

Fig. 3 Characteristic deformations in the initial state

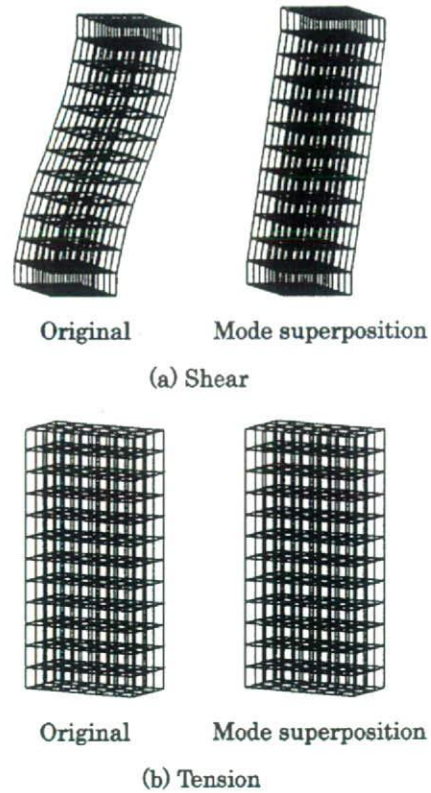


Fig. 4 Disadvantage of characteristic deformation mode superposition

となる<sup>(1)</sup>. 式(58),(59)より, 式(57)は,

$$(\mathbf{K}_{uu} - \mathbf{K}_{uw}[\chi][\bar{\mathbf{B}}])\{\Delta \mathbf{u}\} = \{\mathbf{r}_u\} \quad (60)$$

と表せる. この時  $(\mathbf{K}_{uu} - \mathbf{K}_{uw}[\chi][\bar{\mathbf{B}}])$  は, 均質化接線剛性である.

微分方程式表記では, 式(12),(16),(30)より,

$$\int_{\Omega} \delta \bar{\mathbf{F}} : \left( \frac{1}{|V|} \int_{Y_0} \left( \mathbf{A} : (\mathbf{I} - \nabla_Y \chi) \right) dY \right) : \Delta \bar{\mathbf{F}} dX = \bar{\mathbf{F}}_{ext} - \int_{\Omega} \delta \bar{\mathbf{F}} : \left( \frac{1}{|V|} \int_{Y_0} \Pi dY \right) dX \quad (61)$$

となる. 上式の成立のための前提条件となる微視的平衡式(式(58))は,

$$\mathbf{r}_w = \int_{Y_0} \delta \bar{\mathbf{Z}} : \Pi dY = 0 \quad (62)$$

である. その時点での  $\bar{\mathbf{F}}$  に対して上式を線形化し, 式(18)により有限要素離散化を行なうと, 各巨視的積分点において,

$$\int_{Y_0} [\mathbf{B}^e]^T [\mathbf{A}] [\mathbf{B}^e] dY \{\Delta \mathbf{w}^Q\} = - \int_{Y_0} [\mathbf{B}^e]^T [\Pi] dY \quad (63)$$

となる. 以上より一般化アルゴリズムでは, 各反復毎に下記の3種類の問題を取り扱う必要がある.

1. 均質化接線剛性において用いる  $\chi$  の計算(式(35))
2. 微視的平衡問題(式(62))
3. 巨視的平衡問題(式(60))

2は巨視構造の全ての要素積分点において力学的平衡問題を解く計算, 1は巨視構造の全ての要素積分点において単位変形勾配に対する微視構造の応答を求める計算であり, 計算負荷の大半は1,2によって占められる事が知られている<sup>(2)</sup>. これらは膨大な計算負荷であり, 実用規模の計算は困難である.

**3.2 Block LU分解を用いた解法** 巨視反復の内部に微視反復を設けることなく, 両スケールの残差を同時に減少させることにより計算負荷を削減するアルゴリズムを提案する. 式(21)は下記のようにBlock LU分解出来る.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_{ww} & 0 \\ \mathbf{K}_{uw} & \mathbf{S} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \mathbf{K}_{ww}^{-1} \mathbf{K}_{wu} \\ 0 & \mathbf{I} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta \mathbf{w} \\ \Delta \mathbf{u} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{r}_w \\ \mathbf{r}_u \end{Bmatrix} \quad (64)$$

ここで  $\mathbf{S}$  はシュアコンプリメントと呼ばれ, 式(42)も参照すれば,

$$\mathbf{S} = \mathbf{K}_{uu} - \mathbf{K}_{uw} \mathbf{K}_{ww}^{-1} \mathbf{K}_{wu} = \mathbf{K}_{uu} - \mathbf{K}_{uw}[\chi][\bar{\mathbf{B}}] \quad (65)$$

と表せる。これは式(60)の均質化接線剛性に相当する。この時、式(64)は前進代入、

$$\begin{bmatrix} K_{ww} & 0 \\ K_{uw} & S \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta \tilde{w} \\ \Delta \tilde{u} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_w \\ r_u \end{Bmatrix} \quad (66)$$

後退代入、

$$\begin{Bmatrix} \Delta \tilde{w} \\ \Delta \tilde{u} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} I & K_{ww}^{-1} K_{wu} \\ 0 & I \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta w \\ \Delta u \end{Bmatrix} \quad (67)$$

に分離できる。またこの時、式(42),(66),(67)より

$$K_{ww} \{\Delta \tilde{w}\} = \{r_w\} \quad (68)$$

$$S \{\Delta u\} = \{r_u\} - K_{uw} \{\Delta \tilde{w}\} \quad (69)$$

$$\{\Delta w\} = \{\Delta \tilde{w}\} - K_{ww}^{-1} K_{wu} \{\Delta u\} = \{\Delta \tilde{w}\} - [\chi] \Delta \bar{F} \quad (70)$$

が成立する。この一連の方程式を解く場合のアルゴリズムは一般に、

1. 式(68)を解く。
2. 式(69)を解き、 $\{\Delta u\}$ を求める。なお、この式は式(57)と等価である
3. 式(70)を用いて $\{\Delta w\}$ を修正する。 $[\chi]$ は $S$ を計算する際に既に求めており、改めて計算を行なう必要は無い。

となる。つまり各反復は、微視、巨視の方程式を解く事と、シュアコンプリメントの更新からなる。このアルゴリズムは、一般化アルゴリズムに比べれば少ない計算負荷となる。しかし、上記のようにシュアコンプリメントの更新は大きな負担となる。また、同様の解法の微分方程式からの定式化が、Block-Newton法を用いて山田ら<sup>(12)</sup>により提案されている。

