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築*

(第1報, 基本システムの検討)

徳田 正孝^{*1}, 関岡 清次^{*2}, 上野 高廣^{*3}
林 哲也^{*3}, F. HAVLICEK^{*4}

Numerical Simulator for Estimation of Mechanical Functions of Human Left Ventricle

(1st Report, Discussion of a Basic System)

Masataka TOKUDA, Kiyotsugu SEKIOKA, Takahiro UENO
Tetsuya HAYASHI and F. Havlicek

A numerical simulation system for the estimation of mechanical properties and functions of the human left ventricle has been constructed in a interdisciplinary research between the medical and engineering fields. The numerical system can be expected to improve the diagnoses of heart diseases from empirical, subjective and qualitative ones to the scientific, objective and quantitative ones. The system is composed of four fundamental models: (1) a mechanical model of myocardiac muscle fiber which produces the active force, (2) a mechanical model of the left ventricle which is composed of the muscle fibers, (3) a transmission model of electric stimulus, and (4) a circulation model of blood which gives the after- and pre-loads to the model of the left ventricle. In this paper, the fundamental system of the simulator is explained, and some typical examples of computational results obtained by this system are shown and discussed.

Key Words: Biomechanics, Human Left Ventricle, Mechanical Function, Numerical Simulation, FEM Analysis, Stress Distribution, System Analysis, Mechanical Model of Muscle Fiber

1. 緒 言

近年, 生体に関する諸問題の解明に対し, 数値シミュレーション技法を適用する試みが増えている。これは本研究に取上げた心臓に限らず, 脳や呼吸器系などさまざまな例に見られる。この背景は次のように考えられる。その一つは近年のコンピュータの高速化, 高容量化に伴う演算処理性能の向上, 画像処理を含む周辺機器の発達・普及である。さらに, 生体の数理モデルに必要な生体に関する知識・情報が, 医療技術の分野における生体計測技術および画像診断装置などの目覚ましい発達により, 飛躍的に増大したことも大きな要因である。とくに最近では, MRI (磁気共鳴映像法), X線 CT, 超音波 CT などにより, 生体内部の動き, 変化をその場をほとんど乱すことなく観察できるようになった。

また, 生体は高度な機能を備えたシステムであり, 外界からの刺激 (外乱) を絶えず受け, その情報を神経系が伝達し, その外乱に対し最も効率よく機能するよ

うに多重的に制御されていると考えられる。このような機能性, 環境適応性, さらには修復性, およびそれに伴うシステムとしての複雑さは生体の特徴であるが, この特徴が生体の本質的解明を困難にしていることも事実である⁽¹⁾。このシステムとしての複雑さを考えるとき, 生体機能の特性解明に対し, 数値シミュレーション技法に大きな期待がかけられる。

このような背景において, 本研究では心臓左心室の変形挙動を, これに連なる循環器系および刺激伝導系と密接に相互作用する力学的システムにより生じる結果として捕らえ, その力学的特性・機能を評価⁽²⁾できる数値シミュレーションシステムの構築を試みる。このようなシステムは心臓疾患⁽³⁾の診断に対し, 従来の経験的・主観的・定性的なものから, 科学的・客観的・定量的なものへの発展を期待させてくれる。さて, このような研究の第1段階としてシミュレーション・システムを構成する基本要素: ①心臓を構成する心筋線維の力学モデル, ②この心筋より成る左心室の力学モデル⁽⁴⁾, さらに, このモデルに連なる③電気刺激伝導系モデル, ④血管系を含む循環器系モデル, に対し簡単ではあるが力学的・物理的に意味が明白で基本的なものを選び, それらのシステムで得られる心臓左心室の力学的基本挙動を検討した。

* 原稿受付 平成3年11月27日。

^{*1} 正員, 三重大学工学部 (〒514 津市上浜町 1515)。

^{*2} 三重大学医学部。

^{*3} 三重大学大学院。

^{*4} 正員, 日本鋼管(株)応用技術研究所 (〒514 津市雲出鋼管町)。

本論文では、このようなシミュレータの基本システムを説明するとともに、このシステムで得られた結果に基づいて、所期の目的にみあうシステムの構築の可能性を論じることとする。

