

強制的下肢動脈血管閉塞による脈波伝搬時間の測定法*

村原 雄二**・酒本 勝之***・金井 寛**・荒井 隆行**

1. はじめに

血行動態から動脈硬化などを調べる方法の一つに脈波伝搬時間を用いる方法がある。脈波伝搬時間は一般に頸動脈における脈波と大腿動脈における脈波の時間差から測定される¹⁾。この場合、2つの部位で測定した波形が異なるので、波形から伝搬時間を推定すると、測定法によって伝搬時間が大幅に変動する。一方、血圧脈波形は駆出血流による進行波と循環系の不整合部位からの反射波の重畳によって形成されている。したがって、カフによる加圧などにより血管を閉じて人為的に不整合状態を作ると、その部位に対応した脈波の時間位置に反射波の影響が現れる。頸動脈などで測定した脈波からこの反射波成分を分離することができれば人為的に血管閉塞した部位との間の伝搬時間が推定できる可能性がある。

筆者らは先にケプストラムを用いて血圧波形の波形解析を行ない、循環器系において進行波と血管系の各不整合点からの反射波を分離することによって脈波伝搬時間を検出する方法を報告した^{2,3)}。本研究ではこの方法を利用して大動脈起始部と人為的に閉塞した血管部位との間の脈波伝搬時間を測定する方法について検討した。大動脈起始部の脈波を大腿動脈などの末梢血管閉塞時と非閉塞時と比較すると、反射波の有無により両者のケプストラムの相違が生ずる。ケプストラムには閉塞部位以外からの他の多くの反射波の成分も含まれるが、閉塞前後のケプストラムの差をとることにより、閉塞部位からの反射波成分のみを抽出し、反射点から大動脈弓部までの伝搬時間を検出できると考えられる。大動脈弓部で実際に血圧波形を測定することは困難であるが、各部位からの反射波は大動脈起始部で再び反射し各動脈に伝搬していくので、橈骨動脈などの適当な部位で圧力波形を測定すれば閉塞部位か

らの反射波成分をケプストラム上で検出可能なはずである。

本論文では体循環系モデルを用いたシミュレーションにより、本法の原理的な検証を行なった。またトノメトリ法で実測した橈骨動脈の波形を用いて大腿動脈閉塞による伝搬時間の推定を行ない、実用上の有効性を検討した。

2. 測定原理

心臓からの駆出血流は弾性血管により圧力波を発生し、この圧力波は体循環系を伝搬路として末梢へ伝搬する。波動としての脈波は一様な血管中では一定の伝搬速度の進行波として伝搬していくが、血管の分岐や血管の特性が異なる部位（不整合点）があるとそこで反射し、進行波とは逆向に反射波が発生する。血圧脈波は進行波といろいろな不整合点からの反射波の重畳によって形成される^{4,5)}。特定の部位の血管を閉塞すると反射波の影響により近心側の血圧波形も変化する。大動脈起始部における反射波の時間位置は大動脈起始部から閉塞部位までの往復の伝搬時間に相当する。反射波の時間位置はケプストラムによる波形解析により、以下の原理によって検出することができる⁶⁻⁸⁾。大動脈起始部を駆動点とし、血流の流入により駆動血圧脈波 $s(t)$ が送出され、反射部位では反射係数 $\Gamma = a_0$ の反射が起こるものとする。反射波が大動脈起始部に戻ってきたとき、大動脈弁が閉じられていると仮定してここでの反射係数 Γ を1とする。このような条件では大動脈起始部で観測される波形 $x(t)$ は

$$x(t) = s(t) + a_0 s(t-T) + a_0^2 s(t-2T) + \dots \quad (1)$$

と表される。ここで、 T は往復の伝搬時間を表す。ケプストラムはある波形の対数パワースペクトルをフーリエ逆変換したものとして定義されている。この演算処理を行うと $x(t)$ に対応するケプストラム $cep(\tau)$ は次のように求められる。

$$\begin{aligned} cep(\tau) = & F^{-1}\{\ln\{S(w)\} + F^{-1}\{\ln(1+a_0^2)\} \\ & - A_0\delta(\tau) + A_1\delta(\tau-T) \\ & - A_2\delta(\tau-2T) + \dots \end{aligned} \quad (2)$$

* 2000年5月25日受付, 2000年11月2日改訂, 2001年2月7日再改訂

** 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

この式において第1項は駆動源波形のケプストラム成分であり、第2項は定数、第3項以上はそれぞれケフレンシ $\tau=0, T, 2T, \dots$ におけるデルタ関数であり、線状のケプストラムとして反射波成分が出現する。つまり、往復伝搬時間 T に対応するケフレンシ軸上の点にインパルスが得られ、これが脈波の伝搬時間に対応している。体循環系には反射部位が多数存在するが、腎血管分岐、総腸骨動脈分岐付近が反射に大きく関与する部位であることが知られており、実際の血圧脈波ではその部位に対応するケプストラムが検出される。そこでカフなどにより、特定の部位を閉塞し、閉塞前後のケプストラムの差をとると、上記のケプストラムは打ち消され、閉塞による反射波成分のケプストラムがインパルス状に検出される。そのケフレンシ上の位置から閉塞部位までの往復伝搬時間を推定することができる。

