

脈波による血管状態の推定法の検討

村原雄二, 酒本勝之*, 金井 寛, 荒井隆行

要 約

血圧波形は心臓から末梢へ向かって伝搬する。波動としての脈波は一様な血管中においては一定の伝搬速度の進行波として伝搬していく。しかし狭窄などにより血管の状態が変化した不整合な部位があると、そこで反射を起こし、進行波と逆の方向に向かう反射波が発生する。この場合進行してきた波動のエネルギーの一部は反射により心臓起始部へ戻され、不整合部位以後の波動のエネルギーは減衰を受ける。従って狭窄などの不整合部位前後の脈波は血管状態の変化の程度を反映した振幅の変化を受ける。この振幅の変化により血管状態を推定することができる。我々は工学的見地から血行力学に基づく血管モデルを用いて循環系を表現し、種々の血管状態を実現して血圧脈波の振幅の変化をシミュレーションにより求め、狭窄に対して脈波振幅の変化が顕著であることを明らかにした。

1. はじめに

血圧波形は心臓から拍出された血液が弾性管としての大動脈血管壁を加圧拡張し、その圧力脈波として形成される¹⁻³⁾。この圧力脈波は体循環器系を經由して末梢血管まで伝搬する。従って循環器系は血液の輸送路の役割を果たすとともに圧力脈波を伝搬している。波動としての脈波は一様な血管中においては一定の伝搬速度の進行波として伝搬していく。しかし狭窄などにより血管の状態が変化した不整合な部位があると、そこで反射を起こし、進行波と逆の方向に向かう反射波が発生する。

この場合進行してきた脈波のエネルギーの一部は反射により心臓起始部へ戻されることになり、不整合部位以後の血管にはエネルギーの減衰した脈波が伝搬する。従って狭窄などの不整合部位の前後における脈波は血管状態の変化の程度を反映した振幅の変化を起こす。この振幅の変化により血管の状態を推定することができる。

血圧脈波形を解析することによって得られた特性量

を定義し、その特性量によって循環系の状態を推定する研究も発表されている^{4,5)}。この場合、得られた特性量と実際の臨床例との統計上の相関に基づいてその有用性を検証したのも多い。

我々は血管の弾性管モデルを用い、血管狭窄にともなう血圧脈波の変化をシミュレーションにより求め、血行力学上の因果関係に基づく血管状態の推定法について検討した。

2. 循環器系のモデル

血液は体循環系を經由して体全体に輸送される。この場合の血行力学上の振舞いは流量、容積、圧力などの重要な物理量によって数学的に記述される。これらの関係を用いて直接循環系全体を記述することは極めて困難である。そこで一様と見なせる長さの血管を一つのセグメントとし、体循環系に対応する各セグメントを直・並列に接続して体循環系に近い特性のモデルを作った。セグメントは線形モデルとして表した。実際の循環器系では非線形の影響は少ないものとされている⁶⁾。モデルにおける血管力学パラメータは電気的等価回路に変換した。このように変換することによって体循環系の複雑な系統を血管セグメントの電気回路の連結あるいは分岐として表現することができ、数学

上智大学理工学部電気電子工学科
*北里大学医療衛生学部臨床工学専攻
(受領：平成13年1月31日)

的な解析も極めて容易となる。体循環系は全体を 128 のセグメントに分割したモデルを用いて検討した⁷⁾。

2.1 血管セグメントのモデル

血管系を十分に小さい線形セグメントモデルに分割し、血流量を電流に、血圧を電圧に対応させると、Fig. 1 に示すように電気回路に等価変換することができる⁸⁾。血行力学のパラメータと電気回路のパラメータの間には次のような関係がある。(単位長あたりの値を示す) 各パラメータの単位として工学上は SI(MKS) 単位系を用いるが、ここでは医療における慣習に従い、圧力は mmHg とし、各単位は CGS 単位系としている。

$$\begin{aligned} \text{血液粘性 } R &= \frac{8\mu}{\pi r^4} \\ \text{血液慣性 } L &= \frac{4\rho}{3\pi r^2} \\ \text{血液コンプライアンス } C &= 2\pi r^3 \frac{1-\sigma^2}{Eh} \end{aligned} \quad (1)$$

