

# 実心臓に基づく形状及び円筒形状を用いた 左心室拍動シミュレーションにおける収縮末期応力分布の比較

高田 康弘\*・陸 建銀\*\*\*・嶋吉 隆夫\*\*\*\*・石川 覚志\*\*\*\*\*  
天野 晃\*・小寺 秀俊\*\*・松田 哲也\*

## Stress Distribution in a Cylinder and a Measurement Based Left Ventricular Shape Model

Yasuhiro TAKADA,\* Jianyin LU\*\*\*, Takao SHIMAYOSHI\*\*\*\*, Satoshi ISHIKAWA\*\*\*\*\*,  
Akira AMANO\*, Hidetoshi KOTERA\*\*, and Tetsuya MATSUDA\*

**Abstract** We evaluated the stress distribution in a cylinder model and a shape model obtained from human heart using two different fiber orientations. For both orientation models, the results showed large differences of the stress distributions between the cylinder model and the measurement based shape model. These results suggest that stress distribution is highly dependent on the model geometry and the usage of a measurement based shape model is important for the evaluation of the left ventricular (LV) wall stress distribution. This fact may have some influences on the reported homogeneity of stress distribution with anatomical fiber orientation model that uses mathematical symmetric shape model.

**Keywords** : stress distribution, left ventricular mechanical model, cell model, coupling simulation.

### 1. はじめに

心筋組織における応力および歪みの分布は、心筋組織の血流、酸素消費に直接的に影響を与える要因であり、さらに組織のリモデリングの重要な要因であると考えられている。しかしながら、実心臓を用いた実験では、心壁応力の計測は、侵襲的に心筋組織に応力センサーを埋め込むため、計測される応力値の信頼性は必ずしも高くはないという問題がある [1]。また、心壁の歪みの直接計測は外膜面における限られた位置でしか高精度に計測できないという問題がある。これに対し、磁気的な標識を用いることで2次元的な壁運動を計測し、3次元的な歪みを再構成する MRI tagging 法を用いた手法が試みられている [2-5]。これら

の研究では、心壁応力分布を歪みから計算しているが、長軸方向には、心尖部から心基部に向かって応力が低下しているもの [3-4]、逆に応力が増加しているもの [2, 5] がある。一方、経壁方向には、心内膜から心外膜に向かって応力が低下しているもの [3] がある。これらの結果は、相互に矛盾するものもあり、必ずしも精度が高くはないと考えられるが、原因として、歪みの計測精度が充分でない、利用されている心筋組織における応力歪み特性の精度が低い、あるいは残留応力の影響を考慮していない等が考えられる。このように計測による応力分布の評価には問題点があるため、心壁における応力と歪みの分布に関する研究においては、有限要素法を利用したシミュレーション実験が利用されてきた。

有限要素法を利用した心壁応力分布に関する研究としては Arts らの研究 [6-10] が挙げられる。この研究では、イヌの心臓を用いて計測した細胞配列モデルを用いた収縮末期応力分布の評価では、経壁方向及び長軸方向の応力は均等に分布すると報告されている。この研究で用いられている形状モデルは、回転楕円形状を基にした、いわゆるラグビーボール型のものであり、回転対称な幾何学的形状モデルとなっている。同様に佐脇らの研究 [11] でも、同様の形状モデルを用いて応力分布を評価しており、経壁方向に均等化した応力分布を報告している。Guccione らによる研究 [12] では、Arts らと同じ細胞配列モデルを用いても、

生体医工学シンポジウム 2006 発表 (2006 年 9 月, 新潟)

2006 年 7 月 25 日受付, 2006 年 10 月 31 日改訂

Received July 25, 2006; revised October 31, 2006.

\* 京都大学大学院情報学研究所

Graduate School of Informatics, Kyoto University

\*\* 京都大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Kyoto University

\*\*\* 京都大学細胞・生体機能シミュレーター開発センター

Leading Project for Biosimulation, Kyoto University

\*\*\*\* 財団法人京都高度技術研究所

ASTEM RI/Kyoto.

\*\*\*\*\* 株式会社メカニカルデザイン

Mechanical Design and Analysis Co., Ltd.

経壁方向の応力分布は均一ではないと報告している。彼らは、形状モデルとして、ウサギの心臓のある長軸断面形状を計測し、この形状を左室長軸まわりに回転してできる回転対称な形状を利用している。

これらの結果を比較すると、細胞配列として同じモデルを利用した場合においても、形状モデルとして幾何学的に単純な曲線で構成されたモデルを用いて応力分布を評価すると、実心臓形状に近いモデルを利用した場合と比較して、経壁方向の応力分布が均等化した結果が得られる可能性を示唆している。そこで、本研究では、有限要素法における左心室形状モデルとして、回転対称な円筒状モデルと、拡張末期ヒト心臓のMRIデータから抽出した左心室形状に基づいて構成した精密な左心室形状モデルを利用し、それぞれのモデルに対し同じ条件で収縮末期応力分布を計算した場合の応力分布の違いを評価し、形状モデルが左心室応力分布に与える影響を評価する。

