

## 低圧迫かつ高精度な測定を実現する低負荷血圧推定技術

## Low-stress Blood Pressure Estimation Technology

○ 有山哲理（NEC） 阿部勝巳（NEC）

アルトゥンタシエリスィン（NEC） 大野友嗣（NEC） 田光公康（NEC）

赤川武志（NEC） 久保雅洋（NEC） 朽久保修（横浜市大医学部）

Tetsuri ARIYAMA, Data Science Laboratories NEC Corporation

Katsumi ABE, NEC Corp. Ersin ALTINTAS, NEC Corp. Yuji OHNO, NEC Corp.

Kimiyasu TAKOH, NEC Corp. Takeshi AKAGAWA, NEC Corp. Masahiro KUBO, NEC Corp.

Osamu TOCHIKUBO, Yokohama City University School of Medicine

**Abstract:** We have developed a new blood pressure monitor with low-stress. The low-stress is achieved in terms of a unique hardware design and an innovative software algorithm. The innovative algorithm estimates systolic blood pressure without a complete occlusion of blood flow which is employed in all conventional monitors. The systolic blood pressure is estimated by analyzing the features of pulse wave during pressurization. These unique capabilities enable the reduction of the pain and the stress of the subject compared to the conventional technologies. This paper reports the evaluation experiment of the developed technology on 109 subjects. In the experiment, we have confirmed that the developed technology has high accuracy ( $-0.6 \pm 5.0$  mmHg) to fulfill JIS, and low-stress capabilities which are the reduction of cuff pressure (up to 40 mmHg) and measurement time (up to 8.5 s) in normotensive subjects.

**Key Words:** Blood Pressure, Pulse Wave, Low-stress Measurement, Bio-signal Processing, Wearable Device

## 1. はじめに

近年，国民の高齢化に伴い，医療費の高騰が国の財政を圧迫している．平成25年度の国民医療費は40兆円を超えた<sup>(1)</sup>．年々増加する医療費の削減には，患者の重篤化予防が重要である．とくに重篤化しやすい生活習慣病は，患者数も多く管理すべき疾病である．中でも国内の有病者数が4300万人に及ぶ高血圧症は，放置すると心疾患や脳血管疾患など医療費の高騰を招く疾病になる．この高血圧症の管理指標である血圧は，白衣高血圧や仮面高血圧など特定の条件下や，夜間高血圧や早朝高血圧など時間によって変化することが報告されており，変動の激しい生体情報である．そのため高血圧症の診断では，病院外を含めた自由行動下における高頻度測定が推奨されている<sup>(2)</sup>．

血圧の高頻度測定は従来の24時間血圧計でも可能だが，身に付ける際に電源やチューブなど装置全体が煩わしい．また，カフと呼ばれる腕帯の圧迫による痛みなど，測定負荷が高く日常診療の利用には容易ではない．とくに睡眠中の血圧測定では，このカフの圧迫により覚醒したり睡眠深度が浅くなったりすることから，測定された血圧値は信頼性が低く，正確な24時間血圧の評価ができないという課題がある<sup>(3)</sup>．

これらの課題を解決するため，筆者らはFig. 1に示す低負荷血圧計を開発した<sup>(4)</sup>．この低負荷血圧計は，カフやポンプを一体化し，カフ内にゲルを用いることで装置全体の小型化に成功した<sup>(5)</sup>．また，収縮期血圧未満の圧迫で血圧測定を実現する低負荷血圧推定技術を搭載している．

本論文では，この低負荷血圧推定技術を述べ，被験者実験の結果を報告する．

## 2. 低負荷血圧推定技術

24時間血圧計を含む一般の自動血圧計では，上腕に巻いたカフの減圧中に取得できる脈波を解析して，収縮期血圧（最高血圧またはSBP: Systolic Blood Pressure）と拡張期血

圧（最低血圧またはDBP: Diastolic Blood Pressure）を測定するオシロメトリック法を採用している．このオシロメトリック法では，取得する脈波の振幅に急激な増加が観測されたときのカフ圧迫圧力（以降，カフ圧）を収縮期血圧，急激な減少が観測されたときのカフ圧を拡張期血圧とする．オシロメトリック法における脈波の急激な変化は，血圧測定の標準である聴診法で観測されるコロトコフ音が，発生または消失するタイミングとほぼ同一であるとされ，市販の自動血圧計に広く使用されている．また，オシロメトリック法には，上述のように収縮期血圧よりも十分に高い圧力まで加圧後，カフ圧を下げながら血圧を測定する方法と，カフ圧を上げながら得られた脈波の振幅の増減から血圧を測定する方法がある．いずれにせよ，オシロメトリック法や聴診法など従来の測定には，被測定者の収縮期血圧よりも大きいカフ圧を必要とするため，患者負荷が高く，高頻度測定には不向きである．

