

圧—容積曲線変曲点に着目した容積振動型 収縮期・拡張期血圧決定法の提案

野川 雅道*・山越 健弘^{**、1)}・松村 健太*・田中 志信*
小川 充洋*・本井 幸介*・山越 憲一*

A New Method for Indirect Determination of Systolic and Diastolic Blood Pressure in the Radial Artery Using Inflection-Points of Pressure-Volume Curves Based on the Volume-Oscillometric Method

Masamichi NOGAWA,* Takehiro YAMAKOSHI,^{**、1)} Kenta MATSUMURA,* Shinobu TANAKA,*
Mitsuhiro OGAWA,* Kosuke MOTOI,* Ken-ichi YAMAKOSHI*

Abstract A new method is presented for the indirect measurement of systolic (*SBP*) and diastolic blood pressure (*DBP*) in the radial artery. We use the volume-oscillometric method with a wrist cuff and then, utilizing the photo-plethysmograph (*PPG*) signal together with cuff pressure measurements, we derive pressure-volume curves (*PVC*). The principle of this method, named “*PVC* inflection-point method”, is to identify the indirect *SBP* and *DBP* using the inflection-points of envelope curves overlaying respectively the lower and upper points of the photo-plethysmographic pulsation signals superimposed on an arterial volume signal during the volume-oscillometric procedure. The accuracy of the method was evaluated by comparison with measurements from arterial catheterization in two healthy subjects. During the test procedure, a prototype *PPG* sensor for the *PVC* inflection-point method was attached to the left wrist, and arterial catheterization of the right radial artery for was performed to obtain simultaneous blood pressure recordings. The Bland-Altman plots for the comparative analysis showed good agreements between the two methods for both *SBP* ($+ 2.3 \pm 7.7$ (mean \pm S.D.) mmHg) and *DBP* ($- 1.8 \pm 6.4$ mmHg) measurement. We conclude that the proposed *PVC* inflection-point method appears promising to determine indirect *SBP* and *DBP* values with appropriate accuracy for convenient and practical use.

Keywords : systolic and diastolic blood pressure, arterial pressure-volume curve (arterial tube law), inflection points, volume-oscillometric method.

1. はじめに

超高齢社会が進んでいる現在、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・脂質異常症などの生活習慣病を患う人が益々増加している[1]. 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・早期発見においては、血圧を日常的に計測・管理し、正常な範囲に保つことが重要である[2]. また、血圧は循環器系の総合的指標と言われており、生体情報の中でも極めて重要な生理量の一つであり[3, 4], より高精度・高信頼な計測技術の開発は今なお重要な課題である.

我々のグループは従来から無侵襲血圧計測法の基礎研究、及びその実用化研究を進めてきた. 詳細は文献[5-24]及び成書[25]もあるので参照されたい. その中で、現在最も汎用されている間接血圧計測法であるカフ振動法[26]を発展させた、動脈血管の管法則に基づく“容積振動法：volume-oscillometric method”がある[7, 25]. この方法は、カフ加圧（または減圧）に伴う光電容積センサ（以下、光電センサと略）から得られた血管容積脈波変化の振幅最大点を平均血圧（mean blood pressure；*MBP*, mmHg）、及び消失点（または出現点）を収縮期血圧（最

2011年8月23日受付, 2011年10月4日改訂, 2011年10月12日再改訂
Received August 23, 2011; revised October 4, 2011, October 12, 2011.

* 金沢大学理工研究域機械工学系

College of Science and Engineering, Kanazawa University

** 金沢大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University

¹⁾ Correspondence: takehiro@kenroku.kanazawa-u.ac.jp

高血圧：systolic blood pressure；*SBP*，mmHg）として高精度に決定されるが，原理的に拡張期血圧（最低血圧：diastolic blood pressure；*DBP*，mmHg）は計測できない。そこで，この *DBP* 決定に関しては，これまでに手指や小児の前腕・足首を計測対象として，容積脈波定数法 [11, 13] と加圧振動法 [15] が提案されてきた。前者は容積脈波と圧脈波形が相似形と仮定して *DBP* を演算して求める方法であり，後者はカフ圧（cuff pressure； P_c ）に高周波微小圧振動（ δP_c ）を重畳させたとき， δP_c に対応する微小容積振動（ δV ）は血管内圧（*DBP*）が P_c と一致した時点で最大振幅を示すことを利用したもので，「考察」で述べるが，それぞれ決定法としては一長一短を持っている。

本論文では，最近一般家庭用としても普及してきた手首血圧計への利用を念頭に，橈骨動脈を対象として，従来の管法則に基づく容積振動法をさらに発展させることで，測定原理が物理的・力学的に明確かつ簡易であり，収縮期（*SBP*）・拡張期血圧（*DBP*）（当然，平均血圧 *MBP* も決定できるが，本論では省略する）を決定可能とする新たな簡便法を考案し，その妥当性を検証するための予備実験として 2 名の健常人を対象に，直接血圧計測法との対比試験を行ったので報告する。

2. 提案原理と実験方法

2.1 提案方法の基本原則

間接血圧計測法の一つである容積振動法は，図 1 に示す血管の力学特性である圧-容積曲線（pressure (P)-volume (V) curve；PVC：管法則（arterial tube law）と言う）に基づいて収縮期（*SBP*）・平均血圧（*MBP*）を決定する方法である。いま，外圧（カフ圧： P_c ）を変化させて血管内外圧差（経壁圧：transmural pressure； $P_{tr} = MBP - P_c$ ）を変えた場合，血管壁が無負荷（ $P_{tr} = 0$ 付近）のとき，圧脈波（脈圧 $\Delta P_b (= SBP - DBP)$ ）に対応する容積脈波（ ΔV ）の振幅が最大（ ΔV_{max} ）となり， P_c が *SBP* 以上の圧になると，血管は圧閉（ $\Delta V = 0$ ）される。したがって，容積脈波振幅最大点に対応するカフ圧 P_c が平均血圧 *MBP*，経壁圧が負のときの血管容積の大きさが実験的に無視できる場合，容積脈波消失点に対応するカフ圧 P_c が収縮期血圧 *SBP* として決定される [7, 25]。ここで，図 1 下段に示すように圧-容積曲線の微分値（ $dV/dP_{tr} = dV/dP_c$ ：血管コンプライアンスを意味する）を考えたとき，血管内外圧差 $P_{tr} = 0$ 付近でコンプライアンスが最大となること，言い換えれば，無負荷時血管内容積 V_0 を通る圧-容積曲線の変曲点でコンプライアンスが最大となることが判る。この原理を取縮期（*SBP*）・拡張期血圧（*DBP*）の平衡点（ $P_{tr|SBP} = SBP - P_c$ ； $P_{tr|DBP} = DBP - P_c$ ）にも適用して考えると，図 2 に示す新たな血圧計測原理を提案することが可能となり，*DBP* のみなら