**3.3 モード重ね合わせ法を利用して均質化接線剛性を近似するアルゴリズム** Block LU分解を用いた解法では、シュアコンプリメントの更新のために計算量の大部分を消費する。しかし、上記のようにシュアコンプリメントは均質化接線剛性であり、力学的平衡には直接影響を及ぼさない。そこでシュアコンプリメントの更新を省略するため、モード重ね合わせ法を利用して均質化接線剛性を近似する方法を提案する。ただし収束判定については、巨視残差と微視残差の両方により行なう事により、得られた解は、従来の方法で解いた場合と完全に一致する。アルゴリズムを下記に示す。

1. 式(68)を解き $\{\Delta \tilde{w}\}$ を求める。
2. 式(49)より、

$$\begin{bmatrix} K_{\alpha\alpha} & K_{\alpha u} \\ K_{u\alpha} & K_{uu} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta \alpha \\ \Delta u \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_\alpha \\ r_u \end{Bmatrix} \quad (71)$$

を解く。これによりモード重ね合わせ法の範囲内で $S$ が近似され、 $S$ の更新は省略可能となる。

3. 式(45),(46),(70)より、モード重ね合わせの仮定に従い、

$$\{\Delta w\} = \{\Delta \tilde{w}\} - [0\chi] \{\Delta \alpha\} \quad (72)$$

を用いて $\{\Delta w\}$ を修正する。

このアルゴリズムは以下のような意味を持っている。式(71)にBlock LU分解を適用し整理すると、

$$K_{\alpha\alpha} \{\Delta \tilde{\alpha}\} = \{r_\alpha\} \quad (73)$$

$$(K_{uu} - K_{u\alpha} K_{\alpha\alpha}^{-1} K_{\alpha u}) \{\Delta u\} = \{r_u\} - K_{u\alpha} \{\Delta \tilde{\alpha}\} \quad (74)$$

$$\{\Delta \alpha\} = \{\Delta \tilde{\alpha}\} - K_{\alpha\alpha}^{-1} K_{\alpha u} \{\Delta u\} \quad (75)$$

となる。巨視変位を更新する式(74)において、

$$(K_{uu} - K_{u\alpha} K_{\alpha\alpha}^{-1} K_{\alpha u}) \quad (76)$$

が近似された均質化接線剛性であるとみなす事ができる。ここで式(42),(65)を用いて、

$$\begin{aligned} K_{uw} K_{ww}^{-1} K_{wu} &= K_{uw} [\chi] \bar{B} \\ &= K_{uw} [\chi] ([\chi]^T K_{ww} [\chi])^{-1} ([\chi]^T K_{ww} [\chi]) \bar{B} \\ &= K_{uw} [\chi] ([\chi]^T K_{ww} [\chi])^{-1} [\chi]^T K_{wu} \\ &\doteq K_{uw} [0\chi] ([0\chi]^T K_{ww} [0\chi])^{-1} [0\chi]^T K_{wu} \\ &= K_{u\alpha} K_{\alpha\alpha}^{-1} K_{\alpha u} \end{aligned} \quad (77)$$

となる。つまり特性変形モード重ね合わせにおいてモードを毎反復更新すれば、均質化接線剛性は正確な値と一致する。以上によりこの解法は、モードの更新回数を減らす事により均質化接線剛性を近似する解法である事が明らかとなった。

均質化法において正しい解を求めるには微視・巨視の力学的平衡状態を同時に実現する必要がある。両スケールの残差評価のためには、1反復の中で巨視・微視の方程式を1回ずつは解く必要があり、これにより計算量の最小値が規定される。故にシュアコンプリメント(均質化接線剛性)を効率的に精度良く近似する事が非線形均質化法の低計算負荷解法の要点となる。

## 4. 数値解析例

**4.1 計算負荷・収束性の比較** 一般化アルゴリズム(以下GAと略記)、Block LU分解を利用したアルゴリズム(以下BFAと略記)、モード重ね合わせ法を利用したアルゴリズム(以下MSAと略記)の3種類のアルゴリズムの計算負荷・収束性の比較検討を行なう。微視構造として図5に示すようなブロック状のメッシュを、巨視構造として8節点要素を1要素用い、20%程度の単軸引張り試験を行なう。微視構造のブロック状のメッシュは、最小単位が図5(a)に示すよう

な  $3 \times 3 \times 3$  の 27 要素からなり、中央の要素のみ剛性が異なる。この最小単位を各方向に同数積み重ねる事により自由度を調節する(例:図 5(b))。構成式は式 (79) に示す St Venant 超弾性体を用いる。

$$W = \frac{1}{2} \lambda (\text{tr} \mathbf{E})^2 + \mu \mathbf{E} : \mathbf{E} \quad (78)$$

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} = (\lambda I \otimes I + 2\mu I) : \mathbf{E} = \mathbf{C} : \mathbf{E} \quad (79)$$

$$I_{ijkl} = \delta_{ik} \delta_{jl} \quad (80)$$

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \quad \mu = G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (81)$$

$I$  は 2 階の単位テンソル、 $\lambda, \mu$  はラメ定数であり、 $E, \nu$  はそれぞれヤング率、ポアソン比である。 $\mathbf{C}$  は 4 階の弾性テンソルであり、 $\mathbf{S}$  と  $\mathbf{E}$  の間には線形関係が成立する。表 2 の物性値を用いる。

各アルゴリズムの計算時間と微視構造自由度の関係を図 6 に、微視構造自由度 46875 の際の消費計算時間の内訳・Newton-Rhapson 反復が収束するまでの反復数を表 3 示す。微視・巨視共に残差の 2 乗和が初期の  $1 \times 10^{-10}$  倍まで減少した段階で収束と判定した。BFA では GA に比べて 20% 程度しか計算時間が削減出来なかった。これは、GA では微視系と巨視系を個別に解くため Newton-Rhapson 反復が 4 回程度で収束するのに対し、BFA では単一系を取り扱う事にならないので 9 回程度必要になり、シリアコンプリメントの更新に要する計算負荷が増大した結果である事が表 3 から確認できる。本解析では、大規模計算を視野に入れソルバーとしては反復法 (GMRES 法) を用いているため、シリアコンプリメントの更新の際に 9 種類の右辺に対しそれぞれ方程式を解く必要がある。直接法を用いれば、異なる右辺に対しても剛性マトリクスの LU 分解の結果を利用できるため、事実上 1 回方程式を解けば良く、BFA は GA よりも相当に計算負荷少なくなると考えられる。

