

## FHNモデルによる心臓の興奮伝播シミュレーション における線形反復解法に関する一検討

吉 森 正<sup>†</sup> 岩 下 武 史<sup>††</sup> 金 澤 正 憲<sup>††</sup>

心臓の興奮伝播シミュレーションにおいて、大規模な連立一次方程式を効率良く解くことはシミュレーションの高速化に必要な不可欠な要素である。大規模疎行列を係数行列とする連立一次方程式の場合、直接解法で解くよりも反復解法を用いて解く方が効率良く解くことができる。本稿では、神経細胞の膜の興奮の伝達を表す Fitz-Hugh-Nagumo (FHN) モデルを用いた心臓の興奮伝播シミュレーションにおける線形反復解法の高速化を並列計算アルゴリズムと大型計算機を用いたハイパフォーマンスコンピューティングの両面から行った。心筋の結合組織で心筋細胞ネットワークの導電率特性を表すモノドメインモデルを実装して、その細胞モデル（興奮膜モデル）には FHN モデルを用いた。モノドメインモデルの興奮伝播方程式を、差分法で離散化し、得られた連立一次方程式を並列化 SSOR-CG 法の一つである JSOR-CG 法によって並列計算機上で解いた。シミュレーション実験の結果により本手法の有効性が示された。

## A Study on Linear Iteration Methods of Electrophysiological Excitement Propagation Simulation in the Myocardial Tissue by Using the FHN Model

TADASHI YOSHIMORI,<sup>†</sup> TAKESHI IWASHITA<sup>††</sup>  
and MASANORI KANAZAWA<sup>††</sup>

It is important to solve a large linear system of equations efficiently in electrophysiological excitement propagation simulation in the myocardial tissue. In general, the iteration solver is more preferable than the direct solver for a linear system of equations having a large scale sparse matrix. In this paper, we utilize a parallel iterative solver implemented on a super computer. We implemented the mono-domain model where the electric conductivity characteristic of the cardiomyocyte network of the myocardial tissue are described. We adopted the FHN model for the cardiomyocyte model. We made the excitement propagation equation of the mono-domain model discretized by the difference method and solved the simultaneous linear equation on a parallel computer by using JSOR-CG method that was one of the methods of making SSOR-CG in parallel. The effectiveness of this technique was verified from the results of simulation experiments.

### 1. はじめに

近年、心臓の電気生理学的異常に関する電氣的基礎とその病態を理解するうえで、心筋の数理モデルに基づいた計算機シミュレーションが盛んに行われている<sup>1)3)5)</sup>。この数理モデルには、細胞膜内の膜電位のみを考慮したモノドメインモデルと、膜内と膜外両方を扱い心筋組織の電氣的動態をより正確に記述したバ

イドメインモデルがある。実際にバイドメインモデルによるシミュレーション実験により、除細動時に行う高電圧刺激下では仮想電極 (Virtual Electrode, VE) という現象が生じることが予見され、その後 optical mapping により実際の心筋にも VE が起きていることが確認されたという報告<sup>2)</sup>があり、心筋シミュレーションの有用性を示すものである。心筋シミュレーションでは、モノドメインモデル、バイドメインモデルのいずれを用いた場合でも、解くべき方程式は電位に関する偏微分方程式で与えられる。これらの偏微分方程式は従来の研究において、有限要素法もしくは差分法で解かれているが、いずれも大規模な連立一次方程式に帰着し、シミュレーション全体のボトルネックになっている。そこで本研究ではモノドメインモデルによる

<sup>†</sup> 京都大学大学院情報学研究科システム科学専攻  
Department of Systems Science Graduate School of Informatics, Kyoto University

<sup>††</sup> 京都大学学術情報メディアセンター  
Academic Center for Computing and Media Studies, Kyoto University

心筋シミュレーションを対象として連立一次方程式の求解部分を中心に計算アルゴリズム（ソフトウェア）及びハードウェアの両面からその高速化に取り組む。アルゴリズムには従来から定評のある高速な線形反復解法に工夫を加えたものを実装し、その並列化を行うことにより高速化を試みる。また、ハードウェア面では数値計算分野で有効性が高い大型計算機を使用することで高速化を行う。

