雑音が多い。特に、内壁の部分では心壁のヒダ、各種の筋肉などにより明るさが不均一でギザギザしているが、これから滑らかな輪郭を求め壁の厚さを得るのが目的である。



(a) 第1画面(拡張終期)

(b) 第33画面(収縮終期)

図2 入力画像

{3} 第1画面の処理

図2, 3から解るように, 収縮期に比べて拡張期の方が輪郭を求めるのが容易である。したがって, まず処理の容易な拡張期の画面から心壁の輪郭を求め, その結果をプランとして用いることにより, より複雑な2画面以降の画面を能率良く, また信頼性良く処理する。ここでは, まず才1画面から輪郭を求める方法について述べる。

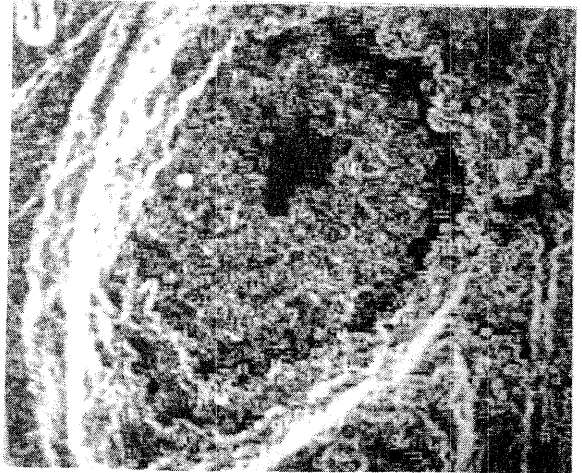


図3 図2(a)に対する微分画像

3.1 プランを用いた方向微分

コントラストの良い左心室内腔の輪郭を求める方法として, 従来 local histogramを用いた2値化の手法がよく用いられて来たが, この方法で心臓壁の輪郭を求めることは難しい。図4に図2(a)の四辺形で囲まれた部分の明るさのヒストグラムを示すが, 心壁の部分, 内壁の部分で明るさが均一でないため, ヒストグラムにピークが現れず, 背景, 壁の部分, 心臓内部というように3つの領域に分けるべき値を求めることは困難である。また, 図3から解るように, 3x3程度の大きさの微分オペレータでは, 雑音による微分値の大きい所が多く生じ, 本来の輪郭と区別することが難しい。このように雑音の多い画像から輪郭を抽出するには, 平滑化の能力の強い, より大きな微分オペレータを用いる必要があるが, 方形のオペレータでは, 外壁と内壁が近接しているため, 輪郭をぼかしてしまう。そのため, ここでは輪郭をぼかすことなしに, しかも平滑化の能力を持った方向微分を用いている⁽⁵⁾。

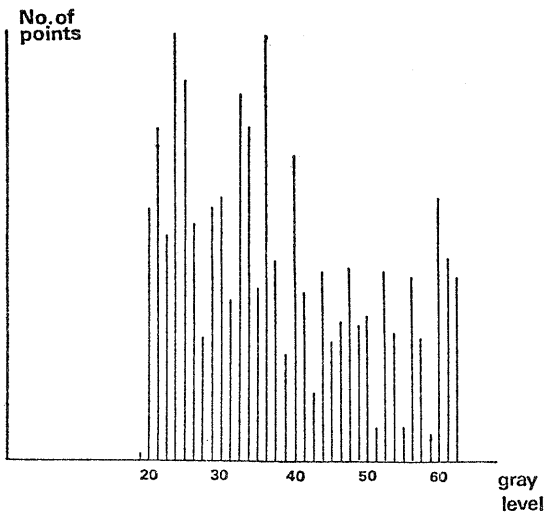


図4. 明るさの local histogram

図5に示すように, 点 (i, j) の両側に平行な2つの長方形領域A, Bをとり, それらの領域内の点の明るさの和を ΣA , ΣB とし, 各領域内の点の数を n とすると, 点 (i, j) におけるある方向 θ の明るさの変化 $D_{\theta}(i, j)$ を

