自己回帰モデルによる動脈圧受容体反射機能検査法

正員 横山清子 (名古屋市立大学)
学生員 荻原勝博 (大同工業大学)
学生員 竹居秀高 (大同工業大学)
非会員 上原明彦 (浜松医科大学)
非会員 倉田千弘 (ヤマハ健康管理センター)
正員 高田和之 (大同工業大学)

Methods for the Study of Arterial Baroreflex using the Autoregressive Model

Kiyoko Yokoyama, Member (Nagoya City University)
Katsuhiro Ogihara, Student-Member (Daido Institute of Technology)
Hidetaka Takei, Student-Member (Daido Institute of Technology)
Akihiko Uehara, Non-Member (Hamamatsu University, School of Medicine)
Chinori Kurata, Non-Member (Yamaha Health Care Center)
Kazuyuki Takata, Member (Daido Institute of Technology)

Arterial baroreflex functions most importantly as a blood pressure adjustment system. Arterial baroreflex is the function in which arterial baroreceptors monitor blood pressure, working to maintain blood pressure at a certain level by means of sympathetic and parasympathetic nerve activity. The arterial baroreflex is usually tested by intravenous injection of drugs causing an increase or decrease in blood pressure and by measuring the slope of the regression line of ECG R-R interval and blood pressure time series. This paper proposes different methods, not involving the injection of drugs. In the methods proposed in this paper, the autoregressive (AR) model was applied to R-R interval time series during rest, and systolic blood pressure time series. By applying impulses to the AR model prediction error, an impulse reaction with equivalent response to changes in blood pressure was obtained. Using this function, we measured the slope of the regression line of ECG R-R interval, and systolic blood pressure time series. Analysis of the results yielded a correlation coefficient of 0.8 between method 4 and the drug injection method. Although the value obtained from method 4 was smaller than that by the drug injection methods, the value was stable. Therefore, it is suggested that the methods proposed in this paper are valid.

キーワード：動脈圧受容体反射，自己回帰モデル，血圧調節，インパルス応答

1. はじめに

高齢化社会の成熟に伴い，心血管患者の数は増大している。心血管患者の診断や治療方針の決定を適切に行うために，臨床検査が必須となる。このような検査の一つに自律神経機能検査がある。各種の自律神経機能検査法の中で，比較的一般的に行われるものとして，循環器調節機能検査がある。循環器調節機能検査とは，生体に様々な負荷を与えた後の自律神経を介した循環調節機能を評価するものである。この中に，生体に対して血圧変動負荷を加えた際の

心拍，血圧変動から循環器調節機能を評価するものとして動脈圧受容体反射の感受性の指標の算出法がある。

動脈圧受容体反射は，日常生活の動作の変化や，各種刺激に反応して変動する血圧値を一定の値に収束させる機能である。高血圧患者における血圧上昇は，脳血管障害など重篤な状態の原因となる。また，立位時などの急激な血圧低下は，失神を引き起こす場合がある。したがって，動脈圧受容体反射検査による血圧調節機能の評価は，治療のみならず，日常的に自身の健康状態を把握するためにも大変重要であると考えられる。

動脈圧受容体反射の検査法としては、薬物により一過性に血圧を上昇、または、下降させる、あるいは、動脈に外部から陰圧、あるいは、加圧負荷を加えるなど、生体に負荷刺激を加えて行うことが一般的である⁽¹⁾⁽²⁾。患者や被検査者の負担や苦痛の軽減を考慮すれば、検査は患者にとって無負担、無拘束で行うことが望ましい。その意味では、従来までの動脈圧受容体反射の検査法は適切ではなく、無負担、無拘束の検査法の提案が望まれる。

本研究では、動脈圧受容体反射の評価法として、安静時に測定した心拍時系列と血圧時系列とを用いる方法を提案する。方法は、安静時に測定した心拍時系列と血圧時系列に対して、自己回帰モデルを導入する。この自己回帰モデルにインパルス状の刺激が入力されることを仮定したインパルス応答関数を求め、これを用いて動脈圧受容体反射を算出する。この方法は、生体に対して、実際に負荷刺激を加えることなく算出可能であり、患者や被検査者にとって全く負担のない方法である。

