

容積補償型連続血圧測定のための加圧振動法による サーボ制御目標値の短時間決定法

著者	澤野井 幸哉, 藤井 健司, 松村 直美, 藤田 麗二, 野川 雅道, 山越 健弘, 田中 志信, 山越 憲一
雑誌名	生体医工学 : 日本エム・イー学会誌 = Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering : BME
巻	46
号	2
ページ	218-225
発行年	2008-04-10
URL	http://hdl.handle.net/2297/14324

容積補償型連続血圧測定のための加圧振動法による サーボ制御目標値の短時間決定法

澤野井幸哉^{*,**}・藤井 健司^{*}・松村 直美^{*}・藤田 麗二^{*}・野川 雅道^{**}
山越 健弘^{**}・田中 志信^{**}・山越 憲一^{**}

A New Method for the Fast Determination of a Servo-Reference Value with Vibration Technique for Monitoring Non-Invasive Instantaneous Blood Pressure Using the Volume-Compensation Technique

Yukiya SAWANO^{*,**} Kenji FUJII^{*} Naomi MATSUMURA^{*} Reiji FUJITA^{*} Masamichi NOGAWA^{**}
Takehiro YAMAKOSHI^{**} Shinobu TANAKA^{**} Ken-ichi YAMAKOSHI^{**}

Abstract To perform the instantaneous radial blood pressure measurement based on the volume-compensation method, a reference value for the servo control (V_0) has to be determined in the initial stage of the measurement. The volume-oscillometric method with a photo-plethysmography has previously been used to determine the V_0 . However, an operational time by this method requires more than 30 s. In order to reduce this time and/or to reset quickly the V_0 when it suddenly changes during the measurement, we have developed a new method to determine the V_0 more quickly. In this new method, sinusoidal vibrations having a frequency of 20 Hz and an amplitude of 10 mmHg are superimposed on the cuff pressure that is increasing by the rate of 20 mmHg/s. The V_0 can be determined by detecting a mean value of the photo-plethysmographically measured arterial volume showing the maximum volume amplitude corresponding to the pressure vibration component. The validity of this method was evaluated using twenty healthy subjects by comparing with the volume-oscillometric method as a reference. The results indicated that the present method could determine the V_0 with very high accuracy: The average of the ratio of V_0 determined by these two methods was 1.002 with standard deviation of 0.012. This paper also described the effects of the levels of blood pressure, pulse rates and the circumferences of the wrists on the determination of V_0 , together with the resetting of V_0 during the instantaneous blood pressure measurement when the initial V_0 was suddenly changed due to an artificial operation.

Keywords: instantaneous radial blood pressure, volume-compensation method, servo control reference, fast determination of servo control reference, high-frequency vibration technique.

1. はじめに

近年、急速な高齢化やライフスタイルの欧米化などにより、高血圧症・脳卒中・心筋梗塞・糖尿病などの生活習慣病を患う人が増加している。これらの生活習慣病、特に高血圧症・心疾患・脳血管障害などの循環器系疾患の予防・早期発見・治療においては、血圧の測定・管理が非常に重

要となっている。特に最近の研究で、起床前後の血圧が高い早朝高血圧や、就寝中に血圧が下がらない夜間高血圧が脳卒中や心筋梗塞などの脳・心血管疾患の発症と密接に関連していることが報告されており、家庭での起床後や就寝中の血圧監視が重要視されはじめている[1]。

一方、手術中やICU等の重症患者、人工透析患者において、血圧による容態の急変監視が行われている。例えば、人工透析においては、急激あるいは大量の除水による血圧低下によりショック症状が発生することがあり、透析中の血圧監視が重要視されている。

汎用されている非侵襲での血圧測定法である聴診法やカフ・オシロメトリック法は、上腕等の測定部位にカフを巻き、カフ内の圧力(カフ圧)を収縮期血圧以上に加圧した後、徐々にカフ圧を減圧していく過程で得られるコロトコ

2007年11月29日受付, 2008年2月26日改訂
Received November 29, 2007; revised February 26, 2008.

* オムロンヘルスケア株式会社商品事業統轄部
Omron Healthcare Co., Ltd. Product Strategy HQ

** 金沢大学大学院自然科学研究科
Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University

フ音や動脈拍動に伴うカフ圧微小変化に基づいて血圧を推定している。したがって、血圧値を決定するには複数の心拍情報、言い換えれば30~40秒の測定時間が必要であった。通院・検診時や家庭での単発的な血圧測定においては、従来法である程度は要求が満たされるが、手術中・ICU・人工透析中などの血圧監視においては連続血圧測定が必要となる。しかし、従来の非侵襲的血圧測定法では一定時間間隔で間欠的に血圧測定を繰り返すしか方法はなく、急激な血圧変動を測定することは原理的に不可能である。また、血圧は一心拍ごとに変動しており、その変動は医学的に重要な意味を持っているが、従来の非侵襲的血圧測定法ではその変動をとらえることもできなかった。

