

研究

下肢血管インピーダンスの非観血モニタリング

坂根 彰^{1†}, 柴 建次¹, 辻 敏夫¹, 三浦 朗², 福場 良之²¹広島大学大学院 工学研究科²県立広島大学 人間文化学部

要旨 本稿では、下肢の末梢部における血管力学特性を機械インピーダンスを用いてモデル化し、血管の剛性、及び粘性を非観血、かつ定量的に推定する手法を提案する。提案法では、まず、心電図、動脈血圧、プレチスマグラムを同時に計測し、血管壁のひずみ、血管壁に作用する応力をそれぞれプレチスマグラム、動脈血圧を用いて表現する。そして、心電図のR波のタイミングで各信号を切り出し、最小自乗法を用いて一拍ごとにインピーダンスパラメータを推定する。本稿では、下肢の上下動時にインピーダンスを推定し、下肢末梢血管の血管反応を定量的に評価する。下肢指尖部の位置変動に伴うインピーダンス推定実験では、全被験者ともに剛性、及び粘性の値が血管収縮レベルに応じて変化する様子を定量的に捉えることができた。さらに、下肢のトレーニング前後におけるインピーダンス値の比較を行った結果、トレーニング肢は非トレーニング肢と比較して血管反応が顕著に向上的な様子が表れており、本手法を用いることによりトレーニング効果を血管力学特性レベルで評価できる可能性があることを示した。

キーワード: 下肢血管力学特性、機械インピーダンス、非観血モニタリング、血管反応

1. はじめに

血管は体中を網羅しており、人間が生命活動を行ううえで必要な酸素や栄養素を体中に運ぶ重要な役割がある。これら全身に分布している血管のうち、末梢循環系の入り口に位置する細動脈は、全身循環の血圧を維持する役割のほかに末梢血管床の血流配分にも貢献しており¹⁾、特に、下肢の末梢部に位置する細動脈の血管平滑筋が正常な収縮-弛緩応答を示すことにより最も遠心部の血液が適切に心臓に送り返されるなど、下肢の細動脈は血液循環を行う際に非常に重要な役割を果たしている。このことから、下肢末梢部における細動脈平滑筋の収縮-弛緩応答を定量的に評価することは、体が血液循環を適切に行える状態にあるかどうかを把握するうえで非常に重要である。

細動脈など末梢部における血管平滑筋の収縮-弛緩応答を評価する方法として、末梢性血管調節機構である筋原性応答(myogenic response)に関する研究が数多く行われている。Baylissにより報告された血管平滑筋に内在する筋原性血管調節機構は、血管内外の圧力差(経壁圧)の上昇とともに血管平滑筋が緊張(血管収縮)し、経壁圧の減少とともに血管平滑筋が弛緩(血管拡張)するというものである²⁾。これは、血管平滑筋が経壁圧上昇時には血管を収縮し、経壁圧低下時には拡張させることにより血流量を一定量に保とうとする反応であり、血液循環を適切に行ううえで非常に重要な応答である¹⁾。

2005年10月4日受付 2006年2月20日受理

† 〒739-8527 東広島市鏡山1-4-1

広島大学大学院 工学研究科

坂根 彰

Tel:082-424-7676 Fax:082-424-2387

E-mail:sakane@bsys.hiroshima-u.ac.jp

指尖部の動脈血圧は、心臓からの鉛直方向の距離に応じて変化することから、指尖部の位置を変化させることで、容易に細動脈における血管平滑筋の特性を評価することが可能となる³⁾。この指尖部の位置変動に伴う血管反応を評価した研究が数多く報告されている⁴⁻⁷⁾。Suzukiらは、野球選手と一般人の容積脈波、及び動脈血圧を測定し、野球選手の非利き手において、ボールの捕球など長期間に渡り刺激を受けることにより、血管反応のひとつである血管拡張作用が減少することを明らかにしている⁴⁾。また、Katayamaらは、下肢の運動の一例である自転車エルゴメータを利用した負荷実験を被験者に8週間行わせることにより、運動後では上肢末梢部の血管反応が向上することを明らかにしている⁷⁾。しかしながら、これらの従来研究では解析対象が上肢に限定されており、下肢の血管反応の解析は行われていなかった。また、血管の収縮-弛緩応答の評価として血管の剛性(コンプライアンスの逆数)しか解析していない。血管の収縮、弛緩は剛性のみならず粘性も関与していることから、粘性も評価することにより詳細な血管の特性が解析可能となる。

一方、血管の力学特性を詳細に解析した研究は従来から数多く報告されている。Armentanoらは麻酔下の犬の動脈血圧と血管径を計測し、血管が収縮-弛緩している際の応力-ひずみ特性や、剛性、粘性の変動を定量的に評価している⁸⁻¹⁰⁾。また、Mascaroらは、生理学の文献に記述されている平均的な血管径や血流速度から剛性、粘性、慣性を推定している¹¹⁾。これら従来研究に対して、著者らは上肢指尖部における血管の力学特性を機械インピーダンスの剛性、粘性、慣性を用いてモデル化し、beat-to-beatで定量的に評価する手法を提案した¹²⁾。さらに、インピーダンスの推定に利用される生体信号

の一つである動脈血圧を非観血に計測し、平滑筋の最も基本的な特徴を捉えた Voigt モデルを用いて血管の剛性、及び粘性を定量的、かつ精度良く推定可能であることを確認した¹³⁾。

そこで本稿では、下肢末梢部における血管反応を非観血、かつ定量的に推定する手法を提案する。具体的には心電図、動脈血圧、プレチスマグラムに各種信号処理を施し、インピーダンスモデルによるフィッティング、及び血管状態の推定を行う。以下、2 では提案する下肢血管インピーダンスモデルを説明し、非観血によりインピーダンス推定を行う手法について述べる。3 では提案手法の推定精度の確認、及び提案モデルの有用性を検証する。また、4 では下肢の上下動中に計測した生体信号を用いて血管インピーダンスを推定した結果を提示し、下肢血管インピーダンスの推定可能性について検討する。最後に、トレーニング前後のインピーダンスの値を比較し、トレーニングに伴う血管反応の変化を定量的に評価することを試みる。