Tochikuboらは，カフから得た脈波と，カフと上腕の間に設置した光電式脈波センサから得た脈波との位相差を特徴量にとり，拡張期血圧と収縮期血圧を測定するdelta-algorithmを提案している<sup>(6)</sup>．



Fig. 1 Low-stress blood pressure monitor

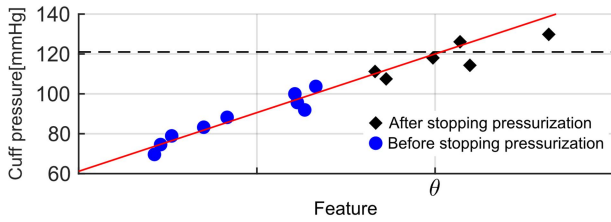


Fig. 2 Feature points and cuff pressure of a subject (SBP of a subject is 121 mmHg)

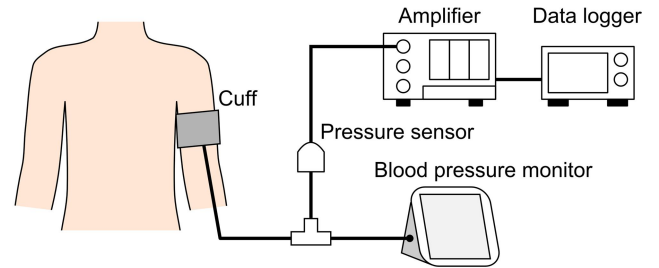


Fig. 3 Experiment set-up

また，Fujikawa らは上腕圧迫用のカフとは別に脈波検出用カフを 2 つ用いて，Tochikubo らと同様に位相差を特徴量にして血圧を測定する pulse delay time technique を提案している<sup>(7)</sup>．Tochikubo は患者負荷軽減のため，これらの手法を使ってカフの圧迫を途中で停止させ，それまでに得られた脈波から拡張期血圧または収縮期血圧予測の可能性も示唆している．しかし，これらの提案手法は圧迫用のカフとは別に，脈波検出用のセンサまたはカフを必要とするため，一般の自動血圧計に搭載するにはコスト面において難がある．

そこで筆者らは Tochikubo らの手法を改良し，一般の自動血圧計と同様に，1 つのカフで収縮期血圧を推定できる低負荷血圧推定技術を開発した．本技術では，まずカフを加圧しながら従来のオシロメトリック法で拡張期血圧を測定する．オシロメトリック法による拡張期血圧測定には，脈波の最大振幅の情報が必須であるため，脈波の最大振幅が確認されたときにカフの加圧を停止し即時に減圧する．次に，加圧停止までに得られた脈波において，1 拍毎に生じる波形の歪みを特徴量にとり，以下の推定式で収縮期血圧を推定する．

$$SBP_{est} = f(F, P, DBP)|_{F=\theta} \quad (1)$$

$SBP_{est}$  は収縮期血圧の推定値， $F$  は特徴量， $P$  はカフ圧， $DBP$  は拡張期血圧， $\theta$  は特徴量  $F$  の閾値を示す．関係式  $f$  は脈波から抽出した特徴量  $F$  とカフ圧  $P$  において，線形回帰により導出される．Fig. 2 に，ある被験者における抽出された特徴量とカフ圧の関係を示す．Fig. 2 より，推定式によって  $F = \theta$  となるときの，収縮期血圧が推定できることがわかる．

### 3. 実験

低負荷血圧推定技術の評価のため，被験者 112 名を対象として実験を行った．

まず，被験者に任意のアンケート（性別，年齢，身長，体重，腕周，服薬の有無など）を実施したのち，被験者を椅子に座らせ約 5 分間座位の体勢で安静にさせた．このとき，腕や足を組まないよう注意した．次に，被験者の左上腕にカフを装着し，聴診法による測定を 2 回，自動血圧計（日本精密測器製 DSK-1011）による測定を 3 回行った．自動血圧計の測定では，Fig. 3 のように自動血圧計のチューブを分岐して圧力センサとアンプ（日本光電製 TW7000NKW, PA-611J, EW-610J 他）を接続し，それらから得た脈波波形をデータロガー（キーエンス製 NR-600）で記録した．データ取得後，加圧途中で停止させたと仮定して，取得した脈波波形の切り取りを行い，加圧停止までに得られた脈波を解析し，収縮期血圧の推定値を算出した．

