

2D Tissue Tracking 技術の開発

Development of 2D Tissue Tracking

馬場 博隆¹⁾ Hirotaka Baba
宮岡 武洋³⁾ Takehiro Miyaoka森 修²⁾ Osamu Mori

¹⁾株式会社日立メディコ 技術研究所
²⁾株式会社日立メディコ US 戦略本部
³⁾株式会社日立メディコ US システム本部

従来から用いられてきた左室心筋壁厚計測や組織ドプラ法による心臓動態計測は、簡便に使用できる反面、心臓動態を詳細に計測するためには課題があり、克服することが望まれていた。そこで、心エコー動画のすべてのフレームで心臓の局所位置を容易に追跡でき、あらゆる心時相で心臓動態を解析する機能を開発し、2D Tissue Tracking と命名した。本稿では、心エコー動画を追跡する原理を説明し、弊社超音波診断装置 EUB-8500 と EUB-6500 に搭載した本機能について述べるとともに、今後開発する次世代機能についても簡単に触れる。

Tissue Doppler method has been widely used for measuring cardiac dynamic functions like left ventricular cardiac wall thickness. This method has a merit of easy to use, but has problems to be preferably overcome toward more detailed & precise measurement of these functions. We newly developed precise measuring technology named as "2D Tissue Tracking" method, in which any local cardiac echo motion can be easily tracked through every frame of cardiac image and cardiac motion analysis at every cardiac phase are available. We report the principle of this tracking method and practical implementation of this method into our diagnostic ultrasound system EUB-8500/6500 and mention briefly the future scope of this method.

Key Words: Tissue Tracking, Motion Analysis, Speckle, Echocardiography, Heart Disease

1. はじめに

あらゆる心時相において、心筋各部位の動態を詳細に調べたいという要求が数多くある。従来から用いられてきた心機能計測値、たとえば左室内径短縮率% FS や壁厚増加率% WT では、心エコー図上に描出された心筋各部位を拡張末期と収縮末期とで計測している。これは簡便な計測手順であるため短時間で計測できる利点がある。しかし、局所部位を限定し精密に測ろうとすると心臓の動きに応じて計測箇所を同定する煩わしさがある。また、拡張末期や収縮末期に限らずあらゆる心時相において計測を行うのは、煩雑すぎて実用的ではなくなる。心筋各部位の動態を詳細に調べるには心臓の変形をフレームレートと同じ時間分解能で容易に定量化できる技術が必要となる。

心臓の運動を容易に定量化するためにさまざまな開発がなされてきたが、あらゆる方向へ複雑に運動する心臓の計測はまだ困難である。例えばドプラ信号を利用した組織運動速度の計測では、角度依存性という物理限界があり、ビームに直交する心臓の運動速度を計測できない課題があった。

これら従来開発されてきた計測法の限界を解決するため、新たな方法で心筋の動きをとらえる技術を開発した。時間分解能はフレームレートと同じであり、超音波断面像でとらえた心臓各部位の2次元任意方向の変位を計測することができ、心臓全体の動きを除外した心筋壁厚変化の評価も可能にした。本技術は、心エコー動画(2D)に描出された心臓組織(Tissue)像を画像処理によって追跡(Tracking)するものであり、われわれは2D Tissue Tracking と呼んでいる。画像を追跡しているため、ドプラ技術にある角度依存性は原理上存在しない。計測、算出できる係数は、距離、歪、歪率などである。これらの計測値や算出された係数は、電子ファイルに記録しているため、外部計算機でASE16分画ごとに平均値を算出することも可能である。

2. 従来の計測法を拡張する際の限界

従来法をさまざまな心時相で使用するのは、非常に困難で

ある。例えば、一般に知られている% FSや% WTでは心エコー図上に描出された心筋各部位を検者が目視で指定して行う。計測は収縮末期と拡張末期とで行えばよい。簡便なため、短時間で計測できる利点がある。収縮末期と拡張末期のみならず各心時相に拡張して用いる場合は、手間のかかる作業となる。心臓の動きによって局所部位も位置変位を起こすため、同一個所がどこに移動したのかを特定することが各時相の計測ごとに必要だからである。同一個所の特定を目視で行うには何らかの目印となるもの、例えば心筋が描出されたときに部位によっては異なる輝度パターンとなるため、同様の輝度パターンを示す個所を探し出すなどの工夫が必要である。この探索を各心時相で逐一繰り返さねばならないため、検者にとっては煩雑で困難な作業となる。