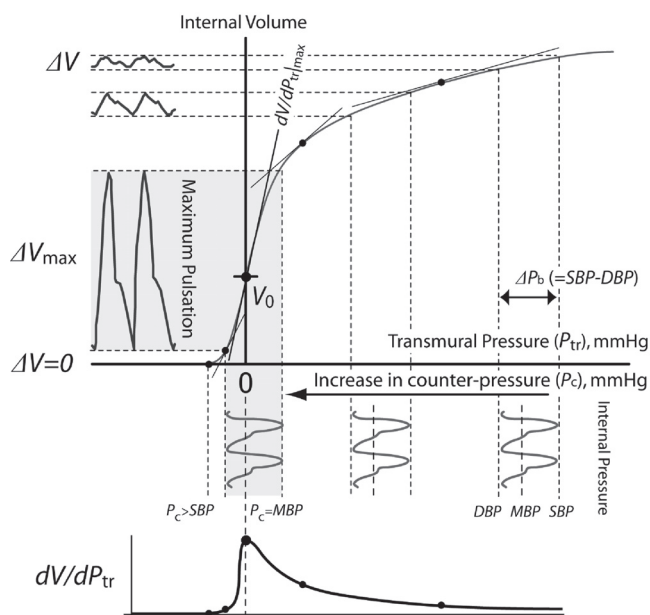


図 1 動脈血管の力学特性（圧-容積曲線：管法則：イヌ総頸動脈において得られた文献 [7] の Fig. 2 を参考にして作成）と容積振動法を用いた収縮期（*SBP*）・平均（*MBP*）血圧決定法を示す模式図。 P_c ：カフ圧； P_{tr} ：血管壁を介した実効圧（経壁圧 = $MBP - P_c$ ）； ΔP_b ：脈圧（= $SBP - DBP$ ）； V_0 ：血管内外圧平衡点—すなわち無負荷時の血管内容積； ΔV ：圧脈波に対応する容積脈波； ΔV_{max} ：圧脈波に対応する振幅最大容積脈波。

Fig. 1 Schematic diagram of pressure (P)-volume (V) characteristics in the artery (arterial tube law, which is obtained by isolated canine carotid artery), representing the determination of systolic (*SBP*) and mean blood pressure (*MBP*) using the volume-oscillometric method (Derived from reference [7]). P_c : cuff pressure; P_{tr} : transmural pressure (= $MBP - P_c$); ΔP_b : pulse pressure (= $SBP - DBP$); V_0 : arterial volume in the unloaded state; ΔV : arterial volume pulsation; ΔV_{max} : maximal arterial volume pulsation.

ず，経壁圧が負のときの血管容積の大きさが無視できない場合においても *SBP* 計測が原理的に可能となる。ここで，光電センサから検出される容積信号（photo-plethysmogram；*PG*）の無負荷時血管内容積（ V_0 ）を PG_{V_0} と表記する。

図 2 に本提案法の計測原理図を示す。カフ圧（ P_c ）の上昇に伴う（図 2(a)）血管内容積成分（volume signal (PG ）：検出光量は容積変化と逆数の関係にある）の変化（図 2(b)）において， PG はその直流成分（ PG_{dc} ：すなわち血管内容積に対応）と容積脈波成分（ PG_{ac} ）から成っている。この図 2(b)において，一拍毎の容積脈波成分の拡張期末（ボトム）値に対応した容積成分（ PG_{dc-D} ），収縮期ピーク値に対応したそれ（ PG_{dc-S} ），及びそれらに対応する外圧（ P_c ）を検出し，圧-容積関係に基づいたエンベロップ（脈波 peak-to-peak を繋いだ曲線でも良い）を描き（図 2(c)），図 2(d)に示すように，カフ圧 P_c に対するコンプライアンス（ dV/dP_c ）求めると， $P_{tr|SBP} =$