$$D_{\theta}(i, j) = \frac{|\Sigma A - \Sigma B|}{n} \quad (1)$$

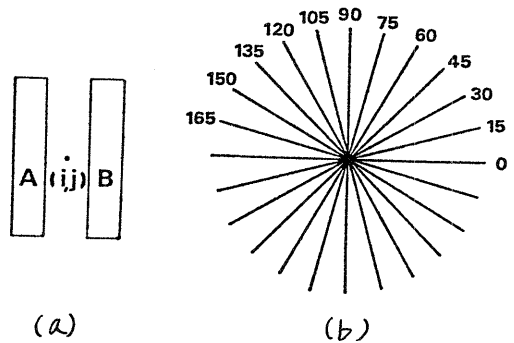


図5 方向微分

で定義する。(1)式の計算を図5(b)に示すように、15°ごとに2方向に対して求め、それらの内の最も値の大きい方向が輪郭と平行な方向であると考え、その値を点(i,j)の微分値とする。この微分では輪郭と平行な長方形領域の点の明るさの平均の差をとっているのので、輪郭をぼかすことなしに、平滑化をした微分が行える。しかしこの微分を全画面に対して行うと、非常に計算時間がかかるので(YHP-21MXで約1時間)、次に述べるプランを用いた方向微分により処理時間を短縮している。

図6にその処理の流れを示すが、まず256×256点の大きさを持つ入力画像から4×4点を平均し、64×64点の大きさの縮小画像を作成する。平均化により雑音はかたまり減少するので、縮小画像に対し、図7に示すような3×3の大きさの微分を行ない、各点の微分値Gとその方向Dを求める。なお、方向は24方向に分割しておく。図2(a)から得られる縮小画像に対する微分画像とその方向を図8に示す。図8(a)を図3と比較すると解るように、縮小化により雑音が減少している。この微分画像にしきい値処理を行うことにより、心壁の概略の位置(プラン領域と呼ぶ)を求める。また、図8(b)から解るように、方向は雑音の影響により不揃いな部分

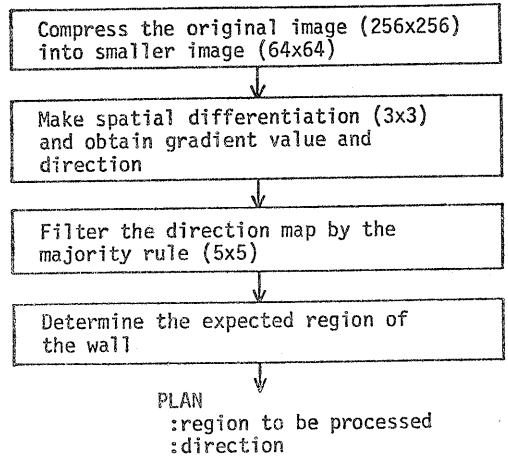
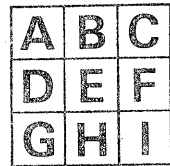