Mモード画像から計測する場合には同一個所の変位を求めることができないため、おおよその心筋局所の変位をとらえてはいるが、心臓の同一個所の変位をとらえることはできない。Mモード画像から心筋局所を限定して精密に値を計測したい場合、ビームと心臓壁が垂直な関係を保っている必要があり、計測個所がMモードの音線から逸脱することなくとらえ続ける必要がある。しかし、心臓は時々刻々と運動しており、ビームと心臓壁とを常に垂直な関係に保ちつつ、同一個所を常に同じビームで捉えつづけることは不可能である。このため、おおよその心筋局所の変位を計測していることになる。

3. 組織ドプラ法による心筋局所運動計測の限界

組織ドプラ法を用いても、あらゆる方向へ運動する心臓局所の動きを計測できない。一般によく知られているがドプラ法には角度依存性という物理限界がある。音線に直交する方向の運動速度は検知できない。一方、心臓の動きは2次元心エコー図で見るとさまざまな方向に運動している。心臓は拍動ごとに心基部から心尖部へ移動するように動き、左室心筋は収縮するにつれて厚みを増し、長軸長は縮む。短軸像で見ると円環状に描出された左室心筋は円周に沿って回転しているよう見えることがある。あらゆる方向への動きを示す心臓の動きを組織ドプラ法によって計測しても、検出できる組織運動速度はビーム方向の成分に限られる。

このことは、任意の方向に運動する対照物体の変位を仮定なしには同定できないことを示している。例えば、短軸像で描出した左室心筋は心腔中央に対して伸縮すると仮定する。ドプラ法で計測できるのはビーム方向の動きであるから、伸縮の運動速度を求めるには計測した速度成分を仮定した運動中心へのベクトルとして写像すればよい。このとき、仮定した収縮中心がビームから見て垂直の位置にある場合、写像した速度成分はゼロになる。このような仮定を行ってもなお、心臓の運動を計測できない領域ができてしまう。

4. 課題を解決する新技術2D Tissue Tracking

従来の計測法にあった手間を軽減し、2次元断面内でさまざまな方向に運動する心臓の動きを検出するために、新たな技術を開発し製品に搭載した。われわれはこの技術を2次元

(2D)超音波断面像に描出された心臓組織(Tissue)像を追跡(Tracking)する技術であるため、2D Tissue Trackingと命名した。本技術によれば、超音波断面像でとらえた心臓各部位の任意方向の変位を、すべてのフレームで容易に計測できる。計測した心臓組織の位置から心臓全体の動きを除外した心筋壁厚変化の算出も可能とした。心臓組織のあらゆる方向への運動の計測は、心エコー動画に描出された心臓組織のスペックル・パターンを画像処理によって追跡することにより実現している。描出された心臓組織像を追跡しているため、ドプラ法にある角度依存性は原理上存在しない。

5. 2D Tissue Trackingのアルゴリズム

製品に搭載したアルゴリズムはパターン・マッチング法¹²⁾を使用している。描出された模様(パターン)を照合(マッチング)しながら追跡を行うのでこの名前がついている。描出された対象物体の移動量や方向を算出する工学的な手段としては、一般的な方法である。パターン・マッチング法では画像の小領域(ROI)と類似度の高い領域を次のフレームから探索し、フレームを進めながら探索処理を繰り返し行い、追跡対照の動きを次々と求めていく。類似度の評価を行う代表的な類似度評価関数Sを次式に示す。

$$S(u, v, t) = \sum_x \sum_y F(x, y, t) \cdot F(x + u, y + v, t + \Delta t)$$

時刻tのフレームF上の領域が次の時刻t + Δtのフレーム上の領域に類似している場合に高値を示す式であり、類似度が最も高い探索位置で最大値を示す。この関数が最大値を示した探索位置が対象領域の移動先であることがわかる。パターン・マッチング法の基本概念を図1に示す。