2. 心筋線維の力学的モデル

心臓左心室のサイクル変形挙動を再現するためには、まず心筋に発生する力について考えなければならない。すなわち、心筋は一般の(無機)工業用材料とは異なり、サルコメアと呼ばれる基本要素(ミオシンおよびアクチンと呼ばれるタンパク線維の組合せ)からなり、心臓自身が持ついわゆるペース・メーカーから送られてくる電気刺激を受けた後、張力(活性力, Active Force)を発生し、自分自身で収縮する機能を持つ⁽⁵⁾。

ここでは、この基本要素サルコメアで生み出される活性力を R. BEYAR & S. SIDEMAN⁽⁶⁾ によって提案されている簡単な近似関係で取り扱うものとする。すなわち、

$0 \leq t < T_0$ のとき

$$\sigma_f = \sigma_{\max} \sin(\pi t / T_0) \dots\dots\dots (1)$$

$T_0 \leq t$ のとき

$$\sigma_f = 0 \dots\dots\dots (2)$$

ここに、 σ_f は活性力を変形前の断面積で除したいわゆる公称活性応力、 T_0 は心筋の活性時間、 t は電気刺激がその心筋に到達した時点から測定した時間である。 $\sigma_{\max}$ は心筋の発生する最大の応力(最大活性応力)であり、そのときのサルコメア線維の長さ L に依存するが、これは次のように近似できる。

$L < 1.65 \mu\text{m}$ のとき、

$$\sigma_{\max} = 0 \dots\dots\dots (3)$$

$1.65 \mu\text{m} \leq L < 2.20 \mu\text{m}$ のとき

$$\sigma_{\max} = \{(L - 1.65) / 0.55\} \sigma_0 \dots\dots\dots (4)$$

$2.20 \mu\text{m} \leq L < 2.40 \mu\text{m}$ のとき

$$\sigma_{\max} = \sigma_0 \dots\dots\dots (5)$$

$2.40 \mu\text{m} \leq L < 2.95 \mu\text{m}$ のとき

$$\sigma_{\max} = \{(2.40 - L) / 0.55\} \sigma_0 + \sigma_0 \dots\dots\dots (6)$$

$2.95 \mu\text{m} \leq L$ のとき

$$\sigma_{\max} = 0 \dots\dots\dots (7)$$

ここに、 σ_0 は材料定数である。

なお実際の解析でこの活性応力を用いる場合、次の注意が必要である。すなわち、筋肉中に生じる活性力の大きさは心筋線維(サルコメア)を基本単位としているので、筋肉体の断面積よりもむしろ筋肉体を構成している筋線維の数に比例する。つまり筋肉が収縮することによって断面積が増加したとき応力は減少した

ことになるが、筋肉の発生している力は断面積に関係なく変化しない。このことを考慮するため、収縮前の筋肉体の断面積を dA_0 、収縮後の断面積を dA 、筋肉に発生している活性張力を dT としたとき、次式で定義される別の応力 σ_f を定義する。

$$dT = \sigma_f dA_0 = \sigma_f dA \dots\dots\dots (8)$$

すなわち、

$$\sigma_f = \sigma_f dA_0 / dA \dots\dots\dots (9)$$

以下の解析においては、式(9)で定義された応力 σ_f を用いる。なお、この応力は、標準化活性応力(Normalized Active Stress)と呼ばれている。