我々は従来から容積補償法を用いた手指あるいは手首を測定部位とした非侵襲連続血圧測定システムの開発を進めてきた[2-5]。本法で血圧測定を行うには、初めに無負荷動脈容積(V_0)を制御目標値として決定する必要がある。従来、 V_0 の決定は自己脈拍による容積振動を利用する容積振動法[6]により行われていた。この方法では、 V_0 を正確に捉えるためにカフ圧の加圧速度を十分に低くすることが望ましく、通常は30秒以上の時間を要していた。本論文は、カフ圧に高周波微小圧振動を重畳させる加圧振動法[7]を応用し、 V_0 決定を短時間で決定する方法を開発したので報告する。ここでは、その基本原理、短時間 V_0 決定法を搭載した連続血圧測定システムの概要、 V_0 の決定精度、連続血圧測定中の V_0 再決定について述べる。

2. 短時間 V_0 決定法の基本原理

容積補償法の詳細は文献[2-5]および成書[8]もあるので参照されたい。簡単に記述すれば、平均動脈内圧(\bar{P}_a)と外圧(カフ圧： P_c)の差である内外圧差(P_{tr})がゼロの時点の無負荷動脈容積(V_0)を制御目標値とし、動脈内圧変化(脈圧： ΔP)により変化する動脈容積変化(容積脈波： ΔV)を打ち消すように外圧を瞬時制御(サーボ制御)すれば、制御された外圧は常に動脈内圧と平衡することになる。この外圧を測定すれば、動脈圧波形を非侵襲的に連続測定することが可能となる。前記したように、 V_0 の決定にはこれまで容積振動法により決定していた。すなわち、動脈血管の力学特性は図1に示すように一般的に強い非線形性を示し[6]、動脈壁が無負荷状態のとき、動脈のコンプライアンスが最大となるため、血圧変動による容積脈波が最大となる(逆に、その時のカフ圧が平均血圧となり、これが容積振動法である)。したがって、容積脈波最大点の容積を V_0 として検出可能である。

容積振動法では自己心拍の脈圧に対応した容積脈波を利用するが、いま仮にカフ圧 P_c に高周波微小圧振動(δP_c)を重畳させたとき、そして P_c が最高血圧と最低血圧の間にあったとき、 δP_c に対応する微小容積振動(δV)は血管内圧が P_c と一致した時点で最大振幅を示すはずである。こ

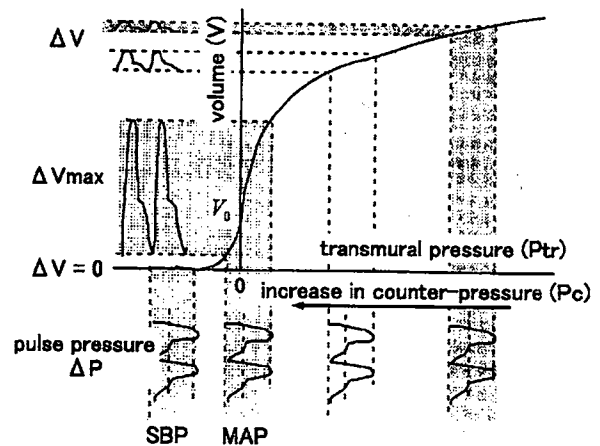


図1 血管の圧-容積曲線(管法則)と容積振動法による血圧決定模式図(文献6)より改変)

Fig. 1 Graphical representation of pressure-volume relationship and the determination of blood pressure using the volume-oscillometric method. (Alteration from reference No. 6).

のような方法を用い、我々はすでに最低血圧を間接測定する加圧振動法を提案した[7]。本法は、その知見を発展させて、 P_c の加(減)圧速度を速めて V_0 を短時間で決定するものである。この方法は、容積補償法で連続血圧測定する場合の V_0 を決定するとき、あるいは連続血圧測定時において血管緊張度の変化や何らかの理由(例えば、カフ位置のズレ)で V_0 が変化した場合に、 V_0 を短時間で再決定するときに利用できる。

δP_c による δV 振幅最大点を検出するには、自己脈圧による容積脈波を除去する必要がある。そのためには、 δP_c の周波数領域のみを抽出するバンドパスフィルタを適用することにより、 δP_c に伴う δV 成分のみを検出できる(図4(b)参照)。

3. 装置と実験方法

3.1 容積補償型血圧測定実験システムの概要

図2は容積補償型血圧測定実験システムのブロック図であり、主にサーボ制御器、カフ圧制御器、カフ、光電的容積検出器より構成されている。MATLABツールの1つであるSimulinkによりサーボ制御アルゴリズムを構築し、このアルゴリズムを実行可能な形式に変換後、AD/DA変換ボードを搭載したパーソナルコンピュータにダウンロードして測定が実行される。

カフ圧(P_c)制御は、電空変換器(EPC)を用いた。このEPCは、図3(a)に示すようにムービングコイル型の電磁アクチュエータによりラバーパッドとノズルの間隙を調整することで、ポンプからカフに供給される空気のリーク量を任意に調整して P_c を制御するものである。図3(b)は、ポンプ供給流量(Q)をパラメータとしたEPCの周波数応答を計測したボード線図を示す。EPCの周波数応答