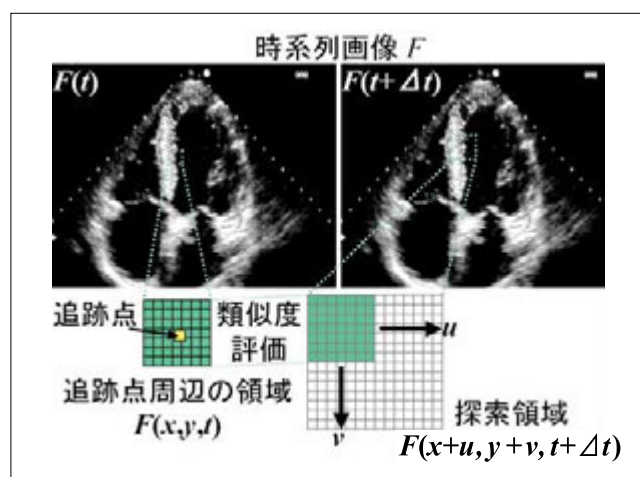


図1：パターン・マッチング法の基本概念
時系列画像Fの時刻tの画像にある追跡点周辺の領域F(x, y, t)に最もよく一致する領域を時刻t + Δtの画像の領域F(x + u, y + v, t + Δt)から探索する様子を示している。

パターン・マッチング法は対象画像の性質や物体の運動の特徴などに適応させた派生アルゴリズムが多数あり、一般の光学像に対しても適用例が多く応用範囲の広い方法である。用途は多岐にわたる。例えば、動画像圧縮規格として一般に

知られているMPEGでは、圧縮率を向上させるために動物体と静物体とを識別し、それぞれを分けて圧縮するための動き補償アルゴリズムに採用されている。ほかにも、2台のカメラで撮影した画像から抽出した特徴点を対応づけて、コンピュータ内に3次元形状を再現するロボティクス応用技術、基板上の部品配置の位置エラー検出や欠品検出など使用分野は多岐にわたり、多くの用途で使用されている。

6. 応用計測

指定した個所の追跡ができるようになるとさまざまな応用計測が可能となる。時々刻々の追跡点座標がわかるため、心筋壁を挟み込むように2点の追跡点を置くことで壁厚を計測でき、その変化(歪や歪率)を算出できる。また、壁厚に限らず心臓各部位の位置変位を算出することも可能である。計測、算出できる値の代表的なものを図2に示す。図示省略したが、ほかにも面積、シン普森法などを用いた体積なども算出可能である。

壁厚から歪と歪率とを算出する式は、距離から求めていく。このため、広く知られている組織ドプラ法で得られる速度情報から求める式とは異なる。2D Tissue Trackingでは歪や歪率の定義に沿った式になっている。

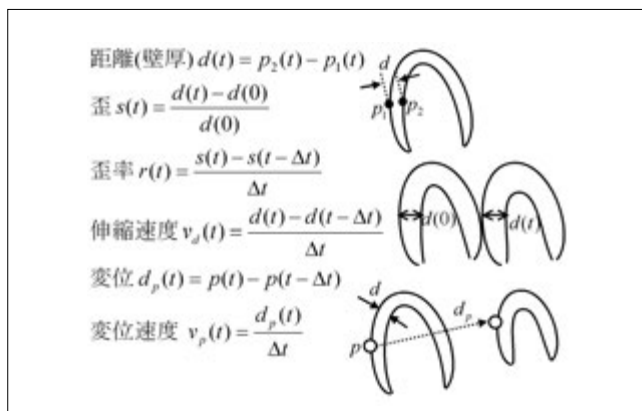


図2：代表的な算出値

追跡点をpとした場合に心筋各部位の距離計測によりさまざまな値を算出する様子を示した。ほかにも回転角を計測できる。

7. 2D Tissue Trackingを搭載したEUB-8500/6500

パターン・マッチング法を改良したものを超音波画像診断装置EUB-8500とEUB-6500に搭載した。主な改良点は追跡処理速度の向上である。計測した追跡点座標はExcelで読み込める形式で保存でき、計測値をさまざまな用途に利用できるようになっている。2D Tissue Trackingシステムを図3に示す。

システムの操作手順は以下の3ステップになっている。

- 追跡対象の動画像をサムネイルから選択する。
- 拡張末期のフレームが自動的に静止画で表示されるので、追跡する個所を指定する。
- 指定後、追跡ファンクションキーを押し、追跡を開始する。追跡が完了すれば自動的に結果をグラフ表示する。(オプション操作) 記録する必要がある場合は、a～cのステップの



