

## 410 3-D FEM による虚血性心疾患を想定した左心室の心機能解析

## Analysis of Cardiac Function in Left Ventricle with Ischemic Heart Disease by using 3-D FEM

○ 学 吉井 裕一 (三重大院)

正 稲葉 忠司 (三重大工)

正 徳田 正孝 (三重大工)

学 堤 正和 (三重大院)

正 佐脇 豊 (三重大工)

Yuichi YOSHII, Masakazu TSUTSUMI, Tadashi INABA, Yutaka SAWAKI, Masataka TOKUDA

Department of Mechanical Engineering, Mie University, Kamihama1515, Tsu 514-8507, Japan

**Key Words:** Biomechanics, 3-D FEM, Cardiac Function, Human Left Ventricle, Ischemic Heart Disease

## 1. 緒言

心臓は体内中の血液を循環させるポンプの機能を有しており、生命の維持活動において極めて重要な役割を果たしている。中でも左心室は大動脈を通じて血液を全身に送り出すメインポンプの役割を果たしており、その機能を力学的観点から評価することは工学的にも医学的にも重要な課題の一つである。しかし、生体内部の状態を外乱なしに解析、評価することは非常に困難である。一方、数値シミュレーションは、計測が困難な力学量の推定が可能であり、心機能を支配する因子をそれぞれ数値モデル化して組み合わせることで逆問題的に心臓の構造や機能を解析することが可能である。

このような背景から本研究では、3次元有限要素法を用いた心機能の定量的評価を目的としたシミュレーションシステムを構築してきた<sup>(1-3)</sup>。本研究では、このシステムを用いて虚血性心疾患の病態の一種である心筋梗塞を想定した解析を行い、この疾患における心機能を力学的観点より検討した。

## 2. シミュレーションの概要

本研究で用いた数値シミュレータは、数値解析法として3次元有限要素法を用い、心臓左心室の3次元有限要素モデルとそれに連なる循環器系モデルにより構成されている。心臓左心室の3次元有限要素モデルには、心筋の力学特性モデル、電気刺激伝達経路、心筋線維の配向等が取り込まれている。実際の心筋線維は、電気刺激を受けることによって自ら収縮する能動的な発生張力を有している。そこで、本研究では心筋の力学特性モデルは収縮要素と並列弾性要素を組み合わせた並列2要素モデルとして取り扱った。また、心筋線維の配向モデルは、心内壁から心外壁にかけての連続的な線維配向の変化を、心筋の発生張力の作用方向を変化させることにより実現した (Fig.1 参照)。シミュレーション計算をする際には、心筋線維のヤング率、ポアソン比、最大発生張力などの材料特性、および循環器系のパラメータを決定する必要があるが、これらの値に対しては、現在もまだ信頼できるデータが得られていない。これ

は生体内部の状態を外乱なしに計測することが非常に困難であるためである。よってこれまでの研究で用いられてきた値を参考にして、正常心の心内圧-容積関係および心筋壁変形情報が、実計測より得られる正常値を示すように逆問題的に推定した値を用いた。

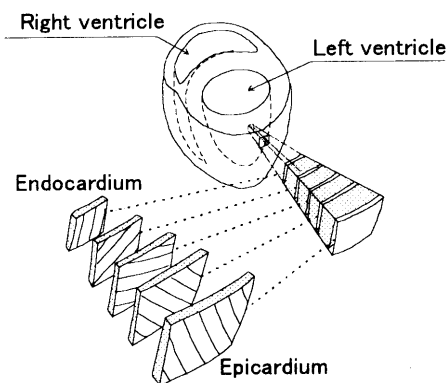


Fig. 1 Schematic representation of orientation of myocardium

## 3. 左心室形状データの作成

本研究では、MRI 画像から得られる左心室実形状データを基に近似した回転楕円体を用いてシミュレーションを行った。Fig.2 に本研究で使った左心室の回転楕円体データによる FEM メッシュを示す。有限要素には、2 次のアイソパラメトリック六面体要素 (節点数 20) を用い、心臓左心室を壁厚方向に 3 層に分割し 198 要素 1063 節点で構成した。

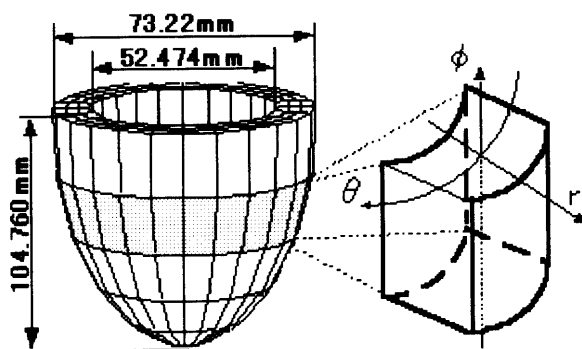


Fig. 2 Finite element mesh of left ventricle

# 4. 心筋梗塞のモデル化

心筋梗塞とは、冠状動脈に生じた動脈硬化などにより、心筋が虚血状態になり、壊死をおこして十分な張力を発生できなくなるという心疾患である。この疾患における心機能を評価するため、今回は以下の方法を用いてシミュレーションを行った。

左心室回転楕円体近似モデルを円周方向に4分割し (Fig.3 参照)、それらの1つの部位 (Section2) の心筋の最大発生張力を低下させることにより心筋梗塞を想定した力学的解析を試みた。具体的には、健常状態の心筋の最大発生張力  $\sigma_{max} = 800[\text{mmHg}]$  を基準として、心筋梗塞を想定した部位の心筋の最大発生張力を 700, 600, 500, 400[mmHg] と低下させることにより、心筋に発生するひずみの変化を解析した。