MSA は他のアルゴリズムに比べて遥かに少ない計算負荷に抑えられる事が確認できた。また、均質化接線剛性を近似したにも関わらず反復数も BFA と同程度に抑えられた。これは MSA では、式 (68) と共に式 (71), (72) でも近似的に微視方程式を解いているため、各反復で 2 回微視に関する方程式が解かれている事になり、収束が促進された結果と考えられる。

この解析例では、比較的非線形性の弱い St Venant 超弾性体を用いたため  $\phi_\chi$  として初期状態の特性変形を用いても、大変形時において反復数の増加は見られなかった。しかし、弾塑性体などのより非線形性の強い物質を扱う場合には定期的な  $\phi_\chi$  の更新が必要になる事が予想される。既に式 (77) に示したように  $\phi_\chi$  の更

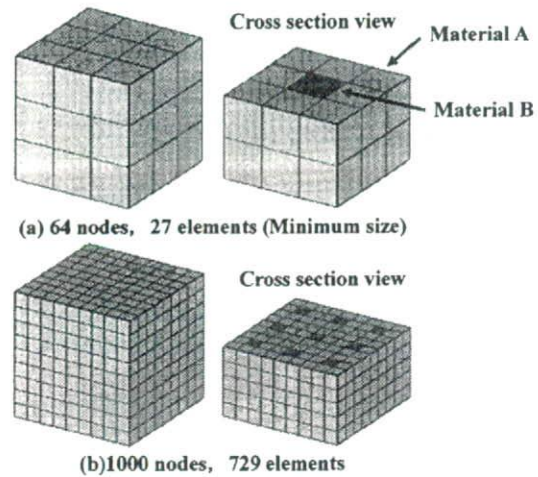


Fig. 5 FE models for the calculation time evaluation

Table 2 Material constants of the models for the calculation time evaluation

	$E$ [kPa]	$\nu$
Material A in Fig.5	0.1	0.3
Material B in Fig.5	10.0	0.3

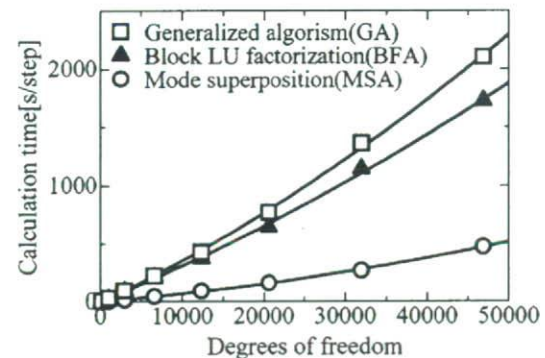


Fig. 6 Comparison of calculation time

Table 3 Calculation time and number of iterations in each process

	Proc.A[s]	Proc.B[s]	Total[s]	Iteration
GA	746	1296	2105	5
BFA	1251	372	1727	9
MSA	16	300	475	8

Proc.A: Calculation of  $\chi$

Proc.B: Calculation for equilibrium of microscopic model

新を毎 iteration 行なえば均質化接線剛性は正確な値と一致する。

4.2 心臓-心筋細胞解析への適用 図 7,8 に示すような単純化された左心室・心筋細胞モデルに対して

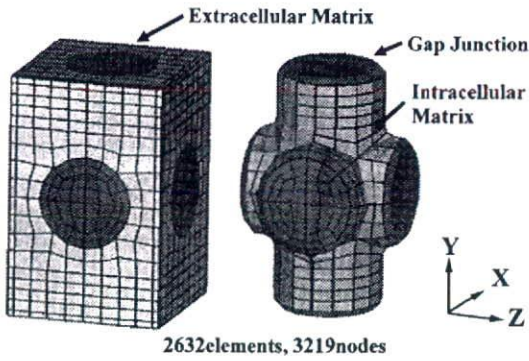


Fig. 7 FE meshes of microscopic model

Table 4 Material constants of the cell model

	$E$ [kPa]	$\nu$
Gap Junction	10.0	0.3
Intracellular Matrix	5.0	0.3
Extracellular Matrix	0.1	0.3

MSA を適用した。微視構造の自由度は 9657 であり、構成式は St Venant 超弾性体とし、表 4 の物性値を用いる。左心室モデルは、MR 画像を基に作成し、線維方向は 3 層で内層から水平軸に対して  $-60^\circ, 0^\circ, 60^\circ$  に設定した。図 8 の細胞モデルでは線維方向は  $y$  軸方向となる。心尖部・心基部は、通常の St Venant 体でモデル化し、中心部付近の 792 要素分に均質化法を適用した。各要素には 8 個の積分点が存在する事から細胞モデルの総数は、6336 に及ぶ。解析は、Pentium4 3.2GHz, 99 台を Myrinet 接続した PC クラスタを用いて行なった。問題の大きさを考慮して微視・巨視共に残差の 2 乗和が初期の  $1 \times 10^{-5}$  倍まで減少した段階で収束と判定した。

この際、線維方向は巨視・微視間のテンソルの交換の際に回転テンソルをかける事より表す事ができる。また、収縮力は、細胞内組織の内力が細胞興奮度を表すパラメータの関数とし、そのパラメータを時間刻み毎に変化させる事により表した。拡張期の心室と微視構造の変形図を図 9 に示す。計算時間は 114[s/iteration], 456[s/step], 反復数は全てのステップにおいて 4 回程度であった。アルゴリズムの改良により取り扱える計算規模を大きく向上させる事ができた。この解析では、左心室の内圧による拡張と興奮収縮変形は 6336 個が及ぶ細胞モデルの異なる挙動の結果として引き起こされた事になる。

