Vol.2020-ASD-17 No.9
2020/2/28

血圧変動のウルトラディアンリズムに基づく伝達関数モデルの構築および無拘束血圧推定法

梶遥幹[1]　山崎智将[2]　鏑木崇史[3]　栗原陽介[1]

概要：高血圧には、医療機関での診察では正常な値を示すが、家庭で測ると血圧値が高くなる仮面高血圧がある。仮面高血圧には、早朝高血圧、昼間高血圧、夜間高血圧があり、一般的にカフ圧式の血圧計を用いて血圧を測定する。しかし、夜間高血圧の血圧測定では、睡眠中に血圧を測る必要があるため、カフの圧迫による腕のしびれなどから睡眠障害が起こるという問題点がある。そこで、本研究では睡眠中の血圧を計測するため圧力センサを用いた無拘束によるベッド型の血圧推定システムを提案する。提案手法では、ベッドマットレスの下に設置した圧力センサから得た脈波信号から、10 分毎に血圧を推定する。脈波信号から、特徴量として心拍数を求め、さらに、一回拍出量、交感・副交感神経の働き、血管の硬化度に関係のある特徴量を 11 個求める。これら 12 個の特徴量にたいし、ウルトラディアンリズムを考慮するため、血圧の推定時刻の 70 分前からの特徴量も合わせて用いる。全 96 個の特徴慮にたいし、Auoencoder を用いて、6 次元に圧縮した中間層を、最終的な特徴量とする。この 6 つの特徴量をもとに、伝達関数による推定モデルを求めることで、睡眠中の血圧を推定する。検証実験として、20 代の健常男性 4 名を被験者とした 4 晩の実験を行った。リファレンスとして、カフ圧式の血圧計を用いて血圧を計測した。評価の指標として、リファレンスの血圧計の値と、提案手法による推定血圧の値の誤差、および相関係数を求める。誤差においては、誤差の平均値および標準偏差を計算し指標とする。実験結果として、4 名の被験者にたいし、指標の平均として誤差は 0.0052mmHg、標準偏差は 3.281mmHg、相関係数は 0.948 となり、比較的高精度な推定結果となった。

1. はじめに

高血圧という疾患には、診察室血圧は正常だが家庭血圧が高くなる仮面高血圧がある。仮面高血圧にはストレス下高血圧、早朝高血圧、夜間高血圧の 3 種類がある。一般的に仮面高血圧の測定には、カフ圧式の血圧計が用いられている。しかし、夜間における測定では腕にカフ圧迫があり、腕のしびれなどから就寝時の血圧測定には不向きであるという問題点がある。本研究の目的は、圧力センサを用いることにより、夜間に完全無拘束で血圧を測定することが出来るベッド型システムを提案することで高血圧の治療や予防医療の発展に貢献することを目的とする。

2. 提案手法

夜間の血圧変動には一回拍出量、心拍数、交感・副交感神経、血管硬化度の 4 つの要素が影響を与えるといわれている[1]。また、睡眠には浅い眠りのレム睡眠と深い眠りのノンレム睡眠があり、これらを約 70～110 分のサイクルで交互に繰り返している。この睡眠の深さも血圧の変化に影響を与えるといわれている[2]。これらのことから、本研究ではベッドのマットレスの下に空気圧方式の圧力センサを設置し、そこから得られた脈波信号を分析することにより、一回拍出量、心拍数、交感・副交感神経、血管硬化度の $x_1, x_2, \cdots x_{12}$ の値を算出する。

さらに、血圧推定を行う時刻の 70 分前からのそれらの値を Autoencoder にかけ 96 次元から 6 次元へと次元圧縮することにより 6 個の特徴量を算出する。算出した特徴量を用い伝達関数モデルにより血圧を推定する。

3. 検証実験

検証実験では 20 代男性 4 名を被験者とし、睡眠中の被験者に対し、10 分毎に提案手法により収縮期血圧を推定する。同時刻にカフ型血圧計によって取得したリファレンスの血圧との比較を行う。また、被験者は、左上腕に自動血圧計（株式会社オムロン：HEM-7252G-HP）を装着し 10 分毎に自動で血圧を測定し、これをリファレンスとする。推定された収縮期血圧の評価は、自動血圧計の計測値を y、提案手法の推定値を $\hat{y}$、$\hat{y}$ の大きさを M としたとき、以下の式で表される推定値と計測値の誤差平均 $\bar{e}$、標準偏差 s、相関係 r から評価を行う。誤差平均 $\bar{e}$ は以下の式(1)で表される。標準偏差 s は以下の式(2)で表される。相関係数 r は以下の式(3)のようになる。

$$\bar{e} = \frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M} e_j \tag{1}$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M}(e_j - \bar{e})^2} \tag{2}$$

$$r = \frac{\frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M}(\hat{y}_j - \bar{\hat{y}})(y_j - \bar{y})}{\sqrt{\frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M}(\hat{y}_j - \bar{\hat{y}})^2}\sqrt{\frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M}(y_j - \bar{y})^2}} \tag{3}$$

1 青山学院大学
Aoyama Gakuin University
2 青山学院大学院
Aoyama Gakuin Graduate School
3 国際基督教大学
International Christian University

ⓒ2020 Information Processing Society of Japan

4. 実験結果

以下の表 1 に各 ID のリファレンスと推定血圧の平均誤差、標準偏差、相関係数を示す。

表 1　各 ID の平均誤差、標準偏差、相関係数

	ID1	ID2	ID3	ID4	平均
平均誤差 (mmHg)	0.0013	0.0021	0.0019	0.0156	0.0052
標準偏差	0.991	5.379	6.120	0.633	3.281
相関係数	0.998	0.906	0.901	0.988	0.948

5. 考察・展望

表 1 からわかるように、平均誤差、相関係数は ID1～ID4 すべての被験者において高い推定精度であるということがわかる。今後の展望としては、本実験では 4 名の被験者のみで研究を行ったが、さらに被験者を増やし、体格、性別などによる、推定精度の変化なども検証していく。また、睡眠中の臥位などによる信号取得への影響なども考慮する必要がある。

参考文献

[1] Ding X. et,al. : Pulse Transit Time Based Continuous Cuffless Blood Pressure Estimation: A New Extension and A Comprehensive Evaluation, Scientific reports, Vol.7, No.1, pp.11554-017-11507-3(2017).
[2] Bristow J. D. et,al. : Cardiovascular and respiratory changes during sleep in normal and hypertensive subjects, Cardiovascular research, Vol.3, No.4, pp.476-485(1969).

ⓒ2020 Information Processing Society of Japan