無拘束連続血圧測定装置開発のための基礎的検討

正員 横山 清子 (名古屋市立大学)

学生員 森本 陽子 (大同工業大学)

正員 茂吉 雅典 (大同工業大学)

非会員 水野 康文 (ヤマハ発動機)

正員 高田 和之 (大同工業大学)

The Fundamental Study for Development of Noninvasive Monitor of Blood Pressure

Kiyoko YOKOYAMA, Member (Nagoya City University)

Yoko MORIMOTO, Student-member (Daido Institute of Technology)

Masanori MOYOSHI, Member (Daido Institute of Technology)

Yasufumi MIZUNO, Non-member (YAMAHA MOTOR CO., LTD.,)

Kazuyuki TAKATA, Member (Daido Institute of Technology)

In the case of hypertension patients, monitoring of change in blood pressure and the strain level of the sympathetic nervous system is essentially required. In this study, a method to estimate the systolic and diastolic blood pressure from time-domain parameters of the heart rate variability is proposed. Using this method, it may be possible to monitor blood pressure continuously without posture restriction for a prolonged period of time.

Systolic blood pressure (SBP) and diastolic blood pressure (DBP) were estimated from time series of RR intervals during change in posture and compared with those monitored with a portable digital sphygmomanometer. From analysis of data collected on normal subject aged 21-75 years, it was found that DBP and SBP were able to estimate from the heart rate, the parameters evaluating the autonomic function or the autonomic regularity and the age.

キーワード: 血圧値推定, 心拍変動パラメータ, 無拘束計測, 体位変換

1. まえがき

血圧は、簡便に人間の健康度を測定できる客観的な指標として一般的に用いられている。また、臨床でも基本的なバイタルサインとして、不可欠な測定項目である⁽¹⁾。さらに、血圧上昇と交感神経の活性化との関連も報告されている。交感神経の緊張状態は、脳、心血管イベントの重要な危険因子であり、高血圧性心血管病変の促進因子となり得るとされている⁽²⁾。この血管交感神経活動は、血圧変動に反映される⁽³⁾⁽⁴⁾。

血圧値には、サーカディアンリズムによる変動が認められている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。さらに、ストレス、体位変換、水浸など各種刺激により変動することも報告されている⁽²⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾。従って、特に高血圧症患者においては、日常生活中に常時血圧値をモニタリングし、ストレスや外界からの刺激による血圧上昇や交感神経の緊張を監視することが不可欠となる。そのためには、日常生活・動作を妨げることなく無拘束で

拍動間隔に対応して連続的に長時間血圧を測定できる携帯型測定装置の開発が必要である。

本論文では、長時間にわたり無拘束状態で、拍動間隔毎に連続的に血圧を測定可能な携帯型装置開発のための手法確立を目的として、心電図や脈波の時系列から得られる時間領域におけるパラメータから血圧の推定値を求めることを提案する。そのための基礎研究のひとつとして、体位変換時に測定した心拍変動時系列から、同時にデジタル血圧計で測定した収縮期および拡張期血圧の推定実験と解析結果について述べる。推定手法には、重回帰モデル式を利用している。推定精度の評価は、重回帰モデル式作成に利用していないデータを対象として求めた推定値と実測値との間の相関係数により行った。

心電図から得られる心拍変動時系列を推定に用いた理由は、心電図に関してはホルター心電計による長時間の測定実績もあるように、携帯型装置で日常生活動作を妨げず

に無拘束で測定でき、また、血圧変動と心拍変動との間に相関関係があるという先行研究の結果があるためである⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾。さらに、時間領域パラメータであれば、実時間計測が可能となるためである。

推定手法に重回帰モデル式を用いたのは、被測定者に拘束感を与えない携帯型の実時間連続モニタリング装置の開発を目的としているため、計算が容易な推定手法が実用に適するためである。

筆者らは、無拘束で長時間拍動間隔に対応して連続的に心拍変動パラメータを収集し、かつ、モニタリングを行う装置の開発と試作を最近行った。従って、この装置で収集する心拍変動パラメータから血圧値を推定する手法が確立できれば、その手法を本開発装置に実装することのみで、携帯型無拘束連続血圧測定装置の実現が可能となる。

