

確率ニューラルネットを利用した オンライン血液循環状態診断支援システムの開発

広島大学大学院工学研究科

坂 根 彰 柴 建 次 辻 敏 夫

広島大学大学院医歯薬学総合研究科

佐 伯 昇 河 本 昌 志

医科器械学 第76巻 第1号 別刷

〔平成18年1月1日発行〕

原著



確率ニューラルネットを利用した オンライン血液循環状態診断支援システムの開発

坂根 彰* 柴 建次* 辻 敏夫*
佐伯 昇*¹ 河本昌志*¹

Development of On-line Diagnosis Supporting System on Blood Circulation
Using a Probabilistic Neural Network

Akira SAKANE*, Kenji SHIBA*, Toshio TSUJI*,
Noboru SAEKI*¹ and Masashi KAWAMOTO*¹

* Department of Artificial Complex Systems Engineering,
Hiroshima University

*¹ Department of Anesthesiology and Critical Care,
Hiroshima University

Abstract

This paper proposes a diagnosis support system to discriminate the conditions of blood circulation from biological signals by using a probabilistic neural network. Since the blood circulation varies according to vascular conditions, first, we analyze vascular features including biological signals. Then, the dynamic characteristics of an arterial wall are modeled by using mechanical impedance, and the impedance parameters are estimated beat-to-beat. Finally, it is shown that this system can be utilized for some surgical operations, and the conditions of blood circulation can be discriminated with high accuracy using the proposed method.

1. 目 的

医療現場において、医師は患者の状態を的確に把握し、適切な処置を施す必要がある。特に、動脈血圧や血管の拍動を捉えたプレチスモグラムなどは血液循環に関する情報を含んでおり、手術中において医師が患者の状態を把握するために用いられている。しかしながら、波形の微細な変化を正確に捉えることは難しく、患者の状態を誤って判断してしまう可能性もある。一方、血液循環は血管の状態（主に伸展性）に大

きく依存することから、生体信号から血管の状態変化を推定した後、患者の血液循環状態を自動的に識別し、その情報を的確に医師に伝達することが可能なモニタリング装置が実現できれば、患者の状態管理に有用であると考えられる。

従来から動脈血圧とプレチスモグラムの相対的な関係から、末梢血管の力学特性を定量的に推定する方法が提案されている。例えば、Saekiら¹⁾は、動脈血圧とプレチスモグラムの変動値から、手術中の動脈壁コンプライアンスの変化を定量化した。また、著者らはこれまでに、骨格筋インピーダンス推定法²⁾を応用して血管壁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、時々刻々

* 広島大学大学院工学研究科

*¹ 広島大学大学院医歯薬学総合研究科
(原稿受付：2005年4月18日)

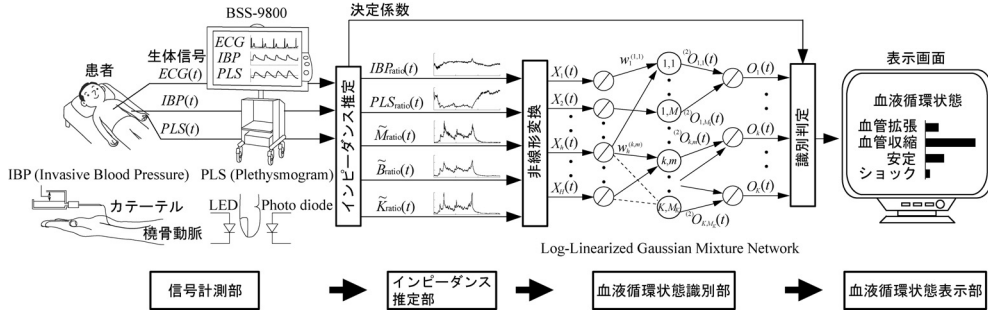


図1 血液循環状態診断支援システムの構成

と変化する血管壁のインピーダンスを beat-to-beat で推定する手法を提案するとともに、手術中の手技に対応した血管特性をインピーダンスの変化として捉えることに成功した³⁾。また、推定により得られたインピーダンスパラメータを用いて患者の血液循環状態の識別を試みており、識別可能であることを確認している⁴⁾。しかしながら、これらの結果はオフラインでの識別能力を検証したにすぎず、実際の手術現場においてオンラインで血液循環状態を識別し、医師が提案手法を用いて患者の状態管理を行うためには、リアルタイム処理に適した信号処理法の確立、および医師が利用しやすく、容易に患者の状態を把握可能なシステムを構築する必要がある。