2 節では心筋の数理モデルについて述べ、モノドメインモデルとバイドメインモデルについて説明する。また、細胞モデルについては適用する Fitz-Hugh-Nagumo（以下、FHN という）モデルについて簡単に説明を行う。さらに、この心筋組織モデルと細胞モデルをどのように組み合わせてシミュレーションを構成しているのかについて述べる。3 節では、実際に適用する SSOR 前処理付き共役勾配法（以下、SSOR-CG 法という）について説明し、その並列化手法について説明する。次に、本稿で使用する OpenMP を用いた並列化アルゴリズムに関して述べる。4 節では、実際に行ったシミュレーション実験に関する環境設定や問題設定について説明した後実験結果を示し、5 節でそれらについて考察して 6 節でまとめる。

## 2. 心筋の電気生理学モデル

心臓は心筋細胞が複雑に連携して成り立っている臓器であるため、心臓における電気的な興奮伝播のシミュレーションを行うには細胞モデルと心筋組織レベルでの電気生理学を学ぶ必要がある。本稿では、次に説明する心筋の結合組織モデルであるバイドメインまたはモノドメインと細胞モデル（興奮膜モデル）を組み合わせて心筋内の電気生理学現象を記述する方程式を導出し、さらにこの連立一次方程式を反復法で解くことで各点（細胞）における電位  $\Phi$  を求め、電気的な興奮伝播の様子をシミュレートするものである。

### 2.1 心筋細胞の結合組織モデル

次のモデルは組織を心筋細胞の結合組織として見たときの電気的挙動を表すものである。現実的空間上にある一点が心筋細胞の結合組織の一部だと考えると、その点は細胞内か細胞外のどちらかに存在しているが、存在しない点においても膜上の電位は連続的に変化していると考え、1 つの点で細胞内と細胞外の電位を計算しようとする考え方がバイドメインモデルである。一方細胞外の電位は常に 0 として考える、つまり細胞内のみを考慮するモデルがモノドメインモデルである。

### 2.2 バイドメインモデル

バイドメインモデルは興奮が特定の軸に沿って伝播

するような平面波ではないような一般的な興奮伝播を扱う際の 3 次元の広がりを持つ心筋細胞ネットワークの導電特性を適切に表現するモデルである。このモデルは膜内と膜外の 2 つの領域（bidomain）が重なりあって存在し、電位は各々の領域で滑らかに変化する。また、電位が時間依存して変化する場合も同様である<sup>1)</sup>。

### 2.3 モノドメインモデル

モノドメインモデルもバイドメインと同様に 3 次元の広がりを持つ心筋細胞ネットワークの導電特性が考慮されたモデルであるが、バイドメインと異なるのは細胞膜外の状況を考慮せず細胞膜内部だけを考える点である。したがって膜電位差は  $(\Phi_i - \Phi_e) = (\Phi_i - 0) = \Phi_i$  となり、これが  $V_m$  となる。この膜電位差は後述する細胞モデルにより決定される。

$$\begin{cases} \nabla \cdot \sigma \nabla \Phi(t) - I_m(t) + I_{st}(t) = 0 \\ I_m(t) = \beta(C_m \partial_t V_m(t) + I_{ion}(t)) \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 $I_{ion}(t) = F_i(V_m(t), \vec{q})$ ,  $\partial_t \vec{q} = \vec{F}_q(V_m(t), \vec{q})$ ,  $\nabla$  は空間微分演算子、 $\Phi$  は細胞内電位、 $\sigma$  は細胞内空間の導電率テンソル、 $I_{st}$  は細胞内空間に与えられる刺激電流、 $\beta$  は電流単位の変換定数、 $\partial_t = d/dt$ ,  $C_m$  は膜容量、 $V_m$  は膜電位差  $(\Phi_i - \Phi_e) = \Phi_i = \Phi$  であり細胞モデルにより決定、 $I_{ion}$ ,  $\vec{q}$  はイオンチャネルの開閉状態等を表すベクトルである。



