

スマートフォンを用いた血圧推定システムの開発

福島 隼人 指導教員：小栗 宏次

1 はじめに

全世界における死亡要因で最も大きいのは循環系の疾患である。この問題を防ぐために、本研究では循環系の指標の1つである血圧のモニタリングを行う。通常、血圧を計測するためにはカフと呼ばれる圧力計を上腕部に締め付ける必要がある。しかしこの計測手法は、センサが大きくてウェアラブル性が乏しい。

そこで本研究では、他の循環系の生体信号を用いて血圧の推定を行う。生体信号を用いて血圧を推定する手法としては、心電図と光電容積脈波という2つの生体信号を用いる手法が多い [1]。これに対して本研究では、ユーザビリティを考慮して光電容積脈波のみを用いて血圧の推定を行う。

また、これ迄の血圧推定の研究分野においては、データベースを用いたオフラインでの推定を行う基礎研究が多かった。そこで本研究では、実際にオンラインに光電容積脈波を計測して血圧の推定を行うシステムの開発を行う。

2 光電容積脈波からの血圧推定

2.1 特徴量

光電容積脈波とは、指尖において緑色光（波長：525 nm）を照射することにより、毛細血管中の酸化ヘモグロビンの量を反射光の量から計測することによって得られる、循環系の生体信号である。カテーテルの挿入や電極の貼り付け等を必要とせず、比較的に非侵襲的かつ簡便に計測が可能な生体信号である。

しかし一般的に光電容積脈波の波形は単調であり、波形から得られる特徴量が少ない。そこで、光電容積脈波 $PPG(t)$ を時間方向に対して2回の微分演算を行うことにより、加速度脈波 $APG(t)$ を導出する (式 (1))。

$$APG(t) = \frac{d^2}{dt^2} PPG(t) \quad (1)$$

加速度脈波を得ることで光電容積脈波の変曲点の抽出が容易化する。また、時間方向に対して2回の微分を行うことで、血管内に加わった外力の情報を持つ次元に変換する効果が期待される。本研究では、主に加速度脈波の波形特徴量を血圧推定に用いる。また、Millasseau らは、脈波の成分における時間情報も有効な特徴量であることを報告している [2]。他の先行研究においては、同期計測された心電図と光電容積脈波の発生時間差（脈波伝搬時間 PTT）を主な血圧推定の特徴量として用いている。本研究でも、加速度脈波の発生時間差を有効な特徴量として血圧の推定に用いる。

2.2 血圧推定アルゴリズム

本研究では、光電容積脈波から血圧の推定を行なうに当たって重回帰分析を用いる (式 (2))。

$$y = \sum_{i=1}^n a_i x_i + a_{n+1} \quad (2)$$

y は目的変数である最高血圧、 x_i は説明変数である脈波の i 番

目の特徴量、 a_i はその特徴量に対する係数である。実際には、特徴量を基準 $p = 1\%$ でのステップワイズ変数増減法によって選択する。

しかし一般的に、脈波と血圧の関係は線形的でないことが多い。そこで本研究では、新たに特徴量の複合化する手法を提案する (図 1)。

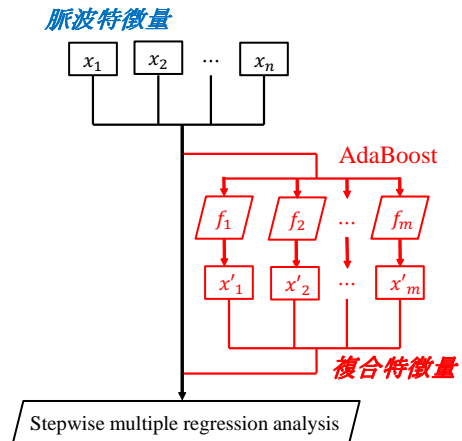


図 1 提案する血圧推定モデル

脈波特徴量 x_1, x_2, \dots, x_n を i 番目の AdaBoost f_i に入力することにより、出力として得られる連続値 x'_i を血圧推定における新たな特徴量として定義する (式 (3))。これにより、提案する血圧推定アルゴリズムは式 (4) の様にモデル化される。