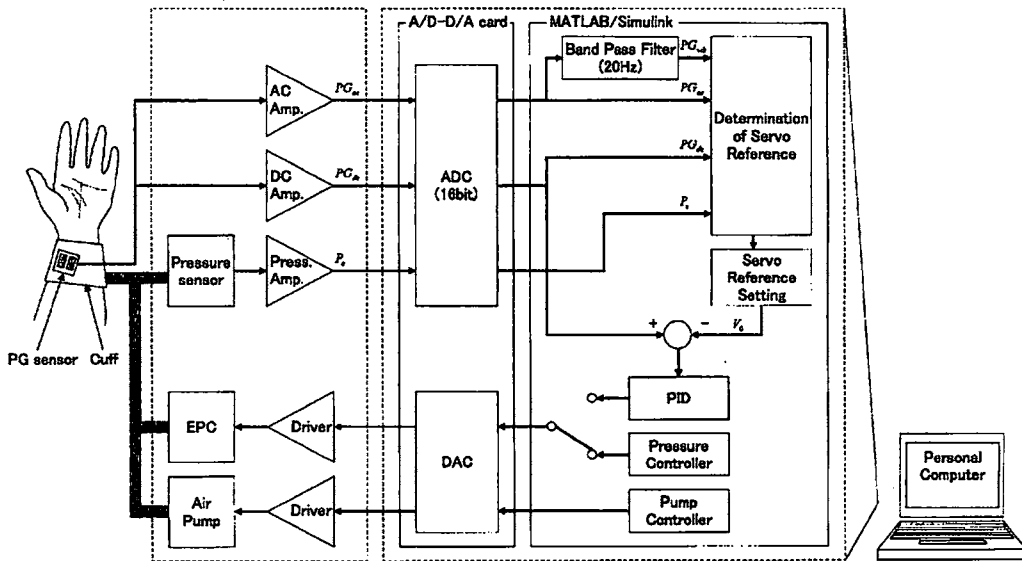
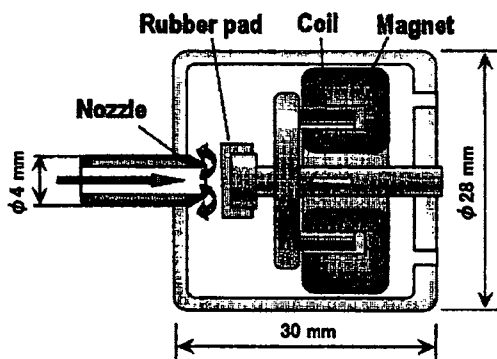
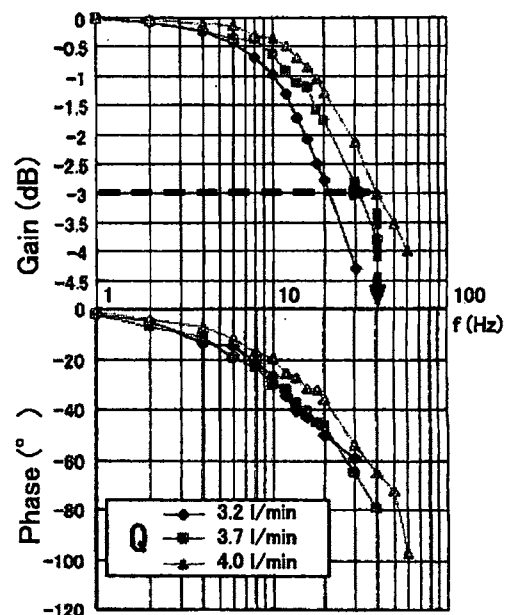


図 2 容積補償型連続血圧測定実験システム

Fig. 2 Schematic block diagram of a prototype system for measuring instantaneous blood pressure by the volume-compensation method.



第3図(a)



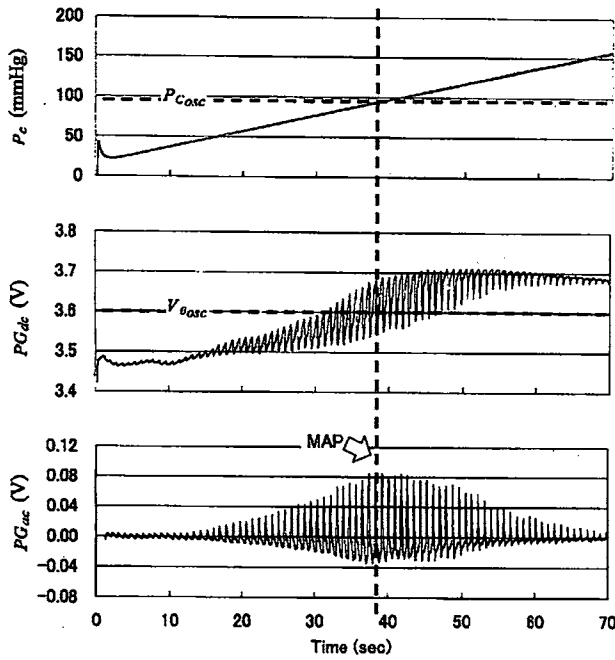
第3図(b)

図 3 電空変換器 (EPC) の構造概要図 (a) と周波数特性 (ボード線図) (b)