2. 血管壁のモデル化

図 1 に著者らが提案した血管壁のインピーダンスモデルを示す¹³⁾。血管壁の任意の半径方向における特性のみを考え、この方向に加わる応力と血管壁のひずみから、インピーダンス特性を以下のように表現している。

$$d\sigma(t) = M d\ddot{\varepsilon}(t) + B d\dot{\varepsilon}(t) + K d\varepsilon(t) \quad (1)$$

ここで、 $\sigma(t)$ [N/m²] は動脈血圧により血管壁に作用する法線応力、 M [kg]、 B [Ns/m²]、 K [N/m²] は血管壁の慣性、粘性、剛性、

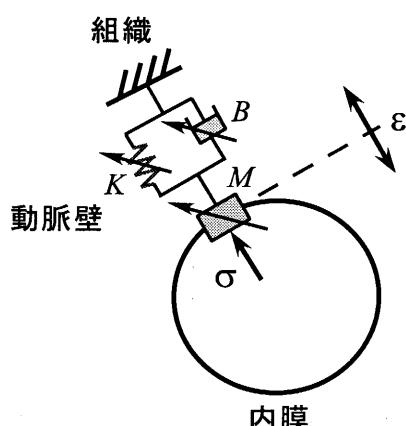


図 1 血管壁インピーダンスモデル

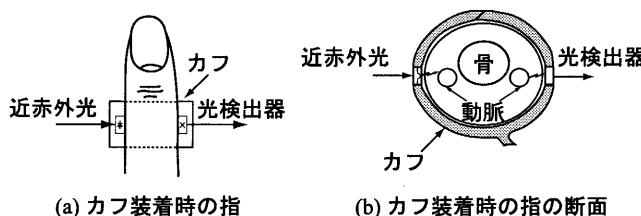


図 2 動脈血圧の非観血計測

$\varepsilon(t)$ [%], $\dot{\varepsilon}(t)$ [%/s], $\ddot{\varepsilon}(t)$ [%/s²] は血管壁のひずみ、ひずみ速度、ひずみ加速度、 $d\sigma(t) = \sigma(t) - \sigma(t_0)$, $d\varepsilon(t) = \varepsilon(t) - \varepsilon(t_0)$ であり、 t_0 [s] は心電図の R 波が発生する時刻である¹³⁾。

式(1)のインピーダンスパラメータを推定するためには、応力 $\sigma(t)$ とひずみ $\varepsilon(t)$ を計測する必要がある。ここで、動脈の内膜に作用する法線応力は動脈血圧と等しいことから、法線応力は以下のように表現される。

$$\sigma(t) = P_b(t) \quad (2)$$

ただし、 $P_b(t)$ は動脈血圧である。

一方、血管壁のひずみを直接測定することは困難であることから、プレチスマグラムを用いて以下のように表現することとした。

$$\varepsilon(t) = P_l(t) / A_0 \quad (3)$$

ここで、 $P_l(t)$ はプレチスマグラム、 A_0 は吸光度 $A(t)$ の一周期の平均値であり¹³⁾、以下のように表現される。

$$A_0 = 1/T \int_{t_0}^{t_0+T} A(t) dt \quad (4)$$

ここで、 T は RR 間隔である。また、血管壁の半径方向の特性において、慣性 M は非常に小さく、無視できることが従来研究により報告されている¹⁴⁾。以上の関係から、式(1)は以下のように書き表される。

$$dP_b(t) = \tilde{B} d\dot{P}_l(t) + \tilde{K} dP_l(t) \quad (5)$$

ただし、 $dP_b(t) = P_b(t) - P_b(t_0)$, $dP_l(t) = P_l(t) - P_l(t_0)$, $d\dot{P}_l(t) = \dot{P}_l(t) - \dot{P}_l(t_0)$,

$$\tilde{B} = B / A_0, \tilde{K} = K / A_0 \quad (6)$$

である。ここで、 \tilde{B} , \tilde{K} はそれぞれ粘弾性特性を表現している。

従来法¹²⁾では、動脈血圧はカテーテルにより観血的に計測されていたため、この方法をそのまま適用したのでは被験者に過大な負担が生じてしまう。そこで、本稿では非観血に血管の力学特性を捉える手法¹³⁾を用いる。非観血に血管の力学特性を捉える方法としては、動脈血圧の測定にフィナプレス (Finapres 2300, オメダ社) を利用した。フィナプレスとは、Penaz 理論¹⁵⁾に基づいて動脈血圧を非観血に計測することを可能とした装置である。この理論は、図 2(a) に示す指の周りに巻いた外部フィンガーカフを介して指に作用する圧力が常に動脈血圧に等しい場合、動脈壁に負担がかからないため動脈のサイズ（容積）が変化しないという考えに基づいている。動脈の容積変動は図 2(b) に示す指の両端に装着される近赤外光の透過度を検出することで判断されるため、血管の容積が一定となる時のフィンガーカフの圧力が動脈血圧として計測される。これにより非観血、かつ連続に動脈血圧を測定するこ