図6. 1画面に対するプランの作成過程



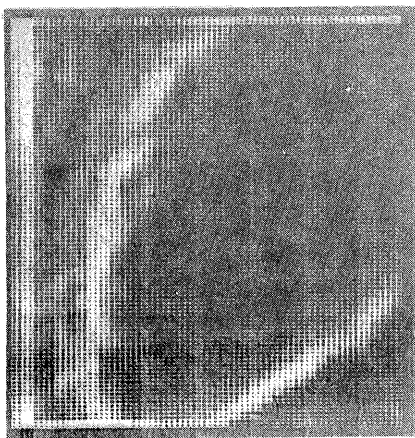
$$U = (A+B+C-G-H-I)$$

$$V = (C+F+I-A-D-G)$$

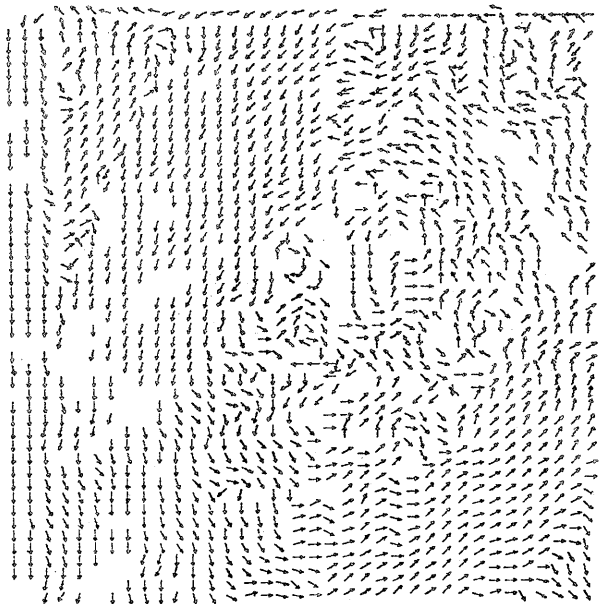
$$g = |U| + |V|$$

$$d = \tan^{-1}(V/U)$$

図7. 3×3の大きさの微分



(a)



(b)

図8. 図2(a)の縮小画像に対する微分値と方向 (方向は90°回転してある)

もかなりあるので、 5×5 の大きさの領域で多数決によるフィルタリングを行い、プラン領域内の方向を整える。図9にプラン領域とその方向を示す。心壁の部分が欠けないようにしきい値を低くおさえているため、プラン領域は少し大きくなっている。また方向は図8(b)と比べてフィルタリングによりかなり均一化されていることが解る。

プランが求まると、それを用いて 256×256 点の入力画像に対して、図10に示すようにプランの方向と直角な方向で方向微分を行う。この場合、方向微分を行う領域はプラン領域に限定されており、しかもその方向もプランにより与えられているので、プランを用いない場合に比べて計算時間は大幅に短縮される。例えば、プラン領域が全画面の $\frac{1}{3}$ とすると、方向は $\frac{1}{2}$ であるから、プランを用いない場合と比べてその計算量は $\frac{1}{3} \times \frac{1}{2} = \frac{1}{6}$ となる。なお方向微分のパラメータとして図9に示すように、 a, b, c の3つのパラメータが考えられる。 a はどの程度ぼけた画像を対象としているかにより、また b, c は抽出したい輪郭の曲率と平滑化能力とのかね合い等より決定できる。いくつかの異った性質を持つ輪郭が混在する画像には、抽出したい対象に応じてこれらのパラメータを変えて処理すれば良い。

心臓壁の場合は、それぞれの輪郭がほぼ似た性質を持っているので、すべての画面に同じ値のパラメータを用いて処理している。図11に図2(a)の入力画像に対し、プランを用いて $a=5, b=10, c=1$ で方向微分した結果と、 $a=7, b=10, c=2$ で方向微分した結果を示す。平滑化能力は $b=10, c=1$ 程度で十分であり、またぼけ程度に関しては $a=5$ が最適であったので、 $a=5, b=10, c=1$ のパラメータをすべての画面に対して使用している。図11(a)を図3と比較すると雑音の減っていることが解る。