図 1 細胞膜内と細胞膜外の関係

### 2.4 細胞モデル（興奮膜モデル）

細胞モデル（興奮膜モデル）というのは、細胞膜の内外に電位差があり、その電位差が時間的に変化的なことで一定の機能を果たす細胞膜の性質を取り入れたモデルである<sup>1)</sup>。FHN モデルのように古くから神経細胞の膜の興奮や伝導を比較的単純な 2 変数の非線形微分方程式系に簡略化したモデルもあれば、心筋細胞のイオンチャネルを示す多くの実験データを基にしてその電気的活動を複雑な非線形微分方程式系で記述した Luo-Rudy モデルなどもあり、使用する目的や用途によって様々な使い分けられている。本稿では、実装の容易性から FHN モデルを用いることにする。

### 2.5 Fitz-Hugh-Nagumo (FHN) モデル

Fitz-Hugh-Nagumo（以下、FHN）モデルは、Bon-

hoeffervan der Pol (BVP) モデルとも呼ばれ、有名な神経細胞の Hodgkin Huxley の微分方程式系を 2 変数 1 次微分方程式系に簡略化したものである<sup>1)</sup>。このモデルは心筋細胞の電気的特性を表したモデルではないが、非線形性を有する興奮性あるいは振動性細胞の一般的な特性をよく記述できるモデルとして知られており、心筋における興奮伝播シミュレーションの研究においてもよく用いられている<sup>8)</sup>。2 変数に単純化されているので数学的取り扱いが容易で大規模計算に適しており心筋組織のような非線形の興奮性媒質における spiral wave の基本特性を簡便に理解する上で適したモデルといえる<sup>1)</sup>。その式を以下に示す。

$$\begin{cases} \frac{dx}{dt} = c(y + x - \frac{x^3}{3} + z) \\ \frac{dy}{dt} = -\frac{x-a+by}{c} \\ (1 - \frac{2b}{3} < a < 1, 0 < b < 1, b < c^2) \end{cases} \quad (2)$$

$x$ : 電位を表す変数 (過分極方向が正),  $y$ : 不応性を表す変数,  $a, b, c$ : パラメータ,  $z$ : 外部刺激

FHN モデルはパラメータにより興奮波形が変化し、パラメータ  $a, b$  を大きくすると興奮波形の立ち上がりや回復が緩やかになり、かつ静止電位も若干低くなる。一方パラメータ  $c$  を変えると活動電位持続時間 (action potential duration: APD, 以下 APD) が変化し、結果として不応期も変化する。

### 2.6 心筋組織モデルと細胞モデル

前節までに心筋組織モデルと細胞モデルについて簡単に説明したが、ここでは実際に両者がどのように連成されるかを示す。式 (3) の  $I_m(t)$  の右辺は式 (2) の細胞モデルの式から得られるものである。この式との対応関係を分かりやすくするために変数表記を統一すると式 (4) のようになる。

$$\begin{cases} \nabla \cdot \sigma \nabla \Phi(t) - I_m(t) + I_{st}(t) = 0 \\ I_m(t) = \beta(C_m \partial_t V_m(t) + I_{ion}(t)) \end{cases} \quad (3)$$

$$\begin{cases} \frac{dV_m}{dt} = c(q + V_m - \frac{V_m^3}{3} + I_{st}(t)) \\ \frac{dq}{dt} = -\frac{V_m - a + bq}{c} \end{cases} \quad (4)$$

$V_m$ : 膜電位を表す変数,  $q$ : イオンチャネルの状態を表す変数,  $a, b, c$ : パラメータ,  $I_{st}$ : 刺激電流

上の 2 式と次式 (5) から膜電流を導出する。

$$C_m \partial_t V_m(t) = C_m \frac{dV_m}{dt} = \frac{dQ_m}{dt} = I_m(t) \quad (5)$$

これは、電荷と膜容量、膜電位の関係に  $Q_m = C_m V_m$  が成立するためであり、電荷の時間変化は電流の定義

である。システムの一連の動作を説明すると、式 (3) の最初の式を後述する反復法を用いて解くと各点の電位  $\Phi$  が求まる。式 (3) には膜電流  $I_m$  が入っているが、これは細胞モデルである式 (4) を解くことで得られる。式 (4) は時間に依存する関数であり、時間により各点の電位が変化することになる。イオンチャネルに関する値  $q$  はオイラー法を用いて更新し、タイムステップを更新して次の電位  $\Phi$  を求める。

