

# 平均脈波を利用した血圧脈波計測における体動ノイズの低減

## Reduction of the body motion noise in blood pressure pulse wave measurement using average pulse wave

精密工学専攻 8号 浦田尚  
Hisashi Urata

### 1 研究背景と目的

生活習慣病の予防を目的として、スポーツを行うことが推奨されており、スポーツを行う人が増加すると予想される。しかし、スポーツを行うことによって突然死に至ることがあり<sup>(1)</sup>、突然死の因子として運動時高血圧がある<sup>(2)</sup>。

運動時高血圧とは安静時に正常血圧の人が運動時に 200 mmHg 以上になることである。そのため、運動時の過剰な血圧上昇の発見のために運動中の血圧計測が有効であると考えられるので、運動中に使用可能で低負荷な血圧計測方法が望まれている。

低負荷に血圧を計測する方法としてトノメトリ法がある<sup>(3)</sup>。トノメトリ法の概要を Fig. 1 に示す。力センサを橈骨動脈上の皮膚に押し付けることにより、血管の張力の垂直成分が無くなる。そのため押し付け力と血圧が等しくなり、血圧を計測することが可能である。その結果低負荷かつ連続的に計測ができる。しかし、力センサを押し付けている部位を動かすことにより皮膚が変形してしまう。そのため力センサでは皮膚の変形が押し付け力の変化として計測されてしまい、計測結果に悪影響が生じてしまう。トノメトリ法による血圧計測は体動によるノイズを低減させる必要がある。

これまでに血圧脈波に混入する体動ノイズの低減を行うために、両手で血圧脈波を計測してノイズの低減を行う手法が試みられた<sup>(4)</sup>。しかし、装置の装着が煩わしくなってしまう、デバイスの調整に時間がかかるという課題があった。また、体動センサの補正が平均値による補正しか行えず、時々刻々と変化する場合に適用できない。そこで本研究では運動中に高精度な血圧脈波計測を実現することを目的とする。そのために安静時の基準の脈波となる平均脈波を利用し、1 拍ごとにノイズの抽出を行う。そして 1 拍ごとの脈波で適切に補正をし、運動中に高精度に血圧脈波を計測することを目指す。

### 2 使用するデバイスとノイズ低減の原理

#### 2.1 使用するデバイスの概要

使用するデバイスの外観を Fig. 2 に示す。デバイスは MEMS 3 軸力センサアレイ、信号処理基板、バンドから構成されている。使用するデバイスはシナノケンシ(株)と共同で開発したものである。また MEMS 3 軸力センサはタッチエンス(株)とシナノケンシ(株)と共同で開発したものである。

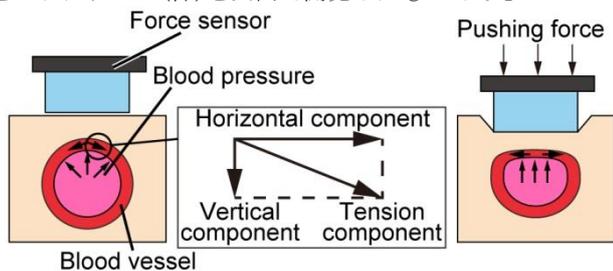


Fig. 1 Principle of the arterial tonometry method

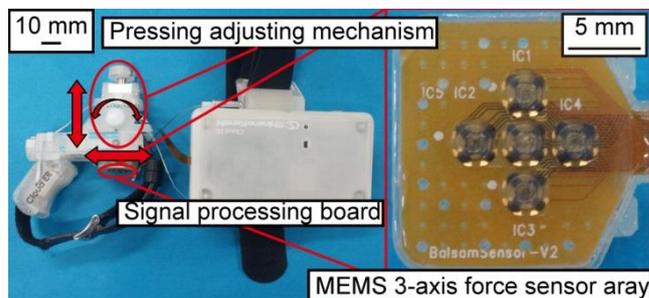


Fig. 2 Wearable device for measuring blood pressure pulse wave

MEMS 3 軸力センサと信号処理基板はフレキシブル基板で接続されている。MEMS 3 軸力センサアレイはトノメトリ法で血圧脈波計測を行うために用いる。信号処理基板は MEMS 3 軸力センサで検知した電圧変化を増幅させ、AD 変換を行い PC に信号を送信する役割がある。信号処理基板で処理されたデータは USB ケーブルで PC へ送信される。また、バンドは MEMS 3 軸力センサを適切な位置で固定すると同時に、押し付け力を調整する役割がある。計測されたデータはシナノケンシ(株)と共同開発したソフトウェアで記録される。

