

体外循環後の大動脈・橈骨動脈圧較差

—血管モデルの周波数特性による検討—

福山東雄*, 金沢正浩*, 杵淵嘉夫*
三浦正明*, 滝口 守*

要 旨

著者らは、大動脈・橈骨動脈間の血管壁の弾性率は末梢側ほど大きく（硬く）、体外循環（CPB）後に圧較差が生じた場合には逆に末梢側ほど低くなることをすでに明らかにしている。このような弾性率の分布の変化が血管系の周波数特性に与える影響、および圧較差との関係を血管モデルによって検討した。硬度（弾性率）が異なる3種の細管を硬度順に接続して血管モデルを作成し、正弦波状の圧源に接続してその周波数特性を測定した。圧源に対して硬度が“柔”から“硬”の方向に接続した場合（A）と、“硬”から“柔”の方向に接続した場合（B）では異なった周波数特性を示した。特性Aに比べ、特性Bは共振周波数と共振振幅が著しく低下し、血圧波形に対する異なった応答が示唆された。特性AとBをコンピュータ上のシミュレータに組み込み、大動脈圧波形に対する応答を解析した。その結果、シミュレータの出力は特性Aでは振幅が1.2倍に、Bでは0.9倍となり、CPB前の末梢側の血圧が高い状態（ピーキング現象）と、CPB後の圧較差の状態が得られた。弾性率の変化が血管系の周波数特性を変化させ、ピーキング現象から圧較差現象への変化が現れたことを意味する。これらの結果は弾性率の分布と血圧の分布との関係を直接証明するわけではないが、弾性率の変化が圧較差を生じさせる原因であることを示唆している。

はじめに

人工心肺（以下CPB）後に大動脈圧より橈骨動脈圧の方が低くなる、圧較差が生ずることがある。この現象については多くの報告がある¹⁻⁴⁾。著者らは大動脈から橈骨動脈まで脈波伝搬速度の変化を実測し、CPB前では脈波伝搬速度が末梢ほど速くなるが、CPB後に圧較差が生じた場合には逆に遅くなることを報告した⁵⁾。これはCPB前では大動脈から橈骨動脈に向かって血管壁の弾性率は次第に大きくなるが（硬くなる）、CPB後に圧較差が生じた場合には弾性率が次第に低下すること（柔らかくなる）を示している。弾性率の漸減そのものが圧較差を生じさせる原因となり得るかは圧力波形の伝搬に伴う流体力学上の検討を必要とするであろうが、弾性率の変化が血管系の周波数特性を変化させることは確実である。圧較差の成因が血管系の共振状態の変化、すなわち、周波数特性の変化にあるとする報告も見受けられる^{6,7)}。しかし血管系の周波数特性を測定することはin vivoでも、in vitroな系でも非常に難しい。そこで、今回の研究では、硬度（弾性率）の異なる3種類のチューブを組み合わせた血管モデルを作成し、弾性率の変化がモデルの周波数特性に与える影響を実験的に測定し、圧較差との関連を検討した。また、得られた周波数特性からモデルの伝達関数を求め、シミュレーションによって弾性率の変化が圧較差に与える影響を検討した。

血管モデルの作成

硬さの異なる3種の細管を繋ぎ合わせて血管モデルを作成した。血管壁の弾性率は約 $1 \sim 3 \times 10^5$

*東海大学医学部麻酔科学教室

dyn/cm²程度とされ⁶⁾, 極めて柔らかく, かつ, 組織によって拘束された状態にある. 柔らかい材料として製作が容易なポリウレタンやシリコンの薄肉細管の弾性率は35シヨア程度が限界とされ, 血管壁の数倍以上硬い. それゆえ, 最も柔らかい部分にはゴム系の材料を用いた. EVR (Ethylene Vinyl Rubber, Cell Chemical, USA) を沸点の異なる複数の溶媒に溶かした後, 長さ15 cm, 2 mmΦのステンレス芯を用いてデッピングと風乾を数回繰り返した. これを中性洗剤液に浸してEVR層(チューブ)とステンレス芯を剥離した. 作成したEVRチューブは有効長10 cm, 肉厚0.2 mmで, 硬さは10シヨア以下と推定され, 概ね血管の弾性率に匹敵する. 次に, 同様なデッピング法によって硬さ35シヨアと50シヨアのそれぞれ有効長10 cm, 内径2 mm, 肉厚0.2 mmのシリコンチューブを作成した. こうして作成した3種の細管の断端部をプライマー処理後, 接着剤 (Loctite 411, USA) を用いて硬度順に繋ぎ合わせた. 硬度 (弾性率) は JIS K 7215 (ASTM D2240) に基づいて実測した^{注1)}. 図1が全長30 cm, 内径2 mmΦ, 硬度が10シヨア以下, 35シヨア, 50シヨアの分布を持つ血管モデルである. 実際の血管が組織によって拘束されている状態を模擬するためこのモデルを水槽に入れ3~5 cmH₂Oの水圧を負荷した.