2. 動脈圧受容体反射

〈2・1〉動脈圧受容体反射とは 血圧は、安静・睡眠・日常生活上のさまざまな動作や精神的ストレスなどにより変動するが、定常状態ではある一定の値に収束するように調節される。この短期間の血圧調整機構として最も重要な神経調節反射が動脈圧受容体反射である。動脈圧受容体反射は、頸動脈洞および大動脈弓などに存在する動脈圧受容器が血圧の変化を感知して、交感神経および副交感神経を介して元のレベルに収束する反射である。動脈圧受容器はこの圧受容体反射が起こる際の動脈圧を感知する受容器である。この圧受容器は、単に平均動脈圧を感知するだけでなく、血管の伸展の変化率に非常に敏感に反応する⁽¹⁾⁽²⁾。

動脈圧受容体反射は、健康人の場合、加齢・運動負荷・精神ストレスなどにより低下することが知られている。また、 β -遮断薬による交感神経活動遮断時には値が上昇する⁽¹⁾⁽²⁾。臨床では、一過性意識障害の患者や起立性低血圧患者などにおける自律神経障害の有無の判定や早期診断に用いられる。

〈2・2〉動脈圧受容体反射の求め方（従来法） 動脈圧受容体反射を求めるためには、薬剤を投与して血圧値を急激に変動させる方法と、動脈に外部から圧力負荷を加える方法とがある。薬剤を投与する方法は、安静仰臥位の被験者に昇圧剤・降圧剤を肘静脈から静注して、一過性に血圧を上昇、あるいは、下降させたときの心電図の R-R 間隔と血圧値の変化を検査する方法である。

薬剤の投与方法には、薬物を一回静注して血圧を急速に変化させる法 (bolus injection 法, Oxford 法, ramp 法)^{(1)~(3)}と、持続注入して血圧を数分から 10 分間ほぼ一定に維持する法 (steady-state 法, continuous infusion 法)⁽⁴⁾⁽⁵⁾の二つの方法がある。

Bolus injection 法は、薬物を投与して血圧を急速に変化させ、変化時における収縮期血圧に対する R-R 間隔の

関係直線を求める方法である。相関係数が 0.8 以上の場合には、この回帰直線の傾きが動脈圧受容器を介する心拍数調節反射の感受性を表す。

Steady-state 法は、薬物を段階的に増量してそれぞれ数分間ずつ持続静注し、各々の段階で得られた血圧と R-R 間隔を対応させて関係曲線を求める方法である。この関係曲線の直線部分の傾きが動脈圧受容器-心拍数反射の感受性を表す。

動脈に外部から圧力負荷を加える方法の一つとして、neck chamber 法がある⁽¹⁾⁽²⁾。これは、頸部に圧負荷箱 (neck chamber) を装着して陰圧または陽圧を負荷して頸動脈洞を刺激するものである。Neck chamber 内を陰圧にすると頸部組織圧が減少し、頸動脈血管が拡張するため、血圧を上昇させたときと同様に反射性の心拍数減少が起こり、血圧が低下する。Neck chamber 内を陽圧にすると逆の反応が起こる。この時の連続的な R-R 間隔と血圧値を測定し、それらの変動から圧受容体反射を算出する。

3. インパルス応答関数を用いた動脈圧受容体反射算出法の提案（提案法）

2. で述べたように、従来の動脈圧受容体反射の算出は、生体に血圧変化を誘発する刺激を加え、その後、心拍変動、血圧変動の関係を解析することにより行う。一方、一般的なシステムのモデル同定に用いられるインパルス応答関数は、システムにインパルス関数で表現される刺激が加わった後のシステムの出力を表す。したがって、心拍変動、血圧変動を出力とするシステムのモデル式を推定し、これに対して、インパルス応答関数を求めることは、生体の心拍変動、あるいは、血圧変動を決定するシステム (心循環系) に、インパルス状の刺激 (血圧変動を誘発する刺激) を加えた後の心拍変動と、血圧変動を観測することと等価と考えられる。従来の steady-state 法において、血圧と R-R 間隔との関係曲線の直線部分の傾きから圧受容体反射を算出することに着目し、ここでは、血圧と R-R 間隔の双方のインパルス応答関数から散布図を求め、その回帰直線の傾きにより圧受容体反射を算出することを提案する。