#### 2.2 ノイズ低減の概要

これまでに行ってきた体動によるノイズの低減手法<sup>(4)</sup>と提案するノイズの低減手法の概要を Fig. 3 に示す。血圧脈波を計測するセンサを橈骨動脈上に配置し、押し付け力変化のみを検出できる位置にセンサを配置し体動による押し付け力変化を計測する。基準の脈波は右手で計測する。体動が生じると、血圧脈波センサでは血圧と押し付け力変化の合力が計測されてしまう。しかし、血圧脈波に混入しているノイズと体動センサで計測する値は類似しているが同じ大きさとは限らない。

血圧脈波に混入するノイズと体動センサで計測する値の関係を明らかにするために、左手の脈波から基準の脈波とした右手の脈波を減算することにより、ノイズを抽出した。そして抽出したノイズと体動による押し付け力変化の振幅の比から関係を明らかにした。そして、体動センサの値を補正し、ノイズの低減を行った。しかし、この手法では装置の装着が煩わしくなってしまうことがあった。

そこで基準の脈波として右手の脈波の代わりに左手の安静時の脈波から算出された平均脈波を基準の脈波とし、体動ノイズの抽出を行った<sup>(5)</sup>。そして体動ノイズと体動センサの出力の関係からノイズの補正を行った。体動センサの値の補正は血圧脈波のノイズと体動センサの出力で回帰式を導出することで行った。血圧脈波から補正した体動センサの出力を減算することによって、ノイズの除去が可能になる。

しかし、運動時では体動の周波数や振幅の変化により、体動センサの補正係数が一定であるとは限らない。そのため1拍ごとにノイズを除去することにより運動時の体動でも各脈波で適切な係数で体動センサの出力の補正ができ、ノイズを低減できると考えた。

### 3 体動ノイズ低減実験

#### 3.1 実験セットアップ

体動時の血圧脈波計測実験を行うための実験のセットアップを Fig. 4 に示す。第2章で示したデバイスを片手に装着する。また、角度の基準が分かるように角度を表示した用紙を置いて実験を行う。デバイスは脈波の振幅が最大になるように装着する。計測開始後10秒間は安静にしたのち、次の10秒間で手首を体動させる。その後10秒間は安静にする。体動は手首を曲げていない時を0°とし、反らす方向に10°曲げ動作を行うことを体動の対象とする。体動の周波数は2 Hzとした。