次に興奮の伝播であるが、図 2 のように 2 点 (細胞) でそれぞれ膜電位差  $V_m$  が求まると、組織中の導電率  $\sigma$  が抵抗の役割を果たして電流が流れることにより伝わる。そのため、組織中全体に刺激が与えられなくても一部の刺激で細胞が興奮すると各点へ伝播する。

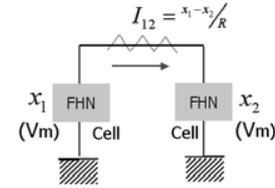


図 2 モノドメイン興奮伝播モデル

### 3. 並列化手法

巨大で複雑な問題を効率に解くために、近年、アプリケーション領域での並列計算技術が盛んに用いられている。並列化には、大きく分けるとメモリ全体を複数の CPU で共有する共有メモリ型と CPU やノードにメモリが分散している分散メモリ型の 2 種類がある。

本稿で使用する共有メモリ型計算機である大型計算機 Fujitsu HPC2500 は、1 台のマシンに複数の計算ノードを持ち、各計算ノードに複数の CPU がある SMP (Symmetric Multi Processor) アーキテクチャを採用している。各ノード間では、並列に計算する上でメモリ内容をコピーするなどのオーバーヘッドはないが、同時にメモリアクセスをすることによる速度低下や他の CPU がメモリを利用している際に内容を書き換えないようにする必要がある。並列プログラミングを行うための規格として OpenMP が用意されている<sup>9)</sup>。

#### 3.1 SSOR-CG 法の並列化

前処理に SSOR 法、その後の反復法に共役勾配法を適用した SSOR-CG 法は ICCG 法と並び定評のある前処理付きの反復法であり、その並列化は前処理部分の並列化と共役勾配法本体の並列化に分けられる。一

般に、前処理部分の並列化は共役勾配法本体の並列化に比べて困難である。これは前処理部分で逐次的な前進・後退代入計算を行うためである。

### 3.2 JSOR 法

JSOR 法は未知数を CPU の数で割ったものを各 CPU の担当範囲とし、並列に計算する方法である。担当範囲を分けることにより、範囲内の要素は更新値を使うことが可能となり、逐次的な前進・後退代入部分の並列化を可能にする。しかし、担当範囲内の要素の計算に範囲外の要素を用いる際は他の担当範囲での更新の有無が不明であるため更新値を用いることができない。そのため一部は更新前の値を用いることになり、Jacobi 法の形をとり JSOR(Jacobi-SOR) と呼ばれる。図 3 とそのアルゴリズムを示す。

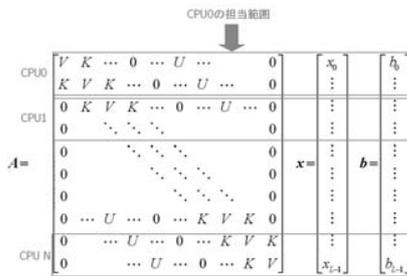


図 3 JSOR 法による並列化

- (1) 係数行列の要素数を使用する CPU の数で割り、担当範囲のサイズを計算する。
- (2) 各 CPU に担当範囲を割り当てる。
- (3) 担当範囲を並列に計算する。

## 4. シミュレーション実験

### 4.1 計算機環境

富士通製スーパーコンピュータ HPC2500 は、SPARC アーキテクチャに基づき Solaris8 で制御される SMP クラスタ型並列計算機である。各 SMP ノードは、メモリ容量 512GB で CPU 数 128 である<sup>7)</sup>。

### 4.2 係数行列の格納方法

反復法の効率は、主に行列・ベクトル積や前処理行列解法の性能によって決定される。そのため、行列と前処理行列に使われた格納形式にも影響される。本研究で扱うように係数行列  $A$  が疎の場合、 $Ax = b$  の形をした大規模線型方程式は  $A$  のゼロ要素が格納されていないときに最も効率よく解くことができる。