電気回路理論によると各セグメントの特性、すなわち各セグメントの入口と出口の血流と血圧の関係は、下

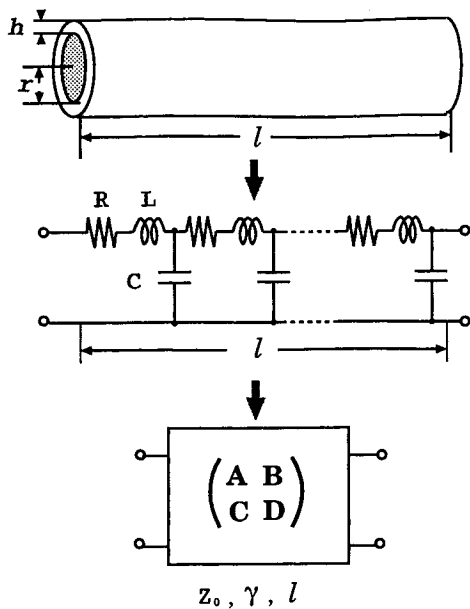


Fig. 1 Electrical model of an arterial segment.

式で与えられ容易に計算される。

$$\begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cosh \gamma l & Z_0 \sinh \gamma l \\ \frac{1}{Z_0} \sinh \gamma l & \cosh \gamma l \end{pmatrix} \quad (2)$$

A, B, C, D は 4 端子定数 (上述したセグメントの入口と出口の血流と血圧の関係)、 γ は伝搬定数 (脈波の伝搬速度と減衰を示す)、 Z_0 は特性インピーダンス (血管に血流を流すための負荷で、血管の特性を示す) であり、 γ と Z_0 は下式で与えられる。

$$\begin{aligned} \gamma &= \sqrt{(R + j\omega L) j\omega C} \\ Z_0 &= \sqrt{(R + j\omega L) / j\omega C} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで r, h, E, σ はそれぞれのセグメントの血管の半径、血管壁の厚さ、ヤング率、ポアソン比を、 ρ, μ は血液の密度、粘性率、 l はセグメントの長さをそれぞれ表している。この図においてコンデンサ C は単位長の血管の血液貯溜能力を表すコンプライアンス、インダクタ L は血液の質量による慣性項、抵抗 R は粘性抵抗による損失にそれぞれ対応している。これらの流体力学上のパラメータと電気回路のパラメータの間の物理的な次元の対応関係を Table 1 に示す。

2.2 駆動源のモデル

駆動源 (心拍出量) の波形は後述する Fig. 2(b) に示す波形とした。これは低域通過フィルタにインパルスを加えた場合に出される波形 (インパルス応答) であり、その波形は低域通過フィルタの遮断特性に依存している。ここでは遮断特性として raised cosine 特性を持つ低域通過フィルタとし、その遮断角周波数を調整して波形の幅と振幅を変えることによって実際の波形に近づけている⁹⁾。この波形は一心拍あたり 256 点サンプルとしている。

3. 血管モデルによるシミュレーション

前述した血管モデルを用いて、血管の狭窄による血圧脈波の変化を調べるためにシミュレーションを行った。まず予備的な検討のため、簡単な 5 個のセグメントによる一様な管の中央の血管セグメントの半径を変化させ、その入力波形と出力波形を求めた。モデル血

Table 1 Relations between a circulatory unit and an electrical unit.

Circulatory quantity	Circular unit	Electrical unit
Blood pressure P	1 mmHg	V
Blood flow Q	1 ml/s	A
Circulatory resistance R	1 mmHg/(ml/s)	Ω
Circulatory inductance L	1 mmHg · s ² /ml	H
Circulatory capacitance C	1 ml/mmHg	F