## 2. 方法

### 2.1 左心室有限要素モデル

**2.1.1 形状** 本研究では、収縮末期応力分布を評価する左心室形状モデルとして、2種類のモデルを用いた。ひとつは、回転対称形状である、内半径 20 mm、外半径 30 mm の円筒状モデル（以下円筒モデル）で、円周方向に 80 要素、経壁方向に 5 層の 400 要素から構成されている（図 1 (a)）。このモデルでは、長軸方向の内圧の影響は考慮されないため、形状モデルとして、円筒を薄く切断した厚さ 2 mm の円盤状モデルを用いている。もうひとつは、拡張末期のヒト心臓 MRI データから抽出した左心室領域を用いて六面体有限要素を生成した実心臓形状に基づくモデル（以下実形状モデル）である。このモデルは、23418 要素の六面体要素から構成されており、左心室形状モデル構築ツール [13] により構築された（図 1 (b)）。両モデルとも、座標系として、左室長軸が Z 軸と一致するように座標変換されており、実形状モデルの Z 座標は、短軸半径が最大になる位置において  $z = 0$  となるように平行移動されている。

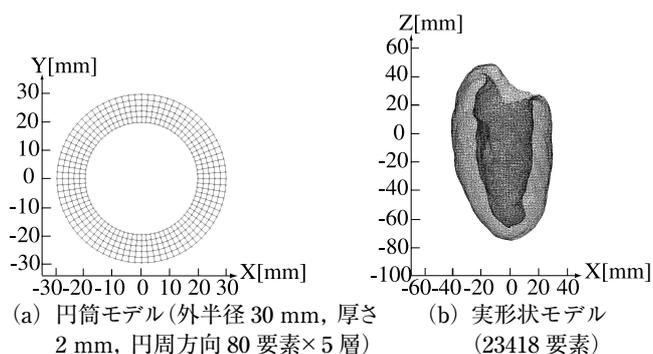


図 1 左心室形状モデル  
Fig. 1 Left Ventricular Shape Model.

**2.1.2 細胞配列モデル** 細胞配列モデルは、心壁各部の細胞方向を 2 種類の角度で記述することで表現する。2 種類の角度は、 $\alpha_{helix}$  と  $\alpha_{trans}$  [14] と呼ばれ（図 2）、左室長軸と直交する面からの細胞の傾きを  $\alpha_{helix}$ 、左室長軸と直交する平面内において円の接線からの細胞の傾きを  $\alpha_{trans}$  とする。本研究では、2 種類の細胞配列モデルを用いており、一つは、 $\alpha_{helix}$ 、 $\alpha_{trans}$  が心壁内で変化しない“単純配列モデル”であり、もう一つは、実心臓の細胞方向計測結果をモデル化した Huyghe らの提案したモデル [15]（以下 Huyghe モデル）である。単純配列モデルでは、心壁の全ての位置で 2 種類の角度は常に一定であり、ここでは、 $\alpha_{trans}$  は 0 度、 $\alpha_{helix}$  が  $\theta$  度のモデルを  $\theta$  度の単純配列モデルと呼ぶ。Huyghe モデルは、Streeter らによって提案されたイヌの心臓の解剖データに基づいたモデル [14] を基に、Huyghe らによって心壁の応力分布が均等化するようにモデルパラメータが最適化されたモデルである。本研究では、単純配列モデルとして、Huyghe モデルを用いた左心室モデルの駆出率に近い駆出率が得られる 30 度の単純配列モデルを用いた。

**2.1.3 心筋細胞モデル** 心壁の収縮力の計算には、心筋細胞モデルとして野間らにより提案された Kyoto モデル [16] を用いた。心筋細胞のシミュレーションモデルとしては、いくつかのモデルが提案されているが、Kyoto モデルは、膜タンパクや筋小胞体と共に収縮要素がモデル化されており、収縮モデルを含めて挙動が検証されている唯一の心筋細胞モデルである。Kyoto モデルでは、収縮モデルとして Negroni と Lascano のモデル [17]（以下 NL モデル）が用いられており、このモデルでは、心筋組織における長さ張力関係に加え、過渡的な特性を表す瞬時短縮特性が再現されている。

拡張末期の心筋細胞は心室内血液による圧力により伸長されており、更に自然形状には残留応力分布 [18] が存在するとされていることから、心筋細胞の筋節長は一様ではないと考えられる。拡張末期筋節長の分布は、収縮末期応力分布に影響を与えると考えられるが、計測結果の報告数が限られているため、本研究では一様な分布を用いた。

また、左心室を構成する心筋細胞の興奮は、刺激伝導系及び細胞間の興奮伝播現象により伝播するが、本研究で用

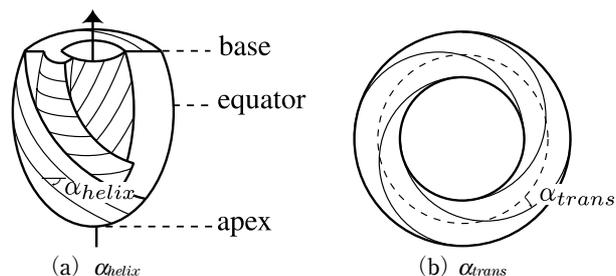


図 2 細胞配列モデルの記述に用いる 2 種類の角度  
Fig. 2 Two angles are used to describe fiber orientation.