注1) 厚さ3 mmの試料に1 mm²のプローブを押しつけて反発力を測定する. 通常のプラスチックでは30~85である.

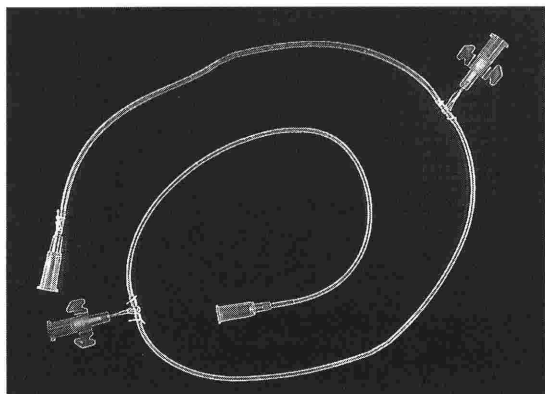


図1 血管モデル

全長30 cm, 内径2 mm, 硬度が10シヨア以下, 35シヨア, 50シヨアの分布を持つ血管モデル. 各チューブの接続部に内圧測定用のポートを付けてある.

方 法

(1) 血管モデルの周波数特性

図2に測定系を示す. 血圧キャリブレータ (Model 601A, BIO-TEK) を圧源とし, 0.3~10 Hzの正弦波様圧振動を血管モデルに加えた. 血管モデルの入力部と出力部の圧波形を2つの圧力トランスデューサ (Model TNFR, Ohmeda) で観測し, 入出力の比 (A/A_0) を周波数順に配列して周波数特性を作成した. この測定系には脱気した乳酸リンゲル液を充填し, 気泡の影響を排除した. 測定した周波数特性上の共振周波数を f_p , 共振周波数における振幅の大きさを A_p とする.

ある系の圧伝搬特性が2次系であることを示す周波数特性上の特徴は, 振幅の減衰勾配が共振周波数を超える高周波側で-12 dB/oct (周波数が2倍毎に振幅が1/2に減衰する) であること, 位相遅れが共振周波数の近傍で-90度, 高周波側で-180度に漸近すること等である. 作成した血管モデルは管壁の弾性率が一様ではないので, 2次系として扱うことは危険であるが, 測定した周波数特性が概ね上記の特徴を満たすならば近似的に2次系として扱うことができる. この場合, 前項で得た f_p と A_p を用いて, 固有周波数 f_n と制動係数 ζ を次式で計算する⁸⁾.

$$\zeta^2 = \{1 \pm (1 - 1/A_p^2)^{1/2}\} / 2$$

$$f_n = f_p / (1 - 2\zeta^2)^{1/2}$$

前項で述べたように, 血管モデルの弾性率の分布は方向性を有している. 圧源に対して血管モデルを“柔”から“硬”の方向に接続した場合 (A) と“硬”から“柔”の方向に接続した場合 (B) では異なった周波数特性を呈すると考えられるので特性 A, B について f_p , A_p , f_n , ζ を計算する.

(2) シミュレーション

血管モデルを2次系とみなせば, その伝達関数 G は,

$$G = 1 / \{(1/\omega n^2) \cdot S^2 + (2\zeta/\omega n) \cdot S + 1\}$$

$$\omega n = 2\pi \cdot f_n$$

で表すことができる. この式に前項で求めた f_n と ζ を代入すると, 伝達関数 G は血管モデルの圧伝搬特性を表すことになる. 血管モデルの方向性に対応した2つの伝達関数 $G(A)$ と $G(B)$ を求めた後, ガイドワイヤ先端圧力トランスデューサ (Pressure GuideTM; RADI Medical Systems, Sweden)

