超音波画像における心筋の局所変位とひずみの推定

学生員 小 矢 美 晴 (立命館大学)

正 員 溝 尻 勲 (立命館大学)

Estimation of Distribution of Displacement and Strain of Myocardium on Echocardiogram

Student Member Yoshiharu Koya (Ritsumeikan University)

Member Isao Mizoshiri (Ritsumeikan University)

We obtain important information from movement of a left ventricle in an assessment of a cardiac function. Many of methods have been proposed for myocardial motion analysis before now. However, they are only able to make rough estimate such as center-line method.

In this paper, we propose the method to estimate precise displacements and strain distribution on an inter ventricular septum using warping and characteristic points matching.

We show to be able to specify myocardial infarction using this method.

キーワード：規格化画像，差分画像，特徴点，梗塞部位，局所変位，ひずみ

1. はじめに

心機能の評価において健康心筋の場合、心筋繊維が心臓の拡張・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繊維に血液を送り込む冠血流の障害によって酸素欠乏・栄養不良が生じるため、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、全身に血液を送り出すポンプの役割を果たしている左心室の局所的心筋動態の観測が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、超音波断層装置は特別な前準備を必要としない、人体に対して無侵襲、X線などでは得ることのできない生体軟部組織に対する情報の取得、非常に簡単に実時間で断層像の再生を行うことができる等^[2]の理由からリアルタイムで心臓動態の観察・情報収集が可能であるため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^{[3][4]}、各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、その動きを解

析するセンターライン法^[5]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、本研究では超音波心臓断層像の心筋断面内部における局所的部分内における移動量の推定を目的とする。

心筋断面内部の局所的な移動量を推定する場合、全体的な動きにより局所的な動きがしばしば隠蔽され、画像全体を対象としたのでは相当の困難が生じる。また超音波画像は雑音を含みやすく、必ずしも連続する2フレーム間において輝度値が保存されているとは限らないため、対応点を決定付けるのは容易ではない。そこで本研究ではあらかじめ関心領域である心筋のみの規格化画像を作成し、連続するフレーム間での輝度の劣化を考慮して、特徴点が一致するようなワープ関数を用いて局所的な移動量を推定する。さらに、心筋内部での伸縮状態を解析するために、得られた移動量から超音波画像上のひずみ^[6]を算出する。なお、本論文では心筋梗塞や狭心症等の各種心臓病の症例が出やすい中隔心筋を対象として実験を行った。また、本手法を心筋梗塞のデータに適用して梗塞部位の特定が行えたことを示す。

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に超音波の原画像を示す. 得られた画像から対象となる中隔心筋を取り出すために, あらかじめ2本の辺縁を抽出する. 抽出する際には, 超音波ビームのセクター原点を極座標系の原点とし, 左室中隔心筋の右室側辺縁を $r = f(\theta, t)$, 左室側辺縁を $r = g(\theta, t)$ として辺縁を検出する. この2本の辺縁の検出は射影演算子を用いた辺縁検出法¹⁾を用いて検出する.

なお, 本論文では超音波画像特有の, ビーム方向と方位方向との空間分解能の差の影響が小さい, 長軸画像の中隔心筋を対象として行った.

図2: 超音波長軸断層像
Fig2: UCG image (long axis) on the original coordinates

4、移動量の推定

移動量を推定する際の処理手順を以下に示す.

図3: 推定手順
Fig3: Procedure of estimation

4-1、規格化画像の作成

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. 超音波長軸断層像から関心領域である中隔心筋の規格化画像を作成する手法は次の

通りである。

横軸(θ 軸)…超音波ビームのセクタ角を任意の数で分割
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。

$$\alpha = 30 \times \{r - f(\theta, t)\} / \{g(\theta, t) - f(\theta, t)\} \dots (1)$$

$$0 \leq \alpha \leq 30 \quad 0 \leq \theta \leq 126$$

(r, θ)…心筋上任意の位置

規格化画像を作成する際の大きさについて、以下の2点を考慮した。

- 1) 原画像に近い大きさで作成する
(ビーム方向と方位方向との空間分解能の影響を軽減するため)
- 2) ビームセクタからの走査線上のデータを用いる
(ビーム上のデータは信頼性が高いため)

まず、条件1より原画像における心筋の大きさを求める。
健常者の心筋において内膜辺縁の長さの平均が約133画素、
外膜辺縁の長さの平均が約174画素、さらに心筋の壁厚の平均が約34画素、これより辺縁の長さ心筋厚の比率がほぼ4:1となる。