3.2 輪郭の検出



図9. プラン

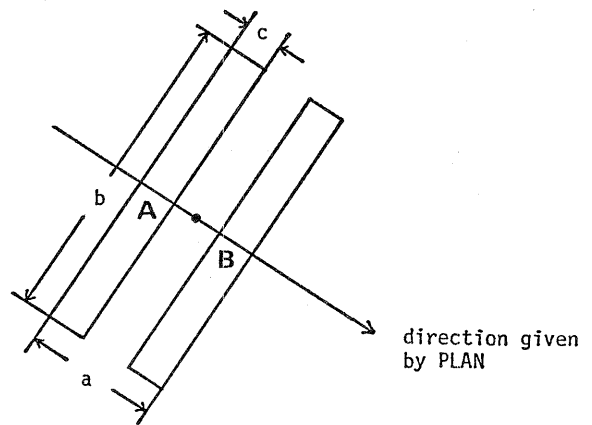


図10 プランによる方向微分

方向微分画像が得られると、プラン領域内で内壁・外壁の検出を行う。まず、内・外壁の候補点を求めた後、それを出発点として内・外壁を探索する。出発の候補点は、内・外壁の上部が右上に傾斜しているという知識を利用し、次のような条件を満足する点を画面の左上から走査して探す。

1) プランにより与えられる方向 D が $\frac{\pi}{2} \leq D \leq 2\pi$

である。

2) D の方向にある隣接点より微分値が大きい。すなわち頂点である。

3) 上の条件を満足する点が10点連続してある。

図11(a)から解るように、外壁上部の近傍には肋骨により生じた微分値の高い所があるが、これらの点の方向は $\frac{\pi}{2} \leq D \leq \pi$ であるので、1)の条件により区別される。

内・外壁の出発の候補点が決まると次にその輪郭を探索する。探索法としては、従来、与えられた評価関数のもとに最適な点系列を求める動的計画法、あるいは準最適解ではあるが探索時間の速い発見的探索法などがある。しかし、いずれも点単位の探索であるため、1)秒に対する情報が組み込み難く滑らかな線が得られない、2)雑音により生じた強い微分値の所があれば、それに引張られるという欠点がある。ここでは、滑らかな線という形に対する情報が評価関数に組み込み易い文献(6)の線分単位の探索法を用いる。

評価関数としては次のものを用いている。

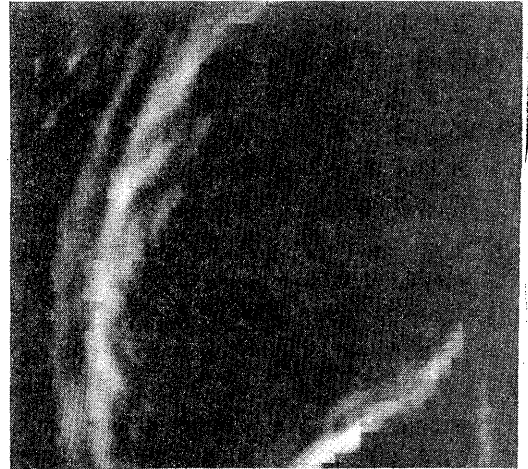
$$f(C_0, C_1, \dots, C_n) = \sum_{i=1}^n g(C_{i-1}, C_i) - \lambda \sum_{i=2}^n \theta(C_{i-2}, C_{i-1}, C_i) \quad (2)$$

但し、 $g(C_{i-1}, C_i) =$ 点 C_{i-1} と C_i を結ぶ線分上の微分値の平均

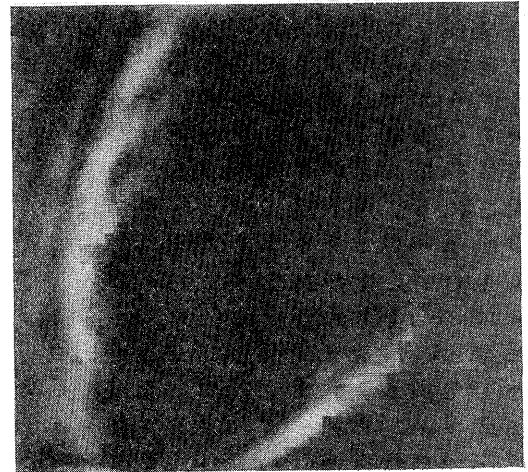
$\theta(C_{i-2}, C_{i-1}, C_i) =$ 点 C_{i-2} と C_{i-1} を結ぶ線分と C_{i-1} と C_i を結ぶ線分のなす角度、すなわち点 C_{i-1} における曲率。