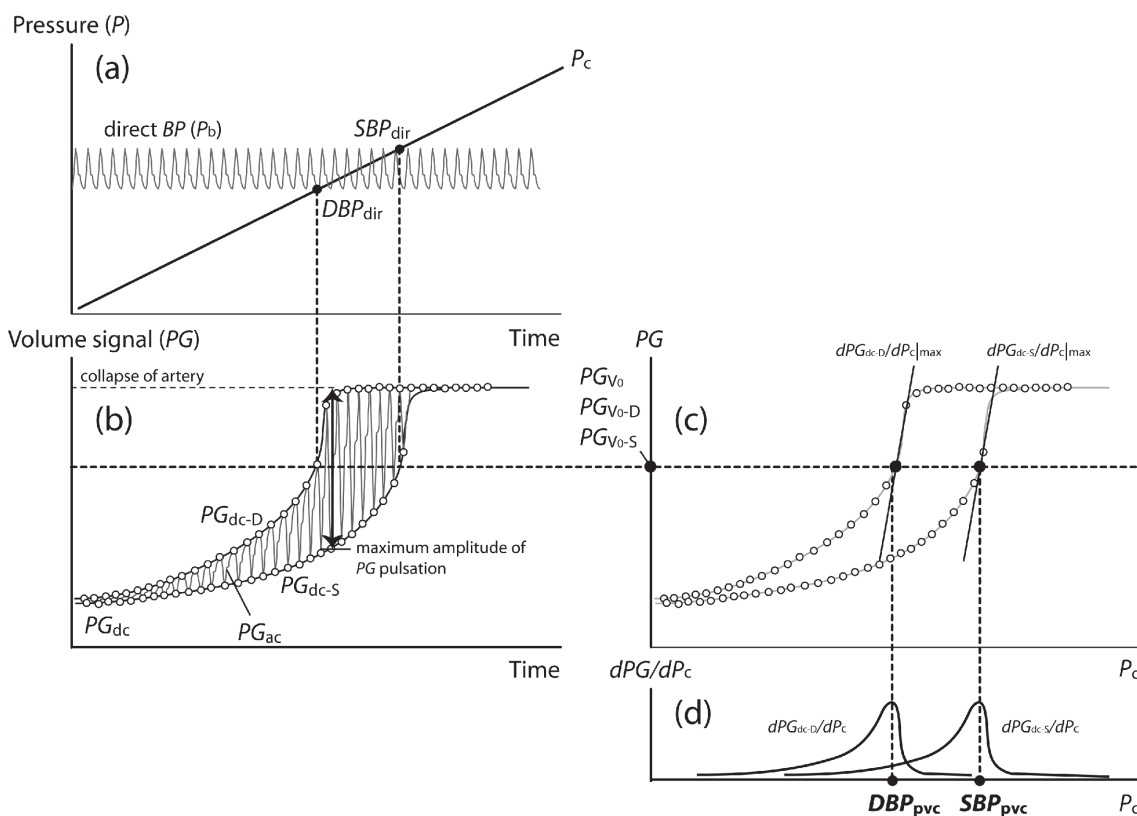


図2 容積振動法に基づく新規収縮期及び拡張期血圧決定法（圧-容積曲線変曲点法：PVC 変曲点法）の基本原則。(a) P_c ：カフ圧； SBP_{dir} ・ DBP_{dir} ：直接法の収縮期・拡張期血圧；(b, c) PG_{dc} ：光電容積信号の直流成分； PG_{dc-S} ・ PG_{dc-D} ：容積脈波ピーク・ボトムに対応した容積成分； PG_{V0} ：無負荷時血管容積； PG_{V0-S} ・ PG_{V0-D} ： PG_{dc-S} ・ PG_{dc-D} の変曲点；(d) SBP_{pvc} ・ DBP_{pvc} ：PVC 変曲点法で得られる収縮期・拡張期血圧。

Fig. 2 Schematic diagram of the measurement principle for the determination of systolic (SBP) and diastolic blood pressure (DBP) using inflection-points of pressure (P) -volume (V) curve (PVC inflection method) based on the volume-oscillometric method. (a) P_c : cuff pressure; SBP_{dir} and DBP_{dir} : direct SBP and DBP; respectively; (b, c) PG_{dc-S} and PG_{dc-D} : envelopes overlaid lower and upper points of the photo-plethysmographic pulsation signal (PG_{dc}), respectively; PG_{V0} : arterial volume in the unloaded state; PG_{V0-S} and PG_{V0-D} : inflection points of PG_{dc-S} and PG_{dc-D} ; (d) SBP_{pvc} and DBP_{pvc} : proposed SBP and DBP; respectively.

0, 及び $P_{tr|DBP} = 0$ 付近のときコンプライアンスが最大となり、したがってそれぞれの最大点に対応するカフ圧値が間接的収縮期血圧 SBP_{pvc} 、及び間接的拡張期血圧 DBP_{pvc} として決定できる。また、この時の血管内容積は無負荷時の容積 (PG_{V0-D} ; PG_{V0-S}) と対応される。すなわち、図 2 (c, d) のエンベロープで示される圧-容積曲線の変曲点に対応するカフ圧値として決定する方法を「圧-容積曲線変曲点法：PVC 変曲点法」と命名することにした。なお、原理上 PG_{V0-D} , PG_{V0-S} , PG_{V0} は全て一致するが、実際には血圧変動や容積脈波検出法等によりそれぞれの値は異なると考えられる。

2.2 実験方法

提案手法の妥当性を検証するため、動脈カテーテルによる直接血圧測定法との同時対比試験により以下の要領で実施した。

参加者：実験の参加者は、金沢大学医学部倫理委員会の

承認を得た後、十分な実験主旨説明を受け、所定の同意書にサインした健康成人男性 2 名 (20 歳, 21 歳) であった。

実験用計測システム：図 3 に本研究で用いた間接的手首血圧計測システム [24] (自作) の概要を示す。主としてセンサ部、電空変換器 (electro-pneumatic converter; EPC)・信号処理回路 (計測ユニット部)、そして計測表示・制御・記録を行う DSP ボード部 (DS1104, dSPACE GmbH) から構成される。センサ部はラチェット式手首固定具 (自作) で個々人の手首周長に合わせて確実に固定できる構造となっており、センサ部に内蔵された局所圧迫カフに近赤外発光ダイオード (LED: EL333, コーデンシ (株), ピーク発光波長: 940 nm) と検出器としてフォトダイオード (photodiode; PD: ST333R4, コーデンシ (株), ピーク感度波長: 960 nm) が組み込まれている。また、固定具には圧力センサや電空変換器 (EPC (自作 [21, 23]) が一体化されており、カフ圧 (P_c) を瞬時かつ