そこで本論文では、血管の力学特性をリアルタイムで推定し、これらの情報をもとにオンラインで血液循環状態を識別するシステムの開発を試みる。本システムは自律神経系の働きが顕著に作用する末梢部の血管力学特性を beat-to-beat で推定できるため、胸部交感神経遮断術などの神経遮断を目的とした手術のモニタリングシステムとして利用することができる。本論文では胸部交感神経遮断術を対象とし、提案するシステムを用いることにより、交感神経の遮断が適切に行われたかどうか術中に識別可能であることを示す。

2. システム構成

開発したオンライン血液循環状態診断支援システムの構成を図1に示す。本システムは、① 信号計測部、② インピーダンス推定部、③ 血液循環状態識別部、④ 血液循環状態表示

部で構成されている。①～④のシステムは LabVIEW 7.0 (National Instruments Corporation) を用いて開発した。

1) 信号計測部

生体信号の計測にはベッドサイドモニタ BSS-9800 (日本光電工業 (株)) を用いた。心電図 (ECG)、動脈血圧 (IBP)、プレシモグラム (PLS) を同時に計測し (サンプリング周波数125Hz)、TCP を利用してパソコンに転送される。動脈血圧は左橈骨動脈にカテーテルを挿入し計測し、プレシモグラムは動脈血圧の計測部位と同側の第1指 (母指) の指尖部から測定する。そして、これらの生体信号をインピーダンス推定部に入力する。

2) インピーダンス推定部

生体信号に含まれる血管の特徴を抽出するために、機械インピーダンスの剛性、粘性、慣性を用いて血管の力学特性を定量的に評価する。

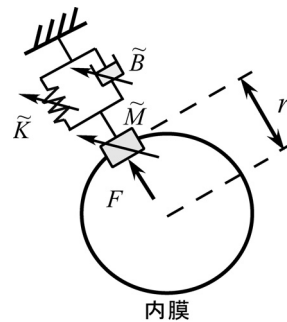


図2 血管壁インピーダンスモデル

図2に血管壁のインピーダンスモデルを示す。血管壁の任意の半径方向の特性のみを考え、この方向に加わる力と血管壁の変位からインピーダンス特性を以下のように表現する。

$$dP_b(t) = \tilde{M}d\dot{P}_l(t) + \tilde{B}dP_l(t) + \tilde{K}dP_l(t) \dots \dots (1)$$

ここで、血管壁に作用する力 (F) を動脈血圧 (P_b)、血管の変位 (r) をプレチスモグラム (P_l) で表現しており、血管の剛性 (\tilde{K})、粘性 (\tilde{B})、慣性 (\tilde{M}) は動脈血圧とプレチスモグラムの関係を表している。ここで、剛性は動脈血圧とプレチスモグラムの関係を表し、同様に、粘性はプレチスモグラムの速度波形、慣性はプレチスモグラムの加速度波形と動脈血圧との関係を表している。また、 $dP_b(t)=P_b(t)-P_b(t_0)$ 、 $dP_l(t)=P_l(t)-P_l(t_0)$ であり、心電図の R 波があらわれる時刻を t_0 と定義した。これらインピーダンスの値は R 波から R 波までの区間 (RR interval) において一定の値を示すと仮定し、最小自乗法を用いて推定する³⁾。

3) 血液循環状態識別部

インピーダンス推定部で推定されたインピーダンスパラメータをニューラルネットへ入力し、血液循環状態の識別を行う。ここで、推定したインピーダンスパラメータには個人差が含まれており、入力パラメータに大きな個人差が含まれていると識別が困難となる場合があるため、個人差の影響を小さくするために比を計算することとした⁴⁾。患者の麻酔が十分効いている安静状態のインピーダンスパラメータ \tilde{M}_{rest} 、 \tilde{B}_{rest} 、 \tilde{K}_{rest} を基準値とし、インピーダンス比 \tilde{M}_{ratio} 、 \tilde{B}_{ratio} 、 \tilde{K}_{ratio} を以下のように計算する。

$$\tilde{M}_{ratio} = \frac{\tilde{M}}{\tilde{M}_{rest}}, \quad \tilde{B}_{ratio} = \frac{\tilde{B}}{\tilde{B}_{rest}}, \quad \tilde{K}_{ratio} = \frac{\tilde{K}}{\tilde{K}_{rest}} \dots (2)$$