3. 循環器系のモデル

まず、シミュレーションのための体循環系モデルを作成した。モデルは一様とみなせる長さの血管セグメントの連結および分岐として表現した。血管セグメントは、対応する血管力学パラメータから電気的等価回路に変換した。シミュレーションのモデルとしては、まず8個のセグメントからなる簡単なモデルを用い、原理的な検証を行なった。続いて体循環系を128のセグメントに分割したモデルを用いて検討した⁹⁾。

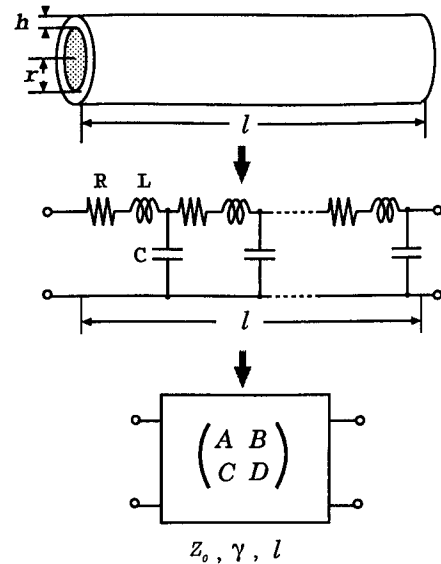
3.1 血管セグメントのモデル

血管系を十分に小さいセグメントに分割し、第1図に示す電気回路に等価変換する。血流量を電流に、血圧を電圧に対応させると、単位長あたりの血管のコンプライアンスはコンデンサ C 、慣性はインダクタ L 、粘性抵抗は電気抵抗 R に対応する。各セグメントの単位長あたりの R, L, C は血管の半径 r 、厚さ h 、ヤング率 E 、ポアソン比 σ 、血液の密度 ρ 、粘性率 μ を用いて次式のように表すことができる^{9,10)}。

$$\begin{aligned} R &= \frac{8\mu}{\pi r^4} \\ L &= \frac{4\rho}{3\pi r^2} \\ C &= 2\pi r^3 \frac{1-\sigma^2}{Eh} \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cosh \gamma l & Z_0 \sinh \gamma l \\ \frac{1}{Z_0} \sinh \gamma l & \cosh \gamma l \end{pmatrix} \quad (4)$$

ここで A, B, C, D は4端子定数、 γ は伝搬定数、



第1図 血管のセグメント化等価変換モデル

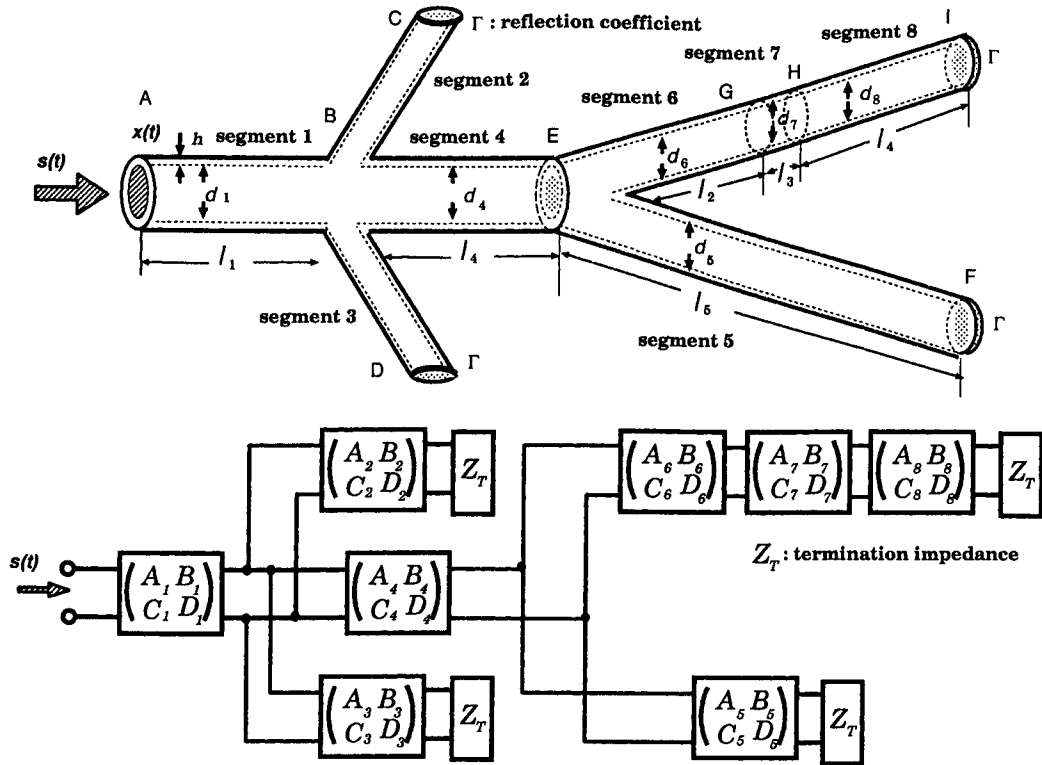
Fig. 1 Equivalent electrical model of a blood vessel. Z_0 : characteristic impedance of a segment, γ : propagation constant, l : length of the vessel, R : resistance of a segment, L : inductance of a segment, C : capacitance of a segment, A, B, C, D : 4 terminal network constant.