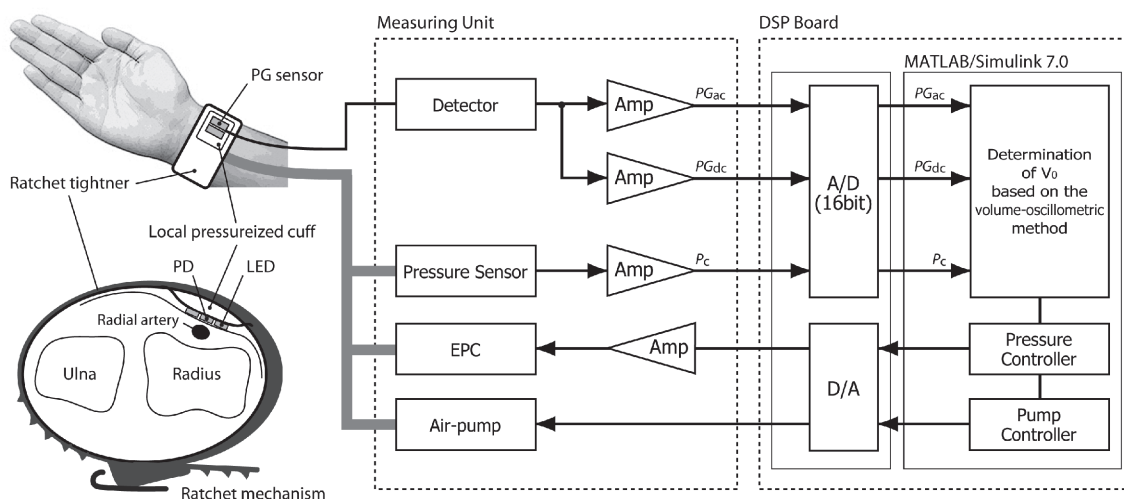


図3 手首血圧計測システムの概要図。

Fig. 3 Schematic block diagram of a prototype system for blood pressure measurement in the radial artery. EPC: electro-pneumatic converter; PD: photodiode; PG: plethysmogram.

任意に制御可能となっている。計測においては、光電センサからの光電容積信号の脈波成分を含む直流成分 (PG_{dc}) と交流成分 (PG_{ac})、及び圧センサからのカフ圧 (P_c) の各信号が DSP ボードを介して A/D 変換される。次いで、Simulink (version 7.0, Mathworks Inc., USA) でコーディングされたコントローラを実装した DSP ボードにおいて D/A 変換出力から EPC へ指令信号が送られ、 P_c が制御される。なお、本システムは、一心拍毎に非侵襲的に血圧を計測可能な容積補償法に基づく計測装置として試作されたもの (詳細は文献[24]参照) であるが、本実験用として供した。

手続き：前記2名を対象とし、右手首に本システムを、左手首橈骨動脈に留置針を刺入し、細管 (カテーテル) から、ディスプレイ圧トランスデューサ (モニタキット, Edwards Lifesciences LLC) を介して、ひずみ圧力計 (AP-601 G, 日本光電 (株)) に導き、直接血圧 (P_b) を計測し、前記各信号と共に DSP ボードに直結した PC のハードディスク上に 200 Hz サンプリングで記録した。実験は室温 25℃ に保たれた防音室にて背もたれの調整可能な椅子を用い、安静仰臥位 (supine) 状態から、適宜、半座位 (Fowler's position)、座位 (sitting) と姿勢を変化させ、姿勢変化による過渡的な血圧変化が収まった後に、血圧の計測を行った。この血圧値の強制変化は、運動負荷や血圧昇降剤による方法も考えられるが、これらの方法は本法の計測に必要な約 30 秒の間、定常的に血圧が安定しないと判断したため、この姿勢変化を採用した。近年、このような姿勢変化に伴う血圧変動の評価法も試みられている [27]。また、実験後の解析により $PG_{V_{0,D}}$ 、 $PG_{V_{0,S}}$ 、 PG_{V_0} 、 P_b より得られた収縮期 (SBP_{dir})・拡張期血圧 (DBP_{dir})、本法より得られたそれら (SBP_{pvc} 、 DBP_{pvc}) を取得した。

3. 結 果

図4 は実験結果の一例で、直接血圧 (P_b)、カフ圧 (P_c)、及び光電脈波信号 (PG_{dc}) の同時記録を示したものである。また同図の右側グラフはカフ圧 (P_c) に対する血管コンプライアンス (dV/dP_c) を一拍毎に求めたものであり、それぞれのピークに対応するカフ圧値は、 SBP_{pvc} が 137 mmHg、 DBP_{pvc} が 86 mmHg であった。一方、容積振動法中の直接血圧値は、 SBP_{dir} が 138 mmHg、 DBP_{dir} が 83 mmHg であった。また、PVC の変曲点 (すなわち、コンプライアンス最大点) が比較的明瞭に得られた記録 (従って、 SBP_{pvc} と DBP_{pvc} が明確に決定) では、 $PG_{V_{0,D}}$ 、 PG_{V_0} 、 $PG_{V_{0,S}}$ の関係は、 $PG_{V_{0,D}} \leq PG_{V_0} \leq PG_{V_{0,S}}$ を満たしていた。なお、この大小関係が成立する理由については、考察で詳述する。

図5 は2名の被験者に対してそれぞれ10回、計20回計測を行い、収縮期 (SBP)・拡張期血圧 (DBP) を直接法と本法で求め、上記 $PG_{V_{0,D}} \leq PG_{V_0} \leq PG_{V_{0,S}}$ の関係を満たした結果 (合計16データ数) を Bland-Altman plots [28] として示したものである。同図上段が SBP 、下段が DBP の比較結果である。まず、差の平均値 (すなわち bias) に着目すると、両者共に ± 2 mmHg 程度でよく一致していることが判る。次に SBP ・ DBP の各プロットは 95% 信頼区間 (± 1.96 S.D.: 約 ± 15 mmHg) の中に収まっており、特に強い正や負の相関は見られないことから、本法は直接法とほぼ同程度の計測精度を有しているものと考えられる。