ここで \tilde{M}_{rest} 、 \tilde{B}_{rest} 、 \tilde{K}_{rest} は安静状態において推定した \tilde{M} 、 \tilde{B} 、 \tilde{K} の10心拍分のデータの平均値とした。同様に、beat-to-beat で切り出した周期ごとの動脈血圧、プレチスモグラムの最大値、最小値の差分値をそれぞれ IBP_{mean} 、 PLS_{mean} とし、安静時の差分値 IBP_{rest} 、 PLS_{rest} との比を求め、生体信号比 IBP_{ratio} 、 PLS_{ratio} を以下のように計算する。

$$IBP_{ratio} = \frac{IBP_{mean}}{IBP_{rest}}, \quad PLS_{ratio} = \frac{PLS_{mean}}{PLS_{rest}} \dots (3)$$

これらの正規化したパラメータ (\tilde{M}_{ratio} 、 \tilde{B}_{ratio} 、 \tilde{K}_{ratio} 、 IBP_{ratio} 、 PLS_{ratio}) を特徴パターンベクトル $x(n)=[x_1(n), x_2(n), \dots, x_L(n)]^T \in \mathcal{R}^L$ として識別に用いる ($L=5$)。

血液循環状態の識別には、Log-Linearized

Gaussian Mixture Network (LLGMN)⁵⁾ を用いる。このネットワークは混合正規分布モデルを対数線形化してネットワークに展開したもので、サンプルデータが従う統計分布をこのモデルにしたがって学習的に推定し、入力パターンに対する各血液循環状態の事後確率を出力することを可能としている。したがって、ネットワークの出力値が一番高い識別結果を患者の血液循環状態と考えることができる。

識別する血液循環状態としては、I) ショック状態、II) 安定状態、III) 血管収縮状態、IV) 血管拡張状態の4つとした⁴⁾。また、ニューラルネット (NN) の学習信号は、事前に計測した患者4名の手術データから作成した。識別対象とする全ての血液循環状態における確率が出力されるため、システムが一意に識別結果を決定するのではなく、医師自身が確率の変化から患者の状態を予測できる可能性もある。

生体信号を計測している際、医師が患者の手に触れるなどして信号にノイズが含まれることがある。ノイズが含まれた信号から識別された血液循環状態は信頼性が低く、誤った情報を医師に提示してしまう危険性がある。そこで、そのような信号による誤識別を防ぐため、決定係数 R^2 ⁶⁾ による識別判定を行っている。決定係数とは推定により得られた動脈血圧と実測した動脈血圧がどの程度一致しているかを表した指標であり、決定係数が低い場合は動脈血圧、プレチスモグラムのどちらかの波形にノイズが含まれている可能性が高い。この値を利用することで、誤識別をソフト的に抑えることができる。決定係数に基づく識別判定を行うために、決定係数に閾値 R_d^2 を設け、 $R^2 \geq R_d^2$ であれば識別結果が妥当であると判断し識別結果を更新・提示し、 $R^2 < R_d^2$ であれば識別結果を保留し、直前の識別結果を維持するようにした。

4) 血液循環状態表示部

開発したシステムの表示画面を図3に示す。

図3(a)は画面全体を表しており、生体信号[心電図 (ECG)、動脈血圧 (IBP)、プレチスモグラム (PLS)]、リサーチ図形、血液循環状態、インピーダンス推定値 (剛性)、基準値 (IBP, PLS)、血液循環状態識別結果表示、事