Z_0 は特性インピーダンスであり、 γ と Z_0 は下式で与えられる。

$$\begin{aligned} \gamma &= \sqrt{(R + j\omega L)j\omega C} \\ Z_0 &= \sqrt{(R + j\omega L)/j\omega C} \end{aligned} \quad (5)$$

3.2 8個のセグメントモデル

まず原理的な検証をするためのモデルとして、第2図に示すような分岐を含む8個のセグメントによる単純な構成のものとした。このモデルの血管力学パラメータはセグメント1, 4は胸部大動脈, 2, 3は腎動脈, 5, 6, 7, 8は大動脈の値を用いた。これらの血管力学パラメータから4端子定数回路を求め、血管の接続に対応した4端子回路の接続を行なっている。図では、セグメント7をカフによる閉塞する部位と想定している。末端のセグメントは末梢血管（純抵抗または純抵抗と容量）で終端されるが、これは反射係数として与えた。セグメント7の閉塞もしくは狭窄はこのセグメントの半径を変化させることにより行なった。この4端子回路の接続図において、反射係数から算出された終端インピーダンスで末端のセグメントを終端し、これに接続されたセグメントの駆動点インピーダンスをまず計算する。駆動点での血圧波形（電圧波形）のスペクトルはその点の入力インピーダンスと血流波形（電流波形）のスペクトルの積で表わされる。末梢側から順次前段に向かって同様の計算を繰り返す。



第2図 8個の血管セグメントのモデル
Fig. 2 8-segment model.

返していくと各セグメントの血圧（血圧）と血流量（電流）のスペクトルが得られる。任意のセグメントの血圧、血流量の時間波形はそのスペクトルを逆フーリエ変換することによって求められる。

3.3 体循環系のモデル

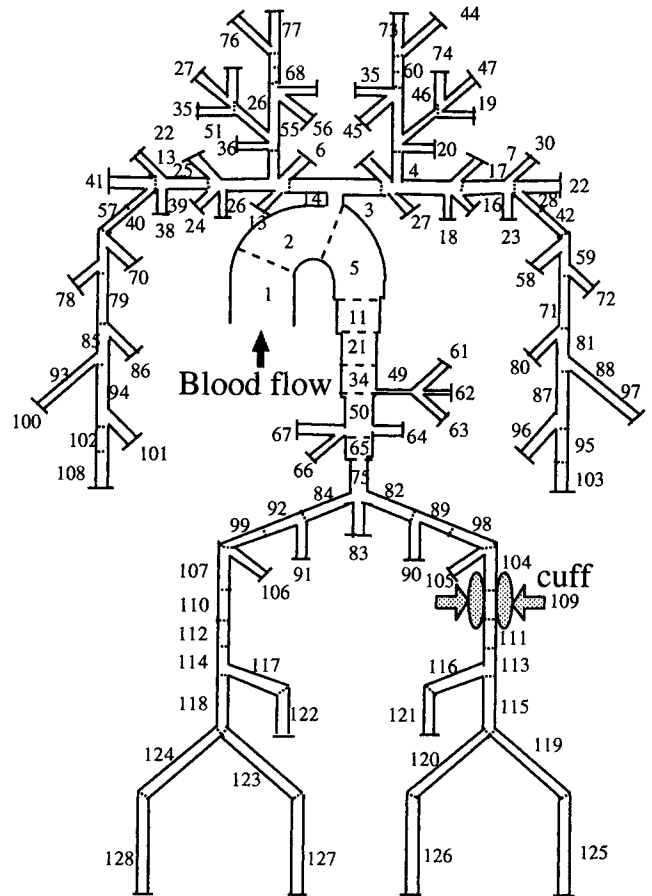
実際に近い体循環系のモデルとして、Avolioのモデル¹¹⁾に基づき、本研究に適用できるように改良したモデルを使用した。このモデルでは第3図に示すように体循環系を128の小セグメントに分割した。ここでセグメント109は大腿動脈に対応しており、カフによる閉塞は前述の8セグメントモデルと同様にセグメントの血管の半径を変化させることによって実現した。