$\lambda =$ 定数

(2)式の評価関数では、微分値が高く、かつ滑らかな曲線を抽出することができ。しかし、探索領域が広く、拡張総期のように、内・外壁が近接している場合、内壁の微分値は外壁の微分値と比べてかなり大きいので、外壁を探索している時に、内壁へ引張られることがある。そのため、才1画面に対してのみ、次のように明るさの変動も評価関数に組み込んだ。



(a) $a=5, b=10, c=1$



(b) $a=7, b=10, c=2$

図11. プランを用いた方向微分の結果

$$f(C_0, C_1, \dots, C_n) = \sum_{i=1}^n g(C_{i-1}, C_i) - k_1 \sum_{i=2}^n \theta(C_{i-2}, C_{i-1}, C_i) - k_2 \sum_{i=1}^n |v(C_{i-1}, C_i) - \bar{v}_n| \quad (3)$$

但し, $k_1, k_2 = \text{定数}$

$v(C_{i-1}, C_i) = \text{点 } C_{i-1} \text{ と } C_i \text{ を}$
結ぶ線分上の点の明るさの平均

$$\bar{v}_n = \frac{\sum_{i=1}^n v(C_{i-1}, C_i)}{n}$$

(3)式の評価関数により, 図11(a)より輪郭を抽出した結果を図12に示す。なお右下の輪郭は壁の厚みの測定とは関係しないが, 同様の方法で抽出したものである。



図12. 才画面に対する輪郭抽出結果

{4} 2画面以降の処理

動画像は情報量が圧倒的に多いので, 能率良く処理する必要がある。ここでは次の2つのプランを用いて2画面以降の処理量を減らしている

- 1) 画面を適当に間引いて処理すべき画面数を減らす。
- 2) 前画面の処理結果を現在の画面を処理するためのプランとして用い, 現在の画面を能率良く処理する。

4.1 処理画面の決定

左室造影像は60コマ/秒の速度で撮影されるが, 心臓壁の厚みの変化を測定するのに, これらすべての画面を処理する必要はない。すなわち, 心臓は同じような速度で運動しているわけではなく, 例えば収縮終期, 拡張終期付近ではほとんど移動しない。したがって, 運動速度の違い所ではフレームを間引いて処理し, 速い所では密に画面を処理するのが能率的である。

このように運動速度に応じて画面の間引く間隔を決定するのに, 簡単な時間微分を用いている。今, K 枚目の画面 F_K を処理したとすると, F_K の画面で得られた輪郭的の囲りに図13に示すような細い帯状の領域を作る。この領域で F_K の画面と F_{K+i} ($i=1, 2, \dots$) の画面との各画素の差をとる。もし心臓壁が移動していれば, この領域内に差分値が生じるが, 移動していなければ差分値はほとんど生じない。したがって, この領域内での差分値の和を計算して, それが内壁・外壁どちらかの領域で一定のしきい値をこえた場合に, 有意な移動が行われたと考えて, その F_{K+i} の画面を処理する。

4.2 プランを用いた処理

処理画面が上記の時間微分により決定されると, 前画面 F_K で得られた結果をプランとして用いて現在の画面 F_{K+i} の内・外壁を求める。この場合, 処理画面の決定の際に設定した帯状領域に, 内・外壁が入っていることはすでに解っている