図3：2D Tissue Trackingシステム

超音波画像診断装置EUB-8500/6500で取得した動画像において、2D Tissue Trackingの追跡点設定画面により計測する個所を指定し、解析した結果は計測結果表示画面で確認できる。また、外部PCで解析するために記録ファイルを作成することもできる。

あと、追跡結果を記録する操作を行う。

このシステムでは心筋壁厚を測るためのインターフェースを実装し、指定した追跡点を必ずペアで扱い、このペアリングした追跡点間の距離を計測できるようにしている。

各ステップではいろいろなユーザ補助機能を施してあり、使いやすさを向上させている。まず、追跡させたいファイルを選択する操作は、たやすく行えるようになっている。装置標準のファイル選択ツールを使用しているため、新たなユーザーインターフェースに惑わされることはない。次に、追跡点のペアを指定する際には、指定個所を確定しやすいように補助線が表示される。追跡点を指定すると次々とペアが確定していくが、第1の追跡点を置いた直後から次の追跡点を置くまでの間、ポイント位置に十字の補助線を表示する。心筋壁厚を計測する場合、この補助線により、内膜面と外膜面に対して垂直の方向を同定しやすくなる。追跡点を指定している画面を図4に示す。

指定できる最大のペア数は10ペア(追跡点20点)である。それぞれのペアには自動的にラベルがつく。最初に指定した追跡点のペアを「A」とし、以後、指定順に「B、C…J」のラベルが付与され、画面上に表示される。このラベリングの様子も図4に示す。各追跡点を追跡した後、壁厚歪(Strain)、壁厚歪率(Strain rate)の計算を自動でおこない表示することができる。先に自動的に付与されたラベルは結果のグラフにも表示される。このラベルにより計測個所とグラフとの対応を判別できるようになっている。計算結果表示画面のラベリングの様子を図5に示す。

計算結果表示画面にはさまざまな結果を表示させている。各フレームの追跡点間距離から求めたストレイン、ストレインレートは、表示切り替えタブによって切り替えて見ることができる。また、%WT値は一覧性を重視してすべてのペアの値を一望できるようにしている。重なり合うグラフの視認性を向上するためにラベル付けされた各グラフ線の色の変更や表示・非表示を選択できる。

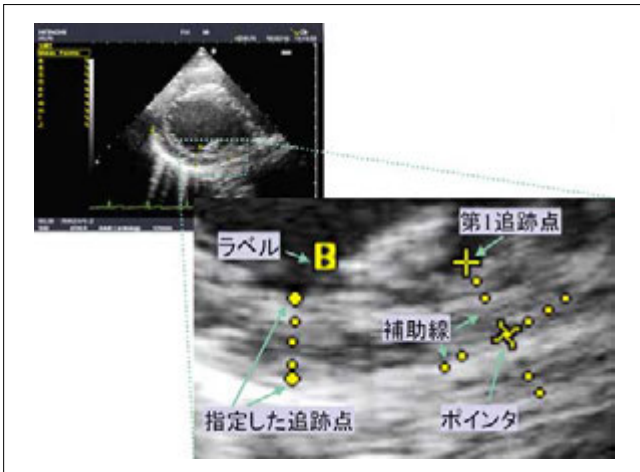


図4：ユーザ補助機能

追跡箇所を指定している画面である。最初に指定した追跡点をここでは第1追跡点という。追跡点をペアにするため、2番目に指定する追跡点を指定していない状態が上図である。このとき、ポインタ上には十字の補助線が現れる。この補助線は第1追跡点を基点としてポインタを通過する直線とこの直線と垂直な直線とからなる。入力が確定した追跡点ペアには自動的にラベルが付与される。ラベリングの様子も合わせて表示している。