〈3・1〉自己回帰モデルを用いたインパルス応答関数 (方法 1) インパルス応答関数を求めるために、ここでは自己回帰モデルを用いる。自己回帰モデルは式(1)に示すように、時系列における時刻 t の値 $R(t)$ を t を基準とした過去 p 個の値の線型和で予測するモデルであり、予測誤差を $Z(t)$ で表す。心拍や血圧時系列を用いた自律神経機能検査では、スペクトル解析が一般的に行われる。このスペクトル解析の際、比較的短いデータを用いて分析能の高い結果が得られる利点を利用して時系列への自己回帰モデルの適用が頻繁に行われる⁽⁶⁾⁽⁷⁾。また、筆者らは、時系列に自己回帰モデルを適用し、本節で述べる方法に基づき求めたインパルス応答関数を用い、自律神経機能検査等への適用を報告している⁽⁸⁾⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾。

$$R(t) = \sum_{k=1}^p a(k)R(t-k) + Z(t) \quad \dots\dots(1)$$

ここで、次数 p は、FPE 法⁽¹²⁾により予測誤差が最小となる値に決定する。

式(1)の $Z(t)$ を系の入力とみなし、この部分に式(2)で表す時刻ゼロにおいて値 1、それ以外は値ゼロの単位インパルス $\delta(t)$ を代入することにより、式(3)に示すインパルス応答関数 $h(t)$ が算出できる。

$$\left. \begin{aligned} \delta(t) &= 1 \quad (t=0) \\ &= 0 \quad (t \neq 0) \\ h(0) &= 1 \\ h(t) &= \sum_{k=1}^p a(k)h(t-k) \quad (t \neq 0) \end{aligned} \right\} \dots\dots(2)$$

$$\left. \begin{aligned} h(t) &= \sum_{k=1}^p a(k)h(t-k) \quad (t \neq 0) \end{aligned} \right\} \dots\dots(3)$$

このインパルス応答関数を心電図の R-R 間隔時系列、および収縮期血圧(SBP: systolic blood pressure)時系列各々から求める。R-R 間隔時系列のインパルス応答関数を $hr(t)$ 、SBP 時系列のインパルス応答関数を $hs(t)$ と表記する。この両者の関係から、動脈圧受容体反射を算出する方法を方法 1 とする。

図 1 に、仰臥位安静時 5 分間の(a)R-R 間隔と(b)SBP の時系列波形を示す。R-R 間隔 (RRI), SBP いずれも複数の周期変動の合成波形で定常な変動を示しており、自己回帰モデル適用の妥当性が確認できる。(c)は(a)の R-R 間隔時系列から、(d)は(b)の SBP 時系列から算出したインパルス応答関数の波形である。外部から刺激が付加された直後の各時系列の過渡変動を表現すると考えられる。

〈3・2〉平均インパルス応答関数 (方法 2) 3・1 において述べたインパルス応答関数の算出法の場合、処理対象時間内に、一つの自己回帰モデルを適用して一つのインパルス応答関数を求める。この方法では、時系列に重畳するノイズなどの影響で、自己回帰モデルが不安定になる可能性がある。その対処法として、処理対象時間内に処理対象時間より短い時間窓を設定し、窓内におけるインパルス応答関数を求める。設定した窓を処理対象時間内で移動させながら、複数個のインパルス応答関数を求める。これら複数個のインパルス応答関数の平均値を求めれば安定したインパルス応答関数を求めることができる。そこで、複数個のインパルス応答関数の平均を求める方法を平均インパルス応答関数として提案する。