いたシミュレーションモデルでは、全ての細胞が同期して興奮するとした。

**2・1・4 心筋組織材料特性** 心筋細胞モデルにより計算される細胞収縮力は、有限要素法における節点応力に変換されて形状変化が計算される[19]。各節点の応力方向は、細胞配列モデルにより決定される要素細胞方向により計算される。NLモデルでは瞬時短縮特性を再現するため、収縮力は細胞の短縮速度により減少するとされている。本研究では、この計算のため、先行研究において提案した連成計算システムを利用した[20]。

NLモデルでは、 $L[\mu\text{m}]$ を心筋細胞における半筋節長、 $L_0(=0.97[\mu\text{m}])$ を非興奮時の半筋節長、 $K_p$ を弾性に関する定数とすると、並列弾性要素として $F_p = K_p(L_0 - L)^5$ というモデルが用いられている。これは有限要素法を用いた左心室モデルでは、心筋組織の材料特性に相当すると考えられる。

本研究では、計算時間の短縮および安定化のため、材料特性として線形弾性特性を用いた。また、弾性体の特性は等方性であるとした。この結果、応力分布の評価において誤差を生じる可能性があるが、筋節長が生理学的範囲にある場合は、NLモデルにおける並列弾性要素特性と線形弾性要素特性の差は極めて小さいため、応力分布の誤差は比較的小さいと考えられる。

また、左心室応力分布には、左室内圧が大きな影響を与えていると考えられるが、本研究で用いたシミュレーションモデルでは、左室内圧は考慮せず、内圧は常に0としている。

## 2・2 シミュレーションシステム

細胞モデルの発生する収縮力は細胞長変化の影響を受けるため、左心室収縮シミュレーションにおいては、細胞モデルと形状変化の計算を連成計算により実現する必要がある。本研究では、先行研究において実現した分散シミュレーション環境[20]を利用することで、細胞モデルと形状変化の連成計算を行った。

## 2・3 応力分布の評価

心壁の応力分布は、収縮末期における等価ミーゼス応力を用いて評価した。円筒モデル及び実形状モデルで、対応する心壁位置における応力を比較するため、心壁における位置を正規化された座標で表現した。ここでは、経壁方向の位置、円周方向の位置を用いて表現した。経壁方向の位置は、心内膜を0%、心外膜を100%とする正規化された心内膜からの位置により表現した。円周方向の位置は、XY平面におけるX軸からの角度で表現した。また、実形状モデルにおける長軸方向の位置はZ座標を用いた。なお、ここでは短軸断面における、経壁方向の位置が等しい曲線を短軸等深度曲線と定義し、長軸断面における、経壁方向の位置が等しい曲線を長軸等深度曲線と定義する。

## 3. 実験結果

### 3・1 円筒モデル

円筒モデルを用いた実験において、細胞配列モデルとして30度の単純配列モデルおよびHuygheモデルを用いた場合の経壁方向の応力分布を図3に示す。なお、図3における各モデルの応力分布は、外膜における応力値との比率で表現されている。

単純配列モデルにおける応力は、内膜から外膜に向かって単調に減少している。一方Huygheモデルにおける応力は、内膜から80%の位置で最小になっており、この点から内膜、外膜に向かって単調に増加している。

### 3・2 実形状モデル

実形状モデルを用いた実験において、細胞配列モデルとして30度の単純配列モデルおよびHuygheモデルを用いた場合の経壁方向の応力分布の短軸断面図および長軸断面図を図4に示す。短軸断面は、 $z = -20$ のXY平面に対応し、長軸断面は、XY平面( $\theta = 0$ )に対応する。円筒モデルと比較すると、いずれの細胞配列モデルにおいても、経壁方向及び長軸方向の応力分布は不均一になっており、円筒モデルにおける応力分布と異なっていることが確認できる。

次に、それぞれの細胞配列モデルを用いた結果に対し、経壁方向の応力分布を調べるため、各短軸断面において、短軸等深度曲線上の平均応力と分散を計算した。結果を図5に示す。単純配列モデルでは、経壁方向の平均応力は、最大値に対して100%から72%の範囲に分布しており、