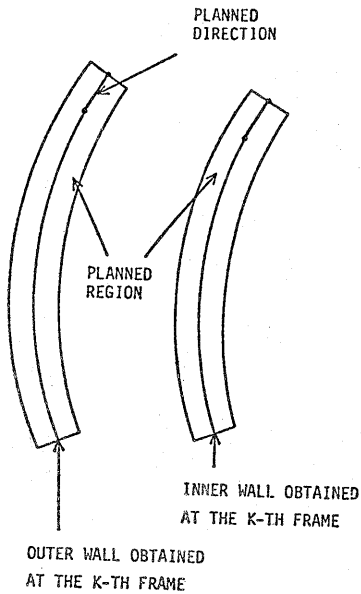


図13. 2画面以降に対するプラン

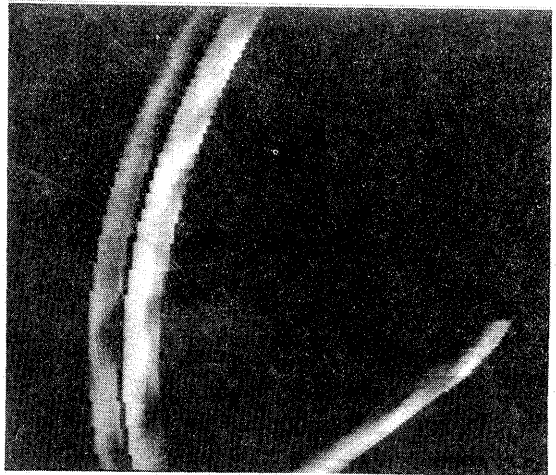
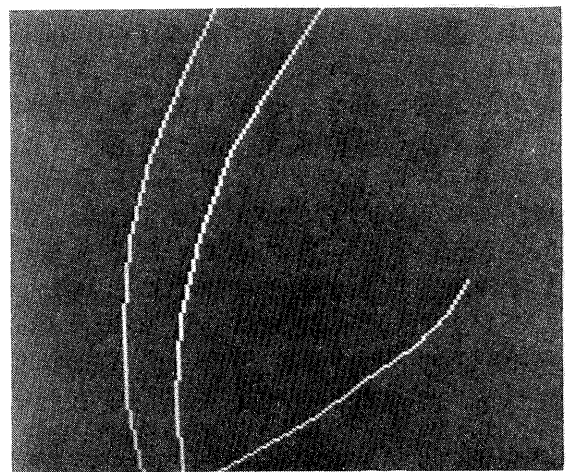


図14. 帯状領域内の方向微分の結果

ので、この帯状領域をプランの領域として用いる。また、前画面で得られた輪郭の方向をプランの方向として微分オペレータを設定する。図14にこの方法で得られた方向微分像を示す。方向微分像が得られると、次にプラン領域内でオ1画面と同様に探索を行なって内・外壁を求める。求めるべき内・外壁はそれぞれ別の領域にあるので、探索に用いる評価関数として(2)式を用いる。また処理すべき領域は狭い領域に限られているので、方向微分も輪郭抽出のための探索も処理時間は非常に速くなり、また同時に雑音の影響も受けにくく信頼性の高い結果が得られる。以上のようにして得られた処理結果の代表例を図15に示す。

{5} 厚みの測定

拡張終期から収縮終期まで一連の画面で心臓の輪郭が求められると、最後に心臓壁の厚みの時間的变化を測定する。内・外壁はすでに滑らかな曲線として抽出されているので、厚みはこの2曲線の間の距離を計測することにより求められる。しかし、時間的变化を調べるためには各画面において同じ部位で計測しなければ意味がない。そこで、まず測定部分の対応を行うための画像の重ね合わせの方法と、その後の、心臓壁の厚みを正確に測定する方法について述べる。



第33画面 (図1(b))