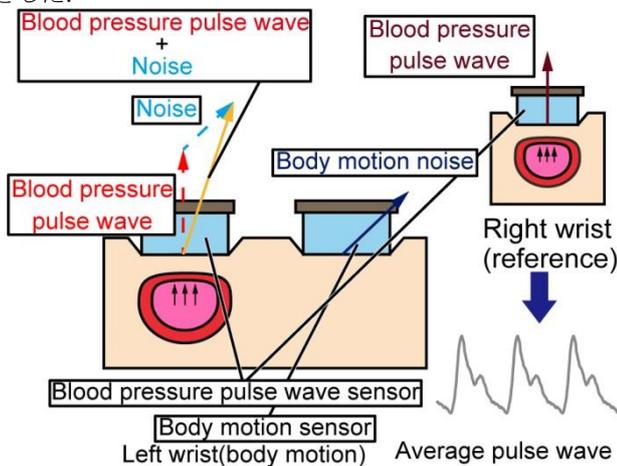


Fig. 3 Principle of reduction of noise by body motion

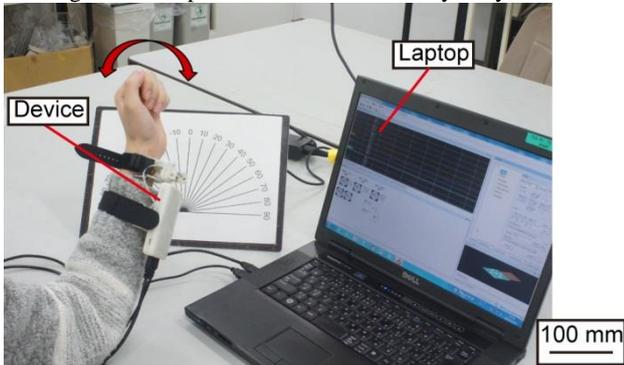


Fig. 4 Experimental setup of the evaluating the proposed method for reduction of the body motion noise in blood pressure pulse wave