4. 考 察

本論文では、圧-容積曲線 (PVC) に基づく容積振動法による間接血圧計測法を再検討することで、測定原理が

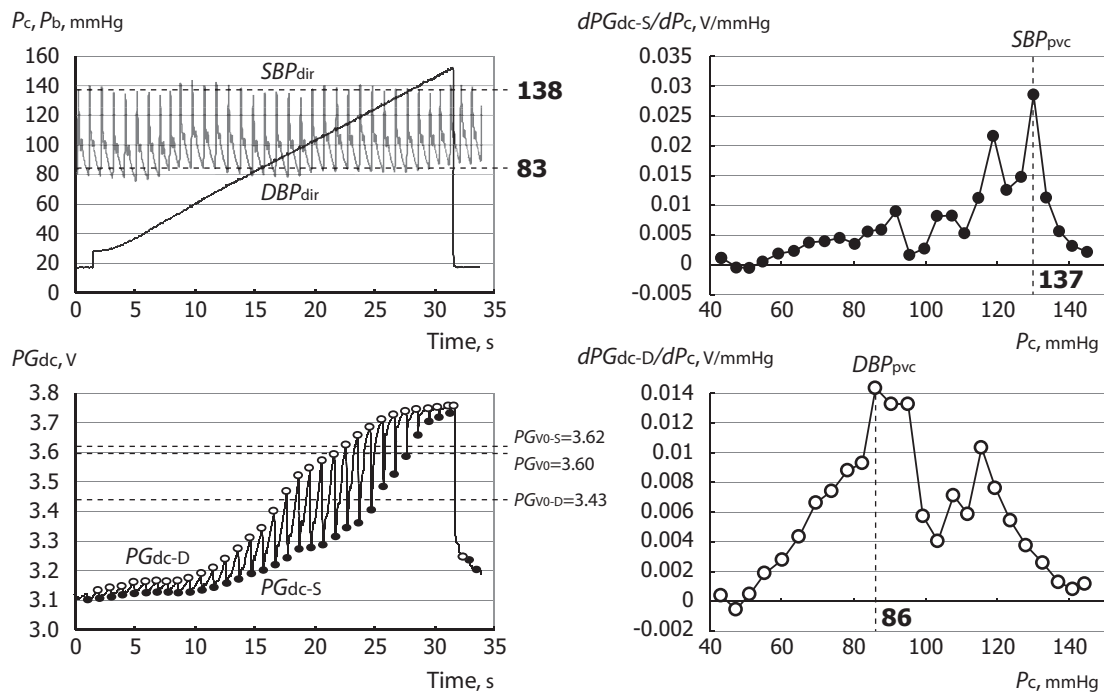


図 4 直接法との同時計測時の記録波形と解析結果例。
Fig. 4 An example of simultaneous recordings of direct instantaneous blood pressure (P_b), cuff pressure (P_c) (upper panel in the left side), and arterial volume (V) signal (PG_{dc}) detected photoplethysmographically in the radial artery (lower panel in the left), and analytical results showing the arterial compliance (dPG_{dc-S}/dP_c ; upper part), (dPG_{dc-D}/dP_c ; lower part) vs. cuff pressure P_c (right side). Note that P_c values corresponding to the maximum compliances indicate indirect systolic (SBP_{pvc}) and diastolic blood pressure (DBP_{pvc}). This blood pressure determination method is named as “PVC inflection-point method” in the present study.

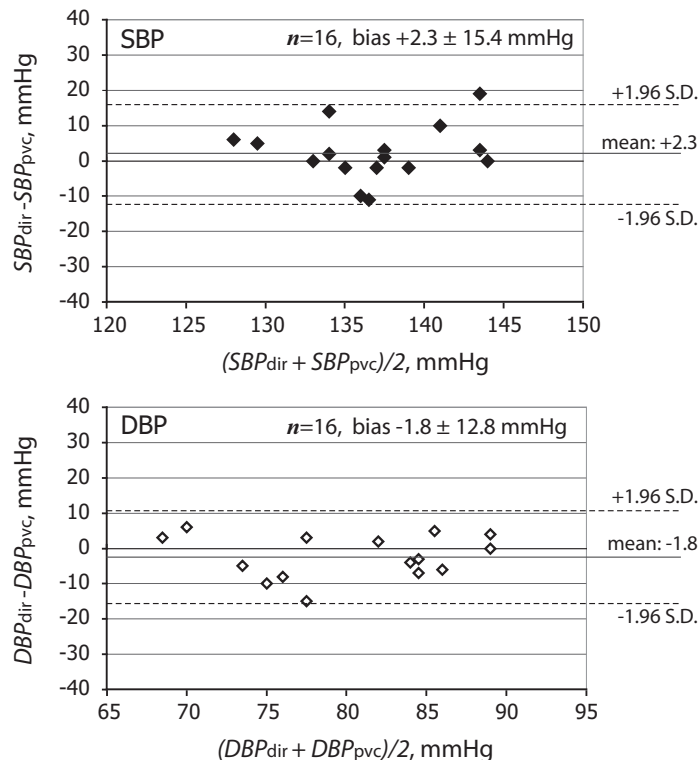


図 5 直接法との同時計測結果 (Bland-Altman plots).
Fig. 5 Bland-Altman plots of blood pressure (SBP ; upper panel, DBP ; lower panel) measured by the direct and the proposed indirect PVC inflection-point method.

物理的・力学的に明確かつ簡易であり、収縮期・拡張期血圧 ($SBP \cdot DBP$) を決定可能とする新たな方法- PVC 変曲点法- を考案し、2名の直接血圧計測法との対比からその予備評価を行い、本法の妥当性と実用に供する精度を有していることを示した。

現在汎用されている市販血圧計の基本原則であるカフ振動法は、本来 Geddes (文献[26]参照) によればカフ圧の振動振幅最大点を基準とする MBP 計測法であり、 $SBP \cdot DBP$ は物理的に決定されない。従って、その振幅の減衰比から $SBP \cdot DBP$ を決定せざるを得ず、その具体的な値は経験的・統計的に各社独自のアルゴリズムに基づき決定され、物理的背景が明確にされていないまま使用されているのが現状である[16, 18, 26, 29]。また、 MBP に関しても基準となる圧振動振幅最大点は、血圧そのものの大きさ、カフ容量、組織力学特性、血管弾性などで偏位すると報告されており[29, 30]、カフ振動法による血圧値決定の理論的根拠は全般的に乏しいと言える。以上のことに起因して、直接法との比較による計測精度に関しても問題視されている[30, 31]。特に Andreasら[30]は論文中で次のように述べていることは特に留意すべきである。

The oscillometric blood pressure measurement significantly underestimates arterial blood pressure and exhibits a high number of measurements out of the clinically acceptable range. The relation between cuff size and upper-arm circumference contributes substantially to the inaccuracy of the oscillometric measurement.