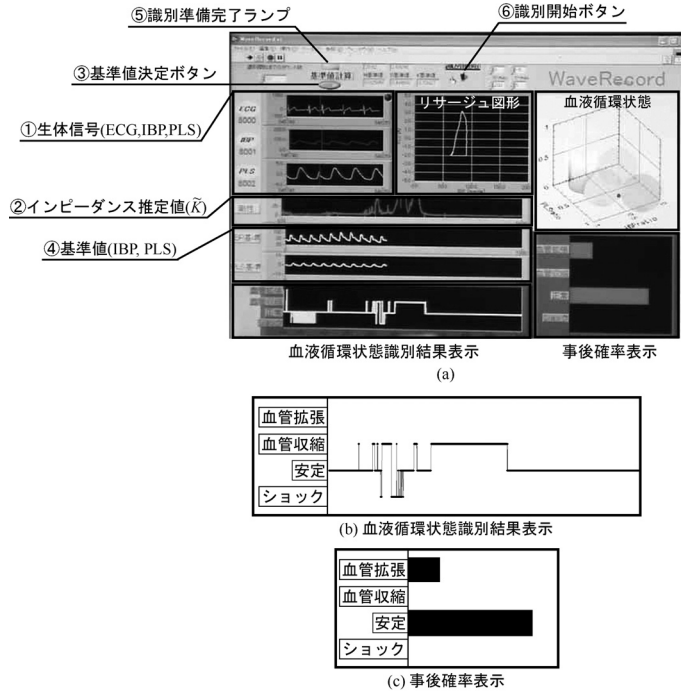


図3 血液循環状態診断支援システムの表示画面

後確率表示から構成している。図3(b)は血液循環状態識別結果表示を、また、図3(c)は事後確率表示を拡大して示したものである。血液循環状態識別結果表示には、過去に識別された血液循環状態の履歴が表示され、患者の状態推移を確認することができる。また、事後確率表示には、現在の各血液循環状態の確率が棒グラフで表示される。

図3(a)のリサージュ図形とは横軸に動脈血圧、縦軸にプレチスモグラムをとって描かれる波形であり、リサージュ図形の形はインピーダンスパラメータ \tilde{M} , \tilde{B} , \tilde{K} を反映して変化する。つまり、リサージュ図形の形が直線に近ければ脈波の遅れが少なく、 \tilde{K} が支配的であることを意味し、また、リサージュ図形の傾き(プレチスモグラムの振幅と動脈血圧の振幅の比)が大まかな血管のコンプライアンス(剛性の逆数)に対応する⁷⁾。一般的にリサージュ図形を構成する2つの波形が同相となり、かつ周波数特性が等しい時、リサージュ図形は直線を描く。しかしながら、今回計測している2つの波形である動脈血圧とプレチスモグラムは周波数特性や計測部位、信号処理法が異なるため、厳密な直

線を描くことはなく、本システムにおいて、リサージュ図形は視覚的かつ直感的に患者の血液循環状態を把握することを目的として出力している。画面右上には、患者の血液循環状態が3次元で表示された空間内の点の動きで表現されており、グラフィカルに把握できるようにしている。これから、患者の状態が回復傾向に向かっているのか、もしくは危険な状態になりつつあるのかなど、事後確率の変化と同様に点の動きから、ある程度、患者の状態を予測できる。

5) 処理の流れ

図4(a),(b)にベッドサイドモニタ、および信号処理を行うパソコンとの通信フローチャートを示す。また、図4(c)にタイムチャートを示す。図4(b)の処理A, B, Cは、図4(c)に記されているタイミングで行われる。以下に、本システムの処理の流れについて説明する。

ベッドサイドモニタは心電図、動脈血圧、プレチスモグラムを同時に計測する(図4(a))。サンプリング間隔は8msとした。計測したデータは装置内に保存され、32サンプリングデータが溜まると、TCPを利用してパソコンに一括転送される。転送時間は約0.2msであり、サ