3. 左心室二次元有限要素モデル

心臓左心室の構造(とくに、張力発生要素サルコメア線維の配向)と形状は大変複雑である⁽⁷⁾⁻⁽⁹⁾。ここでは、まずシミュレーション基本システムを構築することを目的としているので、できるだけ簡単な構造、形状を採用する。ただし、従来よく用いられている薄肉殻モデル、厚肉円筒殻モデル、回転楕円体(厚肉、薄肉)モデルによる簡易数値解析法⁽⁶⁾⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾ではなく、将来このシステムが、それら複雑な形状、配向をより正確に取入れられるよう、有限要素解析法⁽¹²⁾⁽¹³⁾を用いることにした。ここで実際に採用し、計算に用いた心臓左心室モデルは次のようである。左心室初期形状は円筒とし、平面ひずみの仮定を用いて二次元的に解析する。この心筋壁は等方弾性体に、前節で述べた活性力を生み出すサルコメア線維が円周方向に一様に分布しているものとする。したがってこのモデルは、心臓のいわゆる赤道面近傍を対象にして心臓の動きを取扱うモデルに対応する。有限要素には、円周方向に配向した発生張力要素を取扱いやすくするため、8節点セレンディピティ四辺形要素を選んだ。この要素は心筋壁半径方向に対し2列に並んでおり、全部で72要素あるものとした(図1参照)。活性応力は、各要素に生じる円周方向の内部応力として取扱った。より具体的には、各要素に設けられた9つのガウス・ポイントに時間的に変化する内部応力として付加することにより取込まれた。これは前節で述べたように、心筋線維の力学的特性を力発生要素としてモデル化したためである。一方、心筋線維は変位発生要素であるとする説もある。変位を発生すると考えた場合、内部応力ではなく、熱ひずみのように内部ひずみの取扱いが必要になる。実際の心筋線維は、力発生モデルと変位発生モデルの間にあるものと考えられる。将来、より精密なモデルを構築する際には検討すべきポイントである。

さて心筋を内部発生応力を持つ弾性体と仮定する

と、心筋の応力ベクトル $\{\sigma\}$ - ひずみベクトル $\{\epsilon\}$ 関係式は次のようになる。

$$\{\sigma\} = [D]\{\epsilon\} + \{\sigma_a\} \quad (10)$$

ここで、 $[D]$ は弾性係数マトリックス、 $\{\sigma_a\}$ は標準化活性応力ベクトルである。 $\{\sigma_a\}$ は、極座標系 $(x_1, x_2, x_3) = (r, \theta, \phi)$ を用い、サルコメア線維の配向が円周方向すなわち $x_1 = \theta$ 方向に取るとき、

$$\{\sigma_a\} = \{\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3\}^T = \{0, \sigma_r, 0\}^T \quad (11)$$

である。ここに σ_r は、2 節で与えられた標準化活性応力である。

さて、それぞれの有限要素に関して仮想仕事の原理から次式が得られる⁽¹⁴⁾。

$$\{F\} = \left(\int_v [B]^T [D] [B] dV \right) \{d\} + \int_v [B]^T \{\sigma_a\} dV - \int_s [N]^T \{p\} dS \quad (12)$$

ここで $\{F\}$ は等価節点力、 $[B]$ はひずみ-変位マトリックス、 $[D]$ は弾性係数マトリックス、 dV は体積要素、 $\{d\}$ は節点変位、 $[N]$ は形状関数、 $\{p\}$ は要素に作用する分布荷重、 dS は面積要素である。この関係式から要素の剛性マトリックスは

$$[k] = \int_v [B]^T [D] [B] dV \quad (13)$$

活性張力（活性応力）と等価な節点力は

$$\{F\}_p = \int_v [B]^T \{\sigma_a\} dV \quad (14)$$

分布荷重と等価な節点力は

$$\{F\}_a = \int_s [N]^T \{p\} dS \quad (15)$$

である。

4. 刺激伝導系のモデル（活性応力の時間遅れ）

活性応力の場所による時間遅れを考慮するため、以下のように考える。実際的心筋線維の配向は左心室をらせん状に内側から外側に向かって取巻く形になっている。そのため房室結節からの電気刺激は心室内壁に到達した後、心筋の配向に添ってらせん状に内側から外側へ伝導し、筋線維を次々と収縮（活性化）させてい

く。ここでは、円筒二次元左室有限要素モデルにおいて、この様子を簡単に比較的良好に近似できる伝導形式として、電気刺激は左心室内壁から外側へ向かって放射状に広がっていくものとする。すなわち、内壁から r' の距離にある筋線維に発生する応力は