圧縮行格納法 (compressed row storage: CRS 法) は圧縮列格納法とともに最も一般的な形式の一つであ

り、不要な要素を格納しない方法である。この格納形式は、行列の行中の非ゼロ要素を連続したメモリに配置するものである。この方法を用いることで、 $n^2$  の要素を格納する代わりに  $2M + n + 1$  を格納するだけでよく大幅なメモリの節約となる ( $M$  は行列  $A$  の非ゼロ要素数)<sup>4)</sup>。

### 4.3 心筋モデルにおける値の設定

心筋モデルには FHN モデルにおけるパラメータや膜容量  $C_m$  など多くの値の設定が必要であり、少しでも実物に近いシミュレーションを行うためには実際の値に近い値を設定しなければならない。また、FHN モデルに与える刺激電流などは大きすぎても小さすぎても興奮が起こらず適切な値の調整が必要となる。そこで、システムにおける値の設定方法を以下に示す。

- (1) FHN モデル単独で興奮が起こるようにパラメータと刺激電流を設定する。
- (2) 反復法で電位を出す部分を加えて、発散しないように膜容量  $C_m$  を調整する。
- (3) 興奮が弱ければ、 $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}$  の値を調節して、適当な長さの APD に設定する。

### 4.4 中規模シミュレーションにおける高速化

#### 4.4.1 概要

システムの反復法に通常の SSOR-CG 法と並列数 10,31 の JSOR-CG 法のアルゴリズムを用いて興奮伝播のシミュレーションを行い、その計算時間を比較する。収束条件は残差ベクトル  $r$  と右辺ベクトル  $b$  を用いて次の式を適用する。

$$\frac{\|r\|}{\|b\|} < 1.0E-7 \quad (6)$$

図 4 のようにモデル全体のメッシュを  $400 \times 400$  とし、 $dx = dy = 0.01$  とする。境界点を除く内部の格子点には FHN モデルを並べてユニットを形成し 2 次元媒質を作成する。導電率は場所によらず媒質全体で一様とし  $\sigma_{xx} = \sigma_L = 0.147[\text{S/m}]$ ,  $\sigma_{yy} = \sigma_T = 0.025[\text{S/m}]$  とした。媒質中央の  $20 \times 20$  ユニットに  $-0.16$  の刺激を開始から  $t = 0.1$  になるまで、つまり計算ステップ 10 回まで与えた。このように設定すると、一辺が 4mm である正方形媒質のシミュレーションに相当する。

シミュレーションを行う時間は興奮が発生してから興奮が収束し、その後安定するまでを考慮し  $t = 10.0$  になるまで、つまり計算ステップ 1000 回まで計測する。なお、1 ステップあたりの時間の刻みは  $dt = 0.01$  とする。

#### 4.4.2 結果

実験結果は並列化を用いないシステムでの実行時間

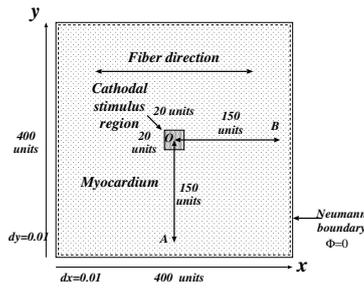


図 4 モデルの設定

が5時間32秒で、並列プロセッサ数10で計算をしたものが50分23秒であった。これは並列化することで通常の約5.96倍の速さでシミュレーションが可能になることを示している。また、並列プロセッサ数31では、40分27秒で通常の速さの7.50倍の高速化を実現した。

#### 4.5 大規模シミュレーションの並列台数効果

本研究で行うシミュレーションでは、時間的な繰り返し計算を行い各タイムステップ（計算ステップ）で線形方程式が解かれる。しかし、各タイムステップにおける反復回数に大きな違いはなく、計算過程は同一であるので最初の1タイムステップにおいて並列台数効果を検証する。