一方、容積振動法[7]による $SBP \cdot MBP$ 決定、および容積脈波定数法[11, 13]あるいは加圧振動法[15]による DBP 決定は物理的・力学的に明確である。この容積振動法の唯一の課題点としては、カフ圧を SBP 以上に加圧したときに脈波が消え残った場合の SBP の決定基準である。容積振動法は容積脈波を光で検出しているためカフ加圧状態(光の組織内散乱状態)によって、カフ圧迫部上流側の血管運動を検出することや、経壁圧が負のときの血管容積の大きさが無視できない場合(図1:第2象限)、明確な脈波消失点(あるいは出現点)を同定することが困難な場合もあるからである[14, 16]。これを解決する方法として、上述のカフ振動法と同様に脈波振幅最大値の減衰比から定めることが考えられるが、この場合でも個人差や経験則という曖昧さが混入してしまう問題がある。そこで、本提案法(PVC変曲点法)を適用することにより、脈波が消え残った場合でも物理的根拠に基づいた明確な $SBP \cdot MBP \cdot DBP$ を高精度に決定することができると考えられ、直接法との比較結果も $SBP_{pvc} \cdot DBP_{pvc}$ 値は良好であった。

さて、本研究では $PG_{V0,D} \leq PG_{V0} \leq PG_{V0,S}$ の関係を満たす間接血圧データを直接法との対比データとして採用した

(全計測回数20回中、16データを採用)(図5)。その現象論的理由の一つは、本法原理に従えば、血圧変動が全く無い場合、 $SBP \cdot MBP \cdot DBP$ それぞれに対応する無負荷時血管内容積は PG_{V0} と一致するが、実際にそのような条件を完全に満たす生理状態は極めて少ない。したがって、測定中の血圧変動が小さく、光電容積信号(PG)が安定して良好な PG 検出ができた場合、その全ての記録において、 $PG_{V0,D} \leq PG_{V0} \leq PG_{V0,S}$ の関係が成立していたため、この大小関係を満たしたデータを採用した。また、実証は困難であるが、その物理的な根拠を考察すると、実際の血管壁は弾性体ではなく、粘弾性体であることがその理由の一つであると考えられる[18, 32]。すなわち、血管壁が内圧の変化を受けて変化する際には、粘性の影響により、実際の内圧変化より血管壁の変化が遅れることになり、血管内圧の上昇・下降に伴う血管壁変化のヒステリシスが存在する。具体的には、血管内圧が SBP に達する際は、その血管内容積は、血管壁の粘性を考慮しない血管内容積より小さく、そして DBP に達する際には、血管内容積はより大きな状態となることが予想され、この容積の大小関係を光学的に検出すると、 $PG_{V0,D} \leq PG_{V0} \leq PG_{V0,S}$ の大小関係となる。より詳細な裏付けに関しては、理想的な弾性体と粘弾性体モデルを導入して、それらの挙動を調べる必要がある。なお、ここで提示した PG_{V0} の大小関係の条件を満たさないデータも20回の計測中4回存在したが、それら殆んど全ては、 SBP が低め (-20.5 ± 5.3 (mean \pm S.D.) mmHg)、 DBP が高め ($+19.3 \pm 4.9$ mmHg) になる傾向があった。このようなデータが出現した理由としては、手首カフ固定が緩いなどの不適切なセンサ・カフの固定が原因でカフ圧が測定部位に十分伝わっていなかったことや、経壁圧変化に伴う生体由来の筋原性反応(myogenic response)による血管径の変動の影響[33, 34]なども考えられることから、今後、それらに関する検討も必要である。

一方、 DBP 決定法として、容積脈波定数法[11, 13]や、加圧振動法[15]が提案されており、これらも、基本原理としては、血管の管法則に基づく血圧計測法である。前者の容積脈波定数法については、容積脈波と圧脈波の相似性に基づき、容積振動法時に決定した $SBP \cdot MBP$ から、 DBP を決定する方法であり、実測においても一定の精度を示した。しかしながら、 $P-V$ 曲線(図1)は、無負荷時血管容積(V_0)周辺においては、圧脈波(ΔP)と容積脈波(ΔV)の相似関係には線形性があり、その関係を表す容積脈波定数は、一定値と見なせる場合もあるが、無負荷時血管容積から離れた位置(図1:第1象限)では、その関係の非線形性により一定の値に定まらないこと、さらに先述した血管の粘弾性特性により $\Delta P-\Delta V$ 曲線がヒステリシスループを描くこと[18, 32]などから、その適用に限界があることも認識されている。また、後者の加圧振動法について

文 献

ては、容積振動法時に、10 Hz 以上の高周波微小圧振動 ($\delta P_c: \pm 10 \text{ mmHg}$) を重畳させることで、それに伴う微小容積変化 (δV) が最大振幅となる圧を測定圧 (この場合は、DBP) として決定する方法であり、本論文で提案する PVC 変曲点法と比較しても、 P - V 曲線に基づく基本原理の同一性から精度の高い計測が可能であるが、高周波微小振動の発生や、その分離などの処理が別途必要となることから、その簡便性と実用性においては、PVC 変曲点法がより優れていると考えられる。しかしながら、近年、容積補償法時に、制御目標値である PG_{V_0} を、瞬時に決定する手法として加圧振動法が再検討されてきており[24]、今後もその発展が見込まれる有効な手法であることは特記したい。

本研究を通して、PVC 変曲点法において $PG_{V_0D} \leq PG_{V_0S}$ の関係を満たすデータは、精度良く $SBP \cdot DBP$ が決定できることが判った。今後の課題としては、実用上の観点から、このような関係を満たし易いセンサ・カフの固定法の開発を通して、循環器系疾患患者を含む多数の被験者や、市販されている様々な非観血的圧計測装置との比較実験を行い、本提案法 (PVC 変曲点法) の実証実験を行う必要がある。また、本提案法は、原理的に手首 (橈骨動脈) だけではなく、指動脈、尺骨動脈、足背動脈、浅側頭動脈など、生体セグメント内動脈や表在動脈に対して適用可能であると考えられることから、様々な測定部位における実証実験を通して本提案法の有効性を検証していく予定である。

