

双指向性マイクロフォンを用いた最高血圧推定法

石井 一樹[†] 鏑木 崇史[†] 栗原 陽介[†]

青山学院大学 理工学部 経営システム工学科[†]

1. はじめに

日本は世界一の高齢問題を抱えており、2014年、人口の4分の1が高齢者になったと発表された[1]。高齢者は体の免疫が弱まることから病気になりやすくなり、高齢化により病院に通う人が増え医療費が増加することが問題視されている。このような問題の増加に伴い、厚生労働省は治療型医療から予防型医療への転換を推し進めるようになり、生活習慣病の予防が広く認識されるようになった[2]。そして、生活習慣病の中でも高齢者の患者が特に多いのが高血圧である。

現在、血圧の測定にはカフ圧方式がよく用いられている。これはカフを上腕に巻きつけて加圧し、そこから減圧していくことで血圧を測定する方式である。しかし、この方法では意識的に計測しているときしか血圧を測ることができず、日常的な血圧のモニタリングには適していない。また、測定時に加圧するため強い圧迫感を伴う。

このような背景に鑑みて、現在では比較的拘束度低く血圧を測定する方式として、光電センサを用いた容積振動法[3]や、光ファイバーを用いた方法[4]が提案されている。

本研究では、圧力変化を検出する指向性マイクロフォンを用いた新たな血圧推定法を提案する。マイクロフォンは表裏どちらかを密閉空間にすることで低周波の圧力を検出する事が出来る。これを利用して身体の2点間で脈波を検出し、2点間の脈波伝搬の時間差から Pulse Wave Velocity(PWV)を求め、最高血圧を推定する。

2. 提案手法の原理

2.1 双指向性マイクロフォンの低周波領域の高感度化

Fig.1 に一般的な双指向性マイクロフォンの構造を示す。双指向性マイクロフォンは、前面と後面に圧力を取り込むためのポートが空いている。前面もしくは背面から圧力変動が伝わってくると、圧力の変化にともないエレクトレットフィルムが振動する。この振動によるエレクトレットフィルムの微小変位を静電容量の変化としてとらえ、静電容量電極間の電圧変化に変換する。この電圧がマイクロフォンに内蔵されている FET により増幅され出力される。



Fig.1 双指向性マイクロフォンの構造

本研究では指向性マイクロフォンを脈波計測用のセンサとして用いる。しかし、双指向性マイクロフォンをそのまま使うと、脈波の帯域である 1Hz 近傍の低周領域波では、フィルムへの伝わる圧力が弱いのと、低周波領域では、マイクロフォン自体が同じ圧力空間に置かれるためフィルムの表裏で圧力同士が相殺され振動せずに電圧変化が発生しない。そこで、低周波領域において微少な圧力変化を計測できるようにするため、表裏をそれぞれ異なる空間にする。Fig.2 に双指向性マイクロフォンの全面のポートをシリコンチューブで密閉した図を示す。

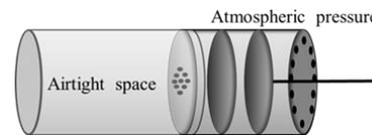


Fig.2 提案する低周波マイクロフォンの構造

2.2 PWV の計測および血圧の推定法

PWV は、心臓の拍動にともなう脈波が動脈内を伝搬する速度のことである[5]。PWV は脈波の2点間への到達する時間差から求める。Fig.2 に示すセンサの設置において、心臓から近い場所を $ch(u)$ 、遠い場所を $ch(y)$ とする。 $ch(u)$ と $ch(y)$ から計測したデータをそれぞれ $u(t)$, $y(t)$ とし、サンプリング間隔 Δt で A/D 変換を行ったものを $u(k)$, $y(k)$ ($k = 1, 2, 3, \dots$) とする。さらに、データを 0.5 s ごとに区切ったものを $u_i(k)$, $y_i(k)$ とする。 $u_i(k)$ の時刻 k に対する遅れ時間を τ とし、 τ を 1 点から 5000 点まで、ずらしながら相互相関関数 $\phi(\tau)$ を (1) 式より求める。ここでは相互相関関数を求める関数を X で表す。

$$\phi(\tau) = X\{u_i(k-\tau), y_i(k)\} \quad (\tau=1, 2, \dots, 5000) \quad (1)$$

