J025011

時系列で撮影された医療画像を入力とした左心室拍動シミュレーション

大舘陽介^{*1}, 栗田晃弘^{*2}, 松澤照男^{*3}

Left Ventricle Fluid Simulation Base on Time Updated Medical Images

Yosuke Otsuki^{*1} Akihiro Kurita^{*2}, Teruo Matsuzawa^{*3}^{*1} Japan Advanced Institute of Science and Technology, School of Information Science
1-1 Asahidai, Nomi, Ishikawa, 923-1292, Japan

Medical image based left ventricle cardiovascular flow was simulated by combinations of optical flow based cardio wall velocity estimation and computational fluid dynamics (CFD). Medical images are obtained a part of diagnosis and they are patient specific. To expand its application, images based computational cardio simulation was suggested in this work. Medical images are based on pixels. Hence, it is facile to use an inertial Eulerian grid arrangement. The advantage of the method is absence of grid generation. Cartesian Coordinate system is directly constructed from the image. Another advantage is known for its stability because the mesh is spatially fixed. Since, cardiovascular flow is dynamically triggered by heart muscular movement, identical approach was taken. The external geometry of fluid domain was subjected to movement. To Apply the external deformation, which was calculated by an optical flow algorithm Horn-Schunck Method, to CFD calculation process was initiated. The result illustrated large velocity vectors where significant deformation was confirmed between steps. Since Horn-Schunck method is based the gradient of pixel luminosity, factious wall velocity vectors was observed even though local geometry was in stationary. Hence, Horn-Schunck method considered to be unsuited for accuracy.

Key Words : Left Ventricle, Cardio-Cycle Simulation, Medical Images, Optical flow

1. 緒 言

心疾患は世界の主要な死因一つであるが、そのメカニズムはまだ完全に理解されていない⁽¹⁾。そのため、心臓と疾患の関連性をよりよく知るために心臓のモデリングが行われている。心臓の動きは複雑であり正確にモデリングすることは難しい。電気電気信号レベルや心筋細胞からの第一原則に基づいた再現なども行われているが、計算量が多くモデル階層で観測できるデータが限られているためモデル化の限界も存在する⁽²⁾。通常、モデル化は、医療データを CAD や変換プログラムを用いて計算メッシュを作成する。メッシュの作成には時間と労力が伴い、高い精度を実現するには数値解析の専門的な知識も必要とされる。また、メッシュによって定義された計算領域を移動境界問題として扱うとき、過度のメッシュの変形は問題となり、この問題を回避するために Arbitrary Lagrangian Eulerian やメッシュの更新など特殊な方法が必要となってくる。さらに、データとして得られる変位は離散的であり、変位を形状に正確に与えることも難しい。Q Long⁽⁴⁾らは医療データからメッシュを作成し、変形は医療データから再構築された形状を基に変位をモデル化し、形状に与えている。このような方法ではモデル構築による誤差が発生すると考えられる。そこで本研究では時系列で撮影された医療画像を利用し、安定して簡単に行える心臓のシミュレーションの開発を目標とする。画像を元にした手法ならば、数値流体解析で一般的に使用される Eulerian Frame と組み合わせれば安定した解析が見込めると考えられる。

^{*1} 北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究科

^{*2} 大阪医科大学 / 大手前病院

^{*3} 正員, 北陸先端科学技術大学院大学 情報社会基盤研究センター

E-mail: yosuke_otsuki@aist.ac.jp

2. 計算手法

画像データはピクセルベースである為、メッシュの変形がない Eulerian Frame に適している。Eulerian frame はユーグリッド座標で定義された空間に固定された座標系である。この座標系では物理量の変化をメッシュ間の変数の流れで表現する。形状変化についても例外ではない。形状は今回のような二次元の場合それ以上分割できない極小の四角形の集まりで表現される。そのためメッシュの崩壊の危険性がない。さらに計算領域の定義も領域を単純な四角形に分割するだけでよいので簡単に行える。本研究では対象セルが固体か流体かを分けるフラグを使用し形状の時間的な心臓外壁の変化を追跡した。心筋からの流体への作用は画像の輝度を用いた Horn-Schunck 法を使用し壁の移動速度を計算、これを流入境界条件として流体領域に設定することで壁の動きを再現した。