2. 既存の血圧測定装置と提案手法との比較

ここでは、現在実用化されている血圧測定装置の中で、非観血連続測定装置と、長時間携帯型モニタリング装置の概要と、本提案手法との関連を述べる。

血圧の非観血連続測定装置としては、腕の橈骨動脈の上に圧脈波センサーを装着して測定するトノメトリー方式⁽¹²⁾のものと、指にカフを巻いて測定するフィナプレス方式⁽¹³⁾がある。いずれも装置を携帯して動作を行うことはできない。また、センサーを装着している腕の動作は不自由であり、体動に対しては測定が行えなかったり、測定精度が低下する。従って、これらの連続測定法は、長時間無拘束で測定可能な携帯型装置には応用できない。しかし、連続測定の利点として、瞬時の過渡的な血圧変動に対応できる。また、拍動間隔毎の変動が得られるので、拍動間隔レベルでの周波数解析を行うことができるため、交感神経活動度のモニタリングが可能となる⁽¹⁴⁾。

日常生活での血圧変動をモニタリングするための携帯型装置も実用化されている⁽¹⁵⁾。原理は、腕に巻いたカフを自動的に、かつ、一定間隔で膨張させて、聴診法と振動法を併用して測定する。24時間携帯することによる、血圧変動のサーカディアンリズムの測定実績などもある。しかし、一定間隔のカフの膨張は、被測定者の動作の妨げや拘束感となる。また、動作中や体動時、騒音状態での測定は不正確となる。さらに、測定時間間隔は最低1分間であり、拍動間隔に対応した周波数解析は行えないので、交感神経活動度の推定や、過渡的な瞬時変動の検出は不可能である。

本論文で提案する血圧測定装置は、時間領域での心拍変動パラメータからの推定値を血圧値モニタリングに用いるものであり、非観血連続測定と長時間無拘束携帯型の双方の機能を持つことを特徴とする。心電図や脈波であれば、その電位レベルや、センサーの種類などから、長時間にわたって、被測定者の動作を妨げずに測定をすることが可能である。心拍から推定値を求めれば、拍動間隔に対応して推定値を求めることは技術的に可能である。従って、高齢化社会に伴う高血圧症患者の増大と、高血圧症患者の交感

神経の緊張状態や瞬時的な血圧上昇の危険性⁽²⁾を考慮すれば、長時間無拘束で、拍動毎に連続的な血圧値がモニタリングできることにより、瞬時の血圧上昇の検出、交感神経の活動度の推定が可能な装置開発は、現在から将来にわたって、必要不可欠なものとなり、これに関する基礎的知見を得るための本研究は意義がある。

図1 体位変換のプロトコルと血圧値測定時点（矢印）

Fig.1. Protocol of the postural change and the time measuring blood pressure.

3. 実験方法

被験者は、自律神経、循環系に関わる既往症を持たない健康な20歳から75歳までの男性 $(33.5 \pm 17.3$ 歳)合計63名である。被験者全員に実験の主旨、内容を説明して参加の同意を得ている。全被験者は、1週間前以内の薬物の服用、前日午後9時からのアルコール、タバコ、カフェインの摂取を行っていない。実験は、同一実験室、室内環境、測定機器を用いて実施した。

心電図は24分間測定しており、その間に以下に述べるような体位変換を行っている。体位変換時に測定した理由は、体位変換を行うことにより、心拍と血圧を変動させる⁽¹⁶⁾。また、体位変換が自律神経機能評価に用いられているためである⁽¹⁷⁾。さらに、高齢者を被験者としており、仰臥位、座位、立位は、日常的な動作で、かつ、負荷強度も大きくないためである。本提案装置は、日常動作中に血圧値をモニタリングすることを目的としているので、必ずしも安静定常ではない様々な状態で心拍と血圧を測定し、検討を行うことを必要とする。血圧は、収縮期血圧(SBP)と拡張期血圧(DBP)を体位変換に対応して各々7回測定した。