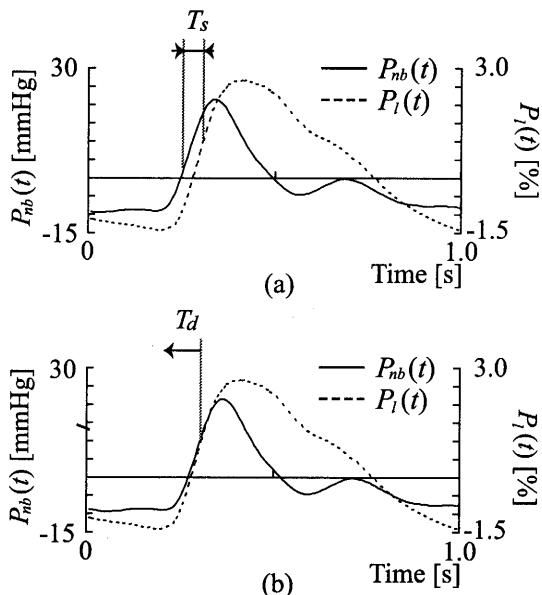
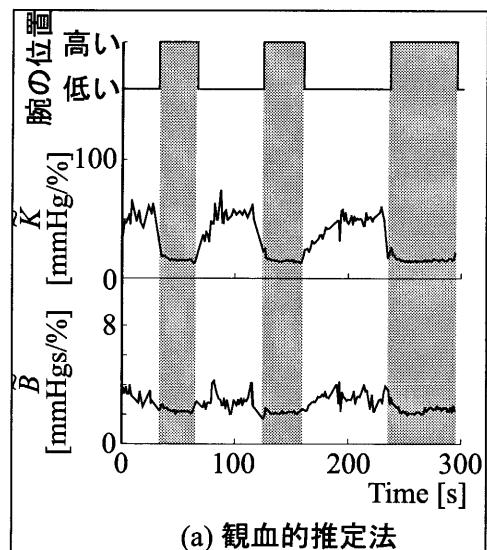
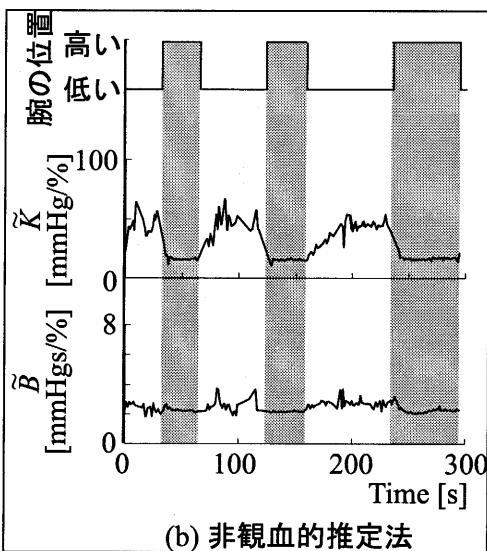


図3 シフト時間



(a) 観血的推定法



(b) 非観血的推定法

とが可能となり、カテールを利用する場合と同様に時々刻々と変化する血管の力学特性を評価可能となる。しかしながら、カテールにより計測した動脈血圧に比べて非観血に計測した動脈血圧には遅れが生じてしまい、その遅れ時間がインピーダンスの推定結果に影響を与えることから、時間遅れに対する補正が必要となる。

遅れ時間の調節法を図3を用いて説明する。図において、実線は非観血的動脈血圧、破線はプレチスマグラムを示している。まず、計測した非観血的動脈血圧とプレチスマグラムの変曲点の差を求める。本稿では、各波形の立ち上がりから最高値に到達するまでの変曲点を利用した。検出された時間差を T_s とする(図3(a))と、プレチスマグラムを進めることにより、非観血的動脈血圧との時間差を調節する(図3(b))。これにより、1拍毎の遅れ時間の変動を補償することができる。次に、計測装置等に含まれる一定の遅れ時間を補償するため、非観血的動脈血圧にシフト時間 T_d を導入し、シフト後の血圧を用いてインピーダンスを以下の式を用いて推定する。

$$dP_{nb}(t+T_d) = \tilde{B} dP_l(t+T_s) + \tilde{K} dP_l(t+T_s) \quad (7)$$

ここで、 $P_{nb}(t)$ は非観血的動脈血圧、 $dP_{nb}(t+T_d) = P_{nb}(t+T_d) - P_{nb}(t_0+T_d)$ 、 $dP_l(t+T_s) = P_l(t+T_s) - P_l(t_0+T_s)$ である¹³⁾。

次節では、インピーダンス推定実験について述べる。

3. インピーダンス推定実験

3.1 観血的推定法と非観血的推定法の比較

指尖部の上下動時において、非観血的推定法によりインピーダンスパラメータ(\tilde{B} , \tilde{K})を精度良く推定可能であるか検証するために、観血的推定法¹²⁾により推定されたインピーダンス値と非観血的推定法による推定値を比較した。

実験では心電図、カテールによる観血的動脈血圧、フィナプレスによる非観血的動脈血圧、プレチスマグラムを同時に計測した。被験者は23歳の心肺機能に障害を持たない男性であり、胸部交感神経遮断術の術後において全身麻酔から覚醒した約30分後に計測した。また、本計測は被験者の同意、及び広島大学大学院医歯薬学総合研究科の倫理委員会の承認を得た後計測を行った。心電図、観血的動脈血圧、プレチスマグラムの計測装置は日本光電(株)のベッドサイドモニタ(BSS-9800)であり、各データはサンプリング周波数125[Hz]でパソコンに保存した。観血的動脈血圧は、左桡骨動脈にカテールを挿入し計測した。また、非観血的動脈血圧は、フィナプレスを観血的動脈血圧の計測部位と同側の第3指(中指)に装着し計測した。プレチスマグラムは、同側の第1指(拇指)の指尖から測定した。また、シフト時間は文献¹³⁾で最適とされている32[ms]とした。

3.2 上肢血管インピーダンス推定結果

インピーダンス推定を試みた結果を図4に示す。(a)は観血的推定法、(b)は非観血的推定法により推定された結果であり、上から、剛性(\tilde{K})、粘性(\tilde{B})を示している。陰影をつ