## 5. 結 言

非線形均質化法の計算負荷を低減するための下記の 2 種類のアプローチを提案した。

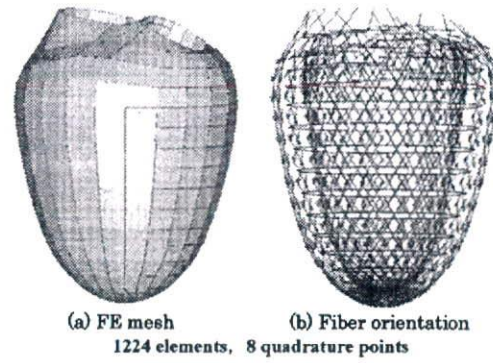


Fig. 8 FE meshes of macroscopic model

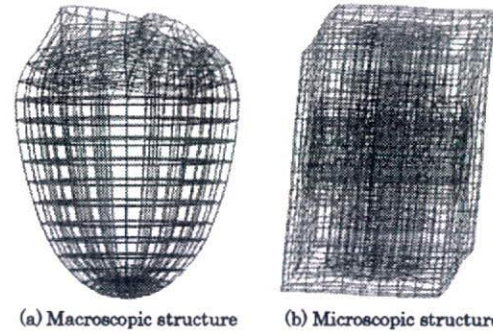


Fig. 9 Deformations in diastole

(1) Block LU 分解を利用して微視と巨視を整合的に取り扱うことにより、各スケールの残差を同時に減衰させるアルゴリズム。

(2) シュアコンプリメント (均質化接線剛性) の更新を省くため、モード重ね合わせ法を利用して均質化接線剛性を近似するアルゴリズム。

St Venant 超弾性体を用いて検証を行なった結果、Block LU 分解を利用したアルゴリズム・モード重ね合わせ法を利用したアルゴリズム共に、従来法に比べて大幅に計算負荷を削減できた。最後にモード重ね合わせ法を利用したアルゴリズムを並列化し、心臓左心室を対象とした大規模計算の例を示した。

## 謝 辞

本研究は、(独) 科学技術振興機構戦略的創造研究推進事業の一環として行なわれたものである。

## 文 献

- (1) K. Terada, N. Kikuchi. A class of general algorithms for multi-scale analyses of heterogeneous media, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol.190, Issues 40-41(2001), pp. 5427-5464.
- (2) K. Matsui, K. Terada, K. Yuge. Two-scale finite element analysis of heterogeneous solids with periodic

- microstructures *Computers & Structures* 82 (2004) p.593-606.
- (3) N Takano, Y Ohnishi, M Zako and K Nishiyabu. Microstructure-based Deep-drawing Simulation of Knitted Fabric Reinforced Thermoplastics by Homogenization Theory, *International Journal of Solids and Structures*, Vol.38(2001), p.6333-6356.
  - (4) E Rohan. Sensitivity strategies in modelling heterogeneous media undergoing finite deformation. *Mathematics and Computers in Simulation* Vol.61 (2003) p. 261-270
  - (5) H Moulinec, P Suquet. A numerical method for computing the overall response of nonlinear composites with complex microstructure, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol.157(1998), p. 69-94.
  - (6) M Yamamoto, T Hisada, H Noguchi. Homogenization Method for Large Deformation Problem by Using Characteristic Deformation Mode Superposition(in Japanese), *Trans. Jpn. Soc. Mech. Eng.*, Vol.67(2001), p.1877-1884.
  - (7) J Okada, T Hisada. Homogenization Method for Mixed Finite Element Analysis of Incompressible Hyper-Elastic Materials(in Japanese), *Proceedings of the Conference on Computational Engineering and Science* Vol.11 (2006) p.79-82
  - (8) J Okada, T Hisada. Homogenization Method for Mixed Finite Element Analysis of Incompressible Viscoelastic Material(in Japanese), *The 19th Computational Mechanics Conference* No.06-9 (2006) p.45-46
  - (9) C.Miehe, J.Schroder, and J.Schotte. Computational Homogenization Analysis in Finite Plasticity. Simulation of Texture Development in Polycrystalline Materials, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol.171(1999), pp. 387-418.
  - (10) K.Terada, N.Kikuchi. Introduction to the method of homogenization(in Japanese),(2003), Maruzen
  - (11) K.Terada, I.Saiki, K.Matsui, and Y.Yamakawa. Two-scale kinematics and linearization for simultaneous two-scale analysis of periodic heterogeneous solids at finite strain, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 192(2003) p.3531-3563.
  - (12) T.Yamada, K.Matsui, Numerical Procedure for Nonlinear Multiscale Problems Based on Block Newton Method(in Japanese) *Proceedings of the Conference on Computational Engineering and Science* Vol.12(2007) p.309-312.
-

## 脳波・筋電図の臨床

多変数制御装置としての循環中枢  
—心拍数調節と血管抵抗調節の役割分担—*Division of roles between heart rate manipulation and vascular resistance manipulation played in circulatory control*吉澤 誠\*<sup>1</sup> 杉田 典大\*<sup>2</sup> 阿部 誠\*<sup>2</sup>

YOSHIZAWA Makoto SUGITA Norihito ABE Makoto

田中 明\*<sup>3</sup> 山家 智之\*<sup>4</sup> 仁田 新一\*<sup>4</sup>

TANAKA Akira YAMBE Tomoyuki NITTA Shin-ichi

Mayer 波帯域における血圧-心拍数間の線形相関性が、安静時に強く環境の過渡的变化時には弱くなるという現象は、安静時に主として心拍数調節が行われ、環境変化時には心拍数調節ばかりでなく血管抵抗調節も行われるという、両者の役割分担の変化で説明できるという仮説を提案した。実験の結果、姿勢変化時の過渡状態には安静時とは異なる制御モードが出現した。これは、姿勢変化直後において血圧変動を予測した心拍数調節動作に関係するものである。

## KEY WORDS

循環制御, 線形相関性, 心拍数調節, 血管抵抗調節

## はじめに

生命維持に直結する心臓血管系の調節機構は、脳神経学的に見ると非常に複雑であることはいうまでもない。しかし、制御工学的に見るとごく簡単なモデルが提案されている。たとえば、血圧を制御量とし心拍数を操作量とする1入力-1出力モデル<sup>1)2)</sup>や、これに呼吸に関する変数を操作量として付加するモデル<sup>3)</sup>が知られている。

一方、実際の循環系においては、血圧制御を行う目的のために、心拍数による調節ばかりでなく血管抵抗による調節が行われている<sup>4)</sup>。すなわち、一回拍出量が変わらなると仮定できる場合、血圧を上昇(下降)させるには、心拍数上昇(下降)

か血管抵抗上昇(下降)のどちらか、あるいは両方を行っている。ただし、血行動態を適正に保つためには、血圧の制御ばかりでなく心拍出量の制御も必要である。血圧と心拍出量の両方を互いに独立に所望の目標値に近づけるためには、操作量が少なくとも2つ必要であり、心拍数と血管抵抗を同時に調整することになる。このことは、循環系が本質的に多変数制御系(2入力-2出力の制御系)であることを意味する。