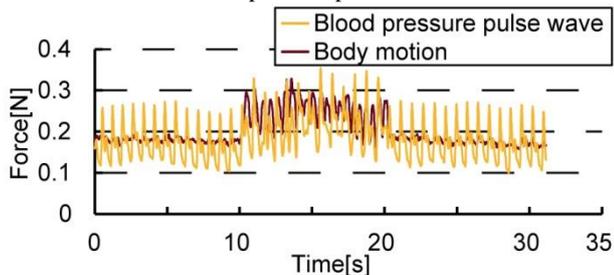


Fig. 5 Result of measuring the blood pressure pulse wave and the body motion

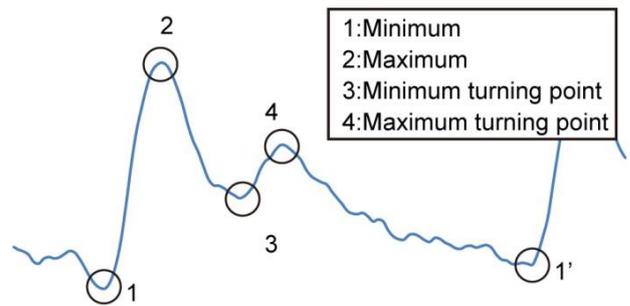


Fig. 6 Feature extraction

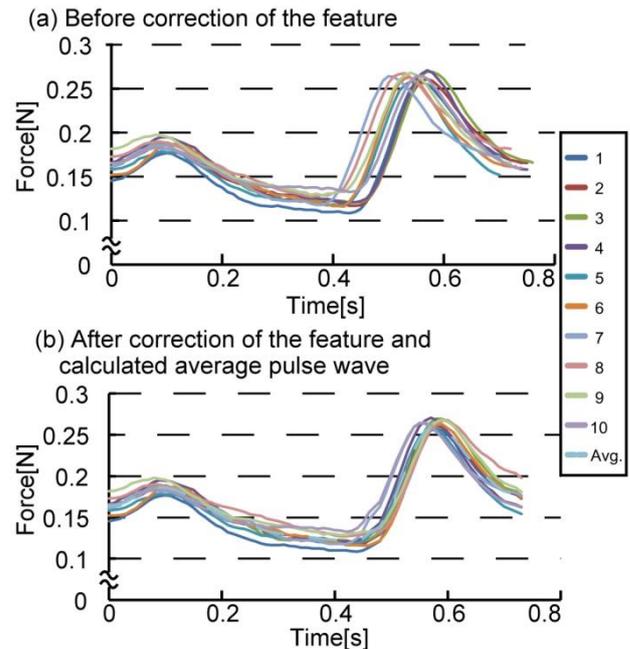


Fig. 7 Calculated average pulse wave

#### 3.2 平均脈波の算出

体動による血圧脈波計測の結果を Fig. 5 に示す。結果より体動時の脈波が体動センサの値に伴って乱れていることが確認できる。ここで1拍の基準の脈波となる平均脈波を算出した。平均脈波は体動の直前の10秒間の脈波から算出した。安静時の1拍分の脈波を Fig. 6 に示す。1拍の平均を算出するために時間のばらつきが小さい極小値で区切った。10拍分の結果を Fig. 7(a) に示す。結果より極大値の時間にはばらつきは小さい。しかし、最小値、最大値の時間のばらつきが大きくなっているのがわかる。特徴量の平均値を取得するためには、脈波の特徴量間の時間を揃えた後に平均値を算出する必要がある。そこで特徴量の時間の補正を行った。まず、10拍分の極大値と最小値間の時間をこれらの平均の時間に合わせて時間を補正する。平均値より多い場合はデータを間引き、少ない場合はデータを補間する。次に全体の補正を行う。その後、各時刻で平均値を算出し、平均脈波を算出する。

結果と算出した平均脈波を Fig. 7(b) に示す。補正前と比較して、各特徴量のばらつきが小さくなっている。

また、血圧脈波と安静時の脈波の相関は9つの脈波で0.7以上あった。これより、基準の脈波としての有効性を確認した。そのため、基準の脈波として、算出した平均脈波を利用する。

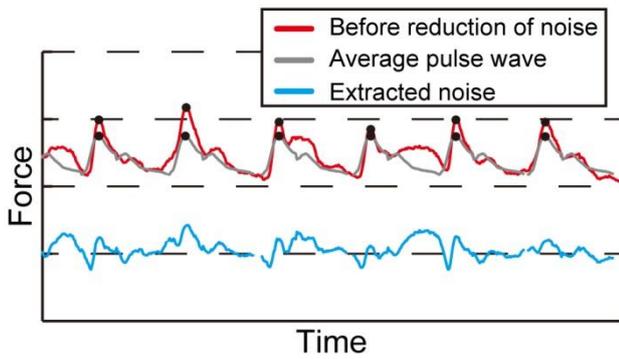


Fig. 8 Extraction of noise using average pulse wave

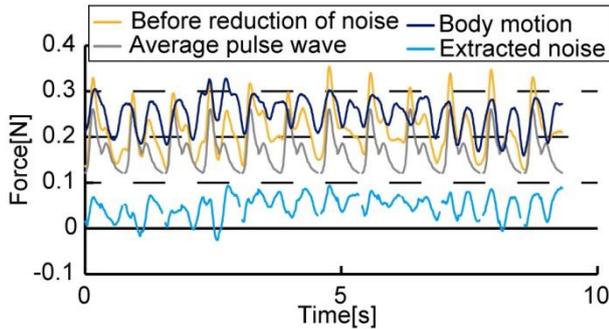


Fig. 9 Extraction of noise

Table 1 Correlation between noise and output of body motion sensor

Pulse wave	Correlation coefficient	Pulse wave	Correlation coefficient
1	0.964	6	0.914
2	0.884	7	0.843
3	0.824	8	0.901
4	0.805	9	0.926
5	0.827	10	0.986
		11	0.964

### 3.3 平均脈波を利用した体動によるノイズの抽出

平均脈波を利用し、体動時の血圧脈波に混入したノイズの抽出を行った。ノイズ抽出の概要を Fig. 8 に示す。最大値の変化を反映した補正係数を算出するために算出した平均脈波の最大値と血圧脈波の最大値のそれぞれの時刻を合わせ、血圧脈波から平均脈波を減算することにより、ノイズを抽出する。結果を Fig. 9 に示す。結果より体動センサの出力と類似した波形が抽出したことが確認できる。また、抽出したノイズと体動センサの出力の相関を Table 1 に示す。ノイズを抽出した全ての脈波において相関係数が 0.8 以上と非常に強い相関のあるノイズを抽出できた。そのため、ノイズを高精度に抽出することが可能になった。

### 3.4 ノイズの除去

抽出したノイズを利用して血圧脈波の体動ノイズの除去を行う。抽出ノイズと体動センサの出力を比較する。そして、回帰分析を行い、体動センサ出力の補正式を算出した。補正係数の算出結果を Table 2 に示す。結果より各脈波で補正係数が異なっているのがわかる。また、4 番目の波形では補正係数が他の波形に比べて大きくなった。その理由として体動