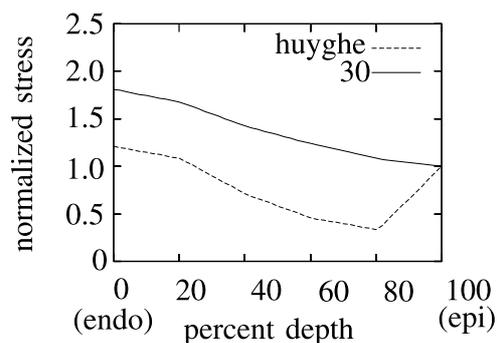


図3 円筒モデルにおける経壁方向の応力分布。それぞれのモデルにおける応力分布は、外膜における値との比率で表現されている。30度の単純配列モデルを用いたモデルでは、内膜から外膜に向かって応力は単調に減少している。Huygheモデルでは、内膜から80%の位置において、応力値が最小となり、内膜および外膜方向に単調に増加している。

Fig. 3 Transmural stress distribution of the cylinder model. Stress distribution is normalized by the value of epicardium. The regional stress of the simple orientation model is monotonously decreasing from epicardium to endocardium. The regional stress of the Huyghe model is lowest at 80% depth and increases toward endocardium and epicardium.

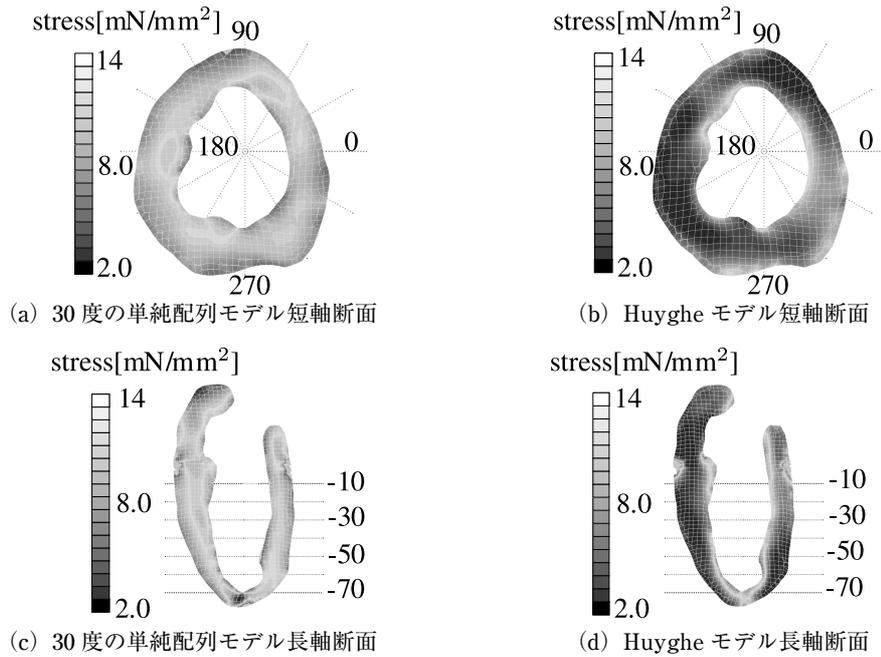


図 4 実形状モデルにおける短軸断面 ( $z = -20$ ) および長軸断面 ( $\theta = 0$ ) 応力分布. いずれのモデルにおいても, 経壁方向の応力分布は, 円周方向の位置および長軸方向の位置により変化しており, また, 円筒モデルにおける応力分布と異なる.

Fig. 4 Short axis ( $z = -20$ ) and long axis ( $\theta = 0$ ) cross sectional view of the regional stress distributions of the real model. In contrast to the cylinder model, the stress distribution of the real model shows inhomogeneous in circumferential and longitudinal direction for both fiber directions.