著者ら<sup>5)-7)</sup>は先に、安静時において、0.1Hz付近のMayer波に対応する周波数領域における血圧-心拍数間の線形相関性が強いのに対し、情動反応が生じたり環境の過渡的变化の際には、この線形相関性が弱くなることを見出している。この現象は、安静時には主として心拍数調節が行わ

\*<sup>1</sup> 東北大学サイバーサイエンスセンター先端情報技術研究部 教授 \*<sup>2</sup> 東北大学大学院工学研究科 \*<sup>3</sup> 福島大学共生システム理工学類 \*<sup>4</sup> 東北大学加齢医学研究所

Address/YOSHIZAWA M: Research Division on Advanced Information Technology, Cyberscience Center, Tohoku University, MIYAGI 980-8578

れ、環境変化時には心拍数調節ばかりでなく血管抵抗調節が行われるという、両者の役割分担の変化で説明できる可能性がある。すなわち、安静時は1入力-1出力系で十分であるが、環境変化時には2入力-2出力系とみなすべきであるということである。

本論文では、このような仮説を検証するための予備的実験について報告する。

### 循環制御系に関する従来の簡単なモデル

生体循環制御系の最も簡単なモデルは、図1のような血圧を制御量として心拍数を操作量とするモデルである。

砂川ら<sup>8)</sup>のグループでは、動物実験において、このモデルにおける圧反射系と心臓血管系のそれぞれのシステム同定を行い、これらのシステムが約1 Hz以下の範囲でかなり線形な周波数伝達関数で表されることを明らかにしている。ただし、この場合は、操作量として心拍数ではなく交感神経活動を仮定している。

動物実験では、観血的にしかもフィードバックループを切った開ループ状態を作れるので、精度の高いシステム同定が可能である。一方、人間において閉ループ状態のままシステム同定をすることは容易ではない。これに対してBaselliら<sup>1)</sup>やPortaら<sup>2)</sup>は2変数ARXモデルなどを使うことにより、閉ループ下でのシステム同定を試みている。

### 循環制御系の線形定常性と $\rho_{\max}$

#### 1. 循環制御系の線形相関性の変化

前記のモデルは線形かつ定常なモデルであり、麻酔下や安静状態では有効であると思われる。しかし、外部環境がある程度変化する場合には、システムの線形相関性や定常性が低下するため、同定精度が低下する可能性がある。

実際、著者ら<sup>5)-7)</sup>は、安静状態のときにシステムの線形相関性が高く、刺激を受けた状態のときに線形相関性が低下するという循環制御系の性質を利用して、人間が受けた情動反応や映像酔いを定量化する試みを行ってきた。これは、0.1Hz付近のいわゆるMayer波帯域の心拍数変動と血圧変動の間の相互相関係数の最大値  $\rho_{\max}$  を経時的に追跡する方法である。 $\rho_{\max}$  は心拍数変動と血圧変動の間の0.1Hz付近におけるコヒーレンス関数に対応する。

この方法では、線形相関性の強さを表す  $\rho_{\max}$  の低下が、心拍数変動に混入する血圧由来でない雑音成分  $n_{HR}$ 、または血圧変動に混入する心拍数由来でない雑音成分  $n_{BP}$  の増加によって生じると仮定している。特に、恐怖心などによって心拍数が変動するような情動反応が生じた場合には、心拍数変動に含まれる  $n_{HR}$  の成分が増加することが推測される。一方、温冷刺激や姿勢の変化などでは、血管抵抗の変化による血圧の過渡的变化が、血圧変動に含まれる  $n_{BP}$  の成分を増加させると推測さ

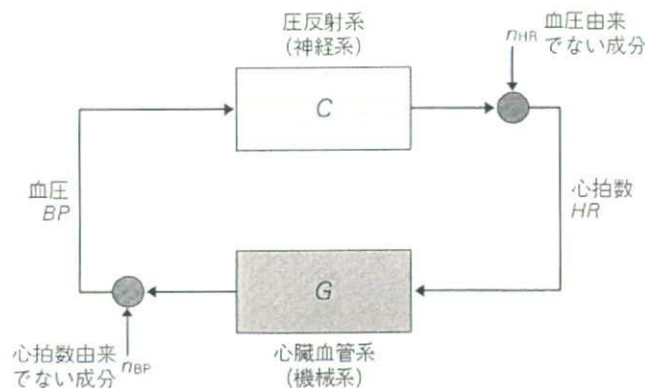


図1 循環制御系の最も簡単なモデル

れる。

## 2. 心拍数調節と血管抵抗調節の役割分担の変化に関する仮説

そこで、次のような仮説が考えられる。すなわち、「Mayer波帯域における血圧-心拍数間の線形相関性が、安静時に強く環境の過渡的变化時には弱くなるという現象は、安静時に主として心拍数調節が行われ、環境変化時には心拍数調節ばかりでなく血管抵抗調節も行われるという、両者の役割分担の変化で説明できる」というものである。

この仮説を検証するための予備的実験を以下のように行った。

### 実験および解析方法

#### 1. 実験方法

被験者として健常男性1名(52歳)に対し、仰臥位と立位の間での姿勢変化を行わせた。プロトコルは次のとおりである。

a) 仰臥位(5分) → b) 立位(2分) → c) 仰臥位(3分) → d) 立位(2分) → e) 仰臥位(3分)

このとき、容積補償型連続血圧計(Finapres社 Portapres)によって左手中指の血圧を、透過型光電脈波計(Envitec社 Nellcor)によって人差し指の光電脈波を、心電計(Biopack社)によって心電図を計測し、1kHzでA/D変換してパソコンに記録した。このとき、姿勢変化があっても左手は心臓の位置に保った。

#### 2. 解析方法

心電図信号からRR間隔を求めこの逆数に60を乗じて心拍数 $HR$  [ $\text{min}^{-1}$ ]を求める。また、連続血圧からは拍内平均血圧(以下では単に「血圧」と呼ぶ) $BP$  [mmHg]、および、収縮期血圧と拡張期血圧の差である圧較差(脈圧) $\Delta BP$  [mmHg]を計算する。さらに、心電図のR波の時刻から光電脈波信号の立ち上がりの時刻までの時間である脈波伝播時間 $PTT$  [ms]を求める。血管が硬いとき、 $\Delta BP$ は増大し、 $PTT$ は減少す