ここでは、処理対象時系列長を 5 分間、窓の時間長を 3 分間とし、さらに、窓の移動間隔を 10 秒間とする。時系列の開始から 3 分間に得られるインパルス応答関数を $h(1,t)$ と記述する。10× k 秒目から 3 分間の時系列のインパルス応答関数は $h(k,t)$ となる。平均インパルス応答関数 $\bar{h}(t)$ は、式(4)となり、この例では $\ell=13$ となる。

$$\bar{h}(t) = \frac{1}{\ell} \sum_{k=1}^{\ell} h(k,t) \quad \dots\dots(4)$$

3・1 と同様に R-R 間隔時系列から得られるインパルス応答関数を $\bar{hr}(t)$ 、収縮期血圧時系列から得られるインパルス応答関数を $\bar{hs}(t)$ とする。このようにして動脈圧受容体

反射を算出する方法を方法 2 とする。

図 1. (a)(b)R-R 間隔および SBP の時系列

(c)(d)各時系列から得られたインパルス応答関数
Fig.1. (a)(b)Time series of R-R intervals and SBP

(c)(d)Impulse response function of R-R intervals and SBP

〈3・3〉R-R 間隔と SBP のインパルス応答関数を用いた動脈圧受容体反射の算出 従来の動脈圧受容体反射の算出方法は、昇圧、あるいは、降圧刺激直後の血圧と R-R 間隔時系列変動の相関関係に着目して算出する。これを参考とし、さらに、インパルス応答関数が刺激投入直後の時系列変動を模擬していることから、R-R 間隔時系列と、SBP 時系列のインパルス応答関数の散布図の回帰直線の傾きを動脈圧受容体反射の算出パラメータとして提案する。

散布図は、図 2 に示すように横軸を $hs(t)$ 、縦軸を $hr(t)$ とし、 $\{(hs(t), hr(t)) | t=0,1,2,\dots\}$ をプロットする。

動脈圧受容体反射は、この例では、この回帰直線の傾

きである 1.07 とする。

図 2. R-R 間隔と SBP のインパルス応答関数の回帰直線 (方法 1)

Fig.2. The regression line of ECG R-R interval impulse response function and systolic blood pressure impulse response function. (method 1)

〈3・4〉インパルス応答関数と安静時時系列変動の標準偏差を用いた動脈圧受容体反射 3・3 で述べた算出パラメータは、入力インパルスの値を 1 としているため、刺激が付加された直後の時系列の変化分は、常に 1 で正規化されたことになる。したがって、刺激に対する R-R 間隔や SBP の反応感度の個人差や、生体状態に対応する差などが反映されないと考えられる。そこで、この反応感度をインパルス応答関数に反映させることを意図して、この反応感度と安静時における時系列の変動の大きさを表す標準偏差を対応させた。方法 1 および方法 2 における、入力インパルスの大きさを 1 に固定したインパルス応答関数に、安静時時系列の標準偏差を乗ずることにより、各個人、あるいは、状態に対応した反応感度を加味したインパルス応答関数を算出した。安静時の R-R 間隔時系列の標準偏差 $SD(r)$ と SBP 時系列の標準偏差 $SD(s)$ を用い、 $SD(s) \times hs(t)$ を横軸、 $SD(r) \times hr(t)$ を縦軸とし、 $\{(SD(s) \times hs(t), SD(r) \times hr(t)) | t=0,1,2,\dots\}$ を散布図としてプロットする。この回帰直線の傾きを動脈圧受容体反射とする。

方法 1 に対する SD を加味して算出する方法を方法 3、方法 2 に SD を加味し算出する方法を方法 4 とする。

本論文では、以上に述べた 4 つの提案方法から得られたパラメータと従来法から得られたパラメータとの比較による検討結果を述べる。従来法は薬剤刺激により血圧に急激な変化を与えた後の心拍・血圧の動的な変動に基づき算出されるパラメータである。提案手法は安静時の変動特性に基づきモデルを仮定し、それに対する刺激投入直後の変動である。ここでは、双方から得られる変動が数学的モデルとして等価かどうかを検討するのではなく、提案法および従来法から得られたパラメータを数値として比較することにより圧受容体反射の評価精度の検討を試みる。