図15. 心臓壁の輪郭の抽出結果

5.1 測定部分の対応

心臓が拡張期より収縮期に向かう際に、心臓壁は画面に対して左右方向に動くと同時に上下方向にも動くので、厚みを測定する位置は前画面で測定した位置を左右に平行移動するだけでは不十分である。測定する部分の位置を各画面で決定するためには、ある画面における心臓壁上の測定点となる点が必要な画面でどこに移動したかを調べることが必要になってくるが、1点の移動を調べることは困難であるので、その点を囲む正方形領域の移動を調べることとする。図1から解るように、外壁の位置する部分は明るさの変化に乏しく、その移動を調べるのに不適であるので、内壁に沿った領域で特に明るさの変化に特徴のあるヒゲのように見える部分を5ヶ所見出す。この特徴部分に、検出された曲線の上の測定点を中心とした7×7の正方形のウィンドを1画面上に設定し、最初のテンプレート(図16の点線で囲まれた領域)とする。隣接画面でその部分が大きく移動することは考えられないので、次の画面においてもこの部分に対応する部分はこの付近にあるはずなので、前画面で作成されたテンプレートを処理画面の同じ位置に重ね合わせ、上下左右に3画素ずつ動かして重ねりの良さを見る。前画面 F_{k-1} のテンプレートの各画素と、処理画面 F_k 上の重ねられた領域の各画素との差の絶対値の合計(残差)を、テンプレートの動いた各位置で計算し、そして、残差が最小になる位置(図16の実線で囲まれた領域)をもつとも重ねりの良い部分、すなわち前画面の特徴部分の移動した部分と考える。さらに、その位置に次画面を処理する際のテンプレートを作成し、次にマッチングを行っていった、1画面上で定めた5点の測定点の移動した位置をそれぞれすべての画面で決定する。

5.2 内・外壁の距離の測定

まず各画面で対応のついた5点の中で隣接した2点の間をそれぞれ4等分する点を作り、それによって最初の5点と合わせて17個の点を各画面の内壁上に定める。この17点の位置は各画面で対応づけられていると言っているので、この各点を各画面で厚みを測定する点とする。距離は内壁に垂直に測定するのであるが、垂線を求めるために、測定点より上下に数点離れた2点の傾きより内壁に対して垂線を引き、外壁との交点までの測定点からの画素数を数えるだけでは正確な測定にはならない場合が多い。というのは、デジタル画像の処理であるため、ディ

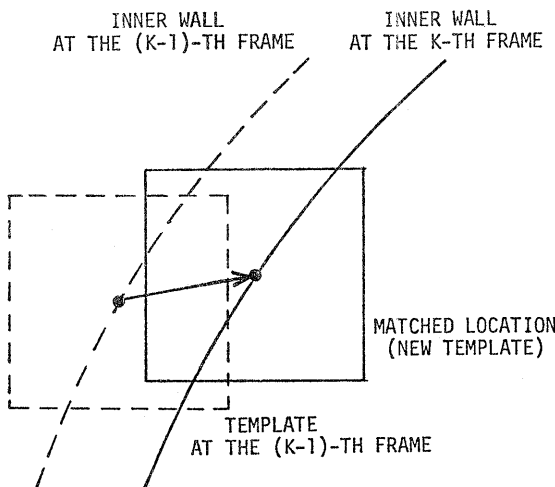


図16. テンプレートマッチング

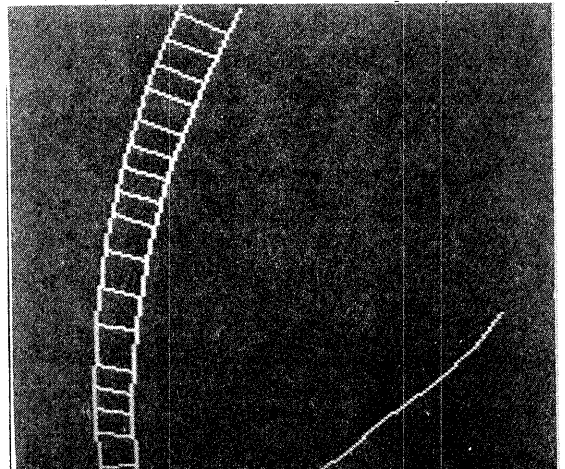
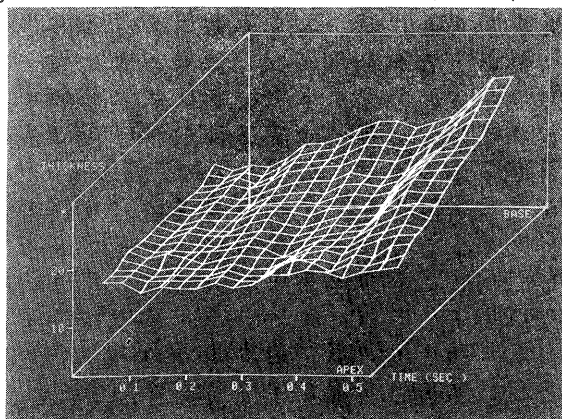