2.1 時系列 画像補間

解析に使用した画像は一拍動を 1/25 秒間隔で連続撮影した超音波エコー画像である。流体の解析にはクーラン条件の為さらに短い時間間隔が必要である。そのため、三次多項式補間を使用し各画像間において 3 フレーム分補完した画像を作成した⁽³⁾。また、拍動は、周期的な運動であるので最初と最後の画像間も補完を行った。この部分は時系列的な情報が得られないので 8 フレーム分の補間を行った。補完後の入力画像の枚数は合計 100 枚である。本コードでは速度の算出に Horn-Schunck 法を使用するため輝度を持った画像と流体部・固体部を分けるためのマスク画像の 2 つが必要である。1 つは判別用のマスク画像である。もう一つは輝度値を持つ補完した画像である。時系列補間した画像を基に流体部、固体部を判別するためのマスクを VGS 社製 Avizo® を使用して作成した。抽出されたマスク画像と輝度値を持つオリジナルの画像を図 1 に示す。

Fig.1 Left Ventricle Input Images (Left: Mask Image, Right: Original Image)

2.2 Optical Flow

画像から読み取れるの情報はスカラー値である輝度値である。オプティカルフローは輝度値を基に複数のフレームから被写体の速度ベクトルを計算する方法である。この方法は、電化製品、自動車やロボットなど様々な分野に利用されている。医療画像への応用例もある。Qi Duan らは相関を用いたオプティカルフローを拍動運動に対して使用し、心臓壁における速度ベクトルを計算した⁽⁵⁾。Goshtasby は脳腫瘍の摘出手術後の患部周囲の変化を術前の画像と比較することで、変位ベクトルとして示した⁽⁶⁾。オプティカルフローは移動前後のピクセルの輝度値が不変と仮定する。さらに拘束条件を仮定し、速度を計算する。今回使用したオプティカルフローの一種である Horn-Schunck 法では空間は、連続的であり、局所領域の移動速度は同一であると仮定する⁽¹⁾。式(1)が速度更新に用いられる式である。

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} E_x^2 + \alpha^2 & E_x E_y \\ E_x E_y & E_y^2 + \alpha^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \alpha^2 \bar{u} - E_x E_t \\ \alpha^2 \bar{v} - E_y E_t \end{bmatrix} \quad (1)$$

輝度値の不変性から式 (2)が得られる.

$$E(x, y, t) = E(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) \quad (2)$$

式 (2) 右辺を一次テイラー展開すると $E(x, y, t)$ が消去され, さらに dt で割ると式(3)を得が得られる

$$\frac{\partial E}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial E}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad (3)$$

式(3)と局所領域での速度の傾きから評価関数式(4)を定義する. ここで, 速度勾配は式(5), 式(6)によって近似される. また α は定数である.

$$G = \iint (E_x + E_y + E_t)^2 + \alpha^2 [\|\nabla u\|^2 + \|\nabla v\|^2] dx dy \quad (4)$$

$$\nabla u = \bar{u}_{i,j,t} - u_{i,j,t} \quad (5)$$

$$\nabla v = \bar{v}_{i,j,t} - v_{i,j,t} \quad (6)$$

$\bar{u}_{i,j,t}$, $\bar{v}_{i,j,t}$ は空間、及び時間的に隣接した速度点での重みづけ平均である. 式(4)を最小化し式(7)を得る. 式(7)を u, v について解くことで式(1)が得られる.

$$\begin{aligned} (E_x^2 + \alpha^2)u + E_x E_y v &= \alpha^2 \bar{u} - E_x E_t \\ E_x E_y u + (E_y^2 + \alpha^2)v &= \alpha^2 \bar{v} - E_y E_t \end{aligned} \quad (7)$$

2.3 流体解析

流体の計算条件は, 非圧縮流体とし, 時間発展に一次精度オイラー, 移流項は三次精度の風上スキームである Kawamura Kumahara スキーム, 粘性項には二次精度中心差分 を使用し Highly Simplified Marker and Cell Method (HSMAC)を用いて計算を行った.

固体壁からの影響はオプティカルフローによって移動速度が計算された後, 流入境界条件として流体側へ与えられる. 圧力は流体と接する固体のセルとの間では傾きが 0 となるように設定した. また, 流入・流出部分は圧力, 速度ともに計算領域外部に設置したセルを使い勾配をあたえる. HSMAC 法では圧力と速度更新を同時に行うため, 更新ループの中で壁の移動速度一定に保つためにを各収束ステップごとに与える必要がある. 図 4 は境界条件を示している. 図 4 の赤で示された部分は自由流入・流出領域を示す.