図1に各体位の変換順序、保持時間と、血圧の測定時点を示す。実験開始後、まず、6分間チルトテーブル上で両足を地面につけて座位姿勢を保つ。その後、被験者にとって無理のない緩慢な動作で能動的に立ち上がり、立位姿勢を2分間保持する。そして、能動的に座位姿勢となり、それを2分間保持する。次に、チルトテーブル上で仰臥位姿勢となり、この姿勢を6分間保つ。引き続き、チルトテーブルを約10秒間かけて水平から垂直に変換して被験者を受動的に立位姿勢に変換する。この姿勢を2分間保持する。最後に、チルトテーブルを約10秒間かけて垂直か

ら水平に変換して被験者を仰臥位に変換させ、この姿勢を6分間保持する。実験時間の合計は24分である。

血圧は、図の矢印が示すように、最後の仰臥位姿勢を除いた各体位への変換1分後の5回と、仰臥位時における仰臥位開始5分後の2回の計7回測定した。一般に、仰臥位から立位への姿勢変換時の心拍および血圧の急激な過渡変動は、姿勢変換後20~30秒間継続するとされている⁽¹⁸⁾。従って、姿勢変換1分後は、変換に対する生体反応が終了し、ほぼ安定した状態での心拍と血圧を測定していると考えられる。

心電図は、携帯型心電計(IEC-1103:日本光電製)を用いて、胸部誘導法により測定した。血圧は、デジタル血圧計(UA-743:エー・アクト・ディ製)を用いて測定した。

4. 解析

〈4.1〉心拍変動パラメータ 測定した心電図を1 kHzでA/D変換して、パーソナルコンピュータでRR間隔時系列を抽出した。RR間隔時系列からは、血圧測定時点を中心とした2分間、および、測定時点以前の1分間と、30秒間を切り出して解析対象とした。提案装置は、RR間隔時系列の時間領域でのパラメータから血圧値を推定するためのものであるため、ある一定時間RR間隔時系列を装置に記憶し、その値を用いてパラメータの計算と血圧値推定を行う。その後は、1拍毎に最も古いデータを削除し、最新のRR間隔を加えながら、パラメータの計算と血圧値の推定を繰り返すことになる。そのため、装置へ実装する場合は、血圧値測定時点以前のRR間隔時系列から推定を行うことが望まし

い。そこで、今回の解析では、1分間と30秒に関しては、血圧値測定時点以前のRR間隔時系列を用いた。但し、今回は基礎的な検討を行っているので、解析対象時系列のデータ長を幅広く変化させるため、2分間の時系列も比較検討した。この場合のみ立位時間が2分間という実験の制約から血圧測定後のRR間隔時系列の利用も行った。

各時系列から心拍変動パラメータ(HRV)として、心拍数(HR)、変動係数(CV)、TP、4拍毎の振幅の平均値(A4)、10拍毎の振幅の平均値(A10)、および、A10をA4で除した比率(A10/A4)を求めた。いずれも、時間領域におけるパラメータであるため、実時間測定が可能で、拍動間隔に対応した連続モニタリング装置の実現に適したものである。

心拍数はRR間隔時系列の平均値から1分間当たりの拍動数として求めた。

変動係数は、RR間隔時系列の標準偏差をその平均値で除して求めた。

TPは、RR間隔時系列を拍動間隔でサンプリングした際の各値に対して、増加から減少、および、減少から増加へ転じる箇所の個数を時系列のデータ数で除して求めた⁽¹⁹⁾。

4拍毎の振幅の平均値は、時系列を4拍間隔で分割し、各々の区間で最大値と最小値を求めて、その差をその区間の振幅とした。各区間から得られた振幅の時系列全体の平均値をA4とした。

10拍毎の振幅の平均値は、時系列を10拍間隔で分割し、各々の区間で求めた最大値と最小値との差を振幅として、それらの時系列全体で求めた平均値をA10としている。

A10とA4との比をA10/A4として求めた。

図2 体位変換時のRR間隔時系列変動と血圧値
(a) 若年者(23歳) (b) 中・高齢者(60歳)

Fig. 2. RR interval time series and the systolic and diastolic blood pressure during the postural change.
(a) young subject (b) elderly subject

〈4・2〉血圧値の推定方法とその評価 4・1 で述べている心拍変動パラメータから血圧値を推定するための推定式には、重回帰モデル式を用いた。各測定点から得られた収縮期血圧 (SBP) と、拡張期血圧 (DBP) に対して推定式を作成した。重回帰モデル式作成における変数取り込みは、ステップワイズ法により行い、変数の取り込み、除去基準は各々 20% とした。