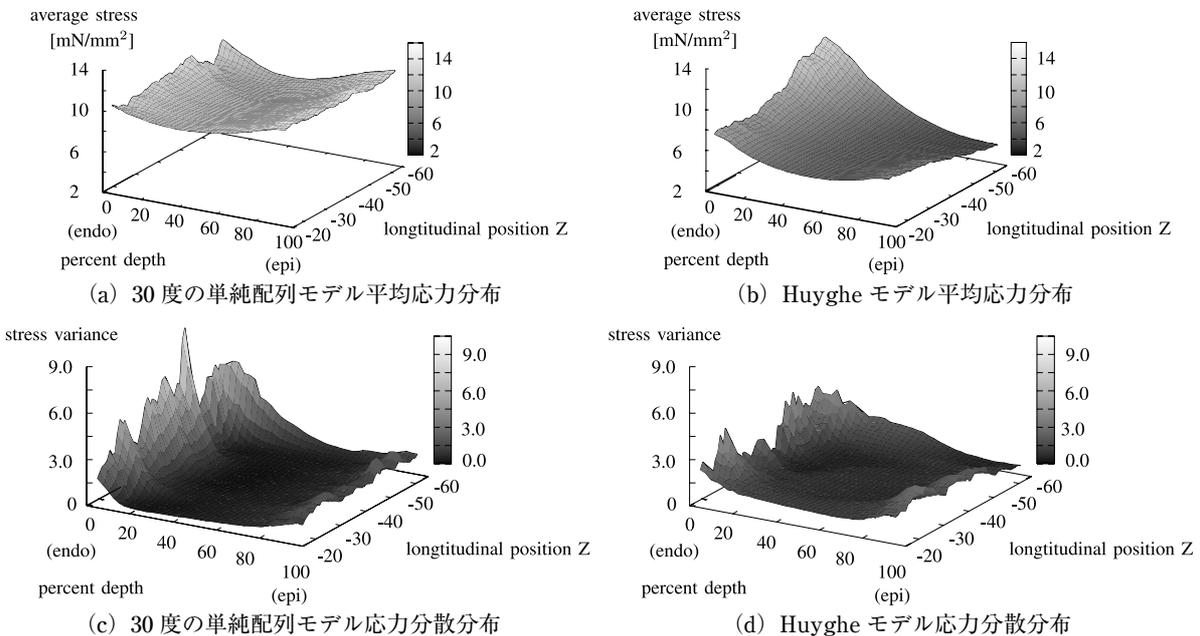


図 5 30度単純配列モデルおよび Huyghe モデルにおける短軸等深度曲線平均応力と分散の経壁方向分布. 30度単純配列モデルが比較的一様な応力分布を示しているのに対し, Huyghe モデルでは, 心尖部において内膜の応力増大が認められる.

Fig. 5 For 30 degree simple orientation model and Huyghe model, transmural average stress and stress variance are calculated along short axis iso-depth line. In contrast with relatively homogeneous stress distribution of 30 degree simple orientation model, stress increase in apex endocardium can be observed with Huyghe model.

比較的一様性が高いことが確認された。また、Huyghe モデルでは、 $z = -40$  より心基部側では、経壁方向の平均応力は、最大値に対して 100% から 60% の範囲に分布しているが、 $z = -40$  より心尖部側では、内膜から外膜に向かって大きな応力低下が生じており、最大値に対して 100% から 34% の範囲に分布していることが確認された。応力の分散に関しては、いずれの細胞配列モデルにおいても、心内膜に向かって増大する傾向が確認された。また、応力の分散は、内膜側では、Huyghe モデルにおいて単純配列モデルよりもやや小さい傾向があることが確認された。

同様に、長軸断面において、長軸等深度曲線上の平均応力と分散を計算した。結果を図 6 に示す。30 度の単純配列モデルでは、経壁方向の応力分布は、最大値に対して 100% から 54% 以内に分布していることが確認された。これに対し、Huyghe モデルでは、心内膜から心外膜に向かって大きく平均応力値が減少していることが確認された。具体的には、平均応力の最大値に対して 100% から 28% の範囲に分布していた。応力の分散に関しては、円周方向への分散とは逆に、内膜側では、30 度の単純配列モデルにおいて、Huyghe モデルよりもやや小さい傾向があることが確認された。

#### 4. 考 察

本研究では、回転対称形状および実心臓形状に基づいた左心室形状モデルに対し、異なる細胞配列モデルにおける収縮末期応力分布を評価した。

もっとも単純な回転対称形状である円筒モデルでは、30 度の単純配列モデルにおいて、心内膜から心外膜に向かって応力は単調に減少した。これに対して、Huyghe モデルでは、心内膜と心外膜部で応力が高く、心壁中に応力の最小点が見られた。Huyghe モデルを用いて回転対称形状の左心室形状モデルの応力分布を評価した従来研究 [21] では、経壁方向の応力分布は均等化すると報告されているが、本研究では異なる結果が得られた。この原因としては、本研究におけるシミュレーションモデルでは、左心室内腔の血液による圧力が考慮されていないこと、また心壁の異方性材料特性が考慮されていないこと等が考えられる。

なお、円筒モデルにおける左室内圧に関しては、内圧を考慮した場合に応力分布がどのような影響を受けるかを定性的に検討することができる。収縮末期左室内圧を 130 mmHg とすると、ラプラス則を用いて円周方向の応力分布を概算すると、内膜側で 23 mN/mm<sup>2</sup>、外膜側で 39 mN/mm<sup>2</sup> 程度の値となると考えられる。内圧の考慮により、本研究で評価した変形による応力分布は影響を受けると考えられるが、内圧による影響は比較的小さいと仮定すると、円筒モデルにおいては、図 3 における応力分布に、ある比率で内膜から外膜に向かって単調に増加する応力分布が加算された分布が、収縮末期応力分布として得られると考えられる。この場合、経壁方向の応力分布は、従来研究において報告されている均一な分布に近づく可能性がある。