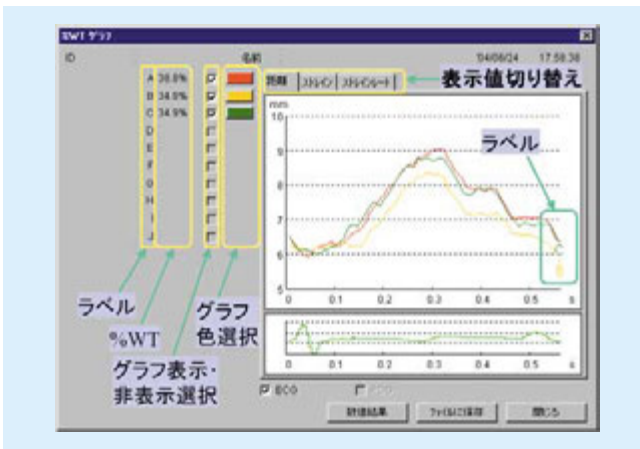


図5：計算結果表示画面

表示値は距離、ストレイン(歪)、ストレインレート(歪率)で、表示切り替えタブにより選ぶことができる。%WT値やグラフ線は、追跡点設定画面で指定した追跡点ペアのラベルと対応する表示である。%WT表示や重なり合うグラフから注目する計測個所のグラフだけを表示する機能もある。

標準的な心臓動画を追跡する場合、追跡時間はフレーム数や追跡点の数により変動するが30～40秒ほどの時間で完了する。対象としている臓器は成人心臓である。追跡に最適な条件はセクタ画像でズームなし、心拍数60回/sのときフレームレート60～120である。また、スペックルがはっきりと描出されているほど追従性はよい。一方、ROIの大きさによる制約から、全フレームに渡って画角端から5mm以上離れた個所に追跡点を設置すると良く、追跡点同士の間隔が5mmより近いと誤差が大きくなる可能性があるので注意を要する。

8. 今後の課題

本技術では画像処理による対象像追跡を行っているため、

霞がかかったような断層像や肺野の陰に隠れて心筋の一部が欠落して描出されている画像、アーチファクトによる高輝度シャドウの影の部位などは、追跡が困難である。つまり、追跡の確からしさが画質に依存するという課題を本質的に持っている。また、心臓は3次的に複雑な運動を行っている。この心臓の運動を正確にとらえるには3次元超音波像による追跡を行う必要がある。現在は2次元超音波像での追跡処理であるため、断面に直交する動きをとらえることができない。

今後、以下の3項目について検討を進めていく。

(1) 心筋動態画像のカラー化

心筋全体の壁厚変化を容易に一望するために、心筋3方向(壁厚、長軸長、円周長)の動態(長さ、伸縮歪、歪率)を計測、算出し、これら動態情報をカラー化し、心筋像に重畳して表示する。現在開発中のカラー化表示の様子を図6に示す。

(2) 更なる高速化

カラー化では追跡点数を増やす必要があり、高速化が必要である。

(3) 3次元超音波への拡張

3次元の心筋動態を一望するために必要となる。

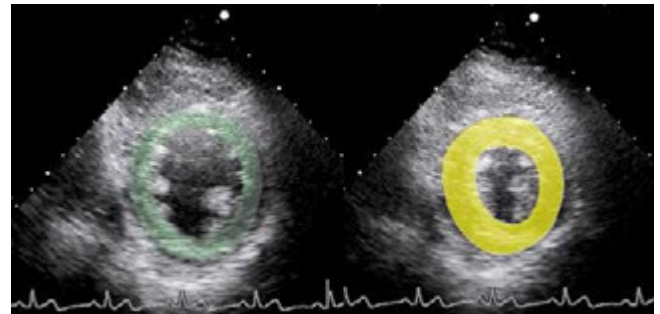


図6：壁厚変化を容易に観測するためのアプリケーション

この機能は現在開発中のものである。心筋壁厚の伸縮率に応じて色づけを行っている。拡張末期の壁厚歪(0%)を緑で、収縮するにつれて徐々に黄色に染まるように表示している。

9. 謝辞

本開発にあたり、プロトタイプの評価改良から実機搭載までの動物実験、臨床有用性評価、応用アプリケーションは、川崎医科大学循環器内科の吉田清教授、渡邊望講師、秋山真樹先生、豊田智彦先生(現、東京女子医科大学小児循環器内科)、Renan Sukmawan先生との共同研究に基づいたものであり、ここに感謝いたします。

参考文献

- 1) T. Koga, et al : Motion-compensated interframe coding for video conferencing, Proc. of Nat. Telecom. Conf., 531-535, November 1981.
- 2) J. Jain, et al : Displacement measurement and its application in interframe image coding, IEEE Trans. on Communications, vol. 29, no. 12 : 1799-1808, 1981.