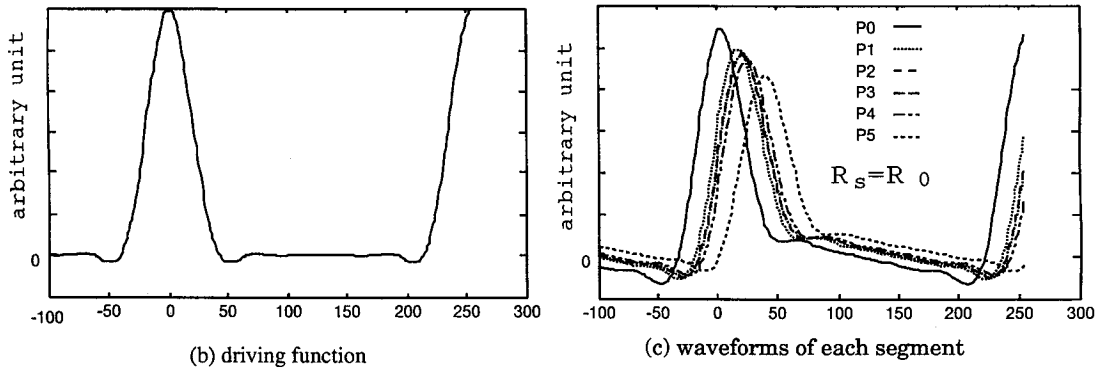
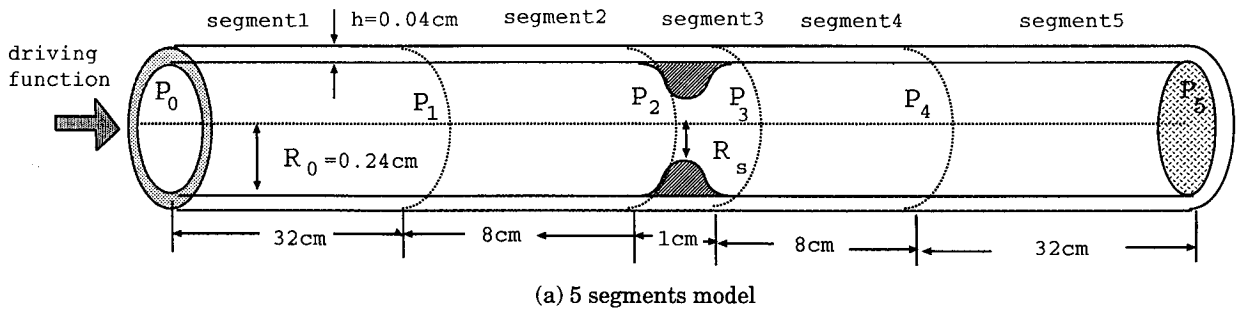


Fig. 2 Calculated waveform of 5 segments mode with stenosis.

管の両端は整合がとれているとしている。続いて128のセグメントで表現した体循環系について大腿動脈の半径を変化したときのシミュレーションを行った。

3.1 5個のセグメントモデルによる計算結果

Fig. 2(a) は5個のセグメントによる一様な管を表している。(b) は血流波形である駆動波形であり、(c) は終端を無反射にした場合(両端の整合をとった場合)の各セグメントの血圧波形を示している。図でセグメント3は狭窄を想定した部位としている。このセグメント3の半径を1cmの長さだけ変化させた場合のセグメント3の入力での波形と出力での波形をFig. 3に示す。ここで狭窄前の血管の半径と狭窄した血管の半径の比をパラメータとしている。

3.2 体循環系モデルによる計算結果

簡単なモデルによる原理的な動作は確認できたので、次に循環系モデルによるシミュレーションを行った。体循環系のモデルはAvolioのモデル⁷⁾に基づき、128の循環系部位の血管データからセグメントモデルを作り、それらの連結および分岐により構成した。この体循環系のモデルをFig. 4に示す。この図で、動脈起始部(図中の矢印)に血流量波形としての電流波形を加え、これによって生じる血圧脈波波形が末梢へと伝搬される。この計算では末梢セグメントの反射係数を0.8としている。図のモデルで大腿動脈にあたるセ

グメント109が血管狭窄をおこす部位と想定している。この血管セグメントの半径の変化が狭窄の程度に対応している。血管半径の変化に対する血圧脈波の変化をFig. 5に示す。