上記で 0.5 s ごとにデータを区切ったのは、人間の脈波は一般的に 1 秒間に 1 拍で発せられるので、 0.5 s ごとに区切れば $u_i(k)$ を前後にずらした時に 1 つだけ相関係数のピークが出るようにするためである。(2) 式に示すように、相関関数 $\phi(\tau)$ の最大値 τ_p にサンプリング間隔 Δt をかけることで 2 点間の時間差 Td が求まる。

$$Td = \tau_p \Delta t \quad (2)$$

(2)式の値と2点間の距離 La から(3)式により PWV が求まる。

$$PWV = L / Td \quad (3)$$

PWV は血圧の影響を大きく受け、血圧が上昇すれば PWV も上昇する関係にある。この関係から PWV の値を用いて血圧の推定を行う。

3. 実験方法

3-1 実験システム

本研究で用いる指向性マイクロフォンは株式会社プリモの商品「小型エレクトレットコンデンサマイクロフォン」を用いる。測定部位は $ch(y)$ を左手首、 $ch(u)$ を左腕の付け根とし、指向性マイクロフォンによって2点間の脈波を計測する。また、今回は正確なデータを得るためにチューブの片側を聴診器で閉じ、特定の空間の音響を拾いやすいようにする。マイクの固定にはバンドを用いる。サンプリング間隔 Δt は 1ms、測定時間は 30s とする。被験者は 14 名 (20~30 代の男性と女性) とし、測定は安静状態で心臓と上腕が同じ高さになるように行う。また、測定と同時にリファレンスとして、右上腕で自動血圧計 (omron HEM-7132) によって最高血圧を取得する。指向性マイクロフォンで測定したデータはノイズを除去するために Fast Fourier Transform (FFT) を用いて、0.8~1.5Hz 以外を 0 とし、IFFT することでフィルタ処理を行う。フィルタ処理を行った波形に(1)式~(3)式を適用し、 PWV を求める。求まった PWV から平均値 μ と標準偏差 σ を求め、 $\mu \pm 2\sigma$ の範囲外にあるデータを外れ値として除く。

4. 結果

Fig. 3 に PWV と最高血圧の散布図を示す。 PWV と最高血圧の相関係数は 0.63 となった。

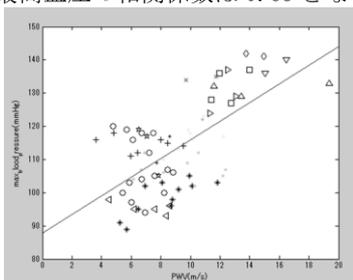


Fig. 3 PWV と最高血圧の散布図

単回帰分析により求めた PWV から最高血圧を推定する式を式(4)に示す。

$$HBP = 2.81PWV + 87.77 \quad (4)$$

(4)式に PWV を代入することで、最高血圧の推定値 HBP を推定する事が出来る。また、同じ処理を男女別に分けて行った。Fig. 4 に男性被験者のみのデータで分析した散布図を、Fig. 5 には女性被験者のみのデータで分析した散布図を示す。

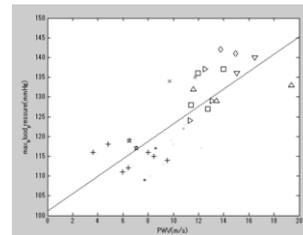


Fig. 4 PWV と最高血圧の散布図(男性のみ)

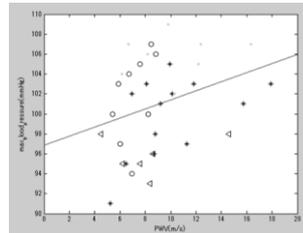


Fig. 5 PWV と最高血圧の散布図(女性のみ)
男性被験者のみの相関係数は 0.77 になり、女性被験者のみの相関係数は 0.31 になった。

5. 考察

Fig. 3 の結果から単回帰分析により求めた最高血圧の推定式(4)式を用いることで、 PWV の値から最高血圧を推定する事が出来る。また、男女別に PWV と最高血圧の相関係数を見ると推定の精度に大きく差があることが確認された。女性被験者のみの相関係数が低くなる理由としては、女性には身体の周期的なサイクルがあり、男性に比べて体調が不安定であることが挙げられる。Fig. 4 と Fig. 5 を比べると、女性は男性より同じ被験者の中で PWV の値にばらつきがあることが分かる。

今後は、今回用いた指向性マイクロフォンを用いることで、無拘束で最高血圧の推定が出来るよう目指していく。

参考文献

- [1] THE WALL STREET JOURNAL : 高齢化で世界をリードする日本—初めて 4 人に 1 人が 65 歳以上に, 2014
- [2] 厚生労働省 : 平成 18 年度医療制度改革関連資料
<http://www.mhlw.go.jp/bunya/shakaihoshou/iryouseido01/>
- [3] 田中志信, 本井幸介, 野川雅道, 山越健弘, 山越憲—“ホームヘルスケアのための便器内蔵血圧計測システムの試作”生体医工学, 44(3):467-474, 2006
- [4] 高木翼, 石澤広明, 服部陽“FBG センサを用いた血圧計測における基礎的検討”第 30 センシングフォーラム, 2013, 8 月 29 日~30 日
- [5] 宗像正徳“PWV を知る PWV で診る”中山書店

Estimation method for maximal blood pressure by using bi-directional microphone

†Kazuki Ishii · Aoyama Gakuin University, Dpt. Of Industrial and Systems Engineering, College of Science and Engineering