$0 \leq t - t_r \leq T_0$ のとき、

$$\sigma_r = \sigma_{\max} \sin [\pi(t - t_r)/T_0] \quad (16)$$

$t - t_r > T_0$ のとき

$$\sigma_r = 0 \quad (17)$$

で与えられる。ここで、 t は電気刺激が左心室内壁に到達した時点から測った時間、 t_r は内壁から r' の距離にある心筋線維に対する電気刺激の時間遅れであり、 c を心壁に置ける半径方向の刺激伝導速度とすると、

$$t_r = r'/c \quad (18)$$

で与えられる。

5. 循環器系のモデル

心臓左心室は、大動脈を通して動脈血を体内に拍出するが、このとき大動脈を含む流出側の抵抗によって拍出量は変化する。このように心臓左心室が血液を送り出すために打ち勝たねばならない抵抗（心臓左心室出力端に大動脈側より加わる圧力）を後負荷と呼んでいる。この後負荷は大動脈血管の弾性特性、抹消血管抵抗などに従属する。また、心臓へ戻ってきた血液は、一時左心房に蓄えられ、その後左心室へ流入する。この流入によって左心室は拡張するが、この時の血液流入量を前負荷と呼んでいる。この前負荷は、左心室の力学特性だけでなく、左心房や静脈などを含む左心室入り口側に属する循環器系の力学特性に依存する。ここでは、左心室の力学的特性・機能の評価を目的にしているため、左心室以外の循環器系については、左心室に前負荷、後負荷を与える集中定数化電気回路アナロジーを用いたモデルで取扱う。この定数化モデルは、すでにいくつか提案されているがここでは、比較的簡単に信頼性も高い関岡などの提案によるモデルを採用することにした⁽¹⁵⁾。図2は、この回路モデルを示している。ここで、左側は左心室 (LV) に対して肺静脈、左心房を含む入力側は前負荷を与える（前負荷系）循環器モデルであり、右側は大動脈、抹消血管等の出力側は後負荷を与える（後負荷系）循環器系モデルである。この回路において、電圧は圧力、電流は単位時間あたりの血液流量に対応し、また図中に示される各抵抗は血液流動に対する血管抵抗、弁抵抗などに、コンデンサは血管系の弾性特性（血管の弾性変形により、血管系で保持される血液量が変化する）に対応し、さ

図1 心筋壁の有限要素

らに電池はそれぞれ後負荷系, 前負荷系で定常的に存在する平均圧に対応している。また, 左心室はここで示す力学モデルで表される変動電圧 (圧力), 変動電流 (血液流量) を発生する一組の電気回路システムに対応している。さてこの回路からわかるように, 流量 (Q ; 電流), 圧力 (P ; 電圧), 流動抵抗 (R ; 電気抵抗) の間には次のような関係が成り立つ。

まず, 前負荷系に対して,

$$Q_1(t) = \{P_v - P_{v1}(t)\} / R_{v1} \dots\dots\dots (19)$$

$$Q_2(t) = \{P_{v1}(t) - P_h(t)\} / R_{v2} \dots\dots\dots (20)$$

$$dP_{v1}(t)/dt = \{Q_1(t) - Q_2(t)\} / C_v \dots\dots\dots (21)$$

血液の逆流を防ぐ弁 (僧帽弁) の役割は,

$P_h(t) \geq P_{v1}(t)$ のとき,

$$Q_2(t) = 0 \dots\dots\dots (22)$$

として扱うことができる。また後負荷系に対して,

$$Q_3(t) = \{P_h(t) - P_{a1}(t)\} / R_{a1} \dots\dots\dots (23)$$

$$Q_4(t) = \{P_{a1}(t) - P_a\} / R_{a2} \dots\dots\dots (24)$$

$$dP_{a1}(t)/dt = \{Q_3(t) - Q_4(t)\} / C_a \dots\dots\dots (25)$$

ここでも血液の逆流を防ぐ弁 (大動脈弁) の役割は,

$P_h(t) \leq P_{a1}(t)$ のとき,

$$Q_3(t) = 0 \dots\dots\dots (26)$$

として扱うことができる。式(20)および(23)での $Q_2(t)$ および $Q_3(t)$ は, それぞれ左心室への血液流入量, および左心室からの血液流出量であり, 左心室の容積変化に対応する。すなわち, 時刻 t に置ける左心室容積を $V(t)$ とすると, 後負荷系の弁が開いている場合 (駆出期) では,