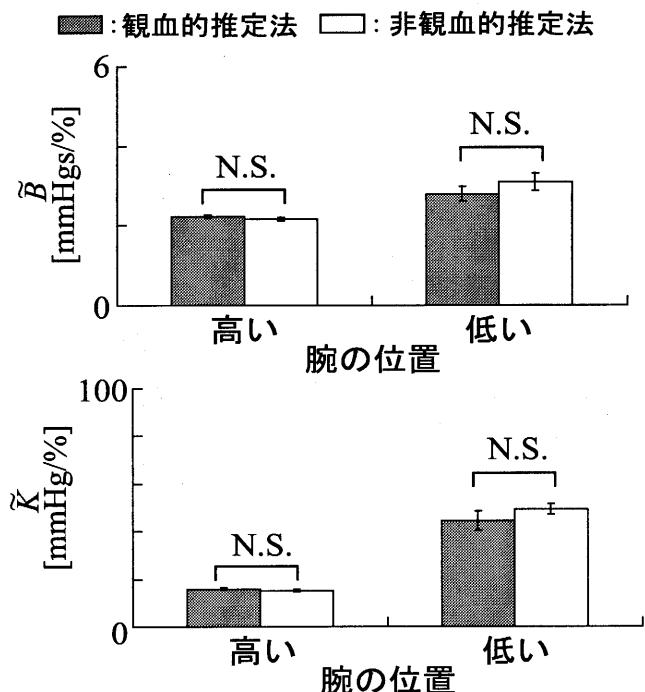


図 5 インピーダンス推定値の平均値

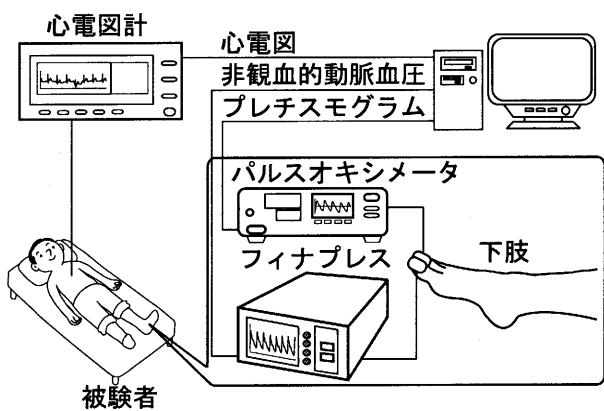
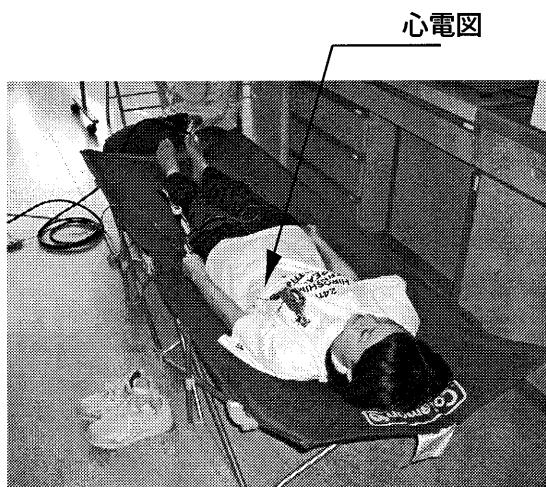
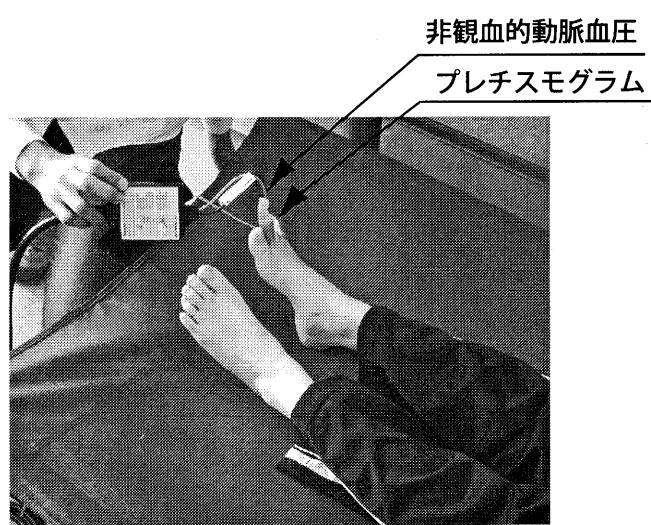


図 6 実験装置



(a)



(b)

図 7 実験風景

けた領域は腕を上げている状態、つけていない領域は腕を下げている状態に対応している。結果より、腕を下げている時は剛性が高く、腕を上げている時は剛性が低くなっている。従来研究³⁾と同様の変化が観察された。また、観血的推定法、及び非観血的推定法により推定された剛性、及び粘性の誤差を有意差検定により評価した。検定に用いたデータはそれぞれ腕を上げている状態、下げている状態における連続した10周期データの平均値とした。また、統計処理については対応のあるt-testを用い、有意水準は5%未満とした。結果を図5に示す。平均値、標準偏差をそれぞれ棒グラフ、エラーバーで表示している。結果より、剛性、及び粘性における腕を上げている状態、下げている状態ともに有意な差が無いことから、非観血的推定法により指尖部の上下動時における血管力学特性を観血的推定法と同等の精度で推定可能であることを確認することができた。次に、下肢血管インピーダンスの推定実験、及び推定結果について述べる。

3.3 非観血的推定法による下肢血管インピーダンス推定実験

生体信号を計測する機器の構成図を図6に、実験風景を図7に示す。実験では心電図、非観血的動脈血圧、プレチスマグラムを同時に計測した。計測装置は心電図が日本コーリンの心電図計(BP-306)、非観血的動脈血圧はオメダ社のフィナプレス(Finapres 2300)、また、プレチスマグラムは日本光電のパルスオキシメータ(OLV-3100)を利用した。非観血的動脈血圧は下肢の第2指から計測しており、プレチスマグラムは同側の第3指の指尖から測定した。また、各データはサンプリング周波数1[kHz]でパソコンに保存した。