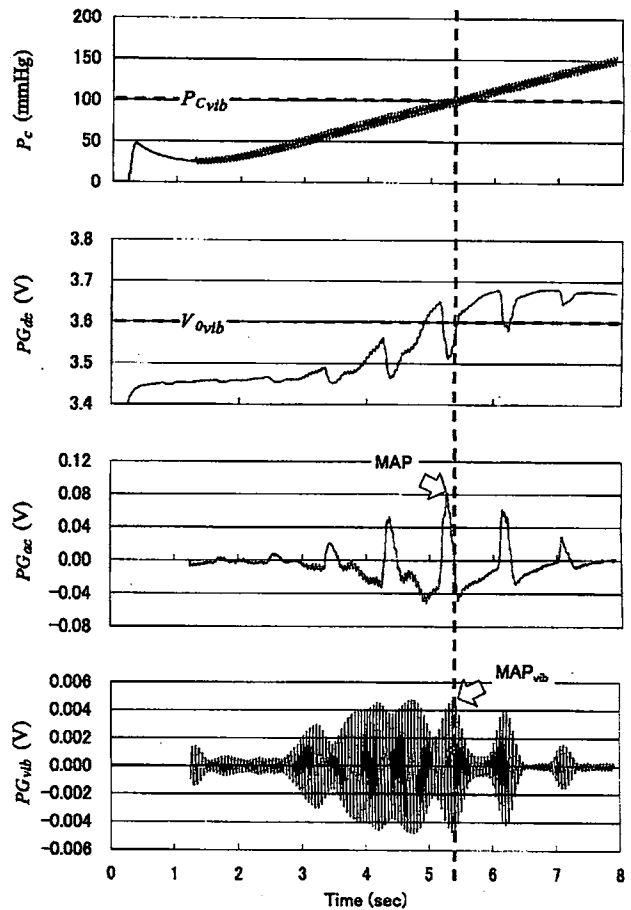
Fig. 3 (a) Structural outline of EPC and (b) its frequency response.

の測定は、ポンプからカフ (容量:7 ml) への経路間に EPC と圧力センサを設置し、EPC に正弦波状の駆動電圧を印可したときに圧力センサで検出される圧変動および位相差を計測した。なお、ポンプの流量は 3.2 l/min, 3.7 l/min, 4.0 l/min の 3 段階とした。ボード線図より流量 $Q=4$ l/min における P_s の 3 dB 減衰におけるカットオフ周波数は約 40 Hz であり、血圧波形の再現に十分な周波数特性を有している。

P_s は、圧力センサ (フジクラ XFPM-050KPGR) と増幅回路によって構成される圧力計によって計測される。ポンプ駆動による圧力の微小変化 (リップル) を除去するため、低域通過フィルタ (カットオフ周波数: 30 Hz) を介してパーソナルコンピュータに搭載された AD/DA 変換ボード (AD サンプル周波数: 200 Hz, AD 分解能: 16 bit, DA 変換レート: 200 Hz, DA 分解能: 16 bit, NATIONAL INSTRUMENTS NI DAQCard-6036E) へ入力される。



第4図(a)



第4図(b)

図4 容積振動法(基準:(a))および加圧振動法(本法:(b))に基づく V_0 決定の記録例。図中の記号および説明は本文参照
 Fig. 4 Examples of recordings of the cuff pressure and plethysmography during the V_0 determination using (a) the volume-oscillometric method (reference) and (b) the high-frequency vibration method (new method). See text for symbols and further explanation.

動脈容積は反射型光電容積センサにより検出される。この容積センサは、近赤外LED(ピーク発光波長:940 nm, コーデンシ EL333)とフォトトランジスタ PTr(ピーク感度波長:960 nm, コーデンシ ST333R4)の検出部と増幅回路から構成される。動脈容積の変化にともなう生体からの反射光量変化を PTr で検出・増幅後、パーソナルコンピュータに搭載された AD/DA 変換ボードへ入力し、容積信号(PG_{dc})を得ている。

本実験システムにおける容積補償法による血圧測定は次のように実行される。図2において、 PG_{dc} 信号と V_0 の差(誤差信号)が EPC の駆動電圧に変換され、この誤差信号が減少するように EPC を介してカフ圧(P_c)が制御される。このようにして、動脈内圧の変化に伴う PG_{dc} 信号が V_0 に保持されることになり、 P_c が動脈内圧と常に平衡し、このサーボ制御された P_c を計測することで、間接的に血圧測定が可能となる。

ここで、短時間 V_0 決定は以下のようにして行った(図4(b)参照)。本実験では、 V_0 決定に要する時間を現行の1/10程度を目標に、カフ圧 P_c を通常の約10倍の20

mmHg/s の速度で高速加圧しながら、 PG_{dc} 信号を検出する。このときの P_c に 20 Hz, 10 mmHg 振幅の高周波微小圧振動を重畳させる。検出された PG_{dc} 信号には自己の脈圧による光電容積脈波(ΔV に対応)に加え、高周波微小圧振動(δP_c)による微小光電容積振動(PG_{vib} ; δV に対応)が重畳されている。そこで、検出された PG_{dc} 信号をバンドパスフィルタ(カットオフ周波数 18 Hz および 22 Hz)に通過させ、 δP_c による PG_{vib} 成分のみを抽出する。この PG_{vib} の振幅最大点(MAP_{vib})を検出し、 MAP_{vib} を検出した時点を含む高周波微小圧振動一周期分の PG_{dc} の平均値を V_0 として決定する。実際には、 PG_{vib} 信号には、 P_c によっては複数の最大点を呈する(P_c が血管内圧と一致する点が複数存在することを意味する)場合があり、単に PG_{vib} 信号の最大値を検出するだけでは誤った点を V_0 としてしまうことがある。そこで、自己の脈圧による容積脈波(PG_{dc})の最大点(MAP)に最も近い PG_{vib} 信号の最大点を V_0 として決定した。

3.2 実験方法とデータ解析

実験を行うに当たり、オムロンヘルスケア(株)社内の臨

表1 被験者属性と血圧・脈拍数範囲 (n=20)
Table 1 Characteristics of the study population (n=20).