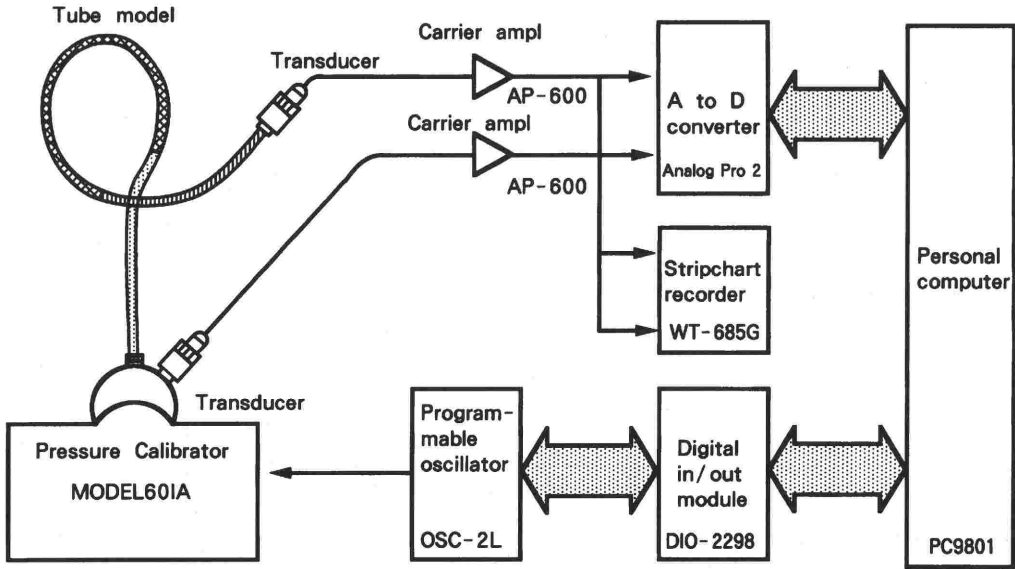


図2 血管モデルの周波数特性の測定系

血圧キャリブレータ (Model 601A, BIOTEK) を圧源とし、0.3~10 Hz の正弦波様圧振動を血管モデルに加える。血管モデルの入力部と出力部の圧波形を2つの圧力トランスデュサ (Model TNF-R, Ohmeda) で観測する。

を大動脈に挿入して導出した大動脈圧波形をこれらの伝達関数に入力し、波形の変化と圧較差との関係を検討した。なお、G(A) はCPB 前の状態、G(B) はCPB の圧較差が生じた状態に対応する。解析には回路シミュレータ (P Spice, MicroSim, USA) を用いた。

結 果

(1) 血管モデルの周波数特性

血管モデルを“柔”から“硬”の方向に接続した場合(A)と“硬”から“柔”の方向に接続した場合(B)の周波数特性を図3に示す。共振振幅(Ap)と共振周波数(fp)は、特性Aではそれぞれ3.2, 5.2 Hz, Bではそれぞれ2.4, 2.3 Hzである。すなわち、Aの周波数特性に対してBの周波数特性は共振振幅、共振周波数ともに低下し、周波数特性が劣化したことを示している。それぞれのApとfpから固有周波数(fn)と制動係数(ζ)を計算すると、Aではそれぞれ5.3 Hz, 0.16, Bではそれぞれ2.5 Hz, 0.21となる。

(2) シミュレーション

前項のfnとζを伝達関数Gに代入すると、A

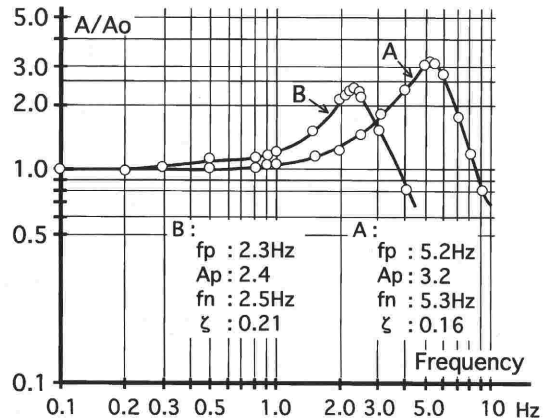


図3 血管モデルの周波数特性

血管モデルを“柔”から“硬”の方向に接続した場合(A)と“硬”から“柔”の方向に接続した場合(B)の周波数特性。共振振幅(Ap)と共振周波数(fp)は、特性Aではそれぞれ3.2, 5.2 Hz, Bではそれぞれ2.4, 2.3 Hzである。