4. 考 察

血管モデルによる脈波の伝搬を調べるための原理的なシミュレーションをFig. 2に示す一様な血管モデルの5のセグメントを直列に接続して行った。各セグメントは長さだけが異なり、他の血行力学上のパラメータは等しくしている。このシミュレーションで(c)に示すように駆動波形による圧力波形が駆動点から順次末梢へ伝搬している様子が示され、脈波の伝搬に対して妥当にモデル化されていることが分かる。続いてFig. 3に示すようにセグメント3の半径を変化させ、血管の狭窄の程度に対応した狭窄前後の血圧波形をシミュレーションで求めた。この波形の変化では平均血圧の変動はなく、波動としての脈波の振幅が変化する。そして半径比が40%以下になると脈波が急激に変化することが分かる。この結果から狭窄の部位の前後において平均血圧は変化しないが、脈波の振幅は狭窄の程度が大きくなると急激に変化することが分かる。この結果をふまえてFig. 4の体循環系のモデルについてシミュレーションを行った。Fig. 4のセグメ

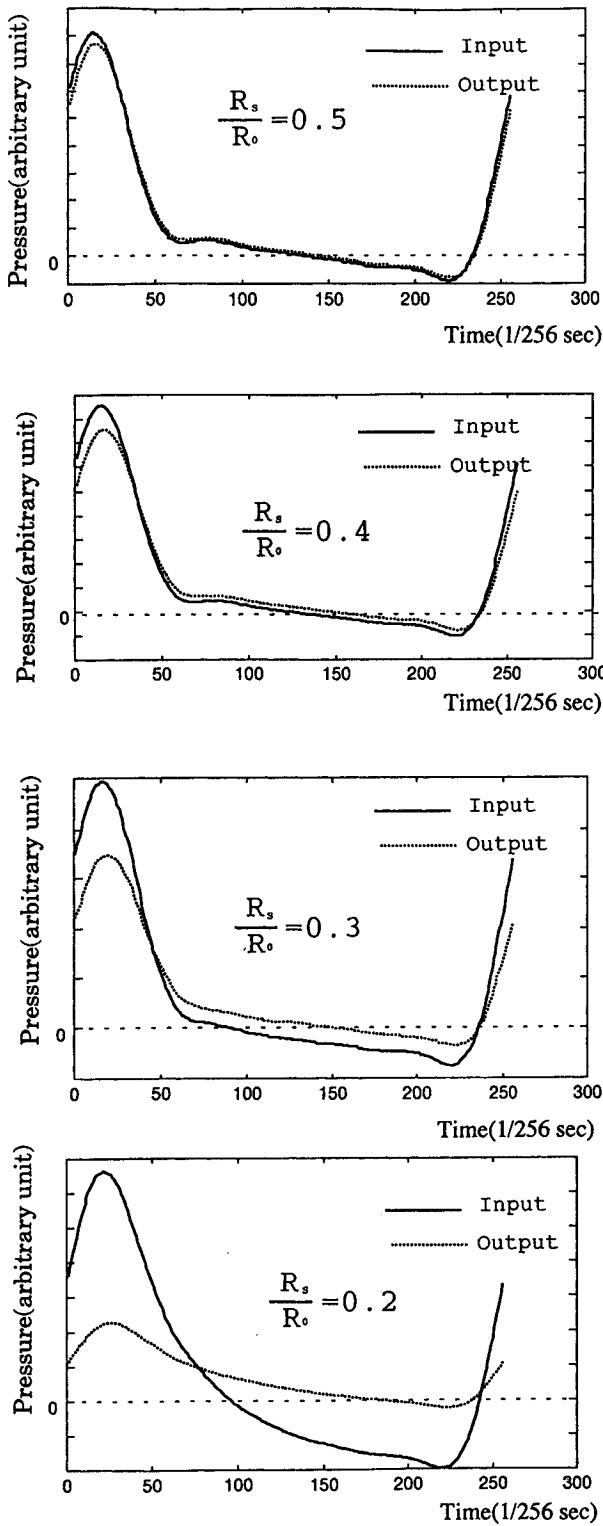


Fig. 3 Calculated pressure waveforms at the input and output of the segment 3.