Male : Female	18 : 2	
Age (years)	25-49	(33.3±6.6)
Wrist circumference (cm)	13.5-18.0	(16.0±1.0)
SBP _r (mmHg)	93-151	(116.1±12.2)
DBP _r (mmHg)	49-94	(68.4±9.3)
PR (beat/min)	55-93	(72.8±11.1)

Values are expressed as range (mean±standard deviation).

床試験に関する試験審査委員会ならびに金沢大学医学倫理委員会の承認を得た後、試験内容を十分に説明し、本人の自由意志による同意を得られた健康成人20名(25~49歳: 男18名, 女2名)を対象に、前述の実験システムを用いて実験を行った。被験者は安静座位姿勢で、両手首はほぼ心臓レベルになるように机の上に固定した。表1は、実験に供した被験者の属性等(血圧値, 脈拍値については、以下に示す記述を参照)をまとめたものである。なお、実験室内の温度は約26℃であった。

ここで、本法の妥当性評価の基準値となる真の V_0 は動脈血管内圧と生体の外部から加えられる圧が一致したときの血管内容積であるが、この V_0 を直接検出することは不可能である。そこで、安静座位姿勢での実験時間(約5分以内)内は V_0 が変動しないと仮定し、従来法である容積振動法により決定される V_0 を基準値とした。なお、このときのカフ圧 P_c の加圧速度は測定誤差を極力低減できるように2 mmHg/sとした。

測定手順は各被験者の左手首を測定対象とし、容積振動法(基準)、本法の順に交互に各3回ずつ測定した。また、各方法の測定前に1分間の安静時間をとった。容積振動法で得られる基準 V_0 値を V_{0OSC} とし、そのときのカフ圧を P_{COSC} とした。また、本法で得られる V_0 を V_{0vib} とし、そのときのカフ圧を P_{Cvib} とした。それぞれ測定回に応じて V_{0OSC-1} , V_{0OSC-2} , V_{0OSC-3} と V_{0vib-1} , V_{0vib-2} , V_{0vib-3} , および P_{COSC-1} , P_{COSC-2} , P_{COSC-3} と P_{Cvib-1} , P_{Cvib-2} , P_{Cvib-3} とした。なお、それぞれの測定回のたびに左上腕において市販医家向け血圧計(オムロンヘルスケア HEM-907)で最高血圧(SBP_r), 最低血圧(DBP_r), 脈拍数(PR)も測定し、最初に測定したSBP_r, DBP_r, PRをその被験者の属性とした。

このようにして得られた V_0 を、測定回ごとの変動を除去するため、 V_{0vib-n} の前後に決定した V_{0OSC-n} と $V_{0OSC-n+1}$ の平均値を基準値とし、 V_{0vib-n} と基準値の比($\eta_{V_{0vib}/OSC}$)を評価した。同様に、 V_0 を決定したときのカフ圧も、測定回ごとの変動を除去するため、 P_{Cvib-n} の前後に決定した P_{COSC-n} と $P_{COSC-n+1}$ の平均値を基準値とし、 P_{Cvib-n} と基準値の差($\Delta P_{COSC-vib}$)を評価した。さらに、SBP_r, DBP_r, PRおよび被験者の手首周囲長(W_c)の違いが $\eta_{V_{0vib}/OSC}$ および $\Delta P_{COSC-vib}$ に及ぼす影響についても検討した。

表2 容積振動法を基準とした V_0 決定精度(試行回数n=60)。記号は本文参照

Table 2 Accuracy of V_0 determination by the new method in comparison with the volume-oscillometric method. See text for symbols.

(a) $\eta_{V_{0vib}/OSC}$		(b) $\Delta P_{COSC-vib}$	
mean	1.002	mean (mmHg)	3.14
SD	0.012	SD (mmHg)	7.04

最後に、本法で与えた V_{0vib} で容積補償法を行い、連続血圧測定中に、人為的に $V_{0vib} \rightarrow V_{0vib}'$ とサーボ目標値を突然変化させた時に、本法で V_{0vib} へと再決定が速やかに行えるかどうかについて検討した。

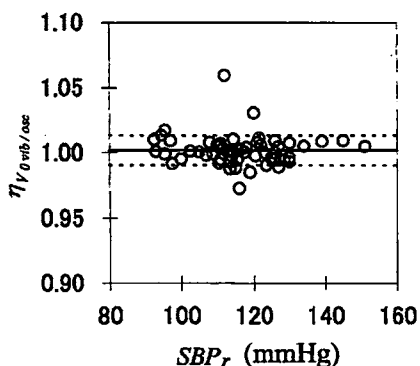
4. 結 果

図4(a)は、基準とした容積振動法実施時におけるカフ圧 P_c (加圧速度; 2 mmHg/s), 光電容積信号 PG_{dc} , 光電容積脈波 PG_{ac} の同時記録例, および同図(b)は、本法実施時における微小圧振動(δP_c)が重畳された P_c (加圧速度; 20 mmHg/s), PG_{dc} , PG_{ac} と PG_{dc} にバンドパスフィルタをかけて δP_c に伴う光電的微小容積振動成分を抽出した信号 PG_{vib} の同時記録例である。記録例(a)において PG_{ac} 信号の振幅最大点(MAP)を検出した一拍分の PG_{dc} 信号の平均値が V_{0OSC} , そのときの P_c 値が P_{COSC} として決定される。一方、同図(b)において、自己心拍での PG_{ac} のMAPに近い PG_{vib} の振幅最大点(MAP_{vib})を検出した時点を含む高周波微小圧振動一周期分の PG_{dc} の平均値が V_{0vib} , そのときの P_c 値が P_{Cvib} として決定される。