とBについてそれぞれ、

$$G(A) = 1000 / (4.06 \cdot S^2 + 26.75 \cdot S + 1000)$$

$$G(B) = 1000 / (0.903 \cdot S^2 + 9.61 \cdot S + 1000)$$

となり、これらを回路シミュレーションに組み込

んだ。図4は2つの伝達関数の振幅と位相の周波数特性である。もちろん、図の共振周波数は前項で示した血管モデルの共振周波数と一致している。位相特性は共振周波数よりやや低周波側から曲線的に急激に負の方向に増加し、共振周波数点より低い周波数成分から伝搬の時間遅れが顕著になることを示しており、血压波形の高調波成分への影響が示唆される。次に、圧力トランスデューサを挿入して導出したいくつかの大動脈圧波形⁵⁾を上記の伝達関数に入力した。図5a, bは圧波形の心拍数が80 bpmの時の出力波形である。入力波形に対して出力は特性Aでは振幅が約1.2倍に増大し、特性Bでは0.9倍程度に減少している。

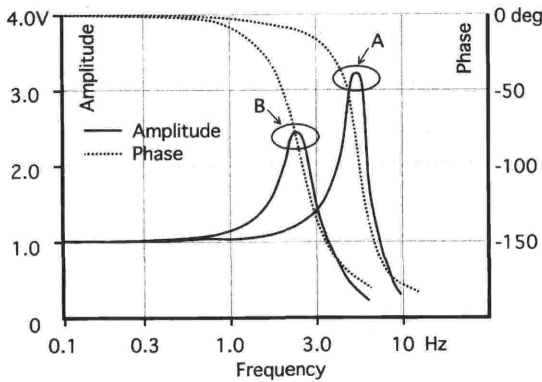


図4 伝達関数の振幅と位相の周波数特性
共振周波数は図3で示した血管モデルの共振周波数と一致している。位相特性は共振周波数点より低周波側から曲線的に急激に変化している。

考 察

血管モデルを作成する場合、モデルの管壁の硬度が血管のそれと同一であることが必要であるとは思わないが、取り扱う管内圧や脈波伝搬速度のレンジが血管系と著しく異なるとモデルの意義が失われてしまう。そのため、モデルの最も柔らかい部分には硬度が推定10シヨア以下のゴム材であって表面硬度も柔らかく、水に対して安定なEVRを用いることとし、デッピング法によって薄肉の細管を作成した。この細管の脈波伝搬速度を測定すると10m/sec程度となり、血管系の伝搬速度^{5,9)}と同等、したがって血管系の硬度と同等であることを確認した。血管モデルを“柔”から“硬”の方向に接続した場合(A)と“硬”から“柔”の方向に接続した場合(B)の周波数特性の変化はCPB前後の血管系の周波数特性の変化を表していると考えてよい。

図3から明らかなようにCPB後に相当する特性Bでは共振周波数、共振振幅ともに低下している。この周波数特性の劣化とCPB後の圧較差の発現とを直接関連づけることは困難である。特性AとBの共振周波数が血压波形の周波数成分の分布^{1,2,10)}と概ね重なるので、圧較差は単純に共振周波数の低下によって基本波成分と高調波成分の振幅が変動した結果によってもよい場合もありうる。図4では、特性Aに比べてBの位相特性の急激な変化は血压波形の基本

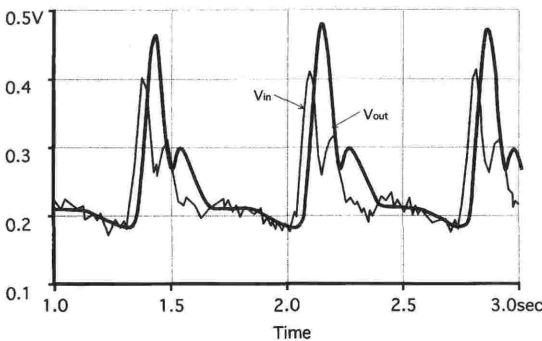


図5a 特性Aの入出力波形
回路シミュレータに、心拍数が80 bpmの時の大動脈圧波形を入力した時の、特性Aの出力波形。入力波形(V_{in})に対して出力波形(V_{out})では振幅が約1.2倍に増大している。