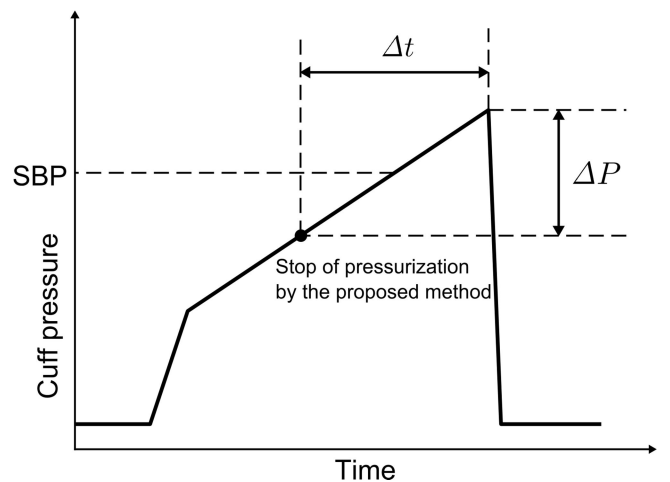


Fig. 4 Differences of cuff pressure and measurement time between a normal automated sphygmomanometer and the proposed method.

そして，聴診法による収縮期血圧の平均値と，3 回分の収縮期血圧の推定値を比較し，低負荷血圧推定技術の推定精度を評価した．また低負荷効果の評価として，自動血圧計 DSK-1011 と低負荷血圧推定技術における，最大カフ圧の差分 ( $\Delta P$ ) と測定時間の差分 ( $\Delta t$ ) をそれぞれ 3 回分比較し，低圧迫効果と測定時間短縮効果を算出した．Fig. 4 のカフ圧の時間変化を表す模式図に  $\Delta P$  と  $\Delta t$  を示す．解析には MATLAB(MathWorks) を使用した．なお，本実験はヘルシンキ宣言を遵守して実施した．

### 4. 実験結果

被験者 112 名のうち，2 名は不整脈，1 名は体動ノイズが脈波波形に確認されたため除外した．被験者 109 名のうち男性 99 名，女性 9 名であり，1 名はアンケート未回答である．被験者の年齢分布を Fig. 5 に示す．

次に，低負荷血圧推定技術の推定精度，低圧迫効果，測定時間短縮効果を Table 1 に示す．なお，推定精度の平均誤差と標準偏差を求める式は次の通りである．

Mean error:

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{x}_i - \bar{x}) \quad (2)$$

Standard deviation:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\hat{x}_i - \mu)^2} \quad (3)$$

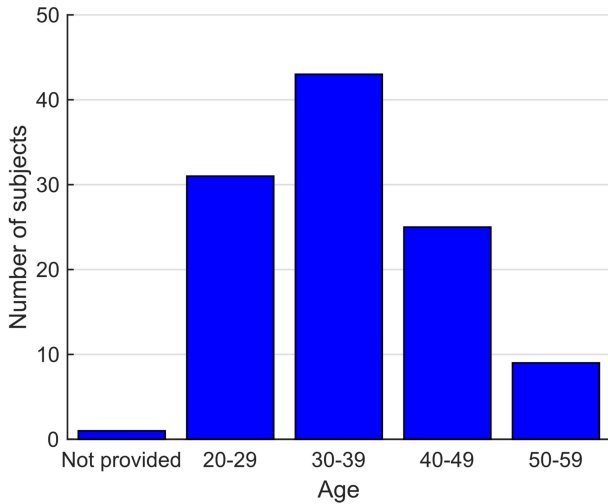


Fig. 5 Age of subjects

Table 1 Accuracy of the proposed method and differences of cuff pressure ( $\Delta P$ ) and measurement time ( $\Delta t$ ) between DSK-1011 and the proposed method

	Mean	SD	Maximum
Accuracy[mmHg]	-0.6	5.0	-
$\Delta P$ [mmHg]	19	7.1	40
$\Delta t$ [s]	4.1	1.6	8.5

