ブロックマッチングを用いた超音波心臓断層像における 局所相対的オプティカルフロー推定

学生員 小 矢 美 晴 (立命館大学)

正 員 溝 尻 勲 (立命館大学)

Estimation of Local and Relative Optical Flow of Myocardium on Echocardiogram using Block Matching

Student Member Yoshiharu Koya (Ritsumeikan University)

Member Isao Mizoshiri (Ritsumeikan University)

In order to detect ischemic and/or infarcted myocardium of a left ventricle, a motion of the cardiac muscle gives important information. Conventional method, such as center line method, may observe and measure the only overall motion of the myocardium using echocardiography.

In this article, we propose a new method to estimate using block matching. Then, applying this method to the echocardiograph, we estimate not only the overall motion but also local displacement of the myocardium on the echocardiogram.

キーワード：超音波心臓断層像, ブロックマッチング, 規格化画像, 心筋内部

Key words : Echocardiogram, Block Matching, Standard image, Local Myocardium

1. はじめに

心機能の評価において健常心筋の場合、心筋線維が心臓の拡張・収縮に伴って伸縮運動を行うのに対し、心筋梗塞や狭心症などの虚血性心疾患では心筋線維に血液を送り込む冠血流の障害によって虚血が生じるため、心筋内部に一過性の運動障害や壊死状態を引き起こし、部分的に拡張・収縮運動が行われなくなるといった症状が示される^[1]。このような虚血性心疾患の診断では、血液を全身に送り出すポンプの役割を果たしている左心室の局所的な心筋動態の観測は重要な診断情報を与える。

心臓の動態診断では、X線・MRI・超音波などの画像診断が用いられている。なかでも、超音波診断法は人体に対して無侵襲・低費用でなおかつリアルタイムに心臓動態の観察・情報収集が可能で、特別な前準備を必要としないという利点から臨床における心臓動態診断で広く用いられている。

超音波心臓断層像における心筋運動解析では、各フレームの辺縁を描写し、その動きを解析する方法^[2]、フレームごと

に心筋の内膜辺縁と外膜辺縁の中線を描写し、その動きを用いて解析するセンターライン法^[3] など数々あるが、それらはどれも心筋の辺縁のみの動きを解析するに留まり、心筋内部の局所的伸縮状態を解析するものではなかった。

そこで、本研究は超音波心臓断層像の一心中における、心筋断面内部の局所的動態の推定を目的とする。

心筋断面内部の動きを推定する場合、超音波心臓断層像の画像全体を対象としたオプティカルフロー推定が一般的と考えられる。しかし、その方法で検出されたオプティカルフローは、心筋断面内部の局所的伸縮・回転運動に加えて心筋全体の動きや変形が合成された動きとして考えられる。そのため、全体的な動きによって局所的な動きがしばしば隠蔽され、心筋断面内部のみの運動状態を表しているとは言えない。

そこで、変形や移動を伴う心筋内部の動きを推定する為、あらかじめ原画像から心筋部分のみの規格化画像を作成し、得られた規格化画像上でブロックマッチング法^{[4][5]}を適用する手法について提案する。ブロックマッチング法を用いることにより、回転・拡張・収縮による変形を考慮した移動量の

推定を行うことができる。

本手法により、心筋の変形や全体的な動きを取り除いた心筋断面内部の局所的相対的な動きのみが推定できることを示し、さらに推定された移動量から、局所相対的オプティカルフロー⁶⁾を用いて心筋全体の移動量に変換できることも併せて示す。

2. 処理システム

本システムは、セクタ式電子走査型超音波診断装置 (YHP77020)、VTR (MITSUBISHI HV-V36)、フレームメモリボード (SONY NWB-224)、ワークステーション (SONY NWS1830)、パーソナルコンピュータ (NEC PC9821V233) から構成されている。図1に処理システムのブロック図を示す。

超音波診断装置によって共振周波数 3.5MHz の探触子を用いて得られた傍胸骨からの信号をワークステーションに接続したフレームメモリボードに A/D 変換して取りこみ、ワークステーションからパーソナルコンピュータに転送して処理を行う。転送される画像は、768×480 画素、256 階調である。

図1: システムブロック図
Fig1: System block diagram

3. 前処理

図2に超音波短軸断層像の原画像を示す。心筋部分は時間の変化とともに、伸縮や回転、あるいは平行移動など様々な

変化を伴う。そのため、連続するフレーム間でさえも、原画像のままでは心筋内部同士の対応付けが困難となる。そこで、心筋内部の移動量を容易に推定するため、あらかじめ規格化画像を作成する。