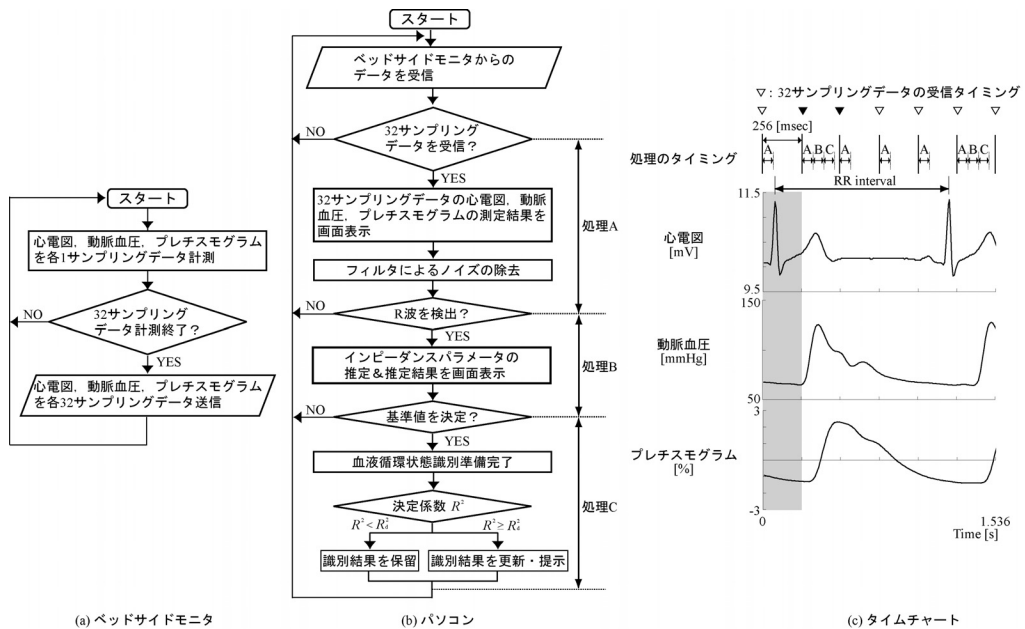


図 4 血液循環状態診断支援システムの動作フローチャート，およびタイムチャート

ンプリング間隔 8 ms より十分短い。

パソコンに転送されたデータは，図 4 (b) の動作フローチャートにしたがって，図 3 (a) の画面 ① (生体信号表示部) に出力される。生体信号データにはノイズ等が含まれているため，デジタルフィルタにより処理を施す必要がある。本論文で用いたフィルタ特性は，心電図が IIR 型 2 次 BPF : 14~28 Hz，動脈血圧が IIR 型 2 次 LPF : 6 Hz，IIR 型 1 次 HPF : 0.3 Hz，プレチスモグラムが FIR 型 8 次 LPF : 15 Hz，IIR 型 1 次 HPF : 0.3 Hz である。フィルタによる波形の変化を図 5 (a)，(b) に示す。フィルタ処理した後，心電図の R 波の検出を行う

(図 4 (b) の処理 A)。ここで，図 4 (c) の ▽ はパソコンがベッドサイドモニタから 32 サンプルングデータを受信するタイミングである。▼ で囲まれた時間に行われる処理 A は陰影をつけた領域の生体信号に対して行われ，以後同様な処理が繰り返される。

R 波が検出された場合は，1 つ前の R 波までの区間データ (RR interval) の動脈血圧，プレチスモグラムを (1) 式に代入し，インピーダンス推定を行う。推定結果は，画面 ② (インピーダンス推定値 (\tilde{K}) 表示部) に出力する。医師はこれら生体信号，およびインピーダンス推定結果から患者が安定状態であるかどうかを

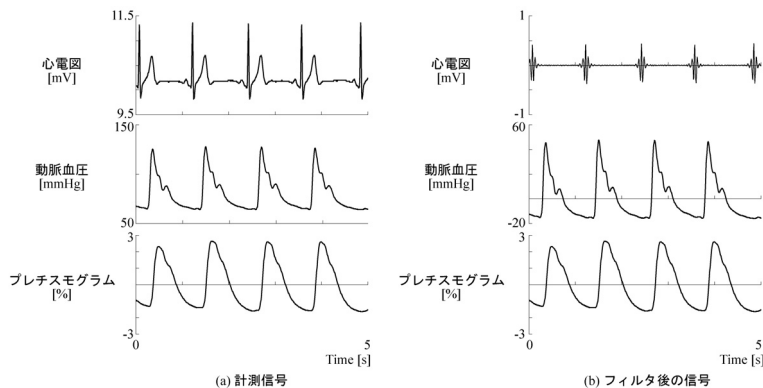


図 5 計測した生体信号の一例

確認し、麻酔が十分に効いて安定していると判断した場合には、図3(a)の画面③(基準値決定ボタン)をクリックし基準値を保存する。保存された基準値は画面④(基準値(IBP, PLS)表示部)に出力される。基準値として適切でないと判断した場合は再度画面③をクリックすることで、基準値を取り直すこともできる(処理B)。

基準値が確定すると、識別準備が整い画面⑤(識別準備完了ランプ)が点灯する。点灯後、画面⑥(識別開始ボタン)をクリックすることで血液循環状態の識別が開始される。その際、決定係数による識別判定が行われ、信頼性の高い結果のみ($R^2 \geq R_d^2$)が画面に表示される(処理C)。

以上が開発したオンライン血液循環状態診断支援システムの概要である。リアルタイム識別を可能とするためには、ベッドサイドモニタが32サンプリングデータを計測するのに必要な時間(256ms)内にパソコンが処理A~Cを終わらせる必要がある。そこで、試作したシステムにおいて各処理の計算速度を測定し、リアルタイム識別が実現可能であるか確認した。使用したパソコンはPCG-R505R/GK(SONY, Pentium III 850MHz)である。その結果、計算に要した時間はそれぞれ処理Aが8.36ms, 処理Bは8.59ms, 処理Cは51.78msであり、これら一連の処理を256ms以内に終わらせることが十分可能であることから、beat-to-beatでの識別処理が可能であることを確認した。そこで、開発したシステムを用いて手術現場でのオンライン識別実験を試みた。