図17. 厚みの測定

タリ的な1画素の誤差を生じることがあるので、厚みは10~30画素の値をとるが、内・外壁で共に1画素ずつ誤ると20画素の部分で10%もの誤差になる。これを解決するために、測定に必要な点の座標は、その点の前後の内・外壁上に沿った5点の座標の平均を使用することにより距離を測定した。図17に内・外壁の間の距離となる線分を示した。

図18に心臓壁の厚みの時間的変化の測定結果を示す。(a)が正常例で拡張終期より収縮終期に向って従って壁の厚みが大きくなっていくことがわかる。特に心臓の基部(画面の上方)で大きく変化し、頂点の方ではあまり変化していない。(b)の異常例では、基部から頂点にかけて全般に変化が見られない。したがって、この2例に関しては、厚みの時間的変化を測定することによって心臓の正常、異常を判別することができる。



(a) 正常例

{6}. むすび

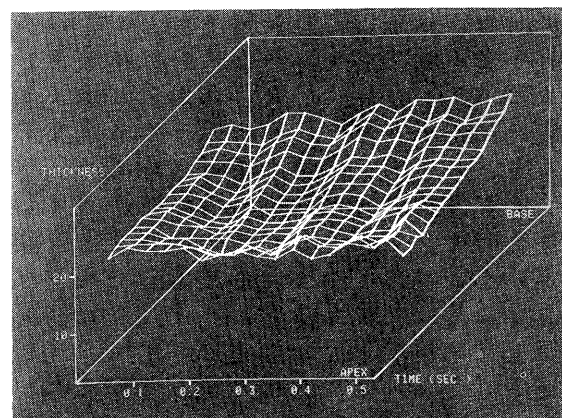
シネアングラフィから心臓壁の輪郭をプランを用いて能率よく求め、心臓壁の厚みの時間的変化を測定する方法について述べた。

輪郭を求めるための基本的な微分オペレータとして方向微分を用い、探索法としては線分単位の探索を甲いたが、雑音の多い画像に対してはこれらの方法はかなり有効であり、輪郭を滑らかな曲線として、速く、正確に抽出できた。

そして、1枚目の画像に対してはその縮小画像より、2枚目以降の画面に対しては以前の画面の処理結果より作成されたプランを用いて計算時間を短縮した。計算時間はほとんど方向微分で要し1画面は約6分、2画面以降は15秒/画面である。現在画像は256×256点で入力しているが、この分解能では壁の厚みはせいぜい20点程度までであり、デジタル誤差が壁の厚みの測定精度に大きく影響する。このため、より高分解能の画像を入力して測定精度を上げること検討している。

参考文献

- 1) P. H. Heintzen et. al: IEEE Computer, July 1975.
- 2) C. K. Chow & T. Kaneko, in Frontiers of Pattern Recognition, S. Watanabe, Ed. 1973
- 3) L. P. D. Jong & C. J. Slager, IEEE Trans. vol. BME-22, no. 3, May 1975.
- 4) 木谷 博か; 信学会, PRL研資料, 77-46, 1977.
- 5) D. Marr, AI Memo, no. 340, MIT, 1975.
- 6) 池田, 谷由田, 辻, 信学会, PRL研資, 78-33, 1978.



(b) 異常例

図18. 心臓壁の厚みの時間的変化