4. 実験方法

ここでは、提案法と従来法との比較を行うために、steady-state 法による昇圧、および、降圧負荷実験を行っ

た。2・2 で述べたように、薬剤による昇圧および降圧負荷実験には、bolus injection 法と steady-state 法の 2 種類がある。Bolus injection 法は、被験者に対して急激に血圧・心拍変動を与えるため、失神や頻脈、徐脈など被験者を危険な状態に陥らせる可能性がある。そこで、被験者の安全性を最優先に考慮し、steady-state 法を用いることとした。

被験者は、健康な男性 8 名で、実験一週間前から薬物投与を避け、さらに、実験前日の夜からカフェイン・たばこ・アルコール等の刺激物の摂取および、実験直前の食事をひかえた。実験は、浜松医科大学で、倫理委員会の許可を得て医師の立会いのもとで行った。

被験者に対して、水平仰臥位で、昇圧剤、もしくは、降圧剤を点滴により静注した。昇圧剤としてはフェニレフリン、降圧剤としてはニトロプルシッド(SNP)を用いた。実験プロトコルは、安静時 5 分で、フェニレフリンあるいは SNP を各々 5 分ごとに 4 段階に分けて投与した。フェニレフリンと SNP の投与は同一被験者に対して異日同時刻に行った。その際、頻脈や急激な血圧変動時は、実験を中断した。

なお、心電図は胸部誘導法により、血圧はトノメトリ法により連続測定した。

5. 結果と考察

被験者の薬剤投与前の安静時の R-R 間隔と収縮期血圧とを用いて、提案法におけるインパルス応答関数から散布図をプロットし、散布図の回帰直線の傾きをもって動脈圧受容体反射とした。値が大きい、すなわち傾きが大きい方が動脈圧受容体反射の感受性が高いと考えられる。この際、昇圧剤または降圧剤を投与した時の値を用いるのではなく、安静時の値のみを用いるところに従来法との明確な違いがある。

これに比較する従来法は、R-R 間隔と心拍動 1 拍ごとに求める平均血圧 (MBP) の 5 分間の平均値を安静時と各薬剤投与時ごとに求める。安静時と各薬剤投与時の値との差を横軸 MBP、縦軸 R-R 間隔の散布図としてプロットする。さらに、安静時と各薬剤投与時の値を横軸 MBP、縦軸 R-R 間隔の散布図としてもプロットする。二つの散布図の中で相関係数の高いものについての回帰直線の傾きを圧受容体反射として求めた⁽⁴⁾⁽⁶⁾。この傾きの大きさは、動脈圧受容体反射の感受性の高さを表し、3ms/mmHg 以上は正常範囲とされる。

従来法では MBP を用い、提案法では SBP を用いたのは、いずれの結果でも結果に著しい差異は認められないが、SBP の方が MBP に比して測定が容易で精度も良い。従来法では、steady-state において MBP を用いるので、それに従った。

図 2~6 は、各々方法 1~4 に対する同一の被験者(case6)に関する結果である。表 1 は、全被験者の結果である。なお、上述のように、提案法である方法 1~4 の血圧値は

SBP の値を用いた結果であり、従来法の血圧値は MBP を用いている。表 1 の方法 1~4 の値は、フェニレフリンと SNP の薬剤投与前の 2 回の安静時を解析し、それぞれの平均値を記述している。したがって、グラフ中の傾きの値は、表 1 の case6 の数値とは合致していない。表 1 では、R-R 間隔時系列と血圧時系列の 2 つのパラメータに関する相関が 5 % 有意水準で認められなかったものを × で示している。表 1 に示すように従来法では、有意な相関が認められない場合がある。すなわち、安定した圧受容体反射の評価が行えないことを意味する。インパルス応答関数による提案法では、全被験者に対して有意な相関関係が認められ、極めて安定した方法といえる。