3. 実験方法

被験者は、胸部交感神経遮断術を行った患者(被験者A)である。胸部交感神経遮断術は、多汗症患者に対して行われる手術である。多汗症とは、胸部の背骨の横に連なっている交感神経の機能亢進により、手のひらや脇の下の発汗が通常の人より多い病気であり、同時に血管が収縮し血液循環が悪い状態にある。この手術は、交感神経をクリップで遮断し、発汗を止めるために行われる⁸⁾。それに伴い血管が弛緩し血液

循環が改善するので、オンラインで血液循環状態を識別することができれば、手術の成功、あるいは失敗をその場で確認ができる可能性がある。使用したパソコンはInspiron 1100(DELLE, Celeron 2.0GHz)である。

4. 結果と考察

手術現場での実験の様子を図6に、また、識別結果を図7に示す。上から順に、動脈血圧変動比(IBP_{ratio})、プレチスモグラム変動比(PLS_{ratio})、慣性比(\tilde{M}_{ratio})、粘性比(\tilde{B}_{ratio})、剛性比(\tilde{K}_{ratio})、決定係数(R^2)、血液循環状態識別結果、ShockIndexを示す。ShockIndexとは、ショック状態を判断する方法として従来か



図6 オンライン識別実験

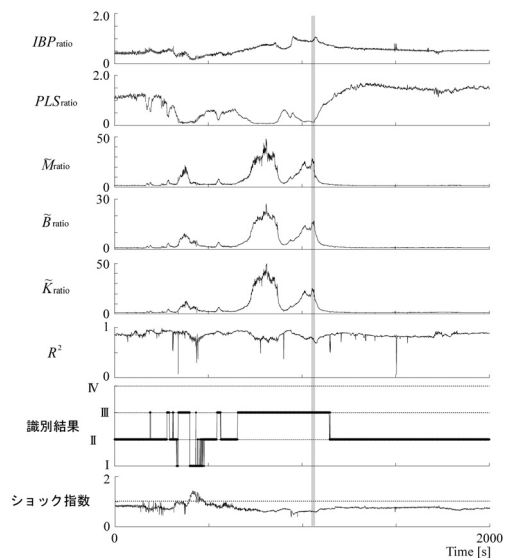


図7 オンライン識別結果：識別状態 (I ショック状態；II 安定状態；III 血管収縮状態；IV 血管拡張状態)

ら利用されている⁹⁾。この値は収縮期血圧と心拍数の比で求められ、正常状態では約0.6、ショック状態では1.0以上を示す。

図7の陰影を付けた領域において、クリッピングによる交感神経の遮断が行われている。ここで、インピーダンス比、および生体信号比の基準値は麻酔が十分に効いている手術開始直前の連続した10心拍分のデータの平均値とした。また、決定係数の閾値 R_d^2 を設定し、それ以下の場合は識別保留とした。ここで、決定係数閾値 R_d^2 は、複数の被験者データをオフラインで解析した際、ノイズを含んだ信号に対する決定係数がほぼ0.8以下の値を示していたことから $R_d^2=0.9$ と設定し、ノイズを含んだ信号を識別対象から除外した。被験者Aの結果において、700~1,100s付近で医師が遮断する交感神経を探索している。このような痛みを伴う刺激が加わると、脊髄から脳に情報が伝達し、ほぼ同時に交感神経と運動神経が刺激され、末梢の血管収縮、および筋の収縮が生じる¹⁰⁾。これにより、末梢血管の緊張度(弾性)が増加し、結果として剛性(かたさ)が増加することが報告されており、このとき、NNは血液循環状態を「血管収縮状態」と識別している。また、遮断後は交感神経の信号が末梢部に伝達されないため、血管が急激に弛緩することが報告されており、それに伴いNNは血液循環状態を「安定

状態」と識別している。400s付近で動脈血圧とプレチスモグラムが減少しており、血液循環状態は「ショック状態」と識別されている。そして、Shock indexもそれに伴い1.0以上の値を示している。結果より、イベントと識別結果が精度良く一致しており、手術現場での利用可能性を示すことができた。