3.4 駆動源のモデル

駆動源の波形は周波数軸上で raised cosine 特性を持つ低域通過フィルタのインパルス応答の波形を用いた³⁾。フィルタの遮断角周波数を ω_c とすると、 ω_c を変化させることにより、パルス幅の異なる駆動源波形を得ている。規格化角周波数を 2π とすると、式6の k の値によって低域通過帯域を設定し、所要のパルス幅の駆動源波形としている。

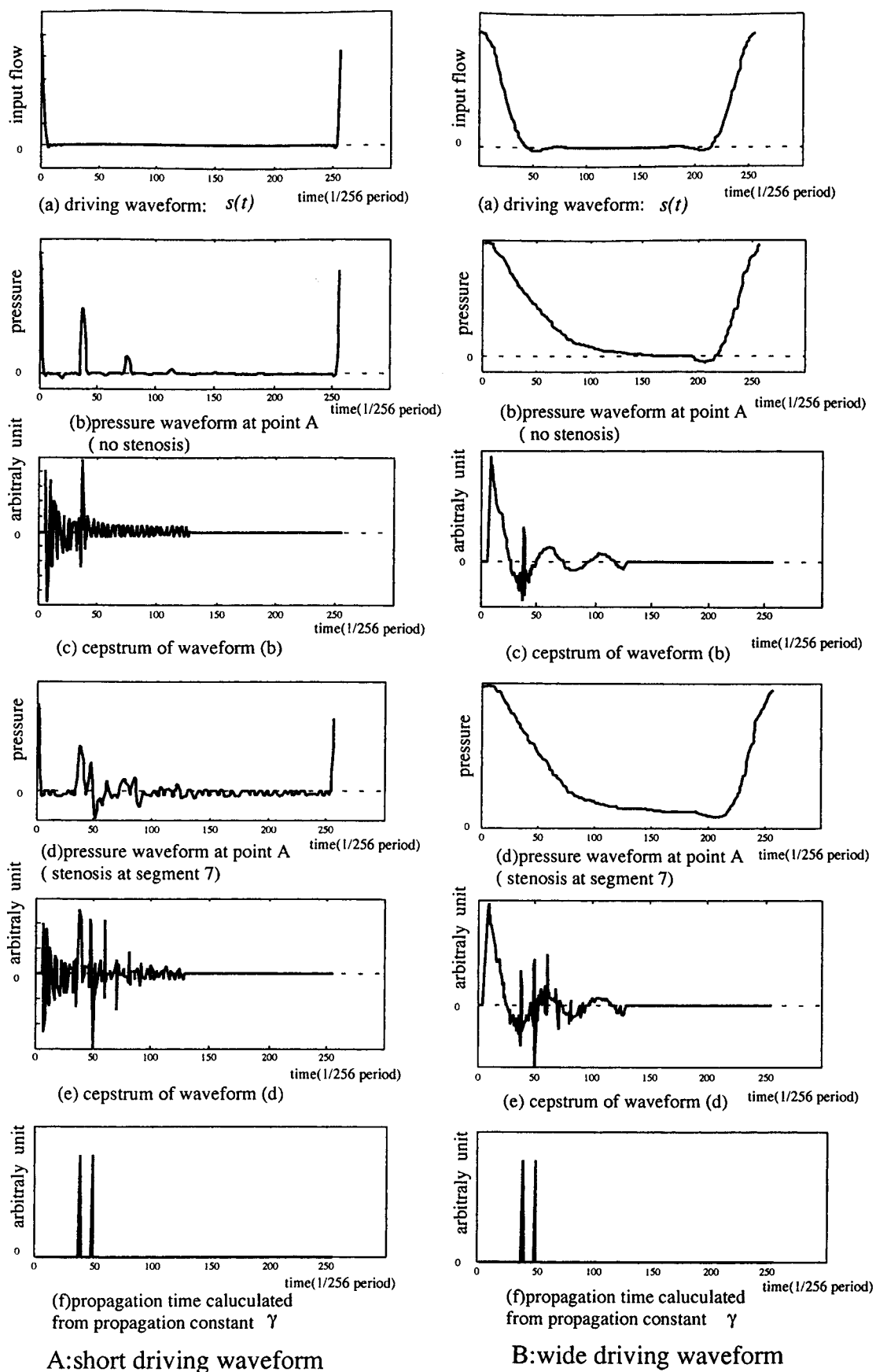
$$\omega_c = k\pi \quad 0 \leq k \leq \pi \quad (6)$$

このフィルタの周波数特性を8次逆FFTすることによって駆動源の時間波形としている。したがって一



第3図 128個の血管セグメントによる体循環系モデル
Fig. 3 128-segment model of human arterial tree.