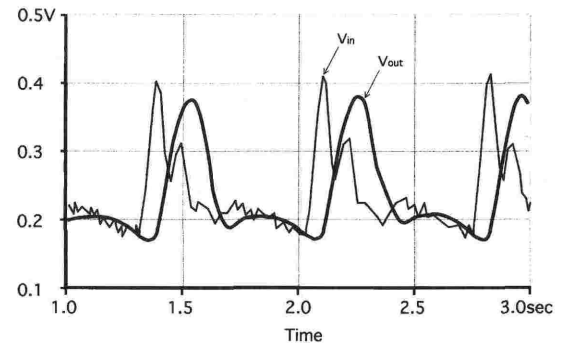


図5b 特性Bの入出力波形
回路シミュレータに、心拍数が80 bpmの時の大動脈圧波形を入力した時の、特性Bの出力波形。入力波形(V_{in})に対して出力波形(V_{out})では振幅が約0.9倍に増大している。

波の周波数帯で起こっている。これは基本波成分と第2, 第3高調波成分との時間的な解離が起きていることを示し, 結果として血压値を低下させ, 圧較差を生じさせたと考えることができる。

大動脈圧波形を圧源として直接血管モデルに入力して確認することができないので, 血管モデルを2次系とみなし, その特性をシミュレータ上に再現した後, 圧波形を入力した。図5に示したように, 80 bpmの大動脈圧波形を入力したとき, 特性Aでは圧の上昇, 特性Bでは圧の低下が認められた。このとき入力した大動脈圧波形の周波数成分は図6に示すように基本波(1.3 Hz, 80 bpmに相当)と第2高調波に優勢な成分がある。しかし, 特性Bでは前述のように位相特性の急激な増加が基本波の周波数帯で起こり, 基本波と高調波成分の伝搬時間(モデルの入出力間の時間遅れ)の差は60~220 msecとなり, 1つのピークを形成することはできない。結果として血压値が低下するのである。しかるに, 特性Aではこの周波数

帯の位相特性は直線的で, 基本波と第2高調波との間に時間遅れは生じにくい。いうまでもなく, 血压波形の周波数成分は心拍数に依存する。通常, CPB後の心拍数はCPB前に比べて増加する^{3,5,11)}。したがって, CPB後に血管系の共振周波数と共振振幅が低下し, 心拍数が増加, すなわち, 基本波と高調波成分の周波数が増加し, 位相特性上では時間遅れが増加する方向に移動し, 圧較差がより起こりやすくなると推定される。

これらの考察は圧較差の原因がCPB後の血管の周波数特性の変化, 特に共振周波数の変化にあるとする説を裏付けることになる。しかしながら, 大切なことは血管系のどの要素が変化して周波数特性を変えたかにあり, 周波数特性の変化はその結果として観測される現象である。この意味では周波数特性による結果は必要条件の1つではあっても十分条件とはならないともいえる。本研究は, CPB前後の弾性率の変化が圧較差の原因であることを周波数特性の変化から間接的に示したことに意義があると考えられる。また, 特性Aに示した圧の上昇は末梢ほど弾性率が大きくなる時に生ずることを示しており, 橈骨動脈圧が大動脈圧より高くなるピーキング現象の主要因であることを示唆している。これらの弾性率の変化と圧分布との直接的な関係の証明は圧力波形の伝搬に伴う流体力学上の検討を必要とすることはいうまでもない。

文 献

- 1) Pauca AL, Hudspeth AS, Wallenhaupt SL, et al : Radial artery-to-aorta pressure difference after discontinuation of cardiopulmonary bypass. *Anesthesiology* 70 : 935-941, 1989
- 2) Pauca AL, Wallenhaupt SL, Kon ND, et al : Reliability of the radial artery pressure during anesthesia. Is wrist compression a possible diagnostic test? *Chest* 105 : 69-75, 1994
- 3) Baba T, Goto T, Yoshitake A, et al : Radial Artery Diameter Decreases with Increased Femoral Artery Pressure Gradient During Cardiopulmonary Bypass. *Anesth Analg* 85 : 252-258, 1997
- 4) Rich GF, Lubanski RE, McLoughlin TM : Differences between aortic and radial artery pressure associated with cardiopulmonary bypass. *Anesthesiology* 77 : 63-66, 1992
- 5) 金沢正浩, 福山東雄, 杵淵嘉夫ら : 体外循環後の大動脈-橈骨動脈圧較差の検討-脈波伝搬速度と血管弾性率の関係-。 *日本臨床麻酔学会誌* 19 : 552-560,