次に、本システムの識別能力を検証するため、あらかじめ計測された10名の患者データに対し識別を試みた。結果を図8に示す。図には代表的な2名(被験者B, C)の結果を掲載しており、被験者Bは交感神経が適切に遮断された患者、被験者Cは神経の遮断が不十分であった患者である。

被験者Bの結果において、200~1,100s付近で医師が遮断する交感神経を探索しているため患者へ刺激が加えられており、それに伴い血管が収縮しNNは血液循環状態を「血管収縮状態」と識別している。また、遮断後NNは血液循環状態を「安定状態」と識別している。また、2,000s付近で動脈血圧とプレチスモグラムが減少しており、血液循環状態は「ショック状態」が識別されている。手術後半では麻酔が切れ始め、覚醒に近い状態になると患者は痛みを感じる。このような痛み刺激により動脈血圧は上昇することが報告されており¹¹⁾、血圧上昇に伴い血管は収縮するため¹²⁾剛性が増加する。その

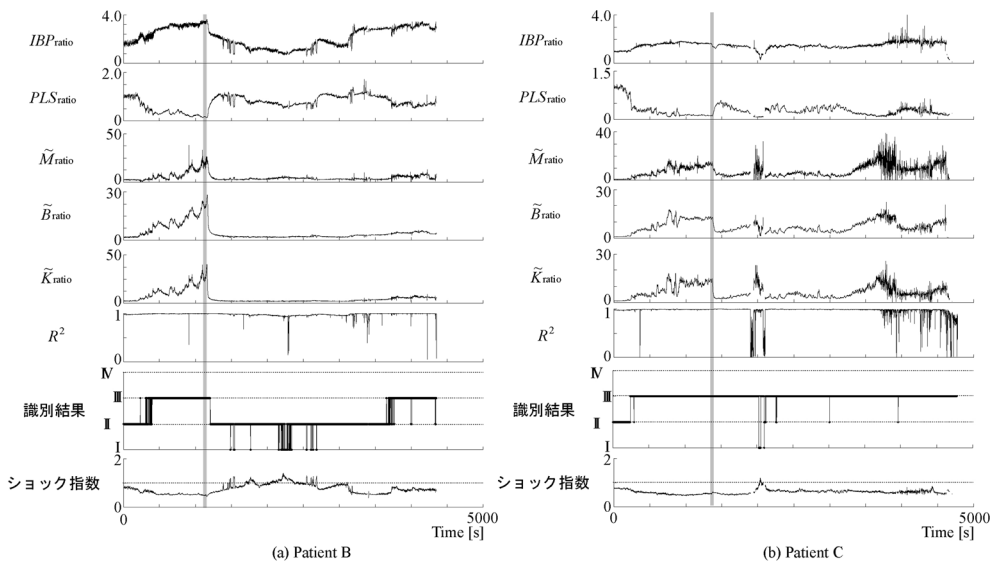


図8 オフライン識別結果：識別状態 (I ショック状態；II 安定状態；III 血管収縮状態；IV 血管拡張状態)

他の要因として、液性因子(カテコラミン等)や心拍出量増加が影響していると考えられる¹³⁾。このとき、NNは血液循環状態を「血管収縮状態」と識別している。

一方、被験者Cの識別結果において、1,400s付近で交感神経の遮断が行われているにもかかわらず、NNは交感神経遮断後も血液循環状態を「血管収縮状態」と識別し続けている。また、交感神経が十分に遮断できていないため、2,000s付近で医師が患者へ刺激を加えるのとはほぼ同時に剛性が増加していることが分かる。手術中、計測した生体信号の値からでは交感神経の遮断を適切に判断することは困難であり、提案手法の有用性を示すことができた。

また、識別能力の検証を行うために、胸部交感神経遮断術を受けた被験者10名の慣性比(\tilde{M}_{ratio})、粘性比(\tilde{B}_{ratio})、剛性比(\tilde{K}_{ratio})の値を比較した。被験者のうち、交感神経の遮断が適切に行われた患者は8名であり、遮断が不適切であった患者が2名である。比較に用いたデータは、麻酔が深く効いている時(安定状態)、医師が交感神経を遮断するために交感神経付近を刺激している時(血管収縮状態)、および交感神経遮断後の連続する10データである。比較した結果を図9に示しており、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、交感神経の遮断が適切に行われた患者のインピーダンス比は、交感神経遮断後において麻酔が十分に効いている安定状態とほぼ同様な値を示しているのに対して、交感神経の遮断が不適切であった患者のインピーダンス比は安定状態の値に十分戻っていないことが