(4)



第4図 8個のセグメントによるシミュレーション結果

Fig. 4 Results obtained from 8-segment model.

心拍あたり 256 点サンプルとなる。

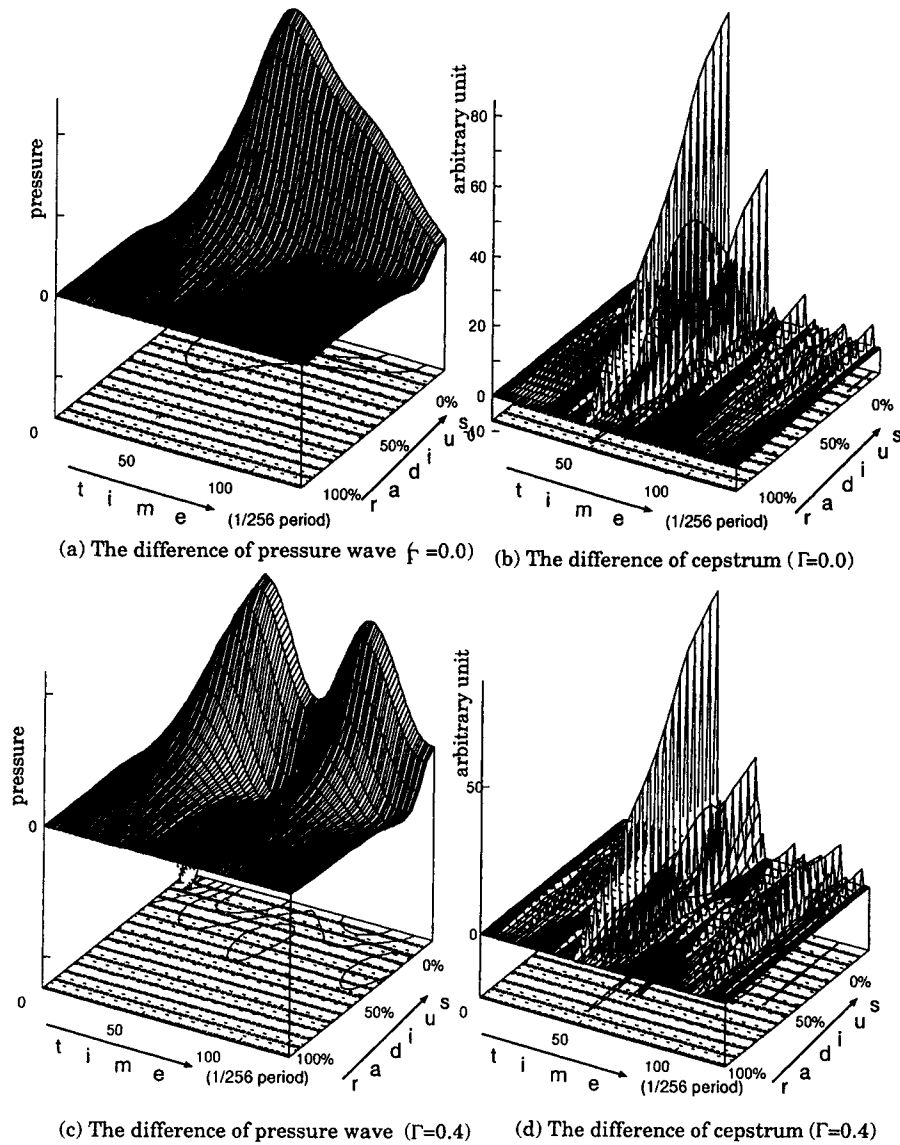
4. 循環系モデルによるシミュレーション

4.1 8 個のセグメントモデルによる計算結果

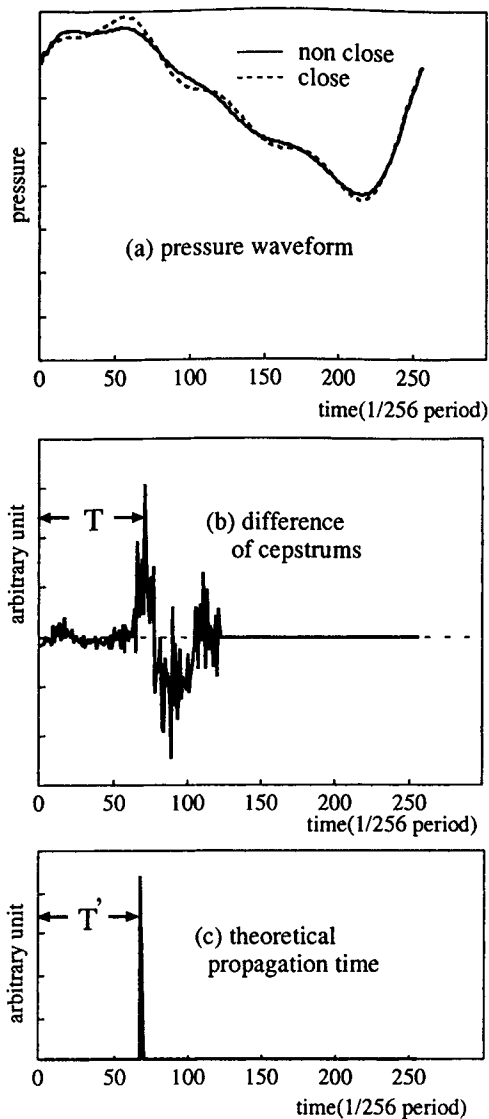
第 2 図に示した 8 セグメントモデルの単純な構成で、セグメント 7 を閉塞して反射を起こさせ、ケプストラムによる反射波の検出の有効性を調べた。駆動源としては、まず波形の伝搬が明瞭に分かるように、極めて細いインパルス状の波形 (式 6 において $k=0.6$ とした) を用いた。前述したように、8 次の FFT を用いているので、周波数、時間ともに 1 周期は 256 サンプルとなる。8 セグメントモデルをインパルスで駆動したシミュレーション結果を第 4 図 A に示す。(a) は駆動波形、(b) はセグメント 7 を閉塞しない状態で第 2 図の A 点で求めた血压波形、(c) はその波

形のケプストラム、(d) はセグメント 7 の半径を 1/2 にした状態の血压波形、(e) はその波形のケプストラムである。また (f) はセグメントの伝搬定数 γ から計算した第 2 図の A-E 間、A-G 間の理論上の往復伝搬時間をそれぞれ示している。第 4 図 B に駆動源として実際の血流に近い時間的ひろがりをもつ波形 (式 6 において $k=0.05$ とした) を用いたシミュレーションの結果を第 4 図 A と対比して示す。