8 名の被験者全体についての提案法と従来法との相関係数を求めた。この際、従来法については、各被験者のデータについて統計的に信頼度を検定し、有意な結果の得られたもののみを提案法との比較に用いた。方法 1 では 0.378、方法 2 では 0.445、方法 3 では 0.464、方法 4 では 0.792 となった。

方法 4 は従来法に対して良好な相関といえる。ここで問題なのは、従来法の信頼性である。血圧の測定にカテーテルを用いれば問題はないが、ここではトノメトリー法によっている。カテーテルに比べ測定精度に若干の不安定性が残る。そこで、トノメトリー法を用いた平均血圧を用いることで従来法としたが、提案法をこの従来法と比較して論ずるのは、現時点では止むを得ないものと思われる。図 2(方法 1)および図 3(方法 2)の散布図ではインパルスの 1 に近い値をとっている。これに対して生体情報を反映する標準偏差 SD を乗じた図 4(方法 3)および図 5(方法 4)では傾斜は従来法に対し緩やかではある。分布については、散布図の寄与率を求めた結果、従来法では全被験者において概略 0.4~0.9 であり、方法 3・4 については 0.6~0.9 で一部を除き非常に分布が安定している。したがって、動脈圧受容体反射算出法として使用できる可能性が示唆される。

表 1. 各方法の回帰直線の傾き

Table 1. The slope of the regression line of each method.

case	方法1	方法2	方法3	方法4	従来法
1	1.12	1.08	8.30	5.92	×
2	1.16	1.28	21.08	17.35	25.85
3	1.13	0.89	4.19	6.78	15.40
4	1.08	0.90	8.47	6.89	12.20
5	1.13	0.71	10.00	8.15	24.57
6	1.19	0.94	9.08	10.66	19.64
7	1.21	0.94	7.59	3.95	13.52
8	0.99	0.47	16.34	0.28	13.07

× : $\alpha > 0.05$ (α : 相関に対する有意水準)

図 3. 方法 2 の結果の回帰直線
Fig.3. The regression line of method 2

図 4. 方法 3 の結果の回帰直線
Fig.4. The regression line of method 3

図 5. 方法 4 の結果の回帰直線
Fig.5. The regression line of method 4

図 6. 従来法の結果の回帰直線
Fig.6. The regression line of drug injection method

6. まとめ

本論文では、動脈圧受容体反射の算出法として、生体に対して負荷を全く与えない安静時に測定した R-R 間隔時系列と血圧時系列とを用いる方法を提案した。提案方法は、システムに対する刺激を、インパルス関数で模擬し、その出力がインパルス応答関数となることに着目したもの

で、生体にストレスを加えないところに特長がある。

提案方法と、実験的な方法である従来形の steady-state 法との比較を行った。パラメータとしての算出の被験者間の安定性は、従来法より優れていることは確認できた。従来法から得られた値との相関係数は、方法 4 で 0.792 と高い値を示した。提案法は従来法に比して回帰直線の傾斜は緩やかであるが、分布としては安定しているので、動脈圧受容体反射算出法として使用できる可能性が示唆された。

今後は、提案した算出パラメータの年齢、あるいは、疾患の有無に対する変動などの検討と共に、再現性について被験者数を増加して検討したい。

(平成 12 年 4 月 26 日受付, 同 12 年 12 月 25 日再受付)