図2の原画像から対象となる心筋部分のみの規格化画像を作成するために、2本の辺縁を検出する。辺縁を検出する際には、まず超音波の原画像の心筋内部に極座標系の原点をとり、次に原点を中心として原画像を極座標展開する。この画像において、心筋の内膜辺縁を $r = f(\theta, t)$ 、外膜辺縁を $r = g(\theta, t)$ として辺縁を検出する。

この2本の辺縁は射影演算子を用いた辺縁検出法⁷⁾で検出し、得られた辺縁を用いて心筋のみを取りだし、以下に示す手順で $\alpha - \theta$ 座標系の画像 (規格化画像) を作成する。

図2: 超音波短軸断層像

Fig2: UCG image (short axis) on the original coordinates

横軸 (θ 軸) …

極座標系の原点を中心し原点周りを任意の数で分割

縦軸 (α 軸) …

心筋部分を2本の曲線関数 (辺縁) の一次結合として式 (1) を用いて変換する。

$$\alpha = 35 \times \{r - f(\theta, t)\} / \{g(\theta, t) - f(\theta, t)\} \quad \dots (1)$$

$0 \leq \alpha < 36 \quad 0 \leq \theta < 360$

$(r, \theta) \dots$ 心筋上任意の位置

ここで、規格化画像を作成する際の縦と横の長さが問題となる。横軸に関しては極座標系の原点を中心として原点周りの一周をとっているため、360度に相当するように360分割を行った。縦軸については健康者の心筋において内膜辺縁の長さの平均が約553画素、心筋の壁厚の平均が約53画素、これより辺縁の長さ心筋厚の比率がほぼ10:1となる。そこで、本研究では横軸の1/10に相当する36画素を用いた。以上の手順により移動量を推定するための規格化画像 (図3) を作成する。

図 3：規格化画像
Fig3: Standard image

4. 移動量の推定

動画像中における移動量の推定方法として勾配法によるオプティカルフロー推定が一般的と考えられる[8][9]。しかし、勾配法を用いて推定した場合、移動量が小さい場合に対してはある程度の推定が可能であるが、大きな移動を伴う場合には困難である。また、一般的な変形としては、剛体運動に加えて、回転・拡張・収縮運動が考えられる。そこで、本研究では大きな移動をも推定し、これらの変形を考慮できるブロックマッチング法を用いた。

マッチングを行う際には、対応するフレーム間においてブロック内の輝度値が一致することが望ましい。しかし、実際はフレーム間において、必ずしも輝度の値が保存されているとは限らない。そこで、これらを考慮するために以下に示す条件のもとで、一致度を表す関数を決定した。

条件 1) ブロック間における輝度誤差が小さい

条件 2) ブロック間における輝度の相関が高い

条件 1 よりブロック内における 2 枚の画像の輝度差の絶対値和を R_1 とする。

$$R_1 = \sum_{(x,y) \in A} |h_t(x_p + x, y_p + y) - h_{t+1}(x_q + x, y_q + y)| \quad \dots (2)$$

条件 2 からブロック内の 2 つの画像の輝度相関係数を R_2 とする。

$$R_2 = \frac{S_{pq}}{\sqrt{S_{pp} \cdot S_{qq}}}$$

$$\begin{cases} S_{pp} = \sum_{(x,y) \in A} \{h_t(x_p + x, y_p + y) - \bar{h}_t(x_p, y_p)\}^2 \\ S_{qq} = \sum_{(x,y) \in A} \{h_{t+1}(x_q + x, y_q + y) - \bar{h}_{t+1}(x_q, y_q)\}^2 \\ S_{pq} = \sum_{(x,y) \in A} \{h_t(x_p + x, y_p + y) - \bar{h}_t(x_p, y_p)\} \cdot \{h_{t+1}(x_q + x, y_q + y) - \bar{h}_{t+1}(x_q, y_q)\} \end{cases} \quad \dots (3)$$

$$\bar{h}_t(x_p, y_p) = \frac{1}{|A|} \sum_{(x,y) \in A} h_t(x_p + x, y_p + y)$$

$$\bar{h}_{t+1}(x_q, y_q) = \frac{1}{|A|} \sum_{(x,y) \in A} h_{t+1}(x_q + x, y_q + y)$$

ただし、 h_t : t フレームにおける輝度値

h_{t+1} : $t+1$ フレームにおける輝度値

(x_p, y_p) : t フレームにおける推定点

(x_q, y_q) : $t+1$ フレームにおける対応点

A : ブロック内領域

$|A|$: ブロック内面積

これらより一致度を表す関数 R を式(4)に示す。

$$R = R_2 / R_1 \quad \dots (4)$$

式(4)に示した一致度が max になるようなブロックを探索する。

次にブロックマッチングを行う際に、以下のことを考慮した。

i) 回転による変形

ii) 拡張・収縮による変形

iii) 移動量の探索範囲

i) 回転による変形

$t+1$ フレームでの対応する領域が回転していることを考慮し、移動量を推定する際に、対応するブロックを回転させた。そのため、ブロックの切り出しを、一般的に提案されている正方形ではなく、円により抽出した。また、推定する際の一致度の精度を向上させるために、本研究では、各画素に対して重み係数を付加し、切り出した円の中心ほど重み係数を大きく、また、円周に近くなるほど小さくした。今回は経験的に最も精度の良かった $(0.8)^\rho$ (ただし、 ρ は中心からの距離) を重み係数として与えた。以下にそれを図示する。