次に第 4 図 B(a) の駆動波形をもちいて、セグメント 7 の半径を変えた場合の閉塞前後の血压波形とそのケプストラムの差をシミュレーションにより求めた。この結果を第 5 図に示す。第 5 図において radius は閉塞もしくは狭窄血管の半径で 100% は元の半径、0% は完全に閉塞した状態を示す。末梢を無反射にした場合の血压波形の差を (a) に、ケプストラムの差を



第 5 図 閉塞前後の波形およびケプストラムの差
 Fig. 5 The difference of cepstrum.

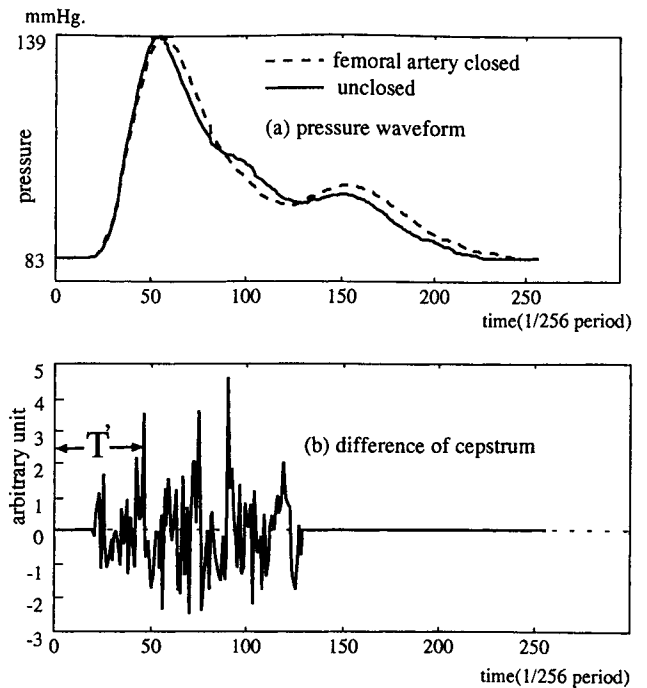


第6図 体循環モデルによるシミュレーション結果
 Fig.6 Results obtained from systemic circulation model.

(b)に示す。(c)は反射係数を0.4にした場合の血压波形の差,(d)はケプストラムの差である。

4.2 体循環系モデルによる計算結果

簡単な8セグメント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なった。血管系としては第3図に示した128セグメントモデルを用い、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た。駆動源として第4図B(a)に示す時間幅のひろい駆動波形を用いた。シミュレーション結果を第6図に示す。図中(a)は閉塞前後の血压波形,(b)は閉塞前後のケプストラムの差,(c)は動脈起始部からセグメント109の部位に至る理論上の往復伝搬時間を示す。



第7図 実測データの解析結果
 Fig.7 Results obtained from actual human blood pressure.