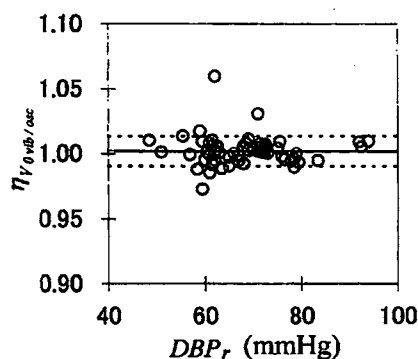
表2は、以上のような方法で V_{0OSC} と V_{0vib} , および P_{COSC} と P_{Cvib} を各被験者で求め、それぞれ前者では比 $\eta_{V_{0vib}/OSC}$ (= V_{0vib}/V_{0OSC}), 後者では差 $\Delta P_{COSC-vib}$ (= $P_{COSC}-P_{Cvib}$)を求めて、全データ(n=60)について平均値と標準偏差(SD)をまとめたものである。平均 $\eta_{V_{0vib}/OSC}$ =1.002 (SD=0.012), 平均 $\Delta P_{COSC-vib}$ =3.14 mmHg (SD=7.04 mmHg)であった。

図5は、最高(SBP_r:(a))・最低血圧(DBP_r:(b)), 脈拍数(PR:(c)), および手首周囲長(W_c :(d))に対する $\eta_{V_{0vib}/OSC}$ を被験者全データについてまとめたものである。それぞれの相関係数(r)およびt検定によるp値(有意水準=0.05)は、SBP_rについては $r=-0.061$ (p値=0.644), DBP_rについては $r=-0.011$ (p値=0.935), PRについては $r=0.082$ (p値=0.531), および W_c については $r=-0.199$ (p値=0.128)で、いずれも $\eta_{V_{0vib}/OSC}$ とは無相関であった。

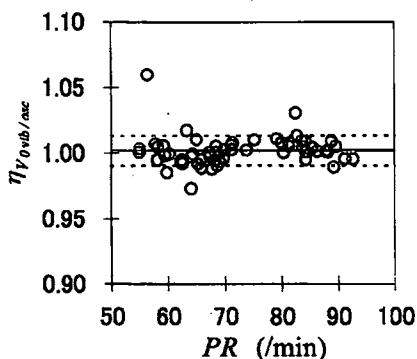
図6は、容積補償法で連続血圧を測定中に、人為的にサーボ目標値を突然変化させた時に、本法により V_{0vib} を決定し直したときの P_c と PG_{dc} の同時記録の一例である。5秒程度で再決定が完了し、良好な連続血圧測定が続行されていることが判る。なお、全被験者において、再決定がこのように良好に行われたことを確認した。



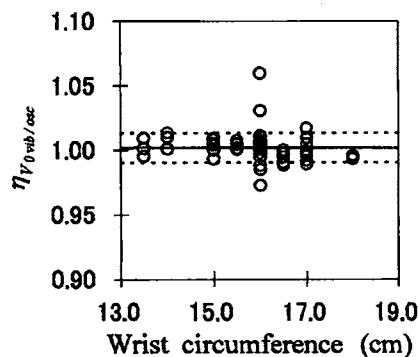
第5図(a)



第5図(b)



第5図(c)



第5図(d)

図5 最高血圧 (SBP_r : (a)), 最低血圧 (DBP_r : (b)), 脈拍数 (PR : (c)), および手首周囲長 (Wc : (d)) と容積振動法を基準とした V_0 決定比 $\eta_{V_0_{vib}/osc}$ の関係。図中の実線は平均値、破線は標準偏差 ($\pm SD$) を示す。説明本文参照

Fig. 5 The relationships between $\eta_{V_0_{vib}/osc}$ (the ratio of V_0 determined by the two methods) (a) systolic blood pressure (SBP_r), (b) diastolic blood pressure (DBP_r), (c) pulse rate (PR), (d) wrist circumference (Wc). In the figure, the solid line shows the mean and the dashed line shows the SD. See text for further explanation.

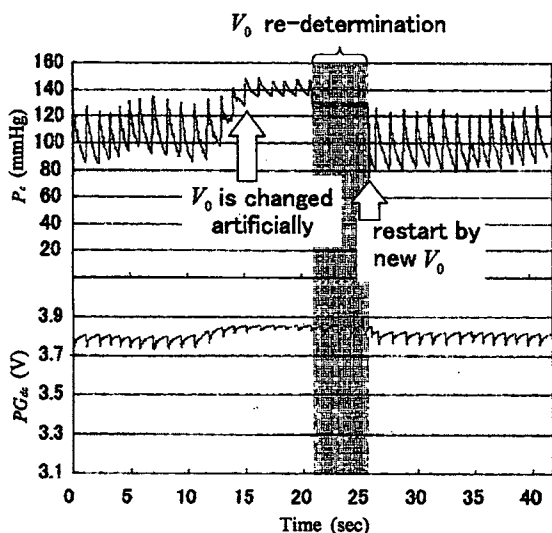


図6 連続血圧測定中において、 V_0 を人為的に急変させたとき、本法で V_0 再決定を行ったときの記録例。説明本文参照
Fig. 6 Example of V_0 a re-determination of by the new method after V_0 is changed artificially during a non-invasive instantaneous blood pressure measurement.