パラメータ推定は、心電図($ECG(t)$)、非観血的動脈血圧($P_{nb}(t)$)、プレチスマグラム($P_t(t)$)を同時に計測し、前処理を施した後、最小自乗法を用いて行った。以下、各処理の詳細を説明する。ただし、一例としてベッド上にて安静状態で15分間休憩した後の計測データを用いた。

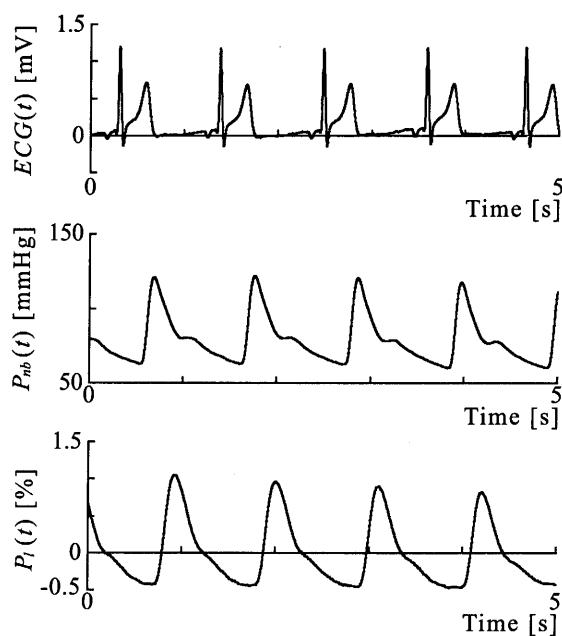


図 8 計測信号の一例

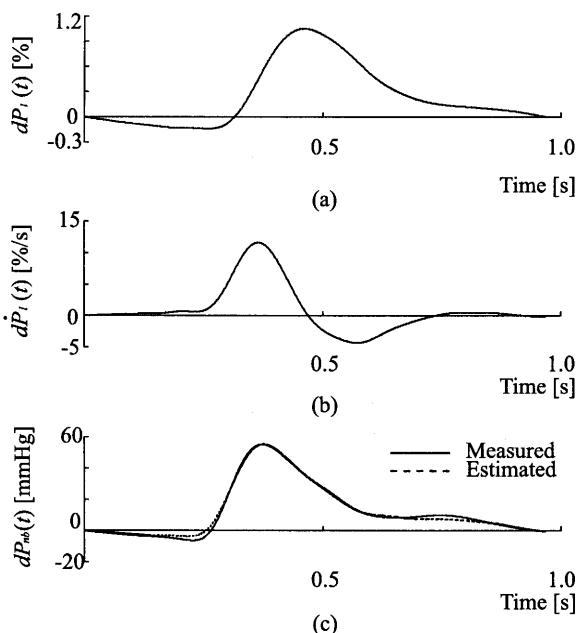
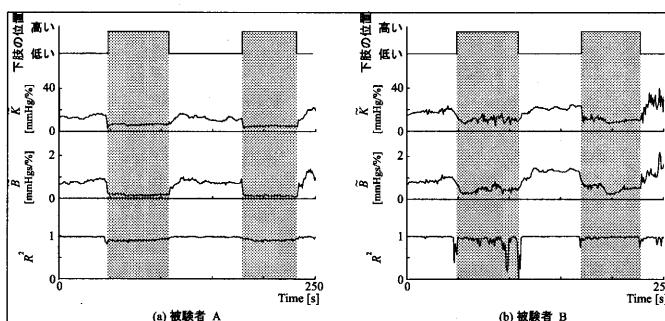
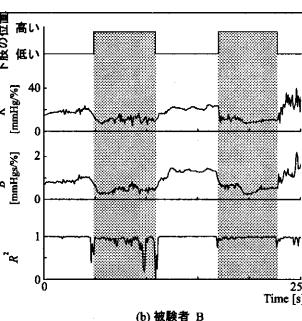


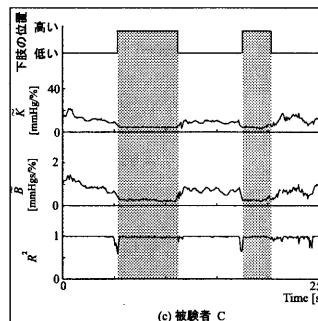
図 9 プレチスマグラムと非観血的動脈血圧の一例



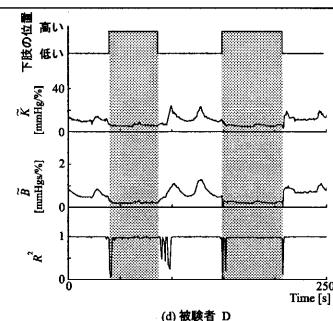
(a) 被験者 A



(b) 被験者 B



(c) 被験者 C



(d) 被験者 D

図 10 下肢上下動時のインピーダンス推定結果

図 8 は計測したデータの一例である。上から、心電図、非観血的動脈血圧、プレチスマグラムの時間波形である。ここで、使用したフィルタ特性は、非観血的動脈血圧が IIR 型 2 次 LPF:6 [Hz], IIR 型 1 次 HPF:0.3 [Hz], プレチスマグラムが FIR 型 8 次 LPF:15 [Hz], IIR 型 1 次 HPF:0.3 [Hz] である。次に、心電図の R 波のタイミング毎に、一拍分の動脈血圧とプレチスマグラムのデータを切り出す。そして、周期毎の心電図の R 波があらわれる時刻を t_0 と定義し、式(7)の $dP_{nb}(t+T_d)$, $dP_l(t+T_s)$, $d\dot{P}_l(t+T_s)$ を求めた。一周期毎に切り出すことで、一刻一刻と変化するインピーダンスを捉えることが可能となる。