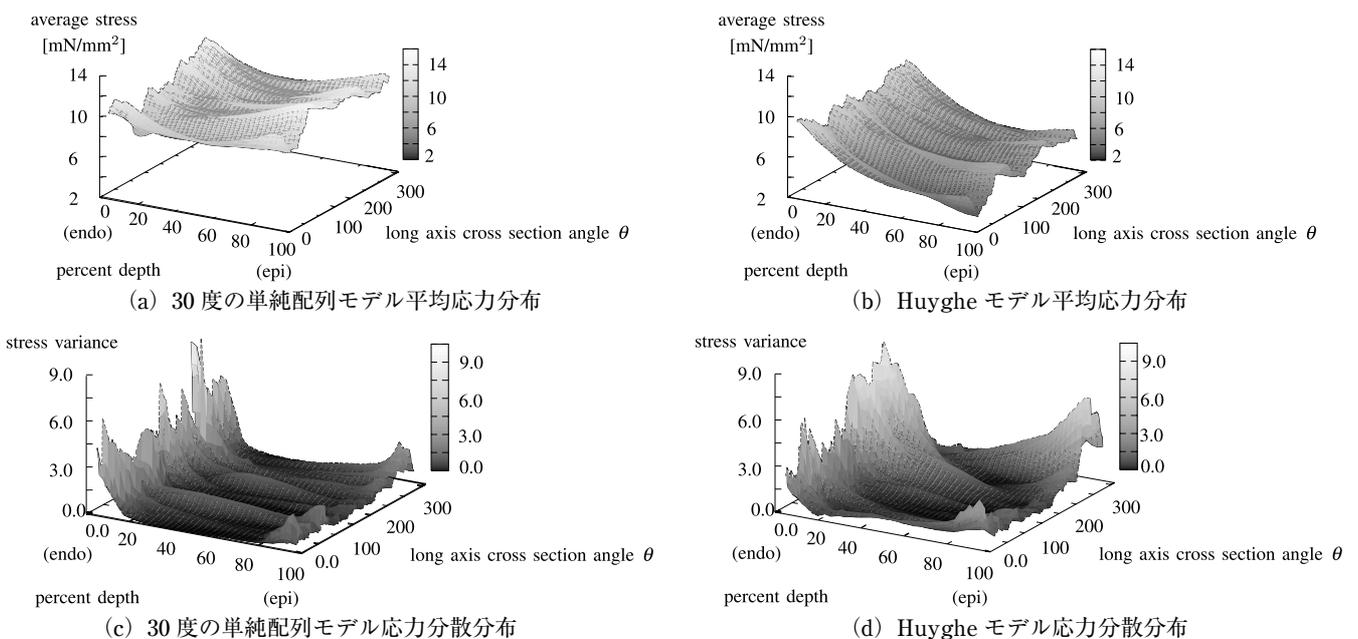


図 6 30 度単純配列モデルおよび Huyghe モデル長軸断面における長軸等深度曲線平均応力と分散の経壁方向分布。30 度単純配列モデルに対し、Huyghe モデルにおける応力分布は、外膜から内膜に向かって応力の増大が認められる。

Fig. 6 For 30 degree simple orientation model and Huyghe model, transmural average stress and stress variance are calculated along long axis iso-depth line. In contrast with 30 degree simple orientation model, stress distribution of Huyghe model shows monotonous stress increase from epicardium to endocardium.

一方、実心臓形状に基づいた左心室形状モデルを用いた応力分布評価結果は、単純配列モデル及び Huyghe モデルの両者において、円筒モデルにおいて見られた経壁方向の応力分布と大きく異なる結果となった。まず、円筒モデルでは、円周方向及び長軸方向の応力分布は一定であるため、これらの方向への応力分布と左心室形状との関係は評価できないが、実形状モデルでは、両方向への形状変化が存在するため、応力分布の分散が評価可能である。結果を見ると、まず、いずれの細胞配列モデルにおいても、円周方向及び長軸方向に応力分布の差が認められた。次に、非生理的なモデルである 30 度の単純配列モデルにおいて、経壁方向の平均応力分布は、円周方向および長軸方向の両者について Huyghe モデルよりも一様に近いことが確認された。これに対し、Huyghe モデルは、いずれの方向に対しても内膜側に応力の増大が認められ、特に心尖部において顕著であった。

上記と同様にラプラス則を用いた左室内圧の影響を考慮した場合、内膜側から外膜側に向かって単調に増大する応力分布が加算されるため、Huyghe モデルにおいては応力分布が均一な分布に近づく可能性がある。一方長軸方向には、左室半径は減少するが、壁厚も減少するため、内圧により加算される応力の値は心基部と心尖部において同程度であると考えられる。このことは、内圧を考慮した場合においても、心尖部において、心基部より応力が増大している可能性があることを示唆している。

Arts らの報告 [9] では、ラグビーボール形状においても心尖部における応力の増大が確認されたが、これはシミュレーションモデルの不正確さのためであると結論している。また、Guccione らの報告 [12] においても、心尖部の応力増大が報告されており、MRI を用いた計測に基づく手法においても同様の結果が報告されているものがある [3-4]。本研究において得られた応力分布も心尖部における応力増大の可能性を示唆しており、左心室収縮末期における応力分布は必ずしも均等化していない可能性があると考えられる。