推定精度の評価のためには、対象データを 2 分割して、半分を推定式作成に用いた。残りの半分のデータからは、作成した推定式を適用して推定値を求めて、その値と実測血圧値との相関係数を求めた。これを推定精度の評価パラメータとした。推定式の安定性を確認するために、推定式作成に用いるデータと、評価に用いるデータの組み合わせをランダムに決定して、推定精度の評価を 60 回繰り返して行った。

5. 結果・考察

〈5・1〉体位変換時の RR 間隔変動と血圧 図 2 は、(a) 23 歳の被験者と、(b) 60 歳の被験者の体位と RR 間隔時系列変動の例を示している。グラフ横軸は、測定時間を示す。縦軸は RR 間隔を ms 単位で表示している。体位も棒グラフで図中に示した。グラフ中の数値は、各測定時点での収縮期血圧/拡張期血圧の値である。

RR 間隔は、立位時に顕著な減少が認められるなど、体位変換に伴い変動する。(a) と (b) を比較すると、若年者の方が高齢者より RR 間隔変動の振幅が大きいなどの差異が認められる。血圧値は、この図の結果のみでは体位変換との関連は必ずしも明確ではないが、測定区間内における変動は認められる。

〈5・2〉時間領域の心拍変動パラメータからの血圧値推定

自律神経機能を反映する血圧値や心拍変動は、年齢の影響を受けることが報告されている⁽⁸⁾⁽¹⁰⁾⁽²⁰⁾。そこで、推定式の作成は、若年者と中・高齢者とに分けて行った。若年者

は 20 歳代で、被験者数は 41 名、年齢分布は 21.5 ± 1.17 歳であった。中・高齢者は 38~75 歳で、被験者数は 22 名、年齢分布は 55.7 ± 9.5 歳であった。解析対象データは、若年者 $41 \times 7 = 287$ データ、中・高齢者 $22 \times 7 = 154$ データである。推定式は、これらのデータを各々ランダムに 2 分割して作成した。この試行を 60 回繰り返した。

表 1 は、SBP、DBP 各々に対して、重回帰モデルによる推定式をステップワイズ法で求めた際のモデルの有意性と、推定値と測定値との間の相関係数を示している。相関係数に * を付したものは、5% の有意水準で相関関係が認められたものを表す。推定に利用した心拍変動パラメータの計算対象とした時系列の時間 (以下これを TC とする) 別、および、年齢別に示している。推定式の有意性については、60 回の推定式作成の中で有意水準 5% で有意であったものの数である。拡張期血圧の推定は、全モデル有意であった。収縮期血圧の推定には、有意でないモデルが 10% 程度認められる。DBP の測定精度を評価している推定値と測定値との間の相関係数は、中・高齢者を対象とした場合の、TC が 2 分間の時以外には、5% の有意水準で相関関係が認められた。相関係数の値は、若年者の場合には、TC が 2 分間の時 0.36 で最大となった。中・高齢者の場合、TC が 30 秒間の時 0.55 で最大となった。心拍変動パラメータを求めるために利用している RR 間隔時系列の長さにより、推定精度に差が認められる結果であった。また、若年者と中・高齢者では、やや結果に差異が認められた。SBP については、すべての場合において、推定値と測定値との間に有意な相関は認められなかった。今回対象とした心拍変動パラメータのみでは、SBP に関して十分な推定精度が確保できないという結果となった。推定式もやや不安定であった。

推定式が有意で、かつ、推定値と測定値との間に相関関係が認められた DBP の推定式の構造を検討した。図 3 は、ステップワイズ法での重回帰モデル適用時に取り込まれた心拍変動パラメータの取り込み頻度をグラフで示している。(a) は若年者、(b) は中・高齢者である。試行回数は 60 回で

表 1 推定式の有意性と精度 (心拍変動パラメータ)

Table 1. Significant level and the reliability of the estimating equation. (HRV parameters)