図 9 は、推定に用いたプレチスマグラム、非観血的動脈血圧の一例である。(a) はプレチスマグラム、(b) はプレチスマグラムの一階微分、(c) は非観血的動脈血圧を表している。また、実線は測定値、点線は推定した \tilde{B} , \tilde{K} から式(7)を用いて計算した予測値である。ここで、モデルの適合度を決定係数 R^2 ¹⁶⁾ により評価することとした。決定係数とは、回帰直線によって独立変数が従属変数のどれくらいを説明できるか表したものであり、0 ~ 1 の値をとり、0 に近いほど、モデルの適合度が低いことを意味する。また、決定係数は、R-R インターパル毎に切り出した動脈血圧の計測値（1 拍分の時系列データ）と、推定されたインピーダンスパラメータ、及びプレチスマグラムの計測値（1 拍分の時系列データ）から式(7)を用いて予測した動脈血圧から計算した。結果より、測定値と予測値の決定係数は 0.979 であり、2 つの波形がかなり精度良く一致していることが分かる。また、下肢を上げている時、及び下げている時における各 10 試行の決定係数の平均、及び標準偏差を計算した。結果、下肢を上げている時が 0.978 ± 0.002 、下げている時は 0.981 ± 0.004 であり、高い決定係数が得られていることから、式(7)により定義されるモデルは下肢の血管特性を上手く表現できていることがわかる。

4. 下肢血管インピーダンスモニタリング

非観血的動脈血圧を用いて下肢の上下動時における血管インピーダンスの推定を試みた。被験者は健常な男子大学生 4 名（被験者 A,B,C,D）であり、生体信号はベッド上にて安静な状態で 15 分間経過した後計測した。

下肢血管壁インピーダンスの推定結果を図 10 に示す。陰影をつけた領域は下肢を上げている状態、つけていない領域

表1 インピーダンス比

	被験者 E		被験者 F		被験者 G	
	\tilde{K} _{ratio}	\tilde{B} _{ratio}	\tilde{K} _{ratio}	\tilde{B} _{ratio}	\tilde{K} _{ratio}	\tilde{B} _{ratio}
トレーニング肢	2.60	3.44	3.44	2.52	1.54	1.18
非トレーニング肢	1.47	1.41	2.47	2.06	2.23	2.26

は下肢を下げている状態に対応している。推定結果は、計測した動脈血圧と推定により得られた動脈血圧との決定係数 R^2 が0.8以上の場合のみ表示した。結果より、下肢を下げている時は剛性が高く、下肢を上げている時は剛性が低くなっている。上肢において解析した結果と同様の変化が観察された。また、剛性、粘性とも同様の変化を示していることがわかる。平滑筋の特徴として、血管緊張度に応じて剛性、粘性が同様の変化を示すことが明らかにされており¹²⁾、このことから、下肢血管平滑筋の特性を本モデルが適切に捉えていることがわかる。また、決定係数は、下肢の状態の切り換え時において計測データにノイズが含まれるため低下するものの、全体的に

高い値を示しており、安定した推定が実現できていることがわかる。

最後に、トレーニングに伴う血管反応の変化を定量的に評価することを試みた。トレーニングを行った被験者は健常な成人男性1名、及び女子大学生6名であり、このうち、フィナプレスにより下肢動脈血圧が適切に計測可能であった成人男性1名（被験者E）、及び女子大学生2名（被験者F、G）を解析対象とした。ここで、下肢動脈血圧が適切であるかどうかの判定は、同時に計測した上肢動脈血圧の値と比較し、10%以上減衰している場合を不適切とした。各被験者は、片脚自転車サイクリング運動を1日1回、10日間連続で行った。運動強度は、片脚サイクリング運動におけるpeak VO₂の40[%]に相当する強度(24~44[W])とし、ペダル回転数は60回転/分、運動時間は60分とした。被験者のうち、左脚をトレーニング肢とした被験者が1名（被験者E）、右脚をトレーニング肢とした被験者が2名（被験者F、G）である。トレーニング前、トレーニング後とともに、生体信号の測定はベッド上にて安静な状態で15分間経過した後に行った。また、トレーニング後の生体信号は、10日間のトレーニング期間が終了した翌日に計測した。

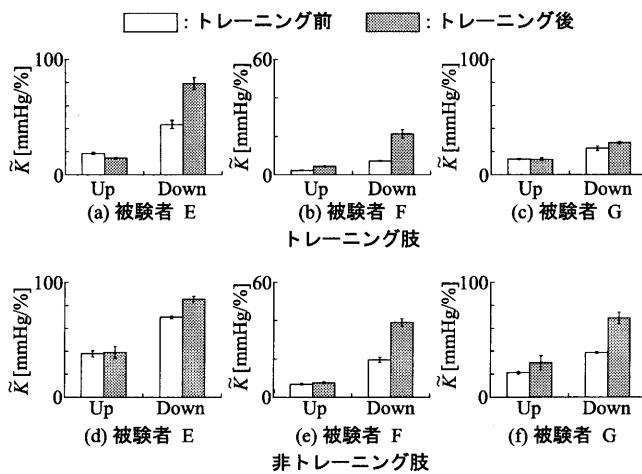
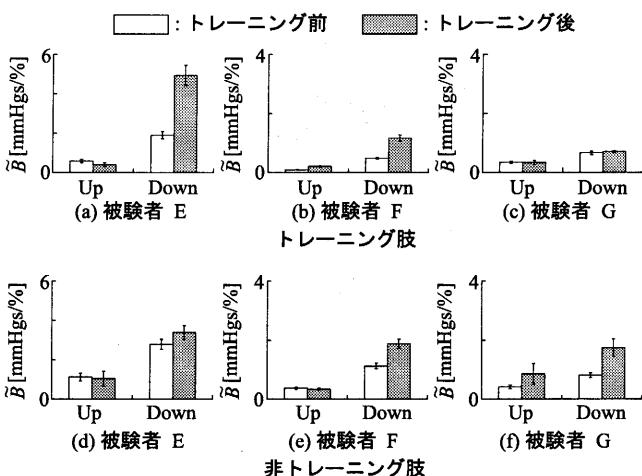
トレーニング前後における下肢を上げている状態(up)、下げている状態(down)において推定した剛性、及び粘性をそれぞれ図11、12に示しております。連続する10周期データの平均値、標準偏差を棒グラフ、エラーバーでそれぞれ表示している。結果より、図10と同様に下肢を下げている時は剛性、粘性が高く、下肢を上げている時は剛性、粘性が低くなっている。トレーニング肢、非トレーニング肢ともに同様の傾向が現れている。ここで、血管反応を定量的に評価するために、トレーニング前後での剛性、及び粘性の変化量の比を以下の式を用いて表現することとした。