図 4：重み係数のつけ方
Fig4: Coefficient of weight

なお、円の外に出ている画素に対しては、重み係数を 0 とすることにより、円周内部だけの画素を用い、ブロックの領域を円として切り出した。

ii) 拡張・収縮による変形

次に対応する領域の変形として、拡張や収縮が挙げられる。そこで、本研究では円で切り出した t フレームにおけるブロック領域の半径を固定し、 $t+1$ フレームにおける半径を変化させることで、対応する領域の拡張や収縮におけるマッチングを行った。

ただし、半径を可変にすることにより、 t フレームでは格子上に存在した点が、 $t+1$ フレームでは半径の変化に伴って格子上ではなくなる。この点については内挿法^[10]により対応点を定める。

iii) 移動量の探索範囲

本研究では移動量の探索範囲を、 θ 方向には ± 10 画素、 α 方向には ± 5 画素とした。これは移動量を推定した結果、これを超える移動量がほとんど推定されなかったためである。しかし、実際はこれを超えるものが全体の10%程度ではあるが存在している。これらを推定するために探索範囲を広げてしまうと莫大な計算量を伴ってしまうため、本研究ではこれを超えるものに関しては、欠損したデータとして射影演算法^{[11][12]}を用いて、データの復元を行い、画像全体における移動量の推定を行った。

5. 実験

本研究で実験を行う際に用いた原画像を図5に、さらに規格化画像を図6に示す。

図5：原画像
Fig5: Original image

図6：規格化画像
Fig6: Standard image

移動量を推定するために、まず、 t フレームにおけるブロックの領域(半径)を決める。あらかじめ、半径を3, 5, 7画素の3種類で行った。図7に3種類の半径による移動量の推定結果の1例を示す。

図7：3種類の半径による θ 軸方向の推定結果の一例
Fig7: Estimation of local displacement of θ direction

マッチングには多大な計算量を伴うため、できるだけ半径が小さいほうが望ましい。しかし、図7から半径が3や5の場合では、移動量の探索範囲である10による頭打ちや近接する画素間で、移動方向の反転が多く生じる等、誤った推定値が多く存在した。したがって、精度の良かった半径7を本研究の t フレームにおけるブロックの半径とした。

次に拡張・収縮に伴う $t+1$ フレームの半径の稼動範囲を定める。本研究では先に決めた半径7より ± 3 の範囲で変化させてマッチングを行った。また、ブロック領域の回転範囲については実験の結果より、 ± 30 度の範囲内でほとんどのブロックの評価関数が max となった為、 ± 30 度の範囲内で推定を行った。

以上の条件より推定して得られた結果を図8に示す。なお、

ここでは一例として α 軸の中間値である $\alpha=18$ での断面の移動量を示す。

(a) θ 軸方向の移動量

(b) α 軸方向の移動量

図 8：移動量の推定結果

Fig8: Estimation of local displacement

図 8 に示した移動量では、部分的に移動量の頭打ちが生じたり、また、連続性が保たれていないため、射影演算手法を用いて帯域 1/2 の 2 次元 LPF を行った。その結果の θ 軸方向における移動量を図 9 に示す。

図 9：移動量に DFT を用いた結果

Fig9: Local displacement using DFT

以上の手法より推定した全画面にわたる推定結果を図 10 に示す。ここで、矢印の大きさと方向が推定した移動量の大きさと方向を表している。

図 10：推定した移動量の分布

Fig10: Local displacement

次に推定した移動量から、 $t+1$ フレームの対応する画素を用いて、 t フレームを再構成する。この再構成した画像と元の t フレームの画像が全く同じ画像であれば、正しい移動量の推定が行えたことになる。そこで、再構成した画像と元の画像を規格化画像上で比較するため、これらの画像を図 11 に示す。また、再構成した画像を定量的に精度評価する為、 $\alpha=18$ における心筋断面内部の輝度分布を図 12 に示し、図 13 では再構成した画像と元の画像との輝度差を輝度値の最大である 256 階調に対する割合で表示した。

(a) t フレームの再構成画像

(b) t フレームの元画像

図 11 移動量による再構成画像と元画像

Fig11: Remaked image and Original image

図 12 : 輝度分布 ($\alpha=18$)