被験者	TC	SBP		DBP	
		有意なモデル数 (60 データ中)	実測値と推定値の 相関係数	有意なモデル数 (60 データ中)	実測値と推定値の 相関係数
若 年 者	30s	57	0.104	60	0.229 *
	1min	53	0.126	60	0.246 *
	2min	56	0.115	60	0.360 *
中 ・ 高 齢 者	30s	53	0.088	60	0.548 *
	1min	60	0.166	60	0.317 *
	2min	54	0.175	60	0.220

* は 5% の有意水準で相関関係が認められたものを示す

ある。すべての推定式に、心拍数(HR)が取り込まれていることがわかる。従来から血圧値と心拍数との関連は報告されており⁽¹¹⁾、それを裏付ける結果である。

若年者の結果では、TCが2分間の場合と1分間および30秒間の場合では取り込まれるパラメータに差異が認められた。2分間の場合、TP が取り込まれている。1分間、30秒間では、CV と A10 に分散して取り込まれている。CV と A10 の間には0.50(1分)、0.76(30秒)という高い相関関係があり、推定式の構造はCV が取り込まれた場合と、A10 が取り込まれた場合とは類似している。推定精度が最も高かった2分間の時系列を対象とした式では、HR と TP から推定を行っている。心拍数の増減は、血液の拍出量に関与し、それが血圧値の大きな決定要因となっている。TP はRR 間隔の調節回数である⁽¹⁹⁾ので、拍出量の調整機能、あるいは、結果として血圧の調整機能を反映するために、血圧値の決定要因となっていると考えられる。すなわち、この推定式は、拍出量に関与する心拍数と、血圧の調整機能を反映するTPにより決定されている。1分間、30秒間の場合の推

定式には、HR の他に CV と A10 が取り込まれている。A10 は、従来のRR 間隔時系列パワースペクトル解析における低周波成分の振幅LFに類似した意味を持つと考えられる。LF は、交感神経と副交感神経の活動度を反映しているとされている⁽²¹⁾。CV も、自律神経障害の診断パラメータとして用いられ、自律神経の活動度を反映するという報告がある⁽²²⁾。自律神経は、圧受容体からの反射に対して、拍動間隔、拍出量を制御する⁽¹⁶⁾。その結果として、血圧値も変動することとなる。従って、この推定式は、血流量に関与する心拍数と、自律神経の活動度を反映するCV と A10 が血圧値を決定しているという結果と考えられる。

中・高齢者の結果では、HR 以外に、CV、TP、A10 が取り込まれている。この傾向は若年者の場合と類似している。若年者の場合より、短時間の時系列を対象とした時TPが取り込まれていることと、2分間の時系列を対象とした場合にCV、A10の取り込み頻度が大きくなっている。これは、中・高齢者の血圧推定式は、拍出量に関与する心拍数と、血圧の調節機能を表すTPと、自律神経機能を表すCVもしくは、A10により決定されていると考えられる。

〈5・3〉心拍変動パラメータと年齢からの血圧値推定

5・2の結果において、時間領域における心拍変動パラメータのみで血圧値を推定すると、拡張期血圧の推定の可能性は得られたが、収縮期血圧の推定には十分な精度が得られなかった。そこで、重回帰モデルの説明変数を、心拍変動パラメータのほかに年齢を加味して、血圧値の推定を試みた。推定式作成の試行は、5・2と同様に60回とした。年齢を説明変数に加えたため、推定式の作成と推定精度の評価は、データを年齢により2分割せずに、全データを対象として行った。推定に用いたデータ数は224、精度評価に用いたデータ数は217であった。

心拍変動パラメータに関して、SBP 推定ではTCが1分間のものを用い、DBP 推定では2分間のものを用いた。表2は、心拍変動パラメータ(HRV)と年齢を加えて推定した場合と、年齢のみで推定式を作成した場合の有意なモデルの数と、推定精度を表している推定値と測定値との間の相関係数を示している。相関係数に*を付したものは、5%の有意水準で相関関係が認められたものを表す。推定式は、SBPの年齢のみから作成した中の2例を除いてすべて有意とな

図3 推定式を作成している心拍変動パラメータの頻度
(a)若年者 (b)中・高齢者

Fig. 3. The histogram of the HRV(heart rate variability) parameters in the estimating equation.
(a)young subjects (b)middle age and elderly subjects