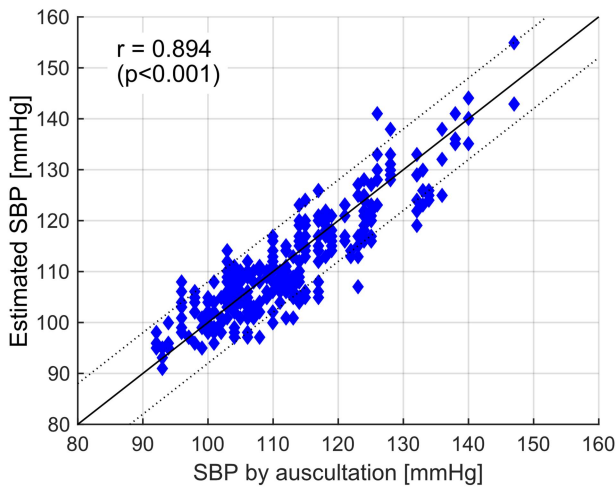


Fig. 6 Estimated SBP by the proposed method

$\bar{x}$ は聴診法による収縮期血圧の平均値， $\hat{x}_i$ は低負荷血圧推定技術による推定値， $n$ は測定回数の327回（=被験者109名×3回）， $\mu$ は平均誤差， $s$ は誤差の標準偏差を示す。

また，聴診法による収縮期血圧と，低負荷血圧推定技術による収縮期血圧の推定値をプロットしたものをFig. 6に示す。実線は平均誤差0mmHgを，2本の点線は平均誤差が0mmHgのときの標準偏差 $\pm 8$ mmHgを表す。Fig. 6より一部誤差の大きいものが見られるが，Table 1より低負荷血圧推定技術の推定精度は平均誤差-0.6mmHg 標準偏差5.0mmHgであり，日本工業規格が定める測定精度<sup>(8)(9)</sup>（平均誤差： $\pm 5$ mmHg，標準偏差： $\pm 8$ mmHg）を十分達成したことが確認された。また，Table 1より低負荷推定技術の低圧迫効果は平均19mmHg 最大40mmHg，測定時間短縮効果は平均4.1s 最大8.5sという結果が得られた。

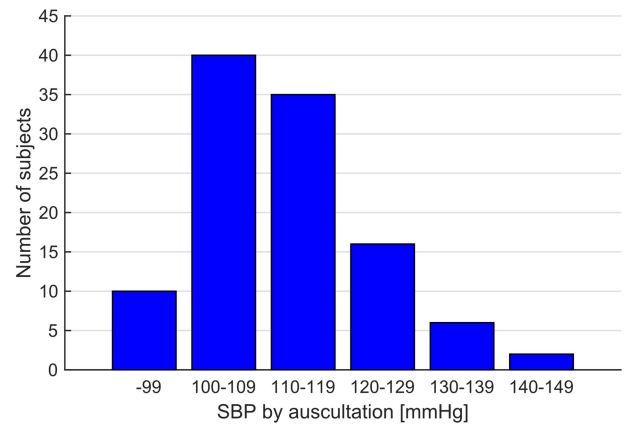


Fig. 7 SBP of subjects

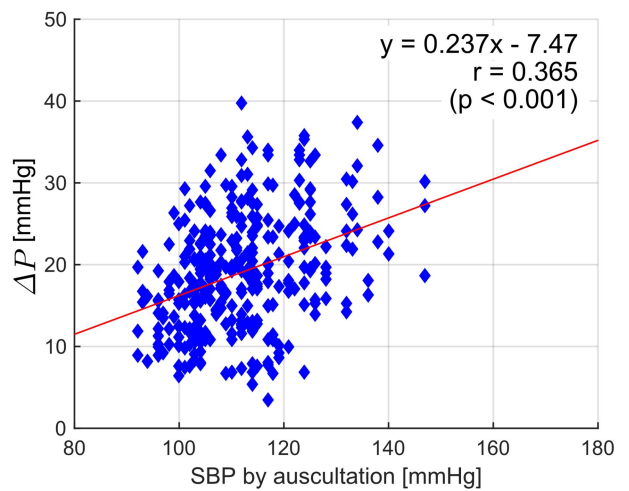


Fig. 8 Reduction of cuff pressure ( $\Delta P$ ) by the proposed method

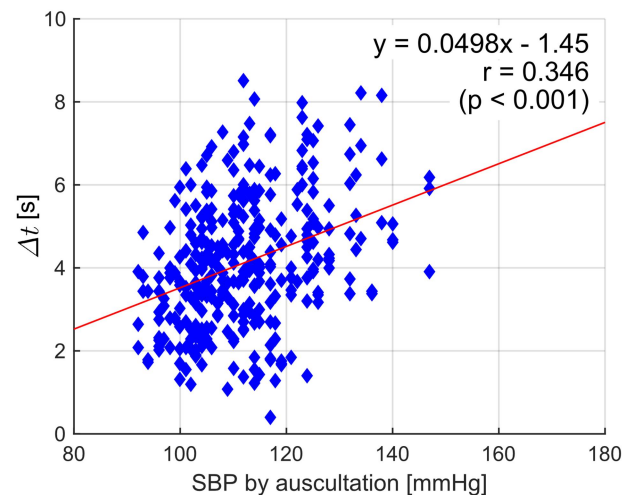


Fig. 9 Reduction of measurement time ( $\Delta t$ ) by the proposed method

### 5. 考察

開発した低負荷血圧推定技術では，脈波の最大振幅が確認された後に加圧を停止する。脈波の最大振幅は，通常測定で取得できる脈波全体のおおよそ中央に位置するため，収縮期血圧が高ければ，低負荷効果も高くなると考えられ