る可能性がある。

拍ごとに求めた $BP$ と $HR$ に3次のスプライン補間を施してから再サンプリングし、等間隔(469ms)のデータに変換する。次に、 $BP$ と $HR$ のそれぞれに対し、帯域通過デジタルフィルタを通す。通過帯域としては0.08Hzから0.12Hzまでのもの(以下、Mayer波帯域と呼ぶ)か、あるいは、0.02Hzから0.08Hzまでのもの(以下、超低周波帯域と呼ぶ)の2種類を用いる。ある時刻 $t$  [s]においてその前後1分間の合計2分間の $BP$ と $HR$ を切り出し、ハミング窓をかけた後、 $BP$ と $-HR$ の間の相互相関係数

$$\rho(\tau) = \frac{\phi_{BP, -HR}(\tau)}{\sqrt{\phi_{BP, BP}(0) \cdot \phi_{HR, HR}(0)}} \quad (1)$$

を求める。ここで、 $\phi_{BP, -HR}(\tau)$ は $BP$ と $-HR$ への相互相関関数であり、 $\phi_{BP, BP}(\tau)$ および $\phi_{HR, HR}(\tau)$ はそれぞれ $BP$ と $HR$ の自己相関関数である。 $HR$ に負号を付けた理由は、 $HR$ を表示する際、見かけ上 $BP$ とできるだけ同相になるようにするためである。 $BP$ と $-HR$ の両方が狭帯域信号であるとき、 $\rho(\tau)$ は正弦波状になる。 $0[s] \leq \tau \leq 10[s]$ に対する $\rho(\tau)$ の最大値を

$$\rho_{\max} = \max_{0 \leq \tau \leq 10} \rho(\tau) \quad (2)$$

のように求める。 $t$ を1秒ずつずらしていくことにより、 $\rho_{\max}$ の時系列を得る。

### 結 果

実験全体(0分から15分まで)の血圧 $BP$ 、心拍数 $HR$ 、圧較差 $\Delta BP$ 、脈波伝播時間 $PTT$ の時系列を図2A)に示し、その4分から9分までを拡大したものを図2b)に示す。

図3A), B)は、それぞれ異なる通過帯域幅を持つ帯域通過フィルタを施した後の $BP$ と $-HR$ の波形(2分から9分まで)である。図3A)の通過域はMayer波帯域のものであり、図3B)の通過域は超低周波帯域のものである。ただし、



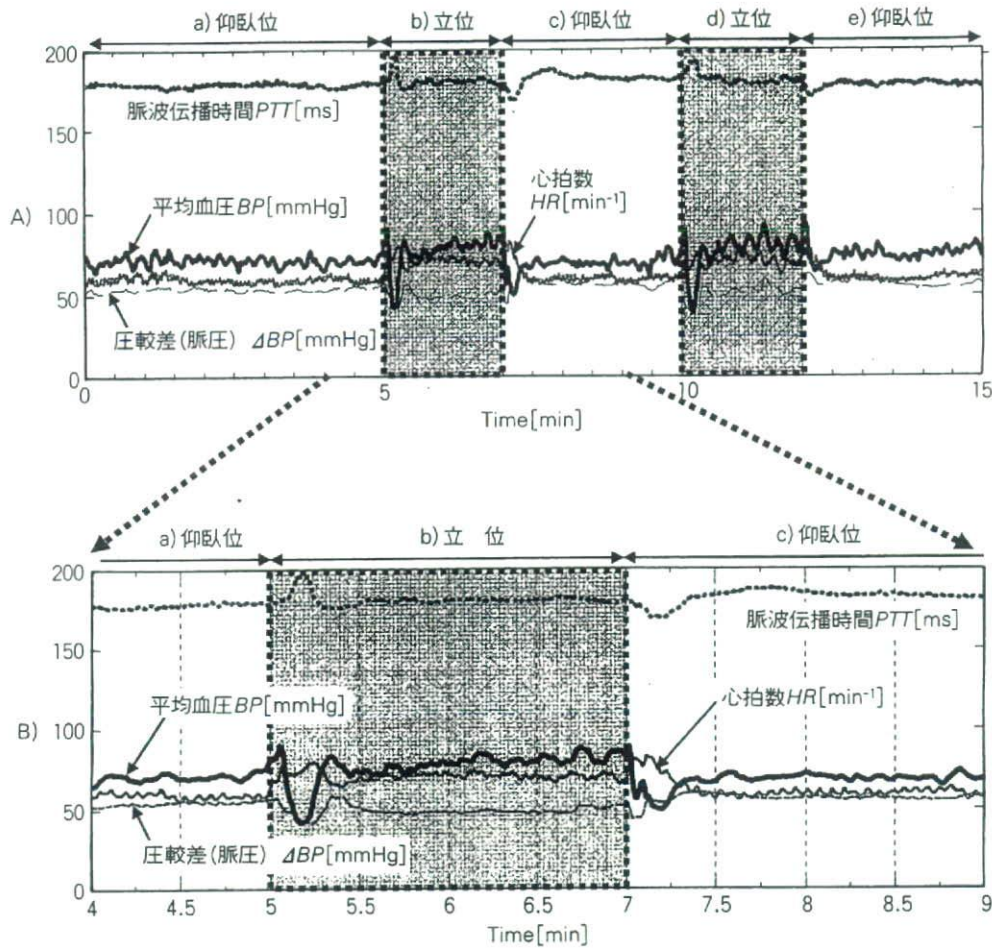


図2 血圧、心拍数、圧較差、脈波伝播時間の時系列

BP と  $HR$  は、0分から15分までの平均値が0.1分散が1になるように規格化して表示している。

図4A), B) は、血圧BPと心拍数 $HR$ の間の最大相互相関係数 $\rho_{max}$ とラグ $\tau$ [s]の経時的変化を示したものである。図4A)はMayer波帯域のものであり、図4B)は超低周波帯域のものである。

## 考 察

### 1. 時間波形

図2A) a)の仰臥位における血圧BP、心拍数HR、圧較差 $\Delta BP$ 、脈波伝播時間PTTは、それらに含まれるMayer波(約10秒周期の揺らぎ)と呼吸性変動成分(約3秒周期の揺らぎ)が定期的に見られる。図2B) b)の立位直後ではBPが

いったん下降してから上昇し、オーバーシュートを経て漸増した。 $HR$ は立位直後から上昇し、BPの上昇とともに下降し、その後、a)の仰臥位の時よりも高い値でほぼ一定となった。