$$V(t+dt) = V(t) - Q_3(t)dt \dots\dots\dots (27)$$

また, 前負荷系 (拡張期) については

$$V(t+dt) = V(t) + Q_2(t)dt \dots\dots\dots (28)$$

となる。

- LV : Left Ventricle
- P_v : Mean Pulmonary arterial pressure
- R_{v1} : Pulmonary venous vascular resistance
- R_{v2} : Mitral valvular resistance
- V1 : Mitral valve
- C_v : Pulmonary vein and left atrial compliances
- P_h : Mean peripheral arterial pressure
- R_{a1} : Characteristic impedance
- R_{a2} : Peripheral vascular resistance
- C_a : Aortic compliance
- V2 : Aortic valve

図 2 循環器系モデル

6. シミュレーション計算法

さて, 以上に述べた 4 つの基本要素モデル: 心筋の力学的モデル, 心臓左心室の力学モデル, 循環器系の力学モデル (電気回路アナロジーによる) および電気刺激伝導系のモデルを組合せた力学システムにより心臓左心室の変形挙動を計算で求めることができる。なお, 心周期の心時相は心内圧 $P_h(t)$, 大動脈圧 $P_{a1}(t)$, 心房圧 $P_{v1}(t)$ の値の比較により決定される。以下, 現在の時刻 t において各変数の値 (本質的に, 速度パラメータである流量を除く) はわかっているものとし, 次の時刻 $t+dt$ における各値を求める形で計算方法を説明する。

(a) 等容収縮期

$$[P_h(t) \leq P_{a1}(t) \text{ かつ } P_h(t) \geq P_{v1}(t)]$$

このとき, 僧帽弁, 大動脈弁はいずれも閉じており, したがって, 条件式(22)および式(26)で示されるように, $Q_2(t) = Q_3(t) = 0$ である。式(19)と(24)により $Q_1(t)$, $Q_4(t)$ が算出されると, 式(21)と(25)から, dP_{a1}/dt , dP_{v1}/dt が求められる。したがって, 次の時刻 $t+dt$ においては

$$P_{a1}(t+dt) = P_{a1}(t) + (dP_{a1}/dt)dt \dots\dots\dots (29)$$

$$P_{v1}(t+dt) = P_{v1}(t) + (dP_{v1}/dt)dt \dots\dots\dots (30)$$

またこの動きとは独立に, 二次元円筒殻左心室モデルには活性応力 $\sigma_r(r', t)$ が働き, 心内圧 $P_h(t)$ が生じている。このとき, 式(16)~式(18)に従って時刻 $t+dt$ における活性応力 $\sigma_r(r', t+dt)$ が求められる。この活性応力の増加があっても, 左心室の容積, すなわち円筒半径 r が変化しないような心内圧変化 $(dP_h/dt)dt$ を式(10)~(15)に示した有限要素法解析にて求める。したがって式(29)あるいは(30)と同じ形で, 次の時刻の心内圧

$$P_h(t+dt) = P_h(t) + (dP_h/dt)dt \dots\dots\dots (31)$$

を得る。この場合, $(dP_{a1}/dt)dt < 0$, $(dP_h/dt)dt > 0$ であり, 動脈圧 P_{a1} は減少していき, 心内圧 $P_h(t)$ は増加していく。この計算を繰り返し, $P_h(t) = P_{a1}(t)$ となった時点で, 大動脈弁が開かれ駆出期の段階に入る。

(b) 駆出期

$$[P_h(t) \geq P_{a1}(t) \text{ かつ } P_h(t) \geq P_{v1}(t)]$$

ここでは, 大動脈弁が開かれ, 左心室からの血液の駆出, 左心室の容積変化が起こる。ここでの計算は次のようである。まず, 式(22)に示すように, 条件 $P_h(t) \geq P_{v1}(t)$ のとき, 僧帽弁は閉じており血液の左心室への流入 $Q_2(t) = 0$ である。流出 $Q_3(t)$ は, 式(24)により算出される。また, 式(19), (24)より $Q_1(t)$, $Q_4(t)$ が求められるから, 式(21), (25)より, 動脈圧増加速度