##### 4.5.1 概要

JSORを前処理に使った共役勾配法であるJSOR-CG法を使って並列化による台数効果を調べる実験を行う。1~10までのCPUを使ってプロセッサごとの反復法実行時間と台数効果、そのときの残差ノルムの変化を調べる。ここで反復法実行時間とは、反復法の開始から収束して終了するまでの時間のことである。メッシュを $1000 \times 1000$ とし、 $dx = dy = 0.01\text{mm}$ に設定する。これは一辺が1cmの正方形媒質のシミュレーションに相当している。収束条件や係数行列のパラメータは前の実験と同じである。

##### 4.5.2 結果

JSOR-CG法におけるプロセッサ数による反復法の実行時間と並列台数効果を示したグラフを図5~図9に示す。プロセッサ数10までは特に変化が大きかったので、その実行時間の変化を図5に、台数効果を図6に示した。また、全128プロセッサまで使用したときの変化を図7、図9に示している。その中で、特に最適なプロセッサ数を調べるためにプロセッサ数30付近を調査した(図8)。この結果より最適なプロセッサ数が31で並列なしに比べて約9.18倍の台数効果が出るのがわかった。

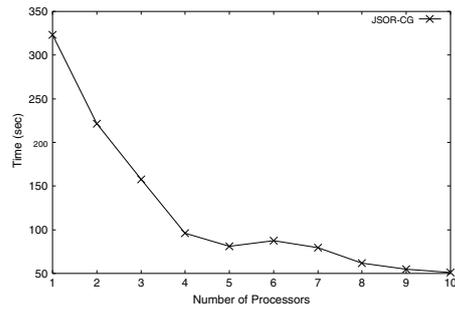


図 5 プロセッサ数 10 までの反復法実行時間

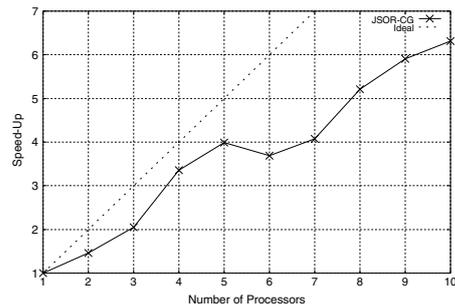


図 6 プロセッサ数 10 までの台数効果

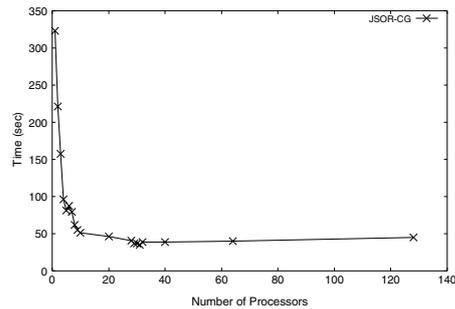


図 7 各プロセッサ数における反復法実行時間

## 5. 考察

### 5.1 中規模シミュレーションの高速化

実行結果より並列プロセッサ数10で通常の約5.96倍の高速化、並列プロセッサ数31では、通常の速さの7.50倍の高速化を実現したが、プロセッサ数をそれ以上増やしても更なる高速化は得られなかった。これは、JSORの特性に大きく依存している。また、シミュレーションの精度を確かめるために伝導速度CVを求めた。中央の刺激領域部の点と刺激領域外の点の2点を取り、刺激が伝わるまでの遅延時間を計測してCVを求める。心室筋の興奮持続時間（APD）は200 msec~400 msecといわれており、本稿では300 msec