5. 実測波形の解析結果

被検者(健常成人男子)の大腿部に大腿部用のカフを取り付け、開放から閉塞までの血压波形をトノメトリ法(日本コーリン自動血压計CBM-3000)で測定した。大動脈弓部で実際に血压波形を測定することは困難なので本実験では橈骨動脈で測定した。大動脈弓部から橈骨動脈までの脈波の伝搬は進行波に対しても反射波に対しても同様なので大動脈弓部で測定したケプストラムの差と橈骨動脈で測定した差はケフレンシ上では同じと考えてよい。実測された血压脈波に本ケプストラム解析を適用した。血压脈波は遮断周波数128 Hzの低域フィルタで帯域制限し、サンプリング周波数1 kHz、12 bitのA/D変換器による測定データを8次FFTの周期に合うようにダウンサンプリングした。第7図に実測波形のケプストラム解析の例を示す。同図で(a)はカフにより大腿動脈を閉塞する前後の実測血压波形,(b)はそれらのケプストラムの差である。

6. 考 察

第4図Aのシミュレーション結果では(a)に示す時間幅の狭いインパルス駆動源を用いたので、(b)に示すように直接時間軸上で反射波が明瞭にわかる。(b)における反射波は末梢の反射係数を $\Gamma=0.0$ とし

ているので伝搬路の不整合の部位は分岐点 E だけであり、図の結果も単純な反射現象を繰り返した波形を示している。この波形に対するケプストラムは(c)の結果が示すように反射時間位置にインパルスが現れ、正しく解析できたことが分る。この時間位置は 8 次 FFT における時間区分において同一の位置に対応しており、一周期の $1/256$ の時間精度でパルスが検出されている。この状態でセグメント 7 の半径を $1/2$ にすると点 G でも反射が起こり多重反射のため血压波形は(d)に示すように複雑な波形となり、インパルス駆動においても波形から反射波形を見出すことは困難になってくる。この波形に対するケプストラムは(e)に示すように対応する反射時間位置にインパルスとして明瞭に見出すことができる。この時間位置は(f)に示す A-E 間、と A-G 間の伝搬定数から求めた理論値と良く一致する。

第 4 図 B(a)の時間的広がりのある駆動源を用いた場合、(b)の血压波形には末端での反射波成分はないが、インパルス駆動同様点 E からの反射波成分は重畳されている。しかし第 4 図 B(b)の血压波形からは反射波を検出することは困難である。第 4 図 B(c)はこの波形のケプストラムを示しているが明らかに往復の伝搬時間に相当した位置にインパルスが得られている。この駆動源に対してセグメント 7 の半径を $1/2$ にした血压波形とそのケプストラムを第 4 図 B(d)と(e)に示しているがこの結果からもケプストラムによるインパルスが明瞭に示されており、この時間位置は A-E 間、と A-G 間の伝搬定数から求めた理論値と良く一致する。

以上のシミュレーションにより、単純なセグメントモデルでは駆動波形の時間的広がりに関わらずケプストラムによって反射点までの往復の伝搬時間が正確に検出できることが検証できた。体循環全体の系を考えた場合、多くの反射点があるので、血压波形は駆動源による進行波と多数の反射波が重畳した波形となり、特定部位からの反射波成分の抽出が困難となる。このような複雑な場合でも、閉塞の前後のケプストラムの差をとると、変化していないケプストラムは打ち消し合い、閉塞した部位のケプストラムが顕著に現れることが確認できた。第 5 図に示すようにまず波形の多重反射の影響のないように末梢セグメントを無反射にし、セグメント 7 の閉塞を強くしていくとセグメント 7 に対応する位置に(a)のように血压波形の差として閉塞の程度に応じた反射波が現れる。これは駆動源の波形と各部位からの反射の影響を強く受けるので、反射位置の測定誤差は波形に依存する。一方、ケプスト

ラムの差は(b)に示したように閉塞の程度に応じてセグメント 7 の位置にパルス状に現れ、高い時間分解能で明確に反射位置を検出することができた。(c)は末梢セグメントの反射係数を 0.4 にした場合の血压波形の差を示しているが、この場合は閉塞部位の反射の後にいろいろな不整合部位での多重反射が重ね合わさった波形となる。この波形から閉塞位置を推定することは不可能であるが、この波形に対するケプストラムの差からは(d)に示したように明確な反射位置を検出することができた。第 6 図の体循環系モデルのシミュレーション結果で、大腿動脈のセグメント 109 の閉塞前後の起始部の血压波形図(a)から閉塞による反射波の伝搬時間を特定することは不可能である。しかしこれら閉塞前後における波形のケプストラムの差(b)はパルス状に明瞭に現れ、この時間位置は(c)に示してあるセグメント 109 までの往復の伝搬時間の理論値に一致している。以上のシミュレーション結果から血管の強制的な閉塞によってその部位に至る伝搬時間の検出ができることが確認された。