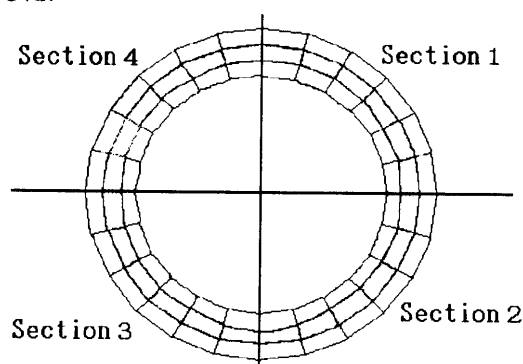


Fig. 3 Schematic representation of divided region

# 5. 解析結果および考察

Fig.4, Fig.5 および Fig.6 に左心室中央部の中壁部 (Fig.2 および Fig.3 参照) における、収縮末期での円周方向ひずみ  $\epsilon_{\theta\theta}$ 、子午線方向ひずみ  $\epsilon_{\phi\phi}$ 、および円周-子午線方向せん断ひずみ  $\epsilon_{\theta\phi}$  を示す。

Fig.4 および Fig.5 から、発生張力の低下に伴い、発生張力低下部位の円周方向ひずみおよび子午線方向ひずみは収縮から伸張へ大きく変化することが分かる。例えば、最大発生張力が 700[mmHg] (正常値の 87.5%) に低下すると円周方向ひずみは健常状態の 50%程度に減少し、600[mmHg] (正常値の 75%) まで低下するとひずみの値はほぼゼロとなる。また、子午線方向についても、最大発生張力の低下に伴い注目部位のひずみの絶対値は減少し、400[mmHg]以下に低下した場合ではひずみは正值を示す。以上の結果から、心筋の収縮量は最大発生張力の低下に極めて敏感に反応すると考えられる。

Fig.6 に示した円周-子午線方向せん断ひずみは、心基部側断面に対する心尖部側断面の相対的な回転運動、すなわち左心室ねじれ運動を表すパラメータである。Fig.6 から、最大発生張力低下部位のせん断ひずみは、発生張力の低下に伴い増加することが分かる。このことから、発生張力の低下部位では、左心室のねじれ運動が増加すると考えられる。

Fig.5 に示すように、子午線方向ひずみに関しては、発生張力低下部位の隣接正常部位 (Section1 と Section3) 間の挙動が異なり、張力低下に伴い Section1 では減少、Section3 では増加の傾向を示した。この理由として、心筋線維の配向を反転した計算結果ではこの傾向が逆になったことから、隣接部位間の挙動の相違は心筋線維の配向によると推定される。

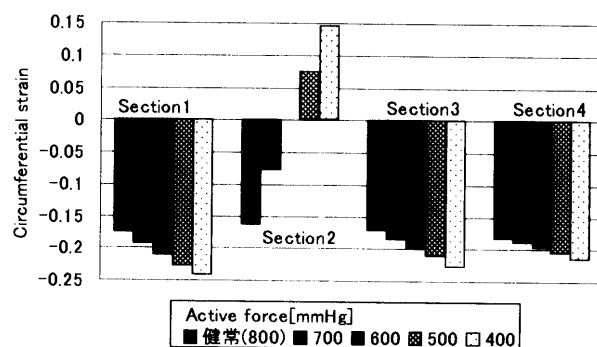


Fig. 4 Circumferential strain at end systole in mid-cardium

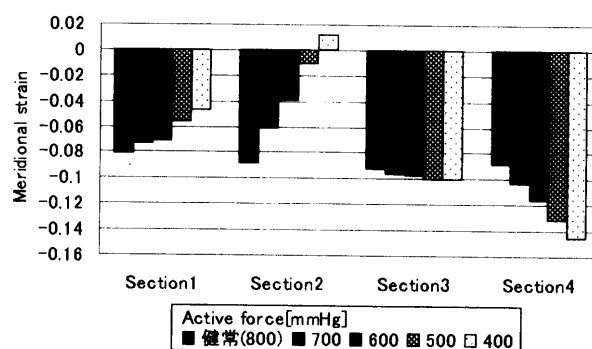


Fig. 5 Meridional strain at end systole in mid-cardium

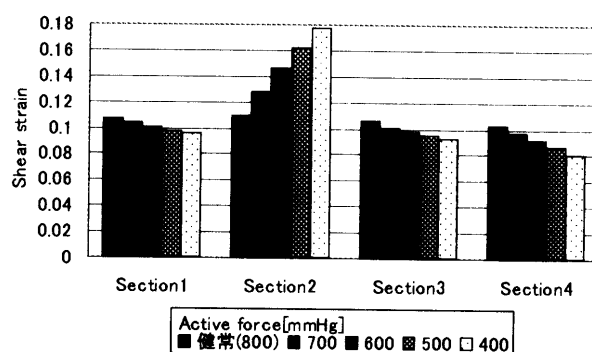


Fig. 6 Shear strain at end systole in mid-cardium

# 参考文献

- (1) 徳田ほか3名, 機論A編, 58巻551号 (1992)
- (2) 徳田ほか3名, 機論A編, 60巻578号 (1994)
- (3) 佐脇ほか3名, 機論A編, 63巻611号 (1997)