Table 2 Accuracy of the proposed method and differences of cuff pressure ( $\Delta P$ ) and measurement time ( $\Delta t$ ) between DSK-1011 and the proposed method when the timing to stop pressurization is assigned to the previous pulse compared to Table 1

	Mean	SD	Maximum
Accuracy[mmHg]	-1.1	5.4	-
$\Delta P$ [mmHg]	23	7.0	44
$\Delta t$ [s]	5.0	1.5	9.3

る。Fig. 7 に聴診法による収縮期血圧で分類した被験者の人数，Fig. 8 と Fig. 9 に収縮期血圧における低圧迫効果と測定時間短縮効果を示す。Fig. 7 より，収縮期血圧が140mmHg 以上である高血圧の被験者は 2 名と少ないことがわかるが，Fig. 8 と Fig. 9 より収縮期血圧が高くなると，低負荷効果も高くなる傾向があることがわかる。

また，加圧停止のタイミングを早くすれば，低負荷効果は高まり，推定精度は低下することが予想される。Table 2 に加圧停止のタイミングを 1 拍早めたときの推定精度，低圧迫効果，測定時間短縮効果を示す。

Table 1 と Table 2 より，加圧停止のタイミングを 1 拍早めると，低圧迫効果が平均 19mmHg から 23mmHg に，測定時間短縮効果が平均 4.1s から 5.0s に向上するが，推定精度は標準偏差 5.0mmHg から 5.4mmHg に低下し，バラツキが大きくなることがわかる。これは，低負荷血圧推定技術では脈動によって生じる特徴量を抽出し，それを用いて推定式を導出するためである。これを防ぐために，例えばカフの加圧速度を遅くして測定時間を犠牲にし，抽出できる特徴量の数を減らさずに推定精度と低圧迫効果を維持させる方法が考えられる。

## 6. おわりに

本論文では，収縮期血圧未満の圧迫で血圧測定を実現する低負荷血圧推定技術を提案した。109 名の被験者を対象とした評価実験により，推定精度は平均誤差-0.6mmHg 標準偏差 5.0mmHg であり，日本工業規格の定める測定精度を達成したことを確認した。また，一般の自動血圧計と比較して，カフの圧迫力を平均 19mmHg 最大 40mmHg，測定時間を平均 4.1s 最大 8.5s 低減することができた。この結果から，開発した低負荷血圧推定技術は高い測定精度を維持しつつ，従来の血圧計の課題であるカフ圧迫による測定負荷を軽減できることを示した。

今後は，被験者の属性で比較的不足している女性や高齢者，高血圧患者などを増やして追加実験を行い，低負荷血圧推定技術の性能を検証する必要がある。

## 参考文献

- (1) 厚生労働省，<http://www.mhlw.go.jp/> .
- (2) 高血圧学会，高血圧治療ガイドライン 2014 .
- (3) 循環器学会，24時間血圧計の使用（ABPM）基準に関するガイドライン（2010年改訂版）
- (4) 齋藤直和，小崎正己，久保雅洋ら，ICT を活用したヘルスケアへの取り組み，NEC技報，Vol. 67, No. 1, pp. 56-63, 2014.
- (5) A. Ersin et al. , Wearable and Low-Stress Ambulatory Blood Pressure Monitoring Technology for Hypertension Diagnosis, The 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 4962-4965, 2015.

- (6) O. Tochikubo et al. , A new photo-oscillometric method employing the delta - algorithm for accurate blood pressure measurement, Journal of Hypertension, Vol. 15, No. 2, pp. 147-156, 1997.
- (7) T. Fujikawa et al. , Accuracy of the pulse delay time technique with triple cuff for objective indirect blood pressure measurement, Journal of Hypertension, Vol. 31, No. 2, pp. 278-286, 2013.
- (8) 日本工業規格，非観血式電子血圧計JIS T 1115:2005.
- (9) ANSI/AAMI SP10 2002/A2:2002/(R)2008, Manual, electronic, or automated sphygmomanometers, American National Standard, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2008.