仰臥位から立位へ姿勢が変化すると、重力の作用により血液の主たる分布が上半身から下半身へ移動する。このため、心臓の位置にある手の指先で計測した血圧は立位直後に下降し、このとき、起立性反射が起こり $HR$ が上昇したと思われる。ただし、図をよく見ると、 $HR$ の上昇は血圧が下降する前から生じている。これは、今回の実験の立位動作が随意的・能動的運動によるものであり、一般に行われるチルト試験のように受動的なものではないところから来ていると思われる。

一方、起立性反射は血圧を保つように血管の収縮ももたらすと思われる。しかし、脈波伝播時間

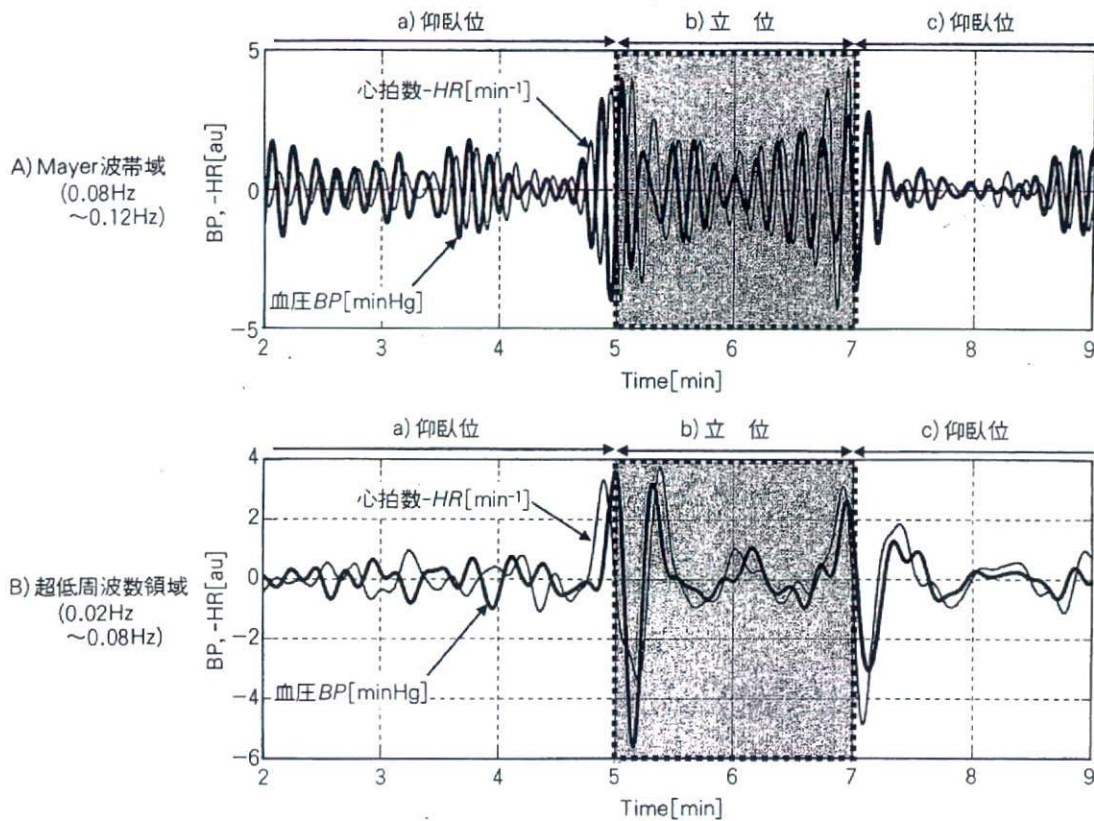


図3 帯域通過フィルタ後の血圧変動と心拍数変動

*PTT* は立位直後の血圧下降に伴って一過性に伸展した。これは血圧低下により上半身の血管が一時的に柔らかくなったためであると考えられる。もし下半身で *PTT* を計測していれば、血圧低下時に短縮した可能性がある。その後、指先で計測した *PTT* は a) の仰臥位の安静のレベルまで戻ってほぼ一定となった。 *PTT* が安静のレベルまで戻った理由は、直立姿勢を維持するため筋肉運動が仰臥位より増える立位では、血流が増加したために血管が拡張し、この血管の拡張と血圧の上昇とがバランスしたためであると考えられる。

図 2 B) b) の立位から c) の仰臥位への姿勢変化では、 *BP*、  $\Delta BP$ 、 および *PTT* が低下し、 *HR* が上昇している。 *BP* が低下した理由は、それまで収縮していた下半身の血管が仰臥位により弛緩して、上半身の血液が下半身に移動したからである可能性がある。また、 *HR* の上昇は *BP* の低下を食い止めるためであると推測される。

一方、 *PTT* の下降は *BP* の下降より数秒遅れ

ているので、これは上半身の血管を収縮させることによって *BP* の低下を抑制するために生じたものと推測できる。さらに、7分30秒以降、 *PTT* が a) の仰臥位のレベルより若干伸展した後、元に戻っている。このとき、 *HR* はほぼ一定なので、上半身の血管のゆっくりとした拡張と収縮によって *BP* の調整が行われている可能性がある。

## 2. 帯域通過フィルタを施したときの時間波形

図 3 A) の Mayer 波帯域の帯域通過フィルタを通過させた後の *BP* と *HR* では、 a) の仰臥位において両者間の位相差が一定であるのに対し、 b) の立位では位相が乱れている。一方、図 3 B) の超低周波帯域の帯域通過フィルタを通過させた後の *BP* と *HR* は、 a) の仰臥位において振幅と位相が乱れているのに対し、 b) の立位において両者の振幅がよく似ており、位相差が小さい。この理由は、 b) の立位において血圧の低下が始まる前に心拍数の上昇が始まったことによるものと思わ