分かる。このことから、インピーダンス比を計算することにより識別を精度良く行うことが可能であることが分かる。

5. 結 論

血管壁インピーダンス、および生体信号から患者の血液循環状態を自動で識別し、医師の診断を支援するシステムを開発した。開発したシステムにより、生体信号から血管の力学特性をbeat-to-beatで定量的に推定することができ、推定されたインピーダンスパラメータ、および生体信号パターンから血液循環状態をリアルタイムに識別することができる。また、識別結果をグラフィカルに提示するため、医師が容易に患者の状態を把握できる可能性がある。本システムを実際の手術現場で利用した結果、患者の血液循環状態を容易に診断可能であることを確認した。

本論文では医師に患者の血液循環状態をいち早く提示することを目的として、beat-to-beatでの識別を行ったが、数心拍の平均データから識別を行うことにより、識別能力をさらに向上できる可能性がある。今後は、識別能力の向上を試みるとともに、胸部交感神経遮断術以外の手術においても本システムを利用することで、様々な手術への応用可能性を検証していきたい。

謝 辞

本研究の遂行に協力していただいた日本光電工業株式会社 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)、および

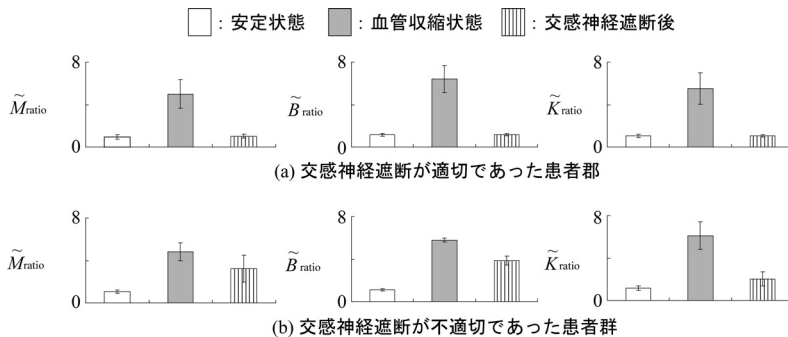


図9 各血液循環状態におけるインピーダンス比の平均値、標準偏差

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。

文 献

- 1) N.Saeki, M.Kawamoto and O.Yuge : Quantitative view of peripheral circulation. *Critical Care Medicine* 28-12 : A62 (suppl), 2000.
- 2) T.Tsuji, P.G.Morasso, K.Goto et al. : Human hand impedance characteristics during maintained posture. *Biological Cybernetics* 72-6 : 475-485, 1995.
- 3) 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, Vol. 40, No. 12, 1236-1242, 2004.
- 4) A.Sakane, T.Tsuji, N.Saeki et al. : Discrimination of Vascular Conditions Using a Probabilistic Neural Network. *Journal of Robotics and Mechatronics* 16-2 : 138-145, 2004.
- 5) T.Tsuji, O.Fukuda, H.Ichinobe et al. : A Log-Linearized Gaussian Mixture Network and Its Application to EEG Pattern Classification. *IEEE Trans. Syst. , Man, Cybern-Part C, Appl. and* Rev. 29-1 : 60-72, 1999.
- 6) J.Archdeacon : *Correlation and Regression Analysis*, Univ of Wisconsin Pr, 1994.
- 7) 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.
- 8) C.Drott, G.Gothberg, and G.Claes : Endoscopic transthoracic sympathectomy: an efficient and safe method for the treatment of hyperhidrosis, *Journal of the American Academy of Dermatology*, 33-1 : 78-81, 1995.
- 9) M.Y.Rady, P.Nightingale, R.A.Little et al. : Shock index : a re-evaluation in acute circulatory failure *Resuscitation* 23-3 : 227-234, 1992.
- 10) 横浜市立大学医学部麻酔科学教室 : 麻酔ハンドブック改訂2版, 中外医学社, 2001.
- 11) 松田幸次郎 : 生理学体系Ⅲ—循環の生理学—, 医学書院, 1969.
- 12) W.M.Bayliss : On the local reactions of the arterial wall to changes of internal pressure. *J. Physiol.* , 28 : 220-231, 1902.
- 13) 佐伯 昇 : Vascular tone monitor (VTM) による末梢血管インピーダンスの推定 : 全身麻酔時の交感神経の関与について, *日本麻酔科学会第50回学術集会*, 01-79, 2003.