$dP_{a1}(t)/dt$, 肺動脈系平均圧増加速度 $P_{v1}(t)/dt$ が求められ, したがって式 (29), (30) の形で次の時刻の各値が定まる。また, 左心室では, 活性応力の変化 $(d\sigma_a/dt)dt$, および血液の流出分 $Q_3(t)dt$ と等しい左心室体積減少 (円筒半径の減少) に対応するだけの心内圧変化 $(dP_h(t)/dt)dt$ が有限要素解析により求められる。したがって次の時刻の心内圧 $P_h(t+dt)$ が求められる。この期間の前半の部分では, 活性応力の増加により, 血液の流出があっても心内圧は増加し続け心内圧は動脈圧を上回るが, 後半では活性応力が減少を開始し, 心内圧は減少していく。そして再び $P_h(t) = P_{a1}(t)$ になるまでこの計算は続けられる。この条件が満たされたとき, ただちに大動脈弁は閉じられ大動脈からの左心室への血液の逆流は起こらない。この段階より, 次の等容弛緩期へ移る。

(c) 等容弛緩期

$$[P_h(t) \leq P_{a1}(t) \text{ かつ } P_h(t) \geq P_{v1}(t)]$$

ここでは, 再び大動脈弁, 僧帽弁が閉じられ, $Q_2(t) = Q_3(t) = 0$ である。計算方法は, 等容収縮期と全く同じとなるが, ただ, 活性応力が減少していく期間にあたり, したがって心内圧は急速に減少していく。 $P_h(t) = P_{v1}(t)$ となった時点で, 僧帽弁が開き血液が左心房側から流入する拡張期に移る。

(d) 拡張期

$$[P_h(t) \leq P_{a1}(t) \text{ かつ } P_h(t) \leq P_{v1}(t)]$$

ここでは, 左心房側からの血液に流入で左心室の体積は増加する。計算方法は, 駆出期では

図3 左心室圧力 P_h -心内容積 V 関係

図4 左心室圧力 P_h および大動脈圧 P_{a1} の時間変化

$Q_2(t) = 0, Q_3(t) \neq 0$ に対し, 拡張期では $Q_2(t) \neq 0, Q_3(t) = 0$ に注意すれば, 本質的な違いはないので省略する。なお, 心内圧 $P_h(t) = P_{v1}(t)$ となった時点で, 僧帽弁は閉じられ, 同時に電気刺激により心筋線維が活性応力を生み出し, 等容収縮期に戻る。

7. 計算結果

図3～図7にこのシステムを用いて得られたヒト心臓左心室の基本的な挙動の一例を示す。なお, ここに用いられた材料定数は以下のとおりである: 左心室基準内半径 (b) 2.30 cm, 左心室基準壁厚 (h) 0.6 cm, ヤング率 (E) 2.64 KPa, ポアソン比 (ν) 0.49, 最大活性応力

図5 左心室容積 V および血液流量 Q の時間変化

(a) 分布

(h : 壁厚, r' : 内壁より測った距離)

(b) 時間変化

図6 円周方向応力 (σ_θ)

図7 半径方向応力 (σ_r)

(σ_0)0.22 kPa, 活性時間 (T_0)0.40 sec, 心周期 (t_c)0.80 sec, 基準サルコメア長 (L_0)2.10 μm , 肺動脈系平均圧 (P_v)5.00 mmHg, 肺動脈血管抵抗 (R_{v1})0.01 mmHg·sec/ml, 僧帽弁抵抗 (R_{v2})0.01 mmHg·sec/ml, 肺静脈/左心房コンプライアンス (C_v)2.0 ml/mmHg, 抹梢動脈系平均圧 (P_a)5.0 mmHg, 特性インピーダンス (R_{a1})0.02 mmHg·sec/ml, 抹梢血管抵抗 (P_{a2})1.2 mmHg·sec/ml, 大動脈コンプライアンス (C_a)1.2 ml/mmHg. これらの定数はすでに発表されたいくつかの文献(2), (13), (16), (17)および関岡ら医師としての経験に基づき選定されたものであり, 特定の個体を対象にしたものではない。さらに得られた結果が, ヒト心臓左心室の一般的な常識に合う範囲に入るように試行錯誤法により小修正がなされた。