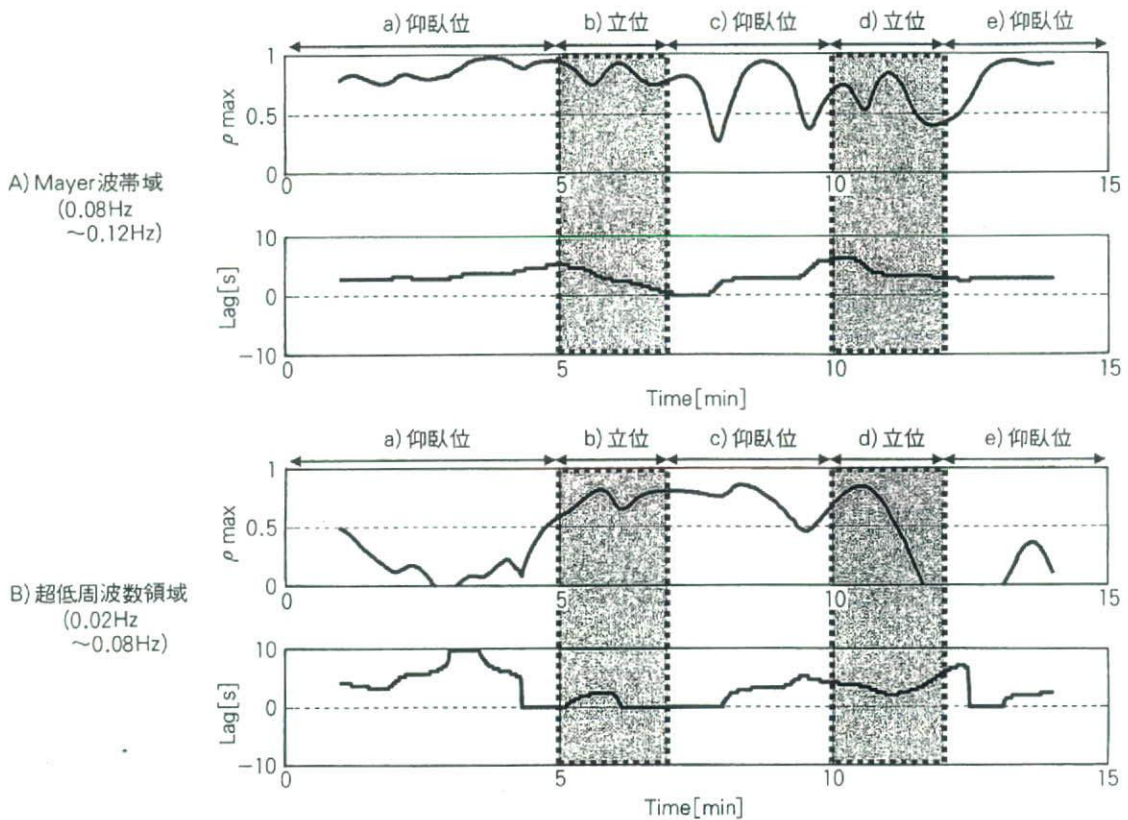


図4 帯域通過フィルタ後の最大相互相関係数  $\rho_{\max}$  とラグ  $\tau$  [s] の変化

れる。すなわち、過渡状態において心拍数による予測制御が行われた結果であると推測される。

### 3. 線形相関性の推移

図4A)のMayer波帯域の $\rho_{\max}$ は、a)の仰臥位において高い値を示すが、b)の立位以降低下した。ラグはa)の仰臥位において3秒前後で一定していたが、b)の立位以降小さくなった。これに対して、図4B)の超低周波帯域の $\rho_{\max}$ は、b)の立位からd)の立位までの間で高いが、a)とe)の仰臥位では低かった。

このことは、安静状態においてはMayer波帯域の制御が行われ、血圧変動に対して一定の位相遅れを持って線形な心拍数による血圧調節が行われているのに対し、仰臥位と立位間の大幅な姿勢変動があった場合、新しい環境に適応し動作点をシフトするための血圧制御が、心拍数中心か、あるいは心拍数と血管抵抗の両方を使って、0.02 Hzから0.08 Hzの超低周波帯域において行われて

いることを意味する。このときのラグ $\tau$ は小さいか負になるので、「2. 帯域通過フィルタを施したときの時間波形」で述べたように、過渡的には予測制御、あるいはフィードフォワード制御に類する動作が行われているものと推測される。

### おわりに

本研究では、「Mayer波帯域における血圧-心拍数間の線形相関性が、安静時に強く環境の過渡的变化時には弱くなるという現象は、安静時に主として心拍数調節が行われ、環境変化時には心拍数調節ばかりでなく血管抵抗調節も行われるという、両者の役割分担の変化で説明できる」という仮説を提案し、これを検証するための予備的実験を行った。

その結果、姿勢変化時の過渡状態には確かに安静時とは異なる制御モードが出現することが確かめられた。これは、姿勢変化直後において血圧変

動を予測した心拍数調節動作に関係するものである。このような現象が生じた原因は、被験者自身が能動的に姿勢変化を行ったところにあると推測

される。今後は、受動的な姿勢変化を与えるチャルト試験のときのデータとの比較が必要であると思われる。

## 文 献

- 1) Baselli G, Porta A, Rimoldi O et al : Spectral decomposition in multichannel recordings based on multivariate parametric identification. *IEEE Trans Biomed Eng* 44 : 1092-1101, 1997.
- 2) Porta A, Furlan R, Rimoldi O et al : Quantifying the strength of the linear causal coupling in closed loop interacting cardiovascular variability signals. *Biological Cybernetics* 86 : 241-251, 2002.
- 3) Mullen TJ, Appel ML, Mukkamala R et al : System identification of closed-loop cardiovascular control : effects of posture and autonomic blockade. *Am J Physiol*, 272 : H448-461, 1997.
- 4) Baselli G, Porta A, Pagani M : Coupling arterial windkessel with peripheral vasomotion : modeling the effects on low-frequency oscillations. *IEEE Trans Biomed Eng* 53 : 53-64, 2006.
- 5) Yoshizawa M, Sugita N, Tanaka A et al : Quantitative and physiological evaluation of three dimensional images. *Proceedings of the 7th International Conference on Virtual Systems and Multimedia* : 864-871, 2001.
- 6) 杉田典大, 吉澤 誠, 田中 明, ほか : 血圧-心拍数間の最大相互相関係数を用いた映像刺激の生体影響評価. *ヒューマンインタフェース学会論文誌* 4 : 227-234, 2002.
- 7) Sugita N, Yoshizawa M, Abe M et al : Evaluation of adaptation to visually induced motion sickness based on the maximum cross-correlation between pulse transmission time and heart rate. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4 : 35, (Online Journal <http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-4-35.pdf>), 2007.
- 8) Sunagawa K, Sato T, Kawada T : Integrative Sympathetic baroreflex regulation of arterial pressure. *Annals New York Academy of Sci* 940 : 314-323, 2001.