5. 考察とまとめ

本研究で採用した加圧振動法は、容積振動法における最低血圧決定法[7]として提案したものを利用している。すなわち、容積振動法では、その測定原理上、最低血圧が決定できないと言う問題点の一解決策として提案されたものである[8]。この加圧振動法を利用して、容積補償法におけるサーボ目標値 V_0 を高速に決定するという方法論は、これまでに無く、連続血圧測定の速やかな移行、 V_0 再決定、血圧測定実施時間の短縮化など、実際使用面での幅広い応用が考えられる。

さて、本研究で提案した高速 V_0 決定法 (以下、本法と略す) の評価では、基準値となる真の V_0 を直接検出することが不可能であるため、従来の容積振動法と本法で交互に V_0 を決定し、本法の前後に容積振動法により決定された V_0 の平均値を基準値として評価を行った。このように、基準値との交互測定による評価方法では、評価結果に血圧変動による誤差が含まれることを考慮する必要がある。一拍ごとの血圧変動は安静時で最大 4 mmHg 程度あるとされ[9],

また生体に与えるストレスによってその変動量はさらに大きくなる。今回の試験は安静下で行ったが、血圧を繰り返して測定するというストレスが血圧変動を誘発していることは否めない。本法の V_0 決定精度が基準値と比較し平均 $\eta_{V_{0\text{vib/OSC}}} = 1.002$, 平均 $\Delta P_{C_{\text{OSC-V}_0}} = 3.14$ mmHg であったことは、血圧変動の影響が含まれることを考慮すると、実使用に十分適用可能であると考えられる。

また本法は、自己脈圧に対応した容積脈波ではなく、生体外部より高周波微小圧振動を加えることにより V_0 を決定している。したがって、生体外部からの高周波微小圧振動が動脈に正確に伝達される必要がある。本実験システムのようなカフによる動脈への圧伝達については、生体を円筒状の均質弾性体と仮定したモデル解析により、生体表面から動脈までの距離が圧伝達に影響する一要因であることがわかっている [10]。本実験システムにおける高周波微小圧振動の伝達も生体表面から動脈までの距離により減衰していると推測されるが、動脈までの距離と相関のある手首周囲長 W_c に対する $\eta_{V_{0\text{vib/OSC}}}$ の相関係数 (r) は $r = -0.199$ で無相関であった。また、圧伝達への影響要因は動脈までの距離以外に、動脈壁やその周囲組織の粘弾性特性、圧迫による動脈変形に伴う血流抵抗の増加による動脈内圧力損失が存在すると考えられる。これらの要因は、血圧を決定する一要因であるが、最高血圧 (SBP_r)、最低血圧 (DBP_r) に対する $\eta_{V_{0\text{vib/OSC}}}$ の相関係数 (r) は、 SBP_r については $r = -0.061$, DBP_r については $r = -0.011$ でいずれも無相関であった。以上より、生体表面から動脈までの距離、動脈壁やその周囲組織の粘弾性特性、圧迫による動脈変形に伴う血流抵抗の増加による動脈内圧力損失によって発生している高周波微小圧振動の減衰は V_0 の決定精度に影響しない程度に小さいと考えられる。

また本法は、 V_0 決定時間の短時間化を目的としており、特に V_0 決定時間を現行の 1/10 程度を目標に、カフ圧 P_c の加圧速度を 20 mmHg/s としている。加圧速度が速くなれば取得できる容積脈波信号の情報量が減少するため、 V_0 の決定精度に影響を与えることになる。取得できる容積脈波信号の情報量は、加圧速度と脈拍数に依存しており、加圧速度が 20 mmHg/s と固定した本実験システムでは、脈拍数が少ないほど V_0 の決定精度への影響が大きくなるが、脈拍数 (PR) に対する $\eta_{V_{0\text{vib/OSC}}}$ の相関係数 (r) は、 $r = 0.082$ で無相関であり、選定した加圧速度では V_0 の決定精度に大きく影響しないと考えられる。

これらをあわせると、本実験で示された V_0 決定法は、従来の光電容積振動法と比較し、 V_0 決定精度は同等であり、かつ、その決定時間を大幅に短縮可能な方法であると言える。

今後は、本法により決定した V_0 を用いた容積補償法と直接法で血圧値を比較し、 V_0 の決定精度が血圧測定精度に与える影響を検証するとともに、実際に V_0 が変動する環境下