$$\tilde{K}_{ratio} = |\bar{K}_{upPOST} - \bar{K}_{downPOST}| / |\bar{K}_{upPRE} - \bar{K}_{downPRE}| \quad (8)$$

$$\tilde{B}_{ratio} = |\bar{B}_{upPOST} - \bar{B}_{downPOST}| / |\bar{B}_{upPRE} - \bar{B}_{downPRE}| \quad (9)$$

ここで、 \tilde{K}_{ratio} 、 \tilde{B}_{ratio} は剛性、粘性の変化量の比、 \bar{K} 、 \bar{B} は図11、12で示されている剛性、粘性の平均値である。また、添え字のupは下肢を上げている時、downは下げている時、PREはトレーニング前、POSTはトレーニング後をそれぞれ意味する。

インピーダンス値の変化量の比を比較した結果を表1に示す。結果より、全被験者とも剛性、及び粘性の変化量の比が増加している様子が見て取れる。従来研究において、上肢の血管反応（血管の収縮-弛緩応答）がトレーニングにより向上することが明らかにされており⁷⁾、このことから、提案手法により下肢の血管反応を評価できていることがわかる。また、被験者E、Fにおけるトレーニング肢は非トレーニング肢と比較して顕著な増加が現れているのに対して、被験者Gにおいては、トレーニング肢に顕著な増加が現れていないことがわかる。ここで、被験者Gが筋疲労状態にあり、筋肉痛を引き起こして

図11 インピーダンス推定結果：剛性 (\tilde{K})図12 インピーダンス推定結果：粘性 (\tilde{B})

いたことを被験者から確認した。一般的に、筋肉痛は乳酸が筋中に蓄積することにより発生し、筋疲労の状態では張力発生能が低下することが確認されている¹⁷⁾。血管平滑筋も同様に筋で構成されていることから、血管平滑筋の張力発生能が低下し他の被験者と異なる結果が現れた可能性がある。しかしながら、乳酸など筋の疲労を表す指標を同時に計測していないため、真に筋が疲労していたかどうかを定量的に評価していない。今後は乳酸値を計測することで、筋疲労と血管反応との関係性を明らかにしていきたい。今回推定された結果の妥当性については、今後被験者数を増加するなどしてさらなる検証を行う必要があるが、トレーニング効果を血管力学特性のレベルで定量的に評価できる可能性をある程度示すことができた。

5. 考察

本論文では、非観血的動脈血圧を用いた血管壁インピーダンスの推定法を下肢へと応用し、下肢血管インピーダンスの推定を試みた。下肢指尖部の位置変動に伴うインピーダンス推定実験では、推定したパラメータが位置の変動に伴い変化しており、収縮-弛緩する様子を定量的に示した。また、トレーニングに伴い、下肢の血管反応が向上する様子を定量的に評価できる可能性を示すことができた。

今後は、下肢動脈血圧を安定して計測するための計測方法の工夫や、被験者数を増加しさらなる妥当性の検証を行う予定である。また、本論文において推定している血管インピーダンスの推定手法は骨格筋インピーダンス推定手法を応用しており、その推定精度は従来研究においてすでに既知の物理量（バネと質量）に対して確認が行われている¹⁸⁾。しかしながら、本論文で推定の対象としている血管壁のような微小な物質における推定精度の確認は行われておらず、また、現時点では血管インピーダンスの真値を *in vivo* で推定する手法が存在しないため、真値との比較を行うことができない。今後、超音波画像等を利用することにより真の血管インピーダンスを推定し、提案手法により推定されたインピーダンス値との比較・検証を行う予定である。さらに、トレーニングジムや一般家庭などにおいて非観血に血管の力学特性を推定し、健康管理のツールとしての利用可能性の検証やトレーニング効果の判定を行うためのシステムを開発する予定である。

謝辞

本研究の遂行に協力していただいた広島大学大学院医歯薬学総合研究科 佐伯昇氏、河本昌志氏、及び日本光電株式会社 鶴川貞二氏、刀祢勝秀氏に感謝の意を表します。また、本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金(1508279)、及び広島県産業科学技術研究所知的クラスター創成事業の援助により行われました。ここに深く感謝の意を表します。