ント 109 の半径を変化させると、5 セグメントモデル同様半径比が 40% 以下になると急激に変化する。Fig. 6 に、セグメント 109 (大腿動脈) の半径比に対する、入口の血圧と出口の血圧との比の間の関係を平均血

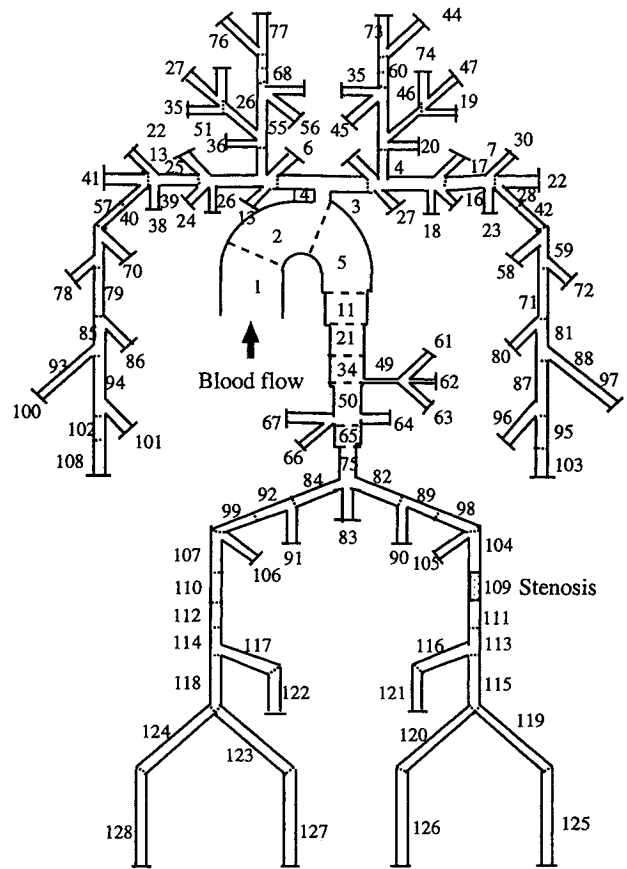


Fig. 4 128 segment model of a human systemic arterial tree (modified from Avolio).

圧、最大血圧、脈波振幅について示す。この図から分かるように半径比の変化に対して平均血圧はほとんど変化していない。しかし最大血圧、脈波振幅はある程度の狭窄に達すると変化が顕著になり、その程度は最大血圧に比べて脈波振幅の方が非常に大きい。左大腿部に狭窄のある臨床血圧波形例を Fig. 7 に示す。図の波形は左上腕動脈と左足首の実測血圧波形である。この例では左上腕動脈と左足首の最大血圧の比は 0.57、脈波振幅の比は 0.27、平均血圧の比は 0.68 となる。この結果から実測波形においても脈波振幅の比が狭窄の状態をより顕著に表している。しかし平均血圧も減少しており、狭窄の程度がかなり強度なものと考えられる。体循環系のモデルにおいて左大腿部に狭窄を作り (半径比=0.25)、実測例と同じ部位である左上腕動脈と左足首の血圧波形をシミュレーションから求めた結果を Fig. 8 に示す。この例では最大血圧の比は 0.8、脈波振幅の比は 0.31 となり、脈波によって狭窄がよく測定できる。これに対して狭窄のない場合は最大血圧の比は 1.3、脈波振幅の比は 1.7 となり、これは末梢におけるピーキングの影響と思われる。以上の結果の波形