図3は計算により得られた左心室の圧力 P_a (心内圧)-内容積 V 関係を示している。図4は心内圧 P_a , 大動脈圧 P_{a1} (左心室の血液の出口側圧力)の時間変化を, 図5は左心室の内容積 V および血液の流量を, それぞれについて時間変化を示した。各図に用いた曲線上の番号(1~6)は, それぞれ対応する点を示している。これらの結果は, 特定の心臓を対象にしたものではないが, 一般によく知られている傾向をよく再現している。図6, 図7は, このような挙動を示している左心室壁に生じている応力分布, および時間変化を示している。図6(a), (b)は心臓壁内の円周方向応力 (σ_θ)であり, 図7(a), (b)は半径方向応力 (σ_r)である。図中の曲線に付された数字(1~6)は, 先の図3~図5に用いられたものに対応し, また記号(a~f)はその応力が図1に示したガウス・ポイントのものであることを示している。図からわかるように, 心臓の応力分布は, 単なる円筒に内圧が加わった場合とは大きな違いがある。

8. 結 言

本研究では, ヒト心臓左心室の力学的モデルを循環器系モデルに組み込むことによって, 左心室の力学的特性・挙動を数値計算により再現できるシステムを構築した。このシステムの基本要素は, いずれも非常に簡単化されたものであるが, よく知られたヒト心臓左心室の一般的挙動を十分捕らえることができ, また測定が難しい応力分布なども推定できることも確かめられた。今後このようなシステムにおける基本要素をより高次なものに置き換えていくことにより, 左心室の複雑な挙動をより正確に捕らえることも可能と考えられる。したがって, このような改良によって得られる信頼性の高いシステムは, 将来心臓の疾患に対し定量的・客観的診断を下すための有力な手段となることが期待される。

もちろん, このためにはなお多くの克服しなければならない問題がある。そのうちの一つは, 信頼できる生体組織・器官に関する力学的データがな少ないことである。また, データが仮に取れるようになって, 生体独特の複雑さ, 生きていることによる成長も含む時間変化, さらに大きな個体差がこの問題をさらに複雑にする。この困難さの克服には, またここに示したような数値シミュレータが大きな役割を果たすものと考えられ, 生体計測と数値シミュレーションは互いに相互作用しながら発展していくものと考えられる。

文 献

- (1) Fung, Y. C., 瀬口, 機誌, 88-796(1985), 52.
- (2) 篠山, 心機能(1988), 70, 中外医学社.
- (3) 古屋・ほか2名, 医用電子と生体工学, 16-7(1978), 456.
- (4) 中村・ほか2名, 医用電子と生体工学, 16-7(1978), 462.
- (5) Huxley, H. E., F. R. S., *Proc. Roy. Soc. Lond.*, B-178(1971), 131.
- (6) Beyer, R., Sideman, S., *Circulation Research*, 55-3(1984), 358.

- (7) Greenbaum, R. A., *Br Heart F*, **45**(1981), 248.
- (8) Streeter, D. D., Jr., Hanna, W. T., *Circulation Research*, **33**(1973), 639.
- (9) Freeman, G. L., ほか3名, *Circulation Research*, **56**, **31**-1(1985), 31.
- (10) Chadwick, R. S., *Biophysical Journal*, **39**(1982), 279.
- (11) Torezen, A., Transaction of the ASME, *J. Biomech., Engng.*, **105**(1983), 39.
- (12) Perl M., ほか2名, *Medical & Biological Engineering & Computing*, **3**(1986), 145.
- (13) Pao, Y. C., *Finite Elements in Biomechanics* (eds. Gallagher, R. H., ほか3名), (1982), 127, John Wiley & Sons Ltd.
- (14) ツィエンキーヴィッツ, O. C., 原著, 吉織雅夫・山田嘉昭監訳, 基礎工学におけるマトリックス有限要素法, (1975), 21, 培風館.
- (15) 関岡, 医用電子と生体工学, **25**(1987), 21.
- (16) 徳田, 平成2年度科学研究費補助金(一般研究C)研究成果報告書(1991), 87.
- (17) Nevo, E., Lanir, Y., Transaction of the ASME, *J. Biomech. Eng.*, **111**(1989), 342.