参考文献

- 1) 竹宮隆：指尖容積微分脈波を用いた末梢循環研究、加賀谷淳子、中村好男(編)：運動と循環—研究の現状と課題—, 70-81, ナップ(2001).
- 2) Bayliss, W.M.: On the local reactions of the arterial wall to changes of internal pressure, *J. Physiol.*, 28, 220-231, (1902).
- 3) 深瀬湛子、前田順一、下田政博、鈴木淳一、竹宮隆：位置負荷-指尖血圧応答の分析、日本運動生理学雑誌, 1, 107-112, (1994).
- 4) Suzuki, J. et al.: Differential digital plethysmographic analysis of finger vascular response to changes in arm position in baseball players, *Adv. Exerc. Sports Physiol.*, 1(2), 15-21, (1995).
- 5) Maeda, J., Takemiya, T., Shimoda, M., Suzuki, J. and Komiya, H.: Local vascular response induced by arm position change: the related myogenic mechanism and venoarteriolar reflex in humans, *Adv. Exerc. Sports Physiol.*, 3(2), 67-73, (1997).
- 6) Takemiya, T., Maeda, J., Suzuki, J., Nishihira, Y. and Shimoda, M.: Differential digital photoplethysmographic observations of finger vascular exponential response to the arm position changes in humans, *Adv. Exerc. Sports Physiol.*, 2(2), 83-90, (1996).
- 7) Katayama, K., Shimoda, M., Maeda, J. and Takemiya, T.: Endurance exercise training increases peripheral vascular response in human fingers, *Jpn. J. Physiol.*, 48(5), 365-371, (1998).
- 8) Armentano, R.L., Simon, A., Levenson, J., Chau, N.P., Megnien, J.L. and Pichel, R.: Mechanical pressure versus intrinsic effects of hypertension on large arteries in humans, *Hypertension*, 18(5), 657-664, (1991).
- 9) Barra, J.G., Armentano, R.L., Levenson, J. et al.: Assessment of smooth muscle contribution to descending thoracic aortic elastic mechanics in conscious dogs, *Circ. Res.*, 73, 1040-1050, (1993).
- 10) Barra, J.G., Graf, S. and Armentano, R.L.: Beneficial effect of aortic smooth muscle energy dissipation in conscious dogs, in *Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, 586, (2003).
- 11) Mascaro, S.A. and Asada, H.H.: Photoplethysmograph fingernail sensors for measuring finger forces without haptic obstruction, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 17(5), 698-708, (2001).
- 12) 坂根彰、辻敏夫、田中良幸、佐伯昇、河本昌志：プレチスモグラムを利用した血管状態モニタリング、計測自動制御学会論文集, 40(12), 1236-1242, (2004).
- 13) Sakane, A., Shiba, K., Tsuji, T., Saeki, N. and Kawamoto, M.: Non-invasive monitoring of arterial wall impedance, in *Proc. The First International Conference on Complex Medical Engineering*, 984-989, (2005).
- 14) Nichols, W.W. et al.: McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles, Arnold, 4th

ed, London, (1998).

- 15) Penaz, J.: Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger, In Digest of the 10th Int. Conf. Med. Biol. Engineering, 104, (1973).
- 16) Archdeacon, J.: Correlation and Regression Analysis, Univ of Wisconsin Pr., (1994).
- 17) 植村慶一 (監訳) : オックスフォード・生理学, 丸善, (2005).
- 18) 辻敏夫, 後藤和弘, 伊藤宏司, 長町三生: 姿勢維持の人間の手先インピーダンスの推定, 計測自動制御学会論文集, 30(3), 319-328, (1994).



坂根 彰 (さかね あきら)

2003 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。現在、同大学大学院工学研究科博士課程後期在学中。専門は医用生体電子工学。米国電気電子学会(IEEE), バイオメカニズム学会(SOBIM)などの会員。The 29th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society Best Presentation Awardなどを受賞。

柴 建次 (しば けんじ)

東京理科大学大学院理工学研究科博士課程修了後、日本学術振興会特別研究員、東京大学大学院新領域創成科学研究科助手等を経て、広島大学大学院工学研究科助教授、現在に至る。工学博士。専門は医用生体電子工学。

辻 敏夫 (つじ としお)

広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了後、広島大学工学部助手、同助教授を経て、同大学大学院工学研究科教授、現在に至る。工学博士。専門は人間とロボットの運動制御、生体信号解析、ニューラルネットワーク。

三浦 朗 (みうら あきら)

広島大学大学院修士課程修了後、東京大学研究生、東北大教養部・医学部助手、県立広島女子大学生活科学部講師・助教授を経て、県立広島大学人間文化学部教授、現在に至る。専門は運動生理学、バイオメカニクス。

福場 良之 (ふくば よしゆき)

九州芸術工科大学大学院修士課程修了後、広島大学工学部人間工学研究室助手、広島大学原爆放射能医学研究所助手・講師を経て、県立広島大学人間文化学部健康科学科教授、現在に至る。専門は呼吸生理学、運動生理学。

Non-invasive monitoring of arterial wall impedance in lower limb

Akira SAKANE^{1†}, Kenji SHIBA¹, Toshio TSUJI¹, Akira MIURA², Yoshiyuki FUKUBA²

¹Graduate School of Engineering, Hiroshima University

²Faculty of Human Culture and Science, Prefectural University of Hiroshima

Abstract This paper examined the dynamic characteristics of lower limb's arterial wall by using mechanical impedance. For extracting the vascular characteristics, we used biological signals such as an electrocardiogram, indirect arterial pressure, and pulse oximetric plethysmogram which are able to measure non-invasively. The validity of proposed method was ascertained by comparison with the impedance parameters estimated by using direct arterial pressure. Also, the vascular response, which suggests the changes of peripheral mechanism dependent on lower limb's position, was calculated from the estimated impedance parameters. The estimated stiffness and viscosity of the lower limb show similar changes to those of the upper limb. Moreover, it was shown that the exercise training may induce an increase in peripheral vascular response to alteration of transmural pressure in the lower limb.

Key Words: Lower limb's vascular system, Mechanical impedance, Non-invasive monitoring, Vascular response.

Received Oct 4, 2005 Accepted Feb 20, 2006

† Akira Sakane

Graduate School of Engineering, Hiroshima University

1-4-1 Kagamiyama, Higashihiroshima City, Hiroshima 739-8527, Japan

Tel:082-424-7676 Fax:082-424-2387

E-mail:sakane@bsys.hiroshima-u.ac.jp