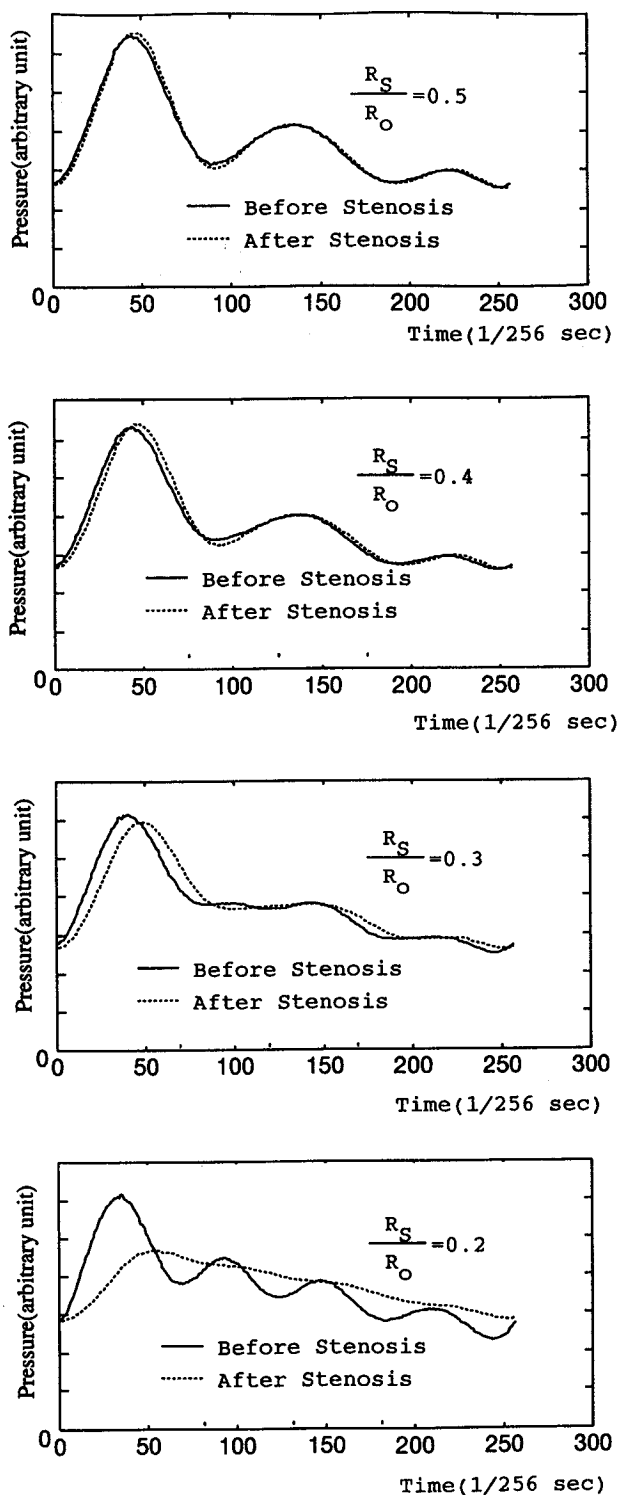


Fig. 5 Calculated pressure waveforms before and after segment 109.

を見ると、狭窄によって実効的に高い周波数成分の除去が行われ、高周波数成分における振幅比は更に狭窄の影響を強く反映するものと考えられる。

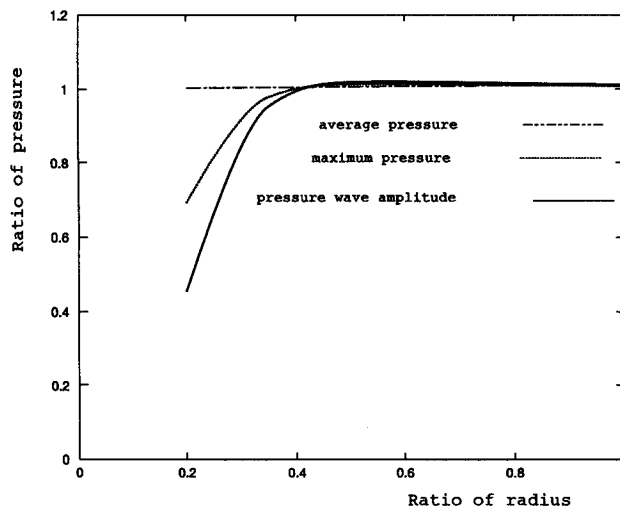


Fig. 6 Calculated results at the femoral artery. P_s/P_o vs. R_s/R_o . reflection coefficient $\Gamma=0.8$.

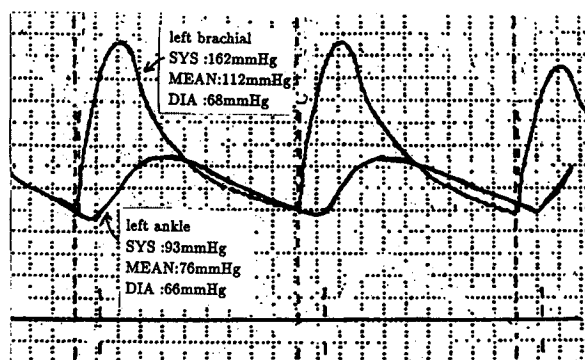


Fig. 7 A measurement pressure waveforms for a stenosis point at left brachial and ankle artery.