本研究で利用したシミュレーションモデルは、左室内圧、異方性材料特性、材料非線形性等、考慮されていない生理的特性も多いが、シミュレーションの結果得られた応力分布は、形状モデルによる影響が極めて大きいものであることが確認された。シミュレーションモデルをより精密なものとするには、応力分布の評価に関与する現象や数式がより複雑になるため、心壁における応力分布が形状モデルに依存しなくなる可能性は低いと考えられる。このことは、心壁における応力分布の評価には、実心臓形状に基づいた形状モデルを利用することが重要であると示唆していると考えられる。

## 5. ま と め

本研究では、幾何学的な回転対称形状及び実心臓に基づいた左心室形状モデルについて、二つの細胞配列モデルを用いた場合の左心室収縮末期応力分布を評価した。本評価で利用した左心室収縮シミュレーションは、左室内圧を考慮していないなど制限があるため、得られた結果と実心臓における応力分布との直接的な比較は困難である。しかしながら、実験の結果、心壁における応力分布は、形状モデル及び細胞配列モデルにより大きく変化することが確認された。このことは、左心室壁の応力分布の評価においては、実心臓形状に基づいた形状モデル及び実心臓の計測結果に基づいた細胞配列モデルを利用することが極めて重要であることを示唆している。

今後は、左心室収縮シミュレーションモデルへの左室内圧の導入、非線形材料特性モデルの導入などにより、より精密な応力分布の評価を行う予定である。

**謝辞** 本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金基盤研究 (C) 16500186 の成果を利用して、文部科学省リーディングプロジェクト細胞・生体機能シミュレーションプロジェクトの助成により行われた。

## 文 献

1. L. K. Waldman, D. Nosan, F. Villareal and J. W. Cove: Relation between transmural deformation and local myofiber direction in canine left ventricle. *Circ Res.* **63**: 550-562, 1988.
2. A. Deanda JR, M. Komeda, M. Moon, G. Green, A. Bolger, S. Nikolic, G. Daughters II, D. Miller: Estimation of regional left ventricular wall stresses in intact canine hearts. *Am J of Phys.* **275** (Heart Circ Phys. **44**): H1879-H1885, 1998.
3. J. BOGAERT, F. RADEMAKERS, Regional nonuniformity of normal adult human left ventricle. *Am J Phys. Heart Circ Phys* **280**: H610-H620, 2001.
4. Z. Hu, D. Metaxas, L. Axel: In vivo strain and stress estimation of the heart left and right ventricles from MRI images. *Medical Image Analysis.* **7**: 435-444, 2003.
5. C. Storaas, B. Lind, L. Brodin: Distribution of left Ventricular Longitudinal peak systolic strain and impact of low frame rate. *Ultrasound in Med & Biol.* **10** (8): 1049-1055, 2004.
6. T. Arts, R. S. Reneman: Dynamics of left ventricular wall and mitral valve mechanics-a model study. *J Biomech* **22**: 261-271, 1989.
7. P. H. M. Bovendeerd, T. Arts, J. M. Huyghe, D. H. van Campen, R. S. Reneman: Dependence of local left ventricular wall mechanics on myocardial fiber orientation: a model study. *J Biomech.* **25**: 1129-1140, 1992.
8. J. Rijcken, P. H. M. Bovendeerd, A. J. G. Schoofs, D. H. van Campen, T. Arts: Optimization of cardiac fiber orientation for homogeneous fiber strain at beginning of ejection. *J Biomechanics.* **30** (10): 1041-1049, 1997.
9. J. Rijcken, P. H. M. Bovendeerd, A. J. G. Schoofs, D. H. Van Campen, T. Arts: Optimization of Cardiac Fiber Orientation for Homogeneous Fiber Strain During Ejection. *Ann*