参考文献

- (1) 今泉勉編:「臨床医のための循環器自律神経機能検査法」, 第一章 動脈圧受容体反射機能検査法, メディカルレビュー社, 13~25 (1997)
- (2) Mancia G, Mark AL: "Arterial baroreflex in humans. In: Shepherd JT, Abboud FM, eds. Handbook of Physiology, Section 2: The cardiovascular System.", Bethesda, Md. American Physiological Society; 755~793 (1983)
- (3) Smyth HS, Sleight P, Pickering GW: "Reflex regulation of arterial pressure during sleep in man. A quantitative method of assessing baroreflex sensitivity", Circ. Res., 24, 109~121 (1969)
- (4) Grassi G, Cattaneo BM, Seravalle G, Lanfranchi A, Pozzi M, Morganti A, Carugo S, Mancia G: "Effects of chronic ACE inhibition on sympathetic nerve traffic and baroreflex control of circulation in heart failure", Circulation, 96, 1173~1179 (1997)
- (5) Ashino K, Gotoh E, Sumita S, Moriya A, Ishii M: "Percutaneous transluminal mitral' valvuloplasty normalizes baroreflex sensitivity and sympathetic activity in patients with mitral stenosis", Circulation, 96, 3443~3449 (1997)
- (6) 日本自律神経学会編: 自律神経機能検査第 2 版, 文光堂 (1995)
- (7) Ed. Marek Malik, A John Camm: Heart Rate Variability, Futura Publishing (1995)
- (8) 茂吉雅典・横山清子・渡辺興作・高田和之・向井誠時・岡田暁宜・早野順一郎:「新しい心拍変動パラメータによる tilt 試験に対する自律神経反応の分析」, 医用電子と生体工学, 34, 2, 161~170 (1996)
- (9) 茂吉雅典・横山清子・渡辺興作・高田和之:「自己回帰モデルより推定した応答関数による心拍変動性の解析」, 電気学会論文誌 C, 117, 2, 186~191 (1997)
- (10) 茂吉雅典・横山清子・渡辺興作・高田和之:「インパルス応答関数を用いた姿勢変換過渡期における自律神経機能評価」, 電気学会論文誌 C, 117, 6, 703~707 (1997)
- (11) 横山清子・茂吉雅典・森本陽子・市川真澄・高田和之:「高齢者を対象とした姿勢変換による自律神経機能評価法」, 電気学会論文誌 A, 118, 3, 227~232 (1998)
- (12) Akaike, H.: "Power spectrum estimation through autoregressive model fitting", Ann. Inst. Statist. Math, 21, 407~419 (1969)

横山 清子

(正員) 1959 年 12 月 2 日生まれ。1982 年名古屋工業大学情報工学科卒業。1984 年同大学大学院修士課程情報工学専攻修了。1992 年豊田工業高等専門学校電気工学科助教授。1996 年名古屋市立大学芸術工学部助教授。生体工学, 人間工学などの研究に従事。工学博士。電子情報通信学会, 情報処理学会, 日本エム・イー学会, 日本人間工学会会員。

荻原 勝博

(学生会員) 1976 年 11 月 8 日生まれ。1999 年大同工業大学電気工学科卒業。現在大同工業大学大学院修士課程電気・電子工学専攻在学中。主に生体情報処理, 人間工学などの研究に従事。

竹居 秀高

(学生会員) 1976 年 7 月 28 日生まれ。1999 年大同工業大学電気工学科卒業。現在大同工業大学大学院修士課程電気・電子工学専攻在学中。主に生体情報処理, 人間工学などの研究に従事。

上原 明彦

(非会員) 1961 年 1 月 1 日生まれ。1988 年産業医科大学医学部卒業。1999 年浜松医科大学第三内科助手。主に心臓核医学, 心臓自律神経の臨床研究に従事。日本内科学会認定専門医, 日本循環器学会専門医。

倉田 千弘

(非会員) 1952 年 3 月 10 日生まれ。1974 年東京教育大学理学部数学科卒業。1980 年浜松医科大学医学部医学科卒業。1985 年浜松医科大学医学部助手, 1997 年同非常勤講師・ヤマハ健康管理センター所長, 現在に至る。主に心臓核医学, 特に心筋灌流・代謝・自律神経の臨床的評価などの研究に従事。医学博士, 労働衛生コンサルタント。日本内科学会, 日本循環器学会, 日本核医学会, 日本産業衛生医学会, 日本心臓核医学会会員。

高田 和之

(正員) 1931 年 10 月 27 日生まれ。1955 年名古屋大学工学部電気学科卒業。1964 年豊田工業高等専門学校電気工学科助教授, 1975 年同教授。1995 年大同工業大学教授。生体工学, 人間工学などの研究に従事。工学博士。電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本エム・イー学会, 日本人間工学会, 日本自律神経学会, 日本体力医学会会員。