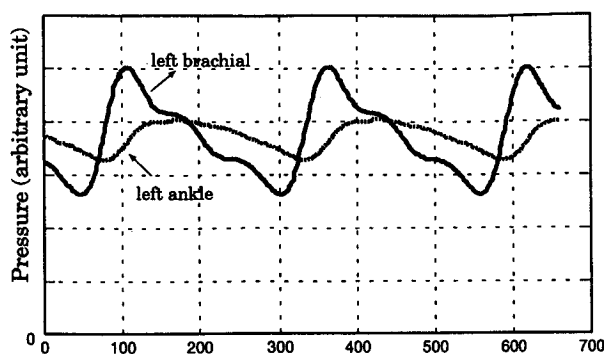


Fig. 8 Calculated results at left brachial and ankle artery.

5. む す び

体循環系の一部に狭窄がある場合、その前後で脈波の振幅が変化することは容易に考えられる。この場合

波形がどのように変化するかを体循環系モデルを用いたシミュレーションによって検討した。狭窄による振幅の変動は比例的に変動するのではなく波形そのものを変化させる。シミュレーションの結果として比例的に変化するものと考えられる最大値、平均値の変化に比べ脈波振幅の変化が大きいことが明らかになった。また実測波形でも同様な結果となっている。本研究では血圧脈波を時間軸上の波形としてその振幅を対象にしているが、この結果を通して波形の持つ周波数特性上の特徴にも更に顕著な狭窄前後の相違が見られる。波形の周波数解析によっても狭窄状態推定の可能性が示唆される。今後測定に適する周波数を検討することが重要である。また波形は小動脈より末梢では小さくなって測定には適さない。今回は半径 0.24 cm の血管を対象にしたが今後血管半径と感度の関係を検討することが必要である。

ABSTRACT

Estimation of the Arterial Stenosis by Means of Blood Pressure Waveform

Yuji MURAHARA, Katsuyuki SAKAMOTO, Hiroshi KANAI and Takayuki ARAI

*Department of E & E Engineering,
Sophia University*

**Department of Biomedical Engineering,
Kitasato University*

The blood pressure wave propagates to peripheral artery from heart through systemic circulatory system. In an uniform blood vessel, the pressure wave propagates along the vessel without any distortion. In a systemic circulatory system, the pressure wave changes their shape along the blood vessels due to reflection of the pressure wave at the boundary of blood vessels. The reflection is usually not so big in normal circulatory system, however, if

there is a stenosis in an artery, big reflection occurs at the stenosis, because the energy of forward propagation wave is partially returned backward, and the energy of pressure wave in the peripheral vessels decreases by a stenosis. Arterial stenosis has been mainly measured by the change of average or maximum blood pressure for long time.

The average or maximum blood pressure does not seriously decrease by a stenosis because the pressure drop at the stenosis mainly depends on viscous resistance of flow.

We simulated the blood pressure wave propagation, using a blood vessel model. In the simulation, we recognize that the blood pressure waveform does not change the average values, between before-stenosis and after-stenosis. But amplitude of waveform, change according as the degree of stenosis. We consider that this method offer us useful information about a state of blood vessel.

文 献

- 1) 金井 寛：循環システム第3章，南雲仁一編，生体システム，日刊工業，1971
- 2) McDonald DA：Blood Flow in Arteries, McGraw-Hill, 1974
- 3) O'Rourke MF：Arterial Function in Health and Disease, Churchill Livingstone, 1982
- 4) 岡田 孝，原田烈光，菅原基晃，仁木清美：オンライン Wave Intensity 計測システム。医用電子と生体工学 2000, 38(特別号)：103
- 5) 鷺野嘉映，高田晴子：加速度脈波の成分波と a-e 間隔の変動。日本臨床生理学会雑誌 2000, 30, 27-34
- 6) 増田善如，金井 寛：動脈脈波の基礎と臨床，コロナ社，2000, pp 80-81
- 7) Avolio AP：Multi-Branched Model of Human Arterial System, Med. & Biol. Eng. & Comput, 1980, pp 709-718
- 8) 鳴谷亮一，望月政司，金井 寛：循環系の力学と計測，コロナ社，1976
- 9) 村原雄二，藤井麻美子，酒本勝之，金井 寛：ケプストラムによる血圧脈波の伝搬時間の推定。電子情報通信学会論文誌 1997, J80-D-II：3077-3085