5. 結 論

本論文では、容積振動法に基づく簡便な収縮期・拡張期血圧決定法 (PVC 変曲点法) を提案し、直接法との同時比較試験によりその妥当性を検証した。その結果、 $PG_{V_0D} \leq PG_{V_0S} \leq PG_{V_0S}$ の関係を満たすとき、収縮期・拡張期血圧は直接血圧値と良好に一致することを確認した。今後、被験者数を拡大して、十分なサンプルサイズにて更に検討を進めていく予定である。

謝辞 本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金・臨床研究推進研究事業 (課題番号: H21-トランス-一般-013)、文部科学省科学研究費補助金・基盤研究 (A) (課題番号: 14208105)、および文部科学省科学研究費補助金・挑戦的萌芽研究 (課題番号: 23650349) の助成を受けて行われた。ここに記して謝意を表す。また本評価試験にご協力頂いた、前金沢大学医学部 (現富山県立病院) の丸山美知郎医師、及び前金沢大学医学部 (現金沢市立病院) の高田重男院長に深謝する。

1. 厚生労働省: e-ヘルスネット. <<http://www.e-healthnet.mhlw.go.jp/>> [accessed August 7, 2011]
2. 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.
3. Julius S: The blood pressure seeking properties of the central nervous system. *J Hypertens.* **6**(3): 177-185, 1988.
4. 澤田幸展: 血圧反応性再訪. *生理心理学と精神生理学.* **24**(3): 257-271, 2006.
5. Yamakoshi K, Shimazu H, Togawa T: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the rat. *Am J Physiol.* **237**(5): 632-637, 1979.
6. 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**(3): 150-155, 1980.
7. 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 I & II. *Med Biol Eng Comput.* **20**(3): 307-313 & 314-318, 1982.
8. Yamakoshi K, Kamiya A, Shimazu H, Ito H, Togawa T: Noninvasive automatic monitoring of instantaneous arterial blood pressure using the vascular unloading technique. *Med Biol Eng Comput.* **21**(5): 557-565, 1983.
9. Sawada Y, Yamakoshi K: A correlation analysis between pulse transit time and instantaneous blood pressure measured indirectly by the vascular unloading method. *Biol Psychol.* **21**(1): 1-9, 1985.
10. Yamakoshi K, Kawarada A, Kamiya A, Shimazu H, Ito H: Long-term ambulatory monitoring of indirect arterial blood pressure using a volume-oscillometric method. *Med Biol Eng Comput.* **23**(5): 459-465, 1985.
11. Shimazu H, Ito H, Kobayashi H, Yamakoshi K: New idea to measure diastolic arterial pressure by the volume-oscillometric method in human fingers. *Med Biol Eng Comput.* **24**(5): 549-554, 1986.
12. Imai Y, Nihei M, Abe K, Sasaki S, Minami N, Munakata M, Yumita S, Onoda Y, Sekino H, Yamakoshi K: A finger volume-oscillometric device for monitoring ambulatory blood pressure: laboratory and clinical evaluations. *Clin Exp Hypertens A.* **9**(12): 2001-2025, 1987.
13. Shimazu H, Kobayashi H, Ito H, Yamakoshi K: Indirect measurement of the systolic, mean and diastolic arterial pressure in the forearms and ankles of babies and children by the volume-oscillometric method. *J Clin Eng.* **12**(4): 297-303, 1987.
14. Yamakoshi K, Rolfe P, Murphy C: Current developments in non-invasive measurement of arterial blood pressure. *J Biomed Eng.* **10**(2): 130-137, 1988.
15. Shimazu H, Ito H, Kawarada A, Kobayashi H, Hiraiwa A, Yamakoshi K: Vibration technique for indirect measurement of diastolic arterial pressure in human fingers. *Med Biol Eng Comput.* **27**(2): 130-136, 1989.
16. Yamakoshi K: Non-invasive techniques for ambulatory blood pressure monitoring and simultaneous cardiovascular measurements. *J Ambul Monit.* **4**: 123-43, 1991.
17. Kawarada A, Shimazu H, Ito H, Yamakoshi K: Ambula-