表2 推定式の有意性と精度(心拍変動パラメータと年齢)

Table 2. Significant level and the reliability of the estimating equation. (HRV parameters and age)

説明変数	SBP		DBP	
	有意なモデル数 (60データ中)	実測値と推定値の 相関係数	有意なモデル数 (60データ中)	実測値と推定値の 相関係数
年齢と HRV	60	0.250*	60	0.457*
年齢のみ	58	0.125	60	0.276*

*は5%の有意水準で相関関係が認められたものを示す

図4 推定式を構成している心拍変動パラメータと年齢の頻度 (a)SBP (b)DBP

Fig. 4. The histogram of the HRV parameters and age in the estimating equation.

(a) SBP (b) DBP

っている。推定値と測定値との間の相関係数は、SBP における年齢のみの場合相関は認められなかった。年齢と HRV を加えることにより、有意な相関関係が認められて、推定精度は HRV のみの場合より大きくなっている。DBP は、HRV のみの推定より、年齢を加えた方が、若年者を対象として年齢を加えなかった場合より推定精度が向上している。中・高齢者を対象とした場合は、相関係数はやや減少する。

図4は、説明変数として年齢と心拍変動パラメータを用いた場合に、ステップワイズ法で推定式に取り込まれた変数の頻度分布を示す。試行回数は60回である。(a)がSBP、(b)がDBPを表す。

SBP は、年齢と心拍数が必ず推定式に取り込まれる。その他は、CV、A10、A4に分散している。CV、A4、A10は、いずれもRR間隔の変動振幅の大きさを反映するパラメータであり、A10は従来のスペクトル解析におけるLFに、A4はHFに関連すると考えられる。これらは、自律神経の活動度や、自律神経機能を反映している⁽²¹⁾⁽²²⁾。従って、SBPは、年齢、拍出量に関連するHR、自律神経機能を反映するCV、A4、A10により推定できる可能性が得られたと考えられる。若年者と、中・高齢者各々のデータに対して、心拍変動時系列のみからSBPを推定する場合より推定精度が向上した理由は、SBP、HR、CV、A4、A10が、若年者、もしくは、中・高齢者と分類した中での年齢に起因する変動が認められたことによる。DBPが若年者および中・高齢者に分類したデータを対象として、HRVのみで推定できたことから、SBP、もしくは、DBPの推定には用いられずにSBPの推定にのみ用いられたA4が、年齢に対して敏感に変動していると考えられる。

DBPは、すべての推定式で、年齢、HR、TPが取り込まれ

ている。その他の変数の取り込み頻度は少ない。60回の試行で、ほとんど同じ推定式になっており、極めて安定している。DBPは年齢と、拍出量に関わるHRおよびRR間隔の調節機能を反映するTPで推定される。血圧、心拍変動などに年齢の影響が現れること⁽¹⁰⁾⁽²⁰⁾、HRと血圧値に相関が認められること⁽¹¹⁾などを裏付ける結果である。また、RR間隔の調節回数が多ければ、心拍数は一定に保たれて血圧の変動も少なく、逆に、調節回数が少なければ、心拍数が大きく変動して、血圧値の変動が大きくなるなどの関連が推定できる。この推定式の年齢を除いたパラメータは、年齢別にデータを分割して、心拍変動パラメータのみで推定式を作成した場合とほとんど同じであった。そのため、心拍変動パラメータからのDBP推定は、年齢別に推定式を作成しても、年齢を説明変数として扱って推定式を作成しても推定精度に差異はないと考えられる。従って、SBP、DBP双方が推定できる点も考慮すれば、年齢と時間領域の心拍変動パラメータで推定式を作成することが適当であると考えられる。

6. むすび

本論文では、長時間無拘束で、拍動間隔に対応して連続的に血圧値が実時間モニタリング可能な携帯型装置の開発のための基礎研究として、手法提案と提案手法の精度および装置への実装の可能性に関する検討を行うことを目的としている。提案手法は、簡便で、動作などに対しても安定して測定することが可能で、かつ、長時間無拘束測定の実績がある心拍変動時系列から得られる、時間領域パラメータから、重回帰モデルを用いて血圧を推定するものである。筆者らには、被測定者にとって無拘束で時間領域の心拍変動パラメータを実時間モニタリングできる携帯型装置の製作実績がある。従って、計算が簡便な提案手法を製作装置に実装することは容易に可能である。