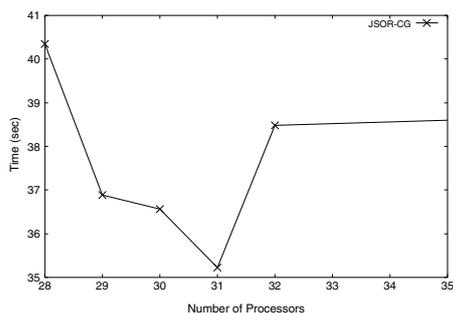


図 8 プロセッサ数 30 付近の最短実行時間の測定

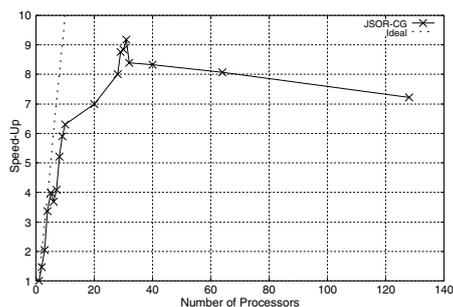


図 9 各プロセッサにおける台数効果

として計算した。その結果、心筋繊維方向と垂直な方向が 0.95 [m/sec]、心筋繊維方向が 2.85 [m/sec] という結果が得られた。

### 5.2 大規模シミュレーションの並列台数効果

図 5 より、プロセッサの数が 5 周辺まではプロセッサ数を増やすことにより反復法実行時間が大幅に短縮できていることが確認できる。図 9 においてもプロセッサ数が 5 周辺までは理想直線に近い値をとっている。しかし、10 に近づくとつれて次第に速度向上はゆるやかになっているのが確認できる。これは、JSOR 前処理の特性が影響しているものと考えられる。JSOR 法は、各プロセッサが自分の担当範囲以外のデータを参照するときに更新前の値を使って計算を行うため、Jacobi 法のように収束性が悪くなる。そのため、プロセッサの数と速度はトレードオフの関係になってしまう。これをさらに向上させるためには、ブロック化処理などで逐次的な代入計算に使用できる更新値の数を増やす必要がある。

## 6. まとめ

本稿では、心臓における電気生理学的な興奮伝播シミュレーションを並列計算アルゴリズムとハイパフォーマンスコンピューティングの両面より高速化することを試みた。実験結果から、係数行列の前処理をうまく

並列化できたことで 6 倍～8 倍近い速度向上が得られ大幅な高速化が実現できた。実際に 1000 計算ステップのシミュレーションに通常 5 時間かかっていたものが 40 分という短時間で終了した。その結果からソフトウェア・ハードウェアを考慮した本手法の有効性が十分示された。

今後の課題としては、この SSOR 前処理に関しては新しい手法<sup>6)</sup>が提案されておりそれを参考にして 128CPU をフルに活用可能な新しい並列化手法を開発することである。また、富士通製 HPC2500 は共有分散メモリ型並列計算機であり、OpenMP によるスレッド並列に加えて MPI によるプロセス並列も可能である。OpenMP よりも MPI の方が効果が出やすいともいわれており、両方使用したハイブリッド型のアルゴリズムに改良して評価することも課題である。興奮伝播モデルには、膜内のみを考慮したモノドメインモデルを使用したが、膜内外を考慮するバイドメインモデルに拡張することでさらに実物に近いシミュレーションを実現できると考えられる。

## 参 考 文 献

- 1) 岡本良夫編著, "心臓のフィジオーム", 森北出版株式会社, 2003
- 2) J.P. Wikswo, et al., "Virtual Electrodes in Cardiac Tissue: A Common Mechanism for Anodal and Cathodal Stimulation", *Biophysical J.*, vol.69, pp.2195-2210, 1995.
- 3) B.J. Roth, "A Mathematical Model of Make and Break Electrical Simulation of Cardiac Tissue by Unipolar Anode and Cathode", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.42, no.12, pp.1174-1184, 1995.
- 4) Richard Barrett ほか著 長谷川里美ほか訳, "反復法 Templates", 朝倉書店, 1996
- 5) 鈴木亨ほか, "心臓電気現象の Bidomain シミュレータにおける多元連立一次方程式の各種解法の比較・検討", 信学技法 TECHNICAL REPORT OF IEICE. MBE2004-25 (2004-07)
- 6) D.XIE and L.ADAMS, "NEW PARALLEL SOR METHOD BY DOMAIN PARTITIONING", *SIAM J.SCI.COMPUT.* Vol.20, No.6, pp.2261-2281, 1999
- 7) 平岡彰男, 浅岡香枝, "新しいスーパーコンピュータ HPC2500 のサービス", 京都大学学術情報メディアセンター全国共同利用版広報 Vol.4, No1, 2005
- 8) O.Berenfeld and S.Abboud, "Simulation of cardiac activity and the ECG using a heart model with a reaction-diffusion action potential", *Med. Eng. Phys.* Vol.18, No.8, pp.615-625, 1996
- 9) <http://insam.sci.hiroshima-u.ac.jp/reasai/index.html>