第 7 図は実測血压波形に対する適用例である。(a)は大腿動脈をカフで締める前後の血压波形、(b)はそれぞれの波形のケプストラムの差である。図の(b)で時間 T' の位置に最初の大きいインパルス状のケプストラムが現れ、以後いくつかのインパルス状のケプストラムが続いている。第 5 図(b)、(c)あるいは第 6 図(b)に示したシミュレーション結果にも同様に閉塞以後にいくつかのインパルス状のケプストラムが現れている。後続するインパルス状のケプストラムは血压波形の閉塞による多重反射波成分によるものと考えられ、シミュレーションでは最初の大きなインパルス状ケプストラム時間位置が閉塞部位に対応している。実測波形の結果においてもシミュレーションの結果と同様、最初のインパルス状ケプストラムの時間位置 T' が大腿動脈に至る往復の血压脈波の伝搬時間と推定できる。実測波形の場合、シミュレーションに比べて単純ではなく、推定位置以前にスパイク状の打ち消されない成分が存在する。しかしシミュレーションでの原理に即した結果が得られており、相対的な時間位置、パルス波高値などによる知的処理によって推定結果の改善ができるものと考えている。 T' の解析上の時間は 46 標本位置 (256 標本位置中) にあたり、測定データの実際の周期は 1.1 秒であるので実時間としては $T' = 46 \times 1.1 \times 1/256 \approx 0.2$ 秒となる。

7. む す び

特定の動脈系の部位にカフにより閉塞を与え、血压

波の反射を強制的に起こさせ、閉塞前後の血圧脈波のケプストラムの差によってその部位に至る脈波伝搬時間を時間軸上で識別する方法を提案した。まず、簡単な8セグメントモデルのシミュレーションで原理的な検証を行ない、次いで多数の不整合点や分岐点のある複雑な128セグメントモデルのシミュレーションを行った結果、理論上の位置と同じ標本位置にインパルス状の差信号が得られ、周期を1秒とすると1/256秒以内の誤差範囲に入ることが確認できた。本研究では、より詳細なモデル、前述した検出法の確立など解決しなければならない点があるが、今後更に検討をすすめていくつもりである。

文 献

- 1) 和田 攻, 大内尉義: 動脈硬化, メディカル葦出版, 東京 (1995)
- 2) 田中秀司, 酒本勝之, 金井 寛: 拡張期血圧の無侵襲連続測定法の開発, 医用電子と生体工学, 22-2, 13/18 (1984)
- 3) 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, J80-D-II, 3077/3085 (1997)
- 4) D. A. McDonald: Blood flow in arteries, Edward Arnold Pub., London (1974)
- 5) M. F. O'Rourke: Arterial function in health and disease, Churchill Livingstone, New York (1982)
- 6) A. M. Noll: Cepstrum pitch determination, J. Acoust. Soc. Am., 41, 293/309 (1976)
- 7) J. C. Hassab & R. Boucher: Probabilistic analysis of time delay extraction by the cepstrum in stationary Gaussian noise, IEEE Trans. Inf. Theory, IT-22-4, 444/454 (1976)
- 8) B. Bogert & J. F. Ossanna: The heuristics of cepstrum analysis of a stationary complex echoed Gaussian signal in stationary Gaussian noise, IEEE Trans. Inf. Theory, IT-12-4, 373/380 (1976)
- 9) 金井 寛: 循環システム第3章, 南雲仁一編: 生体システム, 日刊工業新聞社, 東京 (1971)
- 10) 嶋谷亮一, 望月政司, 金井 寛: 循環系の力学と計測, コロナ社, 東京 (1976)
- 11) A. P. Avolio: Multi-branched model of human arterial system, Med. Biol. Eng. Comput., 18, 709/718 (1980)

Estimation of the Propagation Time of Pulse Waves by Closing an Extremity Iliac Artery with a Cuff*

Yuji MURAHARA,** Katsuyuki SAKAMOTO,*** Hiroshi KANAI,** Takayuki ARAI**

In this study, we propose a new analytical method using cepstrum to estimate the propagation time of pulse waves. To test this method, we used a simulation model of the systemic circulatory system. In our model, the arterial tree was divided into 128 segments. Reflections of pulse waves were analyzed using cepstrum with and without cuff occlusion of the femoral artery. The simulation results show that forward and backward waves are clearly separated using cepstrum and that the propagation time of pulse waves can be estimated from the difference in the cepstrums with and without the cuff occlusion. The difference manifests itself principally as an impulsive wave. Therefore, the position can be recognized with high accuracy on quefurency. Commonly measurement of the propagation time of pulse wave between 2 sites of the systemic circulatory system needs two measuring devices located at each site. In our method, only a single measuring device is required to measure the pulse propagation time. Applying the method to actual human blood pressure, we obtained results similar to those of the simulation.

* Received on May 25th 2000, Revised on November 2nd 2000, February 7th 2001

** Department of Electric & Electronics Engineering, Faculty of Science and Technology, Sophia University

*** School of Allied Health Sciences, Department of Allied Health Care, Kitasato University