検討を行ったSBP、DBPの推定式は、年齢とRR間隔時系列から得られる時間領域の心拍変動パラメータから作成できた。推定精度の評価は、推定式作成に用いなかった約200データを対象とした推定値と、測定値の相関係数の値はSBPでは約0.3、DBPでは約0.5であったという事実より判定できる。

血圧値推定は、従来から血圧値との関連が報告されている心拍数と、それに加えて自律神経機能評価パラメータ、あるいは、自律神経の調節機能を反映するパラメータと、年齢を用いて上記精度で行うことができた。

今回の検討は、実験に使用した簡便なデジタル血圧計から得られる、ある時点での測定値を用いた推定であった。このような血圧測定値を対象とすると、推定値と測定値との間の相関係数が、約200データを対象として0.5程度という精度であり、実用に供するにはやや低い値と考えられる。これについては、今後、推定式作成の精度向上を図るためには、利用する血圧値の測定方法を連続血圧値として試みるなどの改良を加えることが必要であると考えられる。

(平成9年11月25日受付, 平成10年3月30日再受付)

文 献

- (1) 日本生理人類学会計測研究部会: 「人間科学計測ハンドブック」, 技報堂出版 (平7)
- (2) 鈴木研欽, 荒木康史, 長澤正樹, 枋原敏彦, 河村博, 河野本生, 上松瀬勝男: 「ストレス負荷中の自律神経機能に及ぼす降圧薬の効果」, 自律神経, 32, 424~429 (平7)
- (3) S. Akselrod, D. Gordon, R. J. B. Madwed, M. A. Caudill, I. Kutz, D. Adam, D. Gordon, K. M. Kilborn, A. C. Barger, D. C. Shannon, R. J. Cohen and H. Benson: "Hemodynamic regulation: Investigation by spectral analysis", *Am. J. Physiol.*, 18, H867-H875 (1985)
- (4) M. Pagani, F. Lombardi, S. Guzzetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzinelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell'Orto, E. Piccaluga, M. Turiel, G. Baselli, S. Cerutti, and A. Malliani: "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", *Circ. Res.*, 59, 178-193 (1986)
- (5) G. Cornelissen, F. Halberg, P. Cugini, P. T. Scarpelli, K. Otsuka, C. Maggioni, P. Meis, E. Croppi, R. Livi, L. Scarpelli, G. Germano, M. Weber, J. I. M. Drayer and M. Cagnoni: "Circadian relations between blood pressure and heart rate in health, including pregnancy", *Proc. 3rd Meeting on "Conflicting Aspects in the Clinical Approach to Hypertension"*, 59-61 (1988)
- (6) Y. Motohashi and T. Takano: "Alteration of circadian rhythms of blood pressure by delayed bed-time sleep schedule", *Ann. Rev. Chronopharmacol.*, 5, 453-456 (1988)
- (7) S. Mukai and J. Hayano: "Heart rate and blood pressure variabilities during graded head-up tilt", *J. Appl. Physiol.*, 78, 1, 212-216 (1995)
- (8) 美和千尋, 杉山由樹, 岩瀬敏, 松川俊義, 間野忠明, 渡邊丈眞, 小林章雄: 「水浸時における血圧および心拍変動に及ぼす加齢の影響」, 自律神経, 33, 503-508, (平8)
- (9) G. Manica, A. Ferrari, L. Grogorini, G. Parati, G. Pomidossi, G. Bertinieri, G. Grassi, M. di Rienzo, A. Pedotti and A. Zanchetti: "Blood pressure and heart rate variabilities in normotensive and hypertensive human beings", *Cir. Res.*, 53, 96-104 (1983)
- (10) J. I. M. Dayer, M. A. Weber, J. L. DeYoung and F. A. Wyle: "Circadian blood pressure patterns in ambulatory hypertensive patients. Effects of age.", *Am. J. Med.*, 73, 493-499 (1982)
- (11) 小田嶋奈津, 松永高志, 古川哲雄, 塚越廣: 「血圧と脈拍数の相関 -高位脊髄損傷と糖尿病性ニューロパシー」, 自律神経, 27, 122~125 (平2)
- (12) G. L. Pressman and P. M. Newgard: "A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure", *IEEE Trans. Biomed. Electro.*, 10, 73-81 (1963)
- (13) R. D. Boehmer: "Continuous real-time noninvasive monitor of blood pressure. Penaz methodology applied to the finger", *J. Clin. Monit.*, 3, 282-287 (1987)
- (14) 岩崎みどり: 「トノメトリ法を用いた収縮期血圧の周期変動の検討」, 自律神経, 29, 49~57 (平4)
- (15) 枋久保修: 「非観血長時間血圧モニター」, 総合臨床, 39, 2233~2238 (平2)
- (16) J. J. Smith and T. S. Ebert: "General response to orthostatic stress", *Circulatory Response to Upright Posture*, Ed.: J. J. Smith, 1-46, CRC Press, Boca Raton, FL (1990)
- (17) 林 理之: 「体位変換試験: 起立試験 (いわゆる Schellong 試験を含む) とヘッドアップ・チルト試験」, 自律神経機能検査第2版, 日本自律神経学会編, 4~8, 文光堂 (平7)
- (18) C. Borst, W. Wieling, J. F. M. Brederode, A. Hond, L. G. Rijk and A. J. Dunning: "Mechanisms of initial heart rate response to postural change", *American J. Physiology*, 243, (Heart Circulatory Physiology), H676-H681 (1982)
- (19) 高田和之, 渡辺興作, 掛布英辰: 「心拍動の自己帰帰モデルによる生体負担度の評価」, 医用電子と生体工学, 22, 2, 97~102 (昭59)
- (20) J. H. A. Dambrink and W. Wieling: "Circulatory response to postural change in healthy male subjects in relation to age", *Clinical Science*, 72, 335-341 (1987)
- (21) B. Pomeranz, R. J. B. Macaulay, M. A. Caudill, I. Kutz, D. Adam, D. Gordon, K. M. Kilborn, A. C. Barger, D. C. Shannon, R. J. Cohen and H. Benson: "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis", *Am. J. Physiol.*, 248, H151-H153 (1985)
- (22) 井上和宏, 緒方 甫, 三宅晋司, 神代雅晴: 「心電図R-R間隔変動係数(CV_{R-R}値)における自律神経系の関与」, 自律神経, 28, 2, 95~101 (平3)