$$x'_i = f_i(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (3)$$

$$y = \sum_{i=1}^n a_i x_i + \sum_{i=1}^m a_{n+i} x'_i + a_{n+m+1} \quad (4)$$

3 計算機実験

血圧推定システムに導入するアルゴリズムを評価することを目的として、計算機上での血圧推定を行う。

その為、脈波と血圧のデータベースの選別を行った。過半数以上が高齢者のデータとなり、合計で 897 名のデータベースが完成した。

血圧を推定した結果を示す (図 2)。

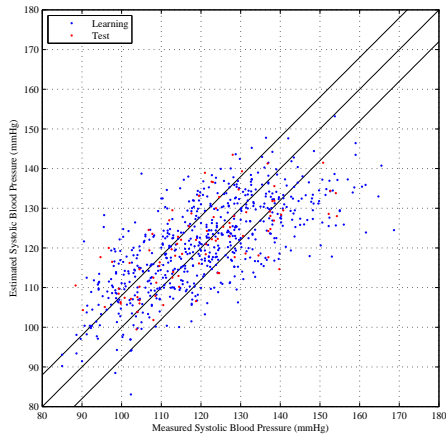
複合特徴量を用いることで、学習データの推定精度が有意に向上した (図 3)。

4 スマートフォンによるシステム化

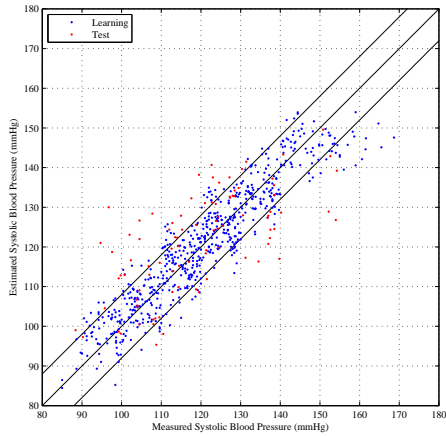
4.1 システムの実装

本研究では、光電容積脈波から重回帰分析によって血圧を推定するシステムの実装を行う (図 4)。

生体信号をモニタリングするシステムとして、He らはクラウド上でのデータ管理が有効であることを提案しているが、実装には至っていない [3]。そこで本研究では、スマートフォンを介し



(a) 複合特徴量を用いない場合



(b) 複合特徴量を用いた場合

図 2 血圧の推定結果

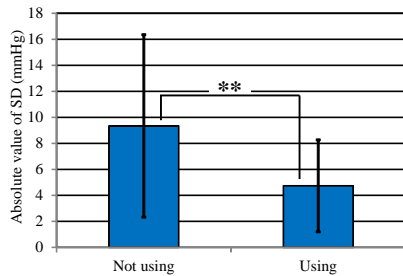


図 3 複合特徴量による学習データの推定誤差の低下 ($p < 0.01$)

て得た光電容積脈波を HTTP によってサーバーに無線送信し、サーバー上で血圧推定をしてデータベース管理するシステムを開発した(表 1)。

4.2 評価実験

評価実験として、男女 10 名(女性 5 名, 男性 5 名)において、システムによる血圧推定を行った。結果として、推定精度の誤差が $-3.6 + 7.4$ mmHg となった。これは、ANS (American National Satisfy) が定める許容範囲 $\pm 5.0 + 8.0$ mmHg を満足した。

5 おわりに

本研究では、光電容積脈波のみを用いて血圧をオンラインに推定するシステムの開発を行った。

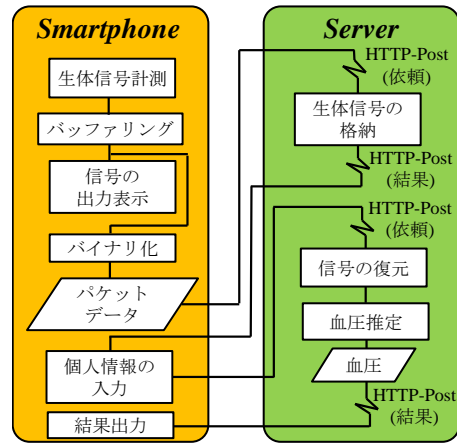


図 4 情報処理用流れ図 (JISX0121)

表 1 開発モデルと環境

開発モデル	アジャイル型
脈波センサ	医療機器と筐体型センサ
スマートフォン OS	Android 4.2.2 (図 5)
サーバーソフトウェア	Microsoft IIS
通信プロトコル	HTTP

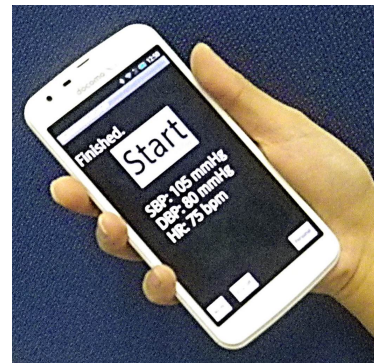


図 5 開発したスマートフォンによる血圧推定システムの画面

今後の課題として、更なる精度向上と、このシステムを実際にインターネット上でのサービスに発展させることが挙げられる。

参考文献

- [1] Y. Zheng, B.P. Yan, Y. Zhang, C.M. Yu, and C.C.Y. Poon, "Wearable Cuff-less PTT-based System for Overnight Blood Pressure Monitoring," 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.6103–6106, 2013.
- [2] S.C. Millasseau, R.P. Kelly, J.M. Ritter, and P.J. Chowienzyk, "Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis," Clinical Science, vol.103, pp.371–377, 2002.
- [3] C. He, X. Fan, and Y. Li, "Toward Ubiquitous Healthcare Services With a Novel Efficient Cloud Platform," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.60, no.1, pp.230–234, 2013.