での連続血圧測定の検証を行い、容積補償法による血圧測定が臨床や家庭において利用可能なようにシステムの構築・改良を進めていく予定である。

なお、本研究の一部は、第 45 回日本生体医工学会大会、および、第 46 回日本生体医工学会大会で報告されました。

文 献

1. Imai Y, Hozawa A, Ohkubo T, Tsuji I, Yamaguchi J, Matsubara M, Michimata M, Hashimoto J, Fujiwara T, Nagai K, Kitaoka H, Satoh H, Hisamichi S: Predictive values of automated blood pressure measurement: what can we learn from the Japanese population-the Ohasama study. *Blood Press Monit.* 6(6): 335-339, 2001.
2. Yamakoshi K, Shimazu H, Togawa T: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the rat. *Am J Physiol.* 237: H632-H637, 1979.
3. Yamakoshi K, Shimazu H, Togawa T: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human finger by the vascular unloading technique. *IEEE Trans Biomed Eng.* 27: 150-155, 1980.
4. Yamakoshi K, Kamiya A, Shimazu H, Ito H, Togawa T: Non-invasive automatic monitoring of instantaneous arterial blood pressure using the vascular unloading technique. *Med Biol Eng Comput.* 21: 557-565, 1983.
5. Tanaka S, Gao S, Nogawa M, Yamakoshi K: Noninvasive measurement of instantaneous radial artery blood pressure. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 32-37, Jul/Aug. 2005.
6. Yamakoshi K, Shimazu H, Shibata M, Kamiya A: New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger Part 1 & 2. *Med Biol Eng Comput.* 20: 307-314 & 314-318, 1982.
7. Shimazu H, Ito H, Kawarada A, Kobayashi H, Hirakawa A, Yamakoshi K: Vibration technique for indirect measurement of diastolic arterial pressure in human fingers. *Med Biol Eng Comput.* 27: 130-136, 1989.
8. Yamakoshi K: Non-invasive cardiovascular haemodynamic measurements, In Oberg P. A., Togawa T. & Spelman F. (Eds), *Sensors in Medicine and Health Care (Sensors Applications, Volume 3)*, Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2004.
9. 橋久保修: 血圧の測定法と臨床評価. *メディカルトリビューン*, 東京, 1998, pp. 67-99.
10. Alexander H, Cohen ML, Steinfeld L: Criteria in the choice of an occluding cuff for the indirect measurement of blood pressure. *Med & Biol Eng & Comput.* 15: 2-10, 1997.

澤野井 幸哉 (サワノイ ユキヤ)

1985 年奈良工業高等専門学校電気工学科卒業、同年(株)立石ライフサイエンス研究所(現 オムロンヘルスケア(株))に入社。2005 年より金沢大学大学院自然科学研究科博士後期課程在学中。おもに、血圧計などの生体信号計測技術の研究・機器開発に従事。

日本生体医工学会、電子情報通信学会、日本高血圧学会の会員。



藤井 健司 (フジイ ケンジ)

2002年神戸大学大学院自然科学研究科博士後期課程修了。2006年オムロンヘルスケア(株)に入社。血圧計などの生体信号計測技術の研究・機器開発に従事。



松村 直美 (マツムラ ナオミ)

2000年九州工業大学情報工学部制御システム工学科卒業。2005年オムロンヘルスケア(株)に入社。おもに、血圧計などの生体信号計測技術の研究・機器開発に従事。



藤田 麗二 (フジタ レイジ)

2006年大阪大学大学院基礎工学研究科博士前期課程修了。同年オムロンヘルスケア(株)に入社。おもに、血圧計などの生体信号計測技術の研究・機器開発に従事。



日本機械学会の会員。

野川 雅道 (ノガワ マサミチ)

1997年山形大学大学院工学研究科博士後期課程中退。1997年山形大学工学部助手。2000年金沢大学工学部助手。2007年金沢大学助教現在に至る。工学修士。医用・福祉センサ、治療機器、生体信号処理などの研究に従事。



日本生体医工学会等に所属。

山越 健弘 (ヤマコシ タケヒロ)

1998年室蘭工業大学建設システム工学科卒。2000年同大学院修士課程修了。2006年福井大学大学院博士課程修了。工学博士。2006年金沢大学大学院自然科学研究科 システム創成科学専攻 信頼性システム工学講座(寄附講座)特任准教授に就任。現在に至る。生体計測と解析、生体情報の無侵襲・無拘束計測法、健康・福祉工学などの研究開発に従事。



日本生体医工学会、日本自動車技術会、IEEE Engineering in Medicine & Biology Societyなどに所属。

田中 志信 (タナカ シノブ)

1980年早稲田大学理工学部応用化学科卒。1987年北海道大学大学院工学研究科博士課程修了。工学博士。1991年英国キール大学客員研究員。1992年東京医科歯科大助手。1995年山形大学助教授。1998年金沢大学助教授。2007年同大教授。現在に至る。生体情報の無侵襲・無拘束計測法、福祉工学、バイオセンサーなどの研究に従事。



日本生体医工学会、日本機械学会、計測自動制御学会、日本バイオマテリアル学会、IEEE、日本生理人類学会、化学センサ研究会などに所属。

山越 憲一 (ヤマコシ ケンイチ)

1970年早稲田大学理工学部機械工学科卒。1972年同大学院修士課程修了。工学博士。医学博士。1972年東京女子医大助手。1974年東京医科歯科大助手。1980年同大講師。同年北海道大学助教授。1987年オックスフォード大学客員教授。1994年金沢大学教授。2002年中国大連大学客員教授。2003年早稲田大学客員教授。現在に至る。生体計測と制御、バイオメカニクス、健康・福祉工学などの研究開発に従事。



日本生体医工学会、計測自動制御学会、日本機械学会、日本人工臓器学会、国際医用生体工学会議、IEEEなどに所属。