横山 清子 (正員) 1959 年 12 月 2 日生まれ。82 年 3 月名古屋工業大学情報工学科卒業。84 年 3 月同大学大学院修士課程情報工学専攻修了。同年豊田工業高等専門学校電気工学科助手。94 年名古屋市立女子短期大学助教授。96 年名古屋市立大学芸術工学部助教授。主に生体情報処理, 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。

森本 陽子 (学生会員) 1975 年 3 月 28 日生まれ。97 年 3 月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。

茂吉 雅典 (正員) 1946 年 11 月 20 日生まれ。74 年 3 月愛知工業大学第二部電気工学科卒業。87 年 4 月大同工業大学電気工学科助手。現在同大学講師。主に生体情報工学, 教育工学などの研究に従事。電子情報通信学会, 日本エム・イー学会, 日本人間工学会, 計測自動制御学会, 日本顎口腔機能学会, 日本物理教育学会, 日本教育システム情報学会会員。

水野 康文 (非会員) 1958 年 4 月 11 日生まれ。82 年 3 月千葉大学工学部機械工学科卒業。同年, ヤマハ発動機(株)入社。現在, ヒューマノニクス研究グループ所属。生体情報処理を主体に, 人間工学の研究に従事。電子情報通信学会, 日本エム・イー学会, 日本人間工学会会員。

高田 和之 (正員) 1931 年 10 月 27 日生まれ。55 年 3 月名古屋大学工学部電気学科卒業。64 年 4 月豊田工業高等専門学校電気工学科助教授, 75 年同教授。95 年 4 月大同工業大学教授。主に生体情報, 特に心拍と血圧に関する時系列解析, 人間工学, 教育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。