- Bio Eng. **27**: 289–297, 1999.
10. M. Vendelin, P. H. Bovendeerd, J. Engelbrecht, T. Arts: Optimizing ventricular fibers: uniform strain or stress, but not ATP consumption, leads to high efficiency. *Am J Phys Heart Circ.* **283** (3): H1072–H1081, 2002.
  11. 佐脇 豊, 伏谷裕士, 徳田正孝, 八木一夫, 稲葉忠司, 関岡清次, 中野 起: 心臓左心室力学的機能評価のための数値シミュレータの構造(第3報, 心壁内の応力分布について). *日本機械学会論文集(A編)*. **63** (611): 173–178, 1997.
  12. J. M. Guccione, K. D. Costa, A. D. McCulloch: Finite element stress analysis of left ventricular mechanics in the beating dog heart *J Biomech.* **28** (10): 1167–1177, 1995.
  13. A. Amano, K. Kanda, T. Shibayama, Y. Kamei, T. Matsuda: Model Generation Interface for Simulation of Left Ventricular Motion. *IEEE EMBC.*: 3658–3661, 2004.
  14. K. D. Streeter Jr., W. T. Hanna: Engineering Mechanics for Successive States in Canine Left Ventricular Myocardium, II. Fiber Angle and Sarcomere Length, *Circ Res.* **33**: 656–664, 1973.
  15. J. M. Huyghe, D. H. Van Campen, T. Arts, R. M. Heethaar: A Two-phase finite element model of the diastolic left ventricle. *J Biomech.* **24** (7): 527–538, 1991.
  16. S. Kuratomi, K. Ono, S. Matsuoka, N. Sarai, A. Noma: Role of individual ionic current systems in ventricular cells hypothesized by a model study *Jap. J of, Phys.* **53**: 105–123, 2003.
  17. J. A. Negroni, E. C. Lascano: A Cardiac Muscle Model Relating Sarcomere Dynamics to Calcium Kinetics. *J Mol Cell Cardiol.* **28**: 915–929, 1996.
  18. Costa Kevin D, Karen May-Newman, Dyan Farr, Walter G. O' Dell, Andrew D. McCulloch, Jeffrey H. Omens.: Three-dimensional residual strain in midanterior canine left ventricle. *Am. J. Physiol.* **273** (Heart Circ Physiol. **42**): H1968–H1976, 1997.
  19. 天野 晃, 神田健一, 柴山司, 瓶井 悠, 松田哲也: 左心室拍動シミュレーションのためのシミュレーションモデル生成インタフェース, *信学論*. **J88-D-II** (5): 943–953, 2005.
  20. A. Amano, T. Nishi, J. Lu, N. Schneider, T. Matsuda, H Kotera, A. Noma: Strong Coupling System for the LV Motion Simulation in a Distributed Simulation Environment. *IEEE EMBC.* **9.4**: 5–9, 2005.
  21. J. M. Huyghe, T. Arts, D. H. van Campen, K. S. Reneman: Porous medium Finite element model of the beating left ventricle. *Am J of Phys.* **262**: H1256–H1267, 1992.

高田 康弘 (タカダ ヤスヒロ)

2006年京都大学工学部電気電子工学科卒業。同年京都大学大学院情報学研究科入学, 現在に至る。

生体シミュレーションの研究に従事。



陸 建銀 (リク ケンギン)

2002年京都工芸繊維大学博士課程修了。同年オムロン株式会社センシング研究所, 顔認識などの研究開発に従事。2004年から京都大学生体・細胞シミュレーションプロジェクト研究員。

生体シミュレーション, 特に心筋細胞・心臓の収縮シミュレーションの研究に従事。

電子情報通信学会会員。



嶋吉 隆夫 (シマヨシ タカオ)

1999年京都大学大学院工学研究科修士課程了。2003年(財)京都高度技術研究所入社。

生体機能シミュレーション, ソフトウェアシステムの研究に従事。

情報処理学会会員。



石川 覚志 (イシカワ サトシ)

1980年大阪府立阿倍野高校卒業。1992年日本マーク(株)入社, 1999年合併吸収によりエムエスシーソフトウェア(株)勤務, 2006年4月より(株)メカニカルデザイン名古屋支社勤務。

専門分野は非線形構造解析。

日本ゴム協会, 日本材料学会, 日本機械学会会員。



天野 晃 (アマノ アキラ)

1993年京都大学大学院博士課程学修退学。同年工学部助手。1995年広島市立大学助教授。2002年京都大学大学院情報学研究科助教授, 現在に至る。

生体シミュレーション, 文書画像処理, コンピュータビジョンの研究に従事。

IEEE BME, CS, ISMRM, 電子情報通信学会, 人工知能学会, 生体医工学会各会員。



小寺 秀俊 (コテラ ヒデトシ)

1980年京都大学卒業, 1982年京都大学工学研究科機械工学専攻修了, 1982年から1993年まで松下電器産業(株)中央研究所にて計算科学の研究に従事, 1993年から2000年まで京都大学工学研究科助教授, 2000年から教授。

現在の所属: 京都大学大学院工学研究科マイクロエンジニアリング専攻教授。

現在の専門分野: マイクロシステム, マイクロTASおよび計算科学。

所属学会: 日本機械学会・電気学会・精密工学会・トライボロジー学会・塑性加工学会等。



松田 哲也 (マツダ テツヤ)

1981 年京都大学医学部卒業, 1988 年京都大学大学院医学研究科博士課程修了. 医学博士. 同年 4 月京都大学医学部附属病院第 3 内科助手, 1997 年同医療情報部助教授, 2000 年京都大学大学院情報学研究科教授, 現在に至る.



生体シミュレーション, 循環器領域の MRI 撮影法および画像処理に関する研究に従事.

ISMRM, SCMR, IEEE BME, 生体医工学会, 日本内科学会, 日本循環器学会, 日本磁気共鳴医学会, 電子情報通信学会, 各会員.