Fig12: Distribution of brightness

図 13 : 輝度差の分布 ($\alpha=18$)

Fig13: Difference of brightness

6, 考察

図 11 より, 復元した画像と元の画像がおおむね一致していることが示せ, 図 12 から復元した画像の輝度分布が元の画像の輝度分布とほぼ一致することが示せた. また, ほとんどの画素において 2 フレームの輝度差が, 輝度値の最大である 256 階調の 2.5% 以内であり, 最大のもののでも 10% を超えないことが図 13 より示せた. 以上より, 本手法を用いて心筋内部における移動量の推定が行えることを示した. ただし, 辺縁に近い部分については, 辺縁検出による精度やマッ

チングを行う際にブロック領域が確保できない等の理由により, 誤差が生じている.

また, 推定した移動量は心筋内部のみの辺縁からみた相対的な移動量を表している. これに局所相対的オブティカルフロー^[6]を用いて, 心筋自体の動きを加え合わせることで, 従来から観測されている画像全体に対する動きに変換することができ, これを図 14 に示す.

図 14 : 心筋全体の動き

Fig14: Overall motion of UCG image (short axis)

7, まとめ

本研究により心筋内部における局所部分内の移動量の推定が行えた. 従来法では主として心筋全体の動きが解析されていたが, 本手法を用いることにより, 心筋断面内部の解析が行えることを示した.

マッチングを行う際に周りの移動量を考慮すれば, 探索範囲等を小さくすることができ, 計算量が軽減できる. しかし, 実験を行った結果, 一部分でも移動量の頭打ち等による推定誤差が生じた場合, これらが他の画素へ伝播し, 精度の良い移動量が得られなかった.

今後はこれらの問題点を踏まえ, 計算量を軽減していくことが課題としてあげられる.

さらに, 本論文では健康者のみの心筋画像を用いて実験を行ったが, 今後は梗塞者等の疾患部位を持つ心筋画像を用いて比較・検討を行っていく.

(平成 13 年 7 月 5 日受付, 平成 13 年 12 月 10 日再受付)

参考文献

- [1] 佐藤友英 他: 「心エコー図判読テキスト」, 1989, 分光堂, pp. 138-140
- [2] 梅原幹雄 他: 「心エコー画像における局所心筋壁 2 次

元運動の追跡」, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J-79, 2
月号, pp. 286-294, 平成 8 年

[3] Seehan FH, Bolson EL, Dodge HT et al, "Advantages and
applications of the centerline method for characterizing regional
ventricular function", Circulation 74, pp. 293-305 (1986)

[4] 三池秀敏, 古賀和利他:「パソコンによる動画像処理」,
1993, 森北出版株式会社, pp133-170

[5] 安居院猛, 長尾智晴:「C言語による画像処理入門」, 2000,
昭晃堂, pp158-165

[6] 溝尻勲, 小矢美晴, 山田高弘:「局所相対的オブティカ
ルフロー推定」, 電気学会論文誌 C118 巻 3 号 平成 10 年
pp. 339-345

[7] 小矢美晴 他:「超音波心臓断層像の射影演算子を用いた
辺縁検出」, 電気学会論文誌 C120 巻 8/9 号 pp. 1236-1241 平
成 12 年

[8] 映像メディア学会:「映像情報メディアハンドブック」,
2000, オーム社, pp429-432

[9] 安居院猛, 長尾智晴:「画像の処理と認識」, 1992, 昭
晃堂, pp167-170

[10] 高木幹雄 他:「画像解析ハンドブック」, 1991, 東京
大学出版会, pp. 441-443

[11] DANTE C.YOULA, : "Generalized Image Restoration by
the Method of Alterling Orthogonal Projections" ,IEEE Trans.
Circuits and systems, Vol. Cas-25, No9, pp.694-701(September
1978)

[12] 中井雄一, 溝尻勲:「不等サンプリングデータの等間隔
化」, 電子情報通信学会総合大会 基礎・境界 pp. 100 2001 年

小矢 美晴

(学生員)1973年11月13日生まれ
97年3月立命館大学理工学部電気・電子工学
科卒業。99年3月同大学大学院博士課程前期
課程修了。同年4月後期課程入学。現在、医
用画像処理に関する研究に従事。電子情報通
信学会, 日本超音波医学会, IEEE, 各会
員。

溝尻 勲

(正員) 1941年10月6日生まれ。
1965年大阪府立大学工学部電子卒業。同年三
洋電機(株)入社。1972年大阪府立大学大学
院博士課程修了。のち、福井大学講師, 助教
授を経て, 現在, 立命館大学理工学部教授。
電子回路, 画像処理, 生体システムに関する
研究に従事。工学博士。電子情報通信学会,
ME学会, IEEE会員。