次に、条件2よりビームセクタからの走査線数を求める。
本論文で用いた画像はビームセクタの原点から64本の走査線
で撮像された画像である。

以上より、横軸の値は64(ただし目盛りは0から始まるため
最大値は63)、縦軸はそれを1/4にした16(ただし目盛りは0
から始まるため最大値は15)を用いるのが一番信頼性が高い。
しかし、これでは横軸が辺縁の長さの約半分にすぎないため、
横軸64と縦軸16の間をそれぞれを補間して横軸(θ 軸)を126に、
また縦軸(α 軸)を30となる画像(図4)を作成した。

図4 規格化画像
Fig4: Standardized image

4-2, 規格化画像にLPFを施す

本手法では4-1で作成された規格化画像を用いて特徴点が一致するように移動量の推定を行う。ここで、特徴点とは、規格化画像における輝度の極値を示す。しかし、得られた規格化画像をそのまま用いたのでは、連続するフレーム間で対応する点の近傍に多くの極値が存在する為、2フレーム間での対応がとりにくく信頼性にかける。そこで、規格化画像に

LPFを施し、最初は特徴点の少ない画像で2フレーム間の対応を取り、徐々に帯域を広げることで信頼性を向上させる。

4-3, 差分画像を作成する

本手法では特徴点として輝度の極値を用いた。そのため、原画像から得られる規格化画像をそのまま用いるよりも、特徴点が明確になる差分画像を用いた方が対応がとしやすい。本論文では θ 方向の差分画像(図5-a)と α 方向の差分画像(図5-b)の差分画像を中心差分*を用いた式(2)より作成した。

$$\begin{cases} F_1(\theta, \alpha) = \{I(\theta+1, \alpha) - I(\theta-1, \alpha)\} / 2I(\theta, \alpha) \\ F_2(\theta, \alpha) = \{I(\theta, \alpha+1) - I(\theta, \alpha-1)\} / 2I(\theta, \alpha) \end{cases} \dots (2)$$

$$\begin{cases} I(\theta, \alpha): \text{規格化画像の輝度値} \\ F_1(\theta, \alpha): \text{規格化画像の}\theta\text{方向差分} \\ F_2(\theta, \alpha): \text{規格化画像の}\alpha\text{方向差分} \end{cases}$$

(a) θ 方向の差分画像

(a) Differential image of θ direction

(b) α 方向の差分画像

(b) Differential image of α direction

図5 差分画像

Fig5: Differential images

4-4, 移動量の推定方法

時刻 t における θ 方向の差分画像の輝度値を $F_1(\theta, \alpha)$ 、 α 方向の差分画像における輝度値を $F_2(\theta, \alpha)$ とし、時刻 $t+1$ における同様の輝度値を $G_1(\theta, \alpha)$ 、 $G_2(\theta, \alpha)$ とする。また、式(3)に示すように任意の点(θ, α)に対応する $t+1$ フレームの点を($\hat{\theta}, \hat{\alpha}$)とした。

$$\begin{cases} \hat{\theta} = \theta + u \\ \hat{\alpha} = \alpha + v \end{cases} \dots (3)$$

(u … θ 方向の移動量, v … α 方向の移動量)

ここで、連続する2フレーム間において必ずしも画像の輝度値が保存されているとは限らないため、移動量を推定する条件として対応する2点間の輝度値の差が最小(式(4))となる

ように移動量を推定する。

$$\begin{aligned} \{F_1(\theta, \alpha) - G_1(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}^2 &\rightarrow \min \\ \{F_2(\theta, \alpha) - G_2(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}^2 &\rightarrow \min \end{aligned} \quad \dots (4)$$

式 (4) の左辺をテーラー展開し、2 次以降の項を無視して式 (5)、式 (6) が導ける。

$$\begin{aligned} \{F_1(\theta, \alpha) - G_1(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}^2 &= \\ \{2F_1(\theta, \alpha)G_{1\theta}(\hat{\theta}, \hat{\alpha}) - 2G_{1\theta}(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}\Delta u + \\ \{2F_1(\theta, \alpha)G_{1\alpha}(\hat{\theta}, \hat{\alpha}) - 2G_{1\alpha}(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}\Delta v \end{aligned} \quad \dots (5)$$

$$\begin{aligned} \{F_2(\theta, \alpha) - G_2(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}^2 &= \\ \{2F_2(\theta, \alpha)G_{2\theta}(\hat{\theta}, \hat{\alpha}) - 2G_{2\theta}(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}\Delta u + \\ \{2F_2(\theta, \alpha)G_{2\alpha}(\hat{\theta}, \hat{\alpha}) - 2G_{2\alpha}(\hat{\theta}, \hat{\alpha})\}\Delta v \end{aligned} \quad \dots (6)$$

Δu ... θ 方向への移動量の誤差
 Δv ... α 方向への移動量の誤差
 $G_{n\theta}$... 時刻 $t+1$ における θ 方向の微分値
 $G_{n\alpha}$... 時刻 $t+1$ における α 方向の微分値
 $n=1$ θ 方向の差分画像
 $n=2$ α 方向の差分画像