- tory monitoring of indirect beat-to-beat arterial pressure in human fingers by a volume-compensation method. *Med Biol Eng Comput.* **29**(1): 55-62, 1991.
18. Yamakoshi K: Volume-compensation method for noninvasive measurement of instantaneous arterial blood-pressure-Principle, Methodology, and Some Applications. *Homeostasis Hlth Dis.* **36**(2-3): 90-119, 1995.
 19. Tanaka S, Yamakoshi K: Ambulatory instrument for monitoring indirect beat-to-beat blood pressure in superficial temporal artery using volume-compensation method. *Med Biol Eng Comput.* **34**(6): 441-447, 1996.
 20. Nakagawara M, Yamakoshi K: A portable instrument for non-invasive monitoring of beat-by-beat cardiovascular haemodynamic parameters based on the volume-compensation and electrical-admittance method. *Med Biol Eng Comput.* **38**(1): 17-25, 2000.
 21. Tanaka S, Gao S, Nogawa M, Yamakoshi K: Noninvasive measurement of instantaneous radial artery blood pressure. An instrument based on the volume-compensation method. *IEEE Eng Med Biol Mag.* **24**(4): 32-37, 2005.
 22. 田中志信, 本井幸介, 野川雅道, 山越健弘, 山越憲一: ホームヘルスケアのための便座内蔵型血圧計測システムの試作. *生体医工学.* **44**(3): 467-474, 2006.
 23. Tanaka S, Nogawa M, Yamakoshi T, Yamakoshi K: Accuracy assessment of a noninvasive device for monitoring beat-by-beat blood pressure in the radial artery using the volume-compensation method. *IEEE Trans Biomed Eng.* **54**(10): 1892-1895, 2007.
 24. 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: 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. *生体医工学.* **46**(2): 218-225, 2008.
 25. Yamakoshi K: Non-invasive cardiovascular haemodynamic measurements. In: Oberg PA, Togawa T, Spelman F eds, *Sensors in Medicine and Health Care (Sensors Applications, Volume 3)*. Wiley-VCH Verlag, Weinheim, 2004, pp. 107-160.
 26. Geddes LA: *The direct and indirect measurement of blood pressure*. Year Book Medical Publisher, Chicago, 1970, p. 196.
 27. Cicolini G, Pizzi C, Palma E, Bucci M, Schioppa F, Mezzetti A, Manzoli L: Differences in blood pressure by body position (Supine, Fowler's, and Sitting) in hypertensive subjects. *Am J Hypertens.* **24**(10): 1073-1079, 2011.
 28. Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* **1**(8476): 307-310, 1986.
 29. Mauck GW, Smith CR, Geddes LA, Bourland JD: The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure--part II. *J Biomech Eng.* **102**(1): 28-33, 1980.
 30. Andreas B, Michael MH, Harald H, Elisabeth O, Julia K, Christian W, Anton NL: Accuracy of oscillometric blood pressure measurement according to the relation between cuff size and upper-arm circumference in critically ill patients. *Crit Care Med.* **28**(2): 371-376, 2000.
 31. Van Bergen FH, Weatherhead DS, Treloar AE, Dobkin AB, Buckley JJ: Comparison of indirect and direct methods of measuring arterial blood pressure. *Circulation.* **10**(4): 481-490, 1954.
 32. Shimazu H, Fukuoka M, Ito H, Yamakoshi K: Noninvasive measurement of beat-to-beat vascular viscoelastic properties in human fingers and forearms. *Med Biol Eng Comput.* **23**(1): 43-47, 1985.
 33. Bayliss WM: On the local reactions of the arterial wall to changes of internal pressure. *J Physiol.* **28**(3): 220-231, 1902.
 34. Davis MJ, Hill MA: Signaling mechanisms underlying the vascular myogenic response. *Physiol Rev.* **79**(2): 387-423, 1999.

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前期課程修了, 1997年同博士後期課程中退. 工学修士. 1997年山形大学工学部助手, 2000年金沢大学工学部助手, 2007年同大理工研究域助教, 現在に至る. 専門研究分野: 生体情報の無侵襲計測法, 医用・福祉センサ, 治療機器, 生体信号処理などに関する研究に従事.

所属学会: 日本生体医工学会, 国際医用生体工学会議, IEEE Engineering in Medicine & Biology Societyなどに所属.



山越 健弘 (ヤマコシ タケヒロ)

2006年福井大学大学院工学研究科博士後期課程修了. 博士(工学). 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. 専門研究分野: 生体情報の無侵襲・無拘束計測と解析, 健康・福祉科学, スポーツ科学, 温熱生理学に関する研究に従事.

所属学会: 日本生体医工学会, 日本自動車技術会, 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 国際医用生体工学会議, IEEE Engineering in Medicine & Biology Societyに所属.



松村 健太 (マツムラ ケンタ)

2007年北海道大学大学院文学研究科博士後期課程修了. 博士(文学). 2006年日本学術振興会特別研究員DC2, 2007年同PD, 2008年国立精神・神経医療研究センター精神保健研究所流動研究員, 2011年金沢大学理工研究域博士研究員, 現在に至る. 専門研究分野: ストレス負荷時やスポーツ中の心理生理的反応, 外傷後ストレス障害(PTSD)のバイオマーカー, 運転適性を測定するソフトウェア開発, 生体計測機器の開発に関する研究に従事.

所属学会: 日本心理学会, 日本生理心理学会, 日本認知心理学会, 日本健康心理学会, 日本トラウマティック・ストレス学会, American Psychosomatic Societyなどに所属.



田中 志信 (タナカ シノブ)

1987 年北海道大学大学院工学研究科博士後期課程修了。工学博士。1991 年英国キール大学客員研究員, 1992 年東京医科歯科大学助手, 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。専門研究分野: 生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 福祉工学, バイオセンサなどの研究に従事。

所属学会: 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, 国際医用生体工学会議, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society などに所属。



山越 憲一 (ヤマコシ ケンイチ)

1972 年早稲田大学大学院修士課程修了。工学博士, 医学博士。1972 年東京女子医科大学助手, 1974 年東京医科歯科大学助手, 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, 2008 年中国黒竜江大学客員教授。現在に至る。専門研究分野: 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。

所属学会: 日本生体医工学会, 計測自動制御学会, 日本機械学会, 日本臨床モニター学会, 国際医用生体工学会議, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society などに所属。



小川 充洋 (オガワ ミツヒロ)

1998 年東京医科歯科大学大学院医学系研究科博士後期課程修了。博士 (医学)。1998 年 (財) 長寿科学振興財団リサーチ・レジデント, 1999 年国立療養所中部病院長寿医療研究センター流動研究員, 同年, 東京医科歯科大学生体材料工学研究所助手, 2005 年 Microvitae Technologies 社 (仏) 主席技師, 2006 年 TYT (株) 研究員, 2007 年 (株) ユーシス取締役, 2010 年金沢大学理工研究域博士研究員。現在に至る。専門研究分野: 無侵襲生体計測, バイオセンサなどの研究開発に従事。

所属学会: 日本生体医工学会, 国際医用生体工学会議, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, DiGRA JAPAN などに所属。



本井 幸介 (モトイ コウスケ)

2005 年金沢大学大学院自然科学研究科博士後期課程修了。博士 (工学)。2005 年金沢大学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリー講師, 2008 年金沢大学理工研究域博士研究員。現在に至る。専門研究分野: 在宅ヘルスケアモニタ, 福祉機器, 患者モニターシステム, リハビリテーション患者や高齢者の無拘束姿勢・行動計測システムに関する研究に従事。

所属学会: 日本生体医工学会, ライフサポート学会, 国際医用生体工学会議, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society などに所属。