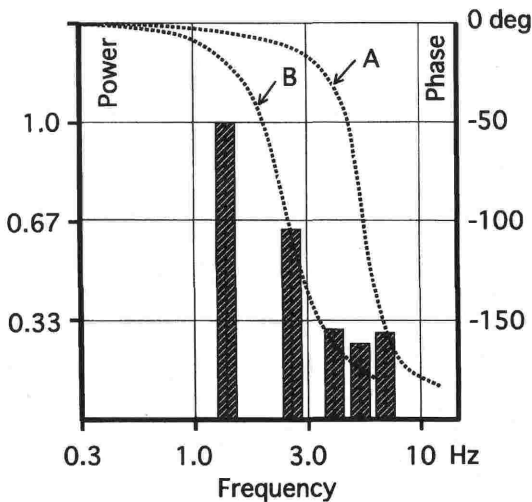


図6 入力した大動脈圧波形の周波数成分と特性A, Bの位相特性

入力した大動脈圧波形は基本波(1.3 Hz, 80 bpmに相当)と第2高調波に優勢な成分がある。特性Bでは位相特性の急激な増加が基本波の周波数帯で起こり, 基本波と高調波成分は1つのピークを形成することができず, 血压値は低下する。特性Aではこの周波数帯の位相特性は直線的で, 基本波と第2高調波との間に時間遅れは生じにくく, 1つのピークを形成することができる。

- 1999
- 6) Milnor WR : Hemodynamics. Williams & Wilkins, London, 1989, pp.58-101
 - 7) Schwid HA, Taylor LA, Smith NT : Computer Model Analysis of The Radial Artery Pressure Waveform. J Clin Monit 3 : 220-228, 1987
 - 8) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al : Evaluation of dynamic response of catheter-manometer systems for pulmonary artery pressure. J Appl Physiol 77 : 2023-2028, 1994
 - 9) Nichols WW, McDonald DA : Wave velocity in the proximal aorta. Med Biol Eng 10 : 327-335, 1972
 - 10) 石山 仁, 天野和彦, 笠原 宏ら : 橈骨動脈圧波形から構築した五要素電気回路モデルによる循環動態の非侵襲的評価法. 信学技報 MBE 97-68 : 71-78, 1997
 - 11) Gravlee GP, Brauer SD, O'Rourke MF, et al : Comparison of brachial, femoral and aortic intra-arterial pressure before and after cardiopulmonary bypass. Anaesth Intens Care 17 : 305-311, 1989

Relationship between Aortic-to-radial Artery Pressure Gradient and Artery Wall Elasticity Gradient

Haruo Fukuyama*, Masahiro Kanazawa*, Yoshio Kinefuchi*
Masaaki Miura*, Mamoru Takiguchi*

*Department of Anesthesiology, Tokai University School of Medicine, Kanagawa, Japan

In a previous study we demonstrated that the arterial wall loses elasticity and becomes stiffer along its course from the aorta down to the radial artery and this, under normal circumstances, is responsible for the gradual increase in the height of the pulse wave. We also provided an explanation of the reversed pressure gradient between the aorta and the radial artery often observed after cardiopulmonary bypass on the basis of profound changes in the distribution of elasticity, now peripheral arteries becoming more distensible. Now we present results of a series of experiments on a vascular model which seem to reinforce this line of reasoning. The model consists of three segments of tubes with elasticity of 10 (soft), 35 (medium) and 50 (stiff) shores respectively, and these were connected in (A) an ascending (from soft to stiff) and (B) a descending (from stiff to soft) orders. Frequency characteristics of the system responding

to inputs from a sinusoidal pressure generator were compared between these two connecting patterns. The characteristics obtained by (A) pattern was found to have a higher resonant frequency and larger resonant magnitude than those by (B). These two frequency characteristics were transplanted on a computer and reproduced using a software simulator. A pressure waveform derived from the aorta was applied to the simulator, resulting in 1.2 times increase of pressure in the case of A, and in 0.9 times decrease of pressure in the case of B. The former corresponds to a peaking phenomenon and the latter a pressure gradient after CPB. These results indicate that changes in the elasticity gradient brought about changes of the frequency characteristics, thereby reversing the pressure distribution. Accordingly, it is possible that the arterial elasticity gradient attributes the aortic-to-radial artery pressure gradient.

Key words : Pressure gradient, Vascular model, Arterial wall elasticity, Frequency characteristics, Computer simulation

(Circ Cont 21 : 175~180, 2000)