Fig.2 Free inlet and outlet region (Red lined region)

3. 数値実験

図3は判別用のマスク画の外周にオプティカルフローによって与えられた速度を入力した速度ベクトルを示している。計算された時間は $t=0.01, 0.2, 0.4, 0.58, 0.78, 1.0$ である。ベクトルの色は速度を表している。

Fig.3 Wall movement velocity at frame $t=0.011$ (top left), frame $t=0.2$ (top middle), frame $t=0.4$ (top right), $t=0.58$ (bottom left), frame $t=0.78$ (bottom middle), frame $t=1.0$ (bottom right)

外周に沿ってオプティカルフローによって計算された速度が図3から確認できる。 $t=0$ から $t=0.2$ 間では急激に縮小し、その後、局所的に縮小・拡張を繰り返しながらゆっくりと拡張していく。

次にセル数 45×45 ，格子幅 $dx=0.05$ m $dy=0.05$ m，Reynolds 数 $Re=2000$ ，time step $dt=0.01$ で行った計算を示す。

Fig 4: Wall movement velocity at frame $t=0.0s1$ (top left), frame $t=0.2$ seconds (top middle), frame $t=0.4$ seconds (top right), $t=0.58$ seconds (bottom left), frame $t=0.78$ seconds (bottom middle), frame $t=1.0$ seconds (bottom right)

図4では $t=0.2$, $t=0.4$, $t=0.78$ において局所的早い速度が確認できる。 $t=0.58$ の速度が全体的に一番速く、 $t=0$ と $t=1.0$ における速度が全体的に遅い。

4. 考 察

図3において、流入・流出口付近のベクトルは、マスクに変化がないにもかかわらず移動速度が確認できた。これは、壁の移動速度の計算を輝度値の勾配によるアルゴリズムにより求められている為である。オリジナルの入力画像と図3を比べたとき、動きの少ない流入・流出口付近の速度は遅く、一番変位が、大きい外周の下側のベクトルが図3では、一番大きくなり一致している。画像の変化による速度が、反映されていることはこれから推測できるが、図3と図4を比較すると同じフレームでも、入力速度ベクトルを働かせているにもかかわらず $t=0.2$ seconds などでは反映されていない。よって、流体計算側に問題があると推測される。また、フレームによっては収束しない場合もあり、特に拡張期に多く見受けられた。安定性改善の為に流入・流出口部分を短くカットし、一つの流入・流出口しかない2種類のモデルにより解析を試みたが、安定性は変わらなかった。さらに境界に接するセルを最初に計算し、その後内部のセルを計算する方法も試みたが、安定性の改善は確認できなかった。

4. 結 言

医療画像を基に Eulerian frame を構築、オプティカルフローの一種である Horn-Schunck 法によって壁の速度を計算し流体に設定させることにより、左心室内の流れを計算した。オプティカルフローによって心臓外周の速度を計算し速度を、流入境界条件として設定することができた。Horn-Schunck 法は輝度値の傾きを基にするため、マスクでは変化が確認できないが、速度が発生した箇所も確認できた。医療画像を用いた場合、各個人データを使用するためそれらに柔軟に対応できるという利点がある。医療画像は臨床診断の過程において得ることができる為それを利用し、将来的には疾病の原因や手術後の状態などを予測する診断ツールに応用できると考えられる。

文 献

- (1) B.K.P.Horn, B.G Schunk, "Determining Optical Flow", *Artificial Intelligence*, vol 17, 1981, pp 185-203.
- (2) C.Pierre, O.Rousseau, Y.Bourgault, "Segmented medical images based simulations of Cardiac electrical activity and electrocardiogram: a model comparison", 2009, Hal Preprint.
- (3) 石田孝之, 大倉康彦, 青山正人, 川下郁夫, C 言語で学ぶ医療画像処理, オーム社, 2006.
- (4) Q.Long et al, "Subject -Specific Computational Simulation of Left Ventricular Flow Based on Magnetic Imaging", *Engineering in Medicine*, Proc IMChE Vol. 222 pp475-485, 2008
- (5) Q.Duan et al, "Dynamic Cardiac Information Optical Flow Using Four Dimensional Ultrasound", *Proceeding of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005
- (6) A.A.Goshtaby "2D and 3D Image Registration for medical remote sensing and industrial applications", *John Wiley & Sons*, 2005
- (7) http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/