移動量の推定方法を図 6 に示す。

図 6 移動量の推定方法

Fig6: Estimation method of amount of movement

本手法では式 (5)、式 (6) を用いて連続する 2 フレーム間より、移動量の誤差を推定し、得られた誤差を元の移動量に加えることにより移動量の新たな推定値を得る。

4-4-1 初期値の設定

移動量を推定する場合、対応する 2 点の位置座標が必要となる。そのため、 $t+1$ フレームの初期値の座標は移動がないものとして、 t フレームと同じ座標を用いた。

4-4-2 移動量の LPF

移動量の推定は各画素ごとに行うため、上下や左右の画素との間に、連続性や滑らかさなどの条件が考慮されていないため、これらの条件を満たすべく LPF を施した。

4-4-3 移動量の収束条件

逐次移動量を求め、 t フレームと推定された移動量から得られる $t+1$ フレームの輝度誤差の総和が、原画像から得られた規格化画像、それから得られる θ 方向の差分画像、 α 方向の差分画像の 3 種類の画像について、一つでも小さくなるものがあれば、再び移動量を推定する。3 種類の画像について、輝度誤差の総和値が最小値を更新しなくなった段階で移動量を得る。

5. 実験

健常心筋の画像 (図 2) 1 例と梗塞部位を持つ画像 (図 7) 1 例に対して本手法を適用した。なお、図 7 に示した梗塞部位を持つ心筋について、梗塞部位 (輝度値の高い白色の部分) を $\bigcirc$ で囲み、心筋のみの拡大図を図 8 に示した。

図 7 梗塞部位を持つ心筋

Fig7: UCG image (long axis) of infarcted myocardium

図 8 心筋部分の拡大図
Fig8: Enlarged image of myocardium

推定された心筋内部の移動量を、健常心筋については図 9 に、梗塞部位を持つ心筋については図 11 に示した。

さらに、推定された移動量にひずみ⁽⁶⁾を適用した結果を図 10 (健常心筋) 及び図 12 (梗塞部位を持つ心筋) に示す。

なお、移動量の表示方法については、矢印の方向と大きさが移動の方向と大きさを示しており、ひずみについては、矢印の大きさがひずみの大きさ、矢印の方向がひずみの伸縮方向を示し、矢印が内向きのものは収縮、外向きのものは拡張をそれぞれ表す。

図 9 健常心筋内部の移動量
Fig9: Displacements of normal myocardium

図 10 健常心筋内部のひずみ
Fig10: Strain distribution of normal myocardium

図 11 梗塞心筋内部の移動量(○印が梗塞部分)
Fig11: Displacements of infarcted myocardium

図 12 梗塞心筋内部のひずみ(○印が梗塞部分)
Fig12: Strain distribution on infarcted myocardium

図 9 及び図 10 に示すように心筋内部での移動量が大きい場合であっても、必ずしもその部分が大きな伸縮をしているとは限らず、また、その逆に移動量がほとんど推定されない部分であっても、ひずみにより心筋が伸縮していることが推定できる。

図 8 に示す梗塞部位のある心筋では、梗塞部位自体はほとんど伸縮していないにもかかわらず、心筋内部の移動量(図 11)では、周りの心筋と同程度の移動量が推定される。しかし、図 12 に示すひずみの推定結果では、梗塞部位がほとんど伸縮していないことが示されており、梗塞部位の特定が行えることを示した。

6. まとめ

本手法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。従来法においては心筋全体の動きが主として解析されていたが、本手法を適用することにより、心筋断面内部の解析が行えることを示した。

また、従来法では梗塞部位であっても、まわりの心筋の影響を受け、まわりと同程度の移動量が観測されるために、梗塞部位の特定が困難であった。しかし、本手法を用いて推定したひずみにより、梗塞部位の特定が行える可能性が示され、心筋梗塞等の症例に対して有効であると考えられる。今後、各種症例に対して本手法を適用し、有効性についての検討を行っていく。

(平成 13 年 4 月 20 日受付, 平成 13 年 8 月 3 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] 中島真人, 渡辺決:「新しい超音波診断技術」, 南江堂, pp. 1-10
- [3] 中屋重光 他:「超音波で計測した心臓壁微小振動の解析による左室拡張末期圧と心筋弾性値の非侵襲的計測」, 日本ME学会論文誌 vol. 13 No3 pp. 1-8 1999
- [4] 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
- [5] 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)
- [6] 溝尻勲, 小矢美晴:「変位, ひずみと相対的オプティカルフロー」, 電気学会論文誌 5 月号 平成 13 年 掲載予定
- [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] 長田直樹:「BASIC と PAD による数値微分積分法」, 1987, 現代数学社, pp. 113-116

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。