Table 2 Correction coefficient of body motion sensor

Pulse wave	Correction coefficient	Pulse wave	Correction coefficient
1	0.504	6	0.646
2	0.730	7	0.645
3	0.472	8	0.498
4	1.12	9	0.461
5	0.540	10	0.563
		11	0.727

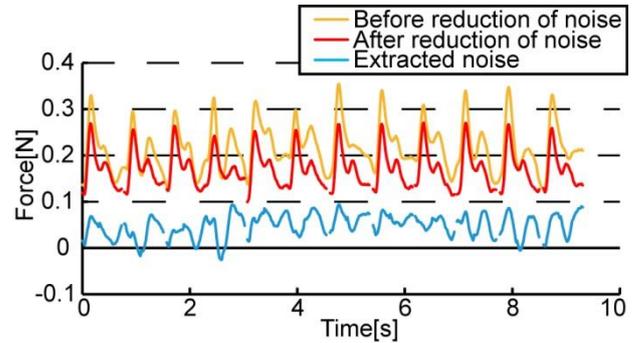


Fig. 10 Reduction of the noise by body motion

の最大値と脈波の最大値の時刻がほとんど同じになったためであると考えられる。また、補正係数の平均値は 0.628、標準偏差は 0.181 で補正係数のばらつきが大きい。以上のことから、1 拍ずつ適切な補正係数が存在し、その補正係数を利用して体動センサの出力の補正を行うことによって、精度が向上する可能性がある。次に補正式から求めた体動ノイズを血圧脈波から減算し、ノイズの低減を行った。ノイズの低減は平均脈波の区間で行い、平均脈波が存在しない区間ではノイズ低減前と同じ値とした。結果を Fig. 10 に示す。ノイズを除去する前に比べて、ノイズが低減でき、波形の乱れが低減したことが確認できる。また、1 拍ごとに最大値と最小値からそれぞれの平均値と標準偏差を算出した結果、ノイズ低減前と比較して、19.4%低減できた。また、標準偏差が 52.1%低減することができた。これより高精度に血圧計測が可能であることを確認した。

### 3.5 周波数の違いによる体動ノイズ除去

上記のノイズの低減手法を用いて周波数ごとのノイズの低減を行う。周波数は実験を行った 2 Hz に追加して、0.1 Hz、0.2 Hz、0.5 Hz、1 Hz とした。実験結果を Table 3 に示す。最大値のノイズ除去後の結果は各周波数で標準偏差が 50%以上小さくなり、高精度に血圧脈波を計測できた。また、最小値の結果については 0.1 Hz と 0.2 Hz を除きノイズが低減できた。これは脈波の特徴量が体動中の波形に現れている場合にノイズの抽出が行えた。ここで、1 Hz の結果を Fig. 11 に示す。1 Hz、2 Hz の時では、血圧脈波の振幅が体動の振幅より大きいため、特徴量が体動による押し付け力変化によって打ち消されないため、特徴量が現れたと考えた。また、0.5 Hz の結果を Fig. 12 に示す。1 Hz、2 Hz 以外の周波数では脈波の振幅より体動の振幅が大きいため、ノイズ除去前の波形では特徴量が現れていないと考えた。また、1 Hz、2 Hz では脈波の特徴量が体動の押し付け力変化の波形の最大値や最小値の時刻とほとんど同じになる事が多かった。そのため、抽出したノイズが特徴量の変化による影響を受けた結果となった。以上のことから、結果がノイズの除去後の結果に反映さ

れ、2 Hz のノイズ除去後の結果は平均値の標準偏差が 52.1% 低減できる事がわかった。

また、周波数ごとの体動センサの補正係数を Table 4 に示す。結果より周波数によって、補正係数が異なっているのがわかる。また、0.1 Hz を除き周波数が大きくなるにつれて補正係数が大きくなっている。これは周波数を大きくすると慣性力の影響がノイズとして脈波に混入し、その影響が補正係数として反映されていると考える。

以上の事より、提案手法で行った場合高い周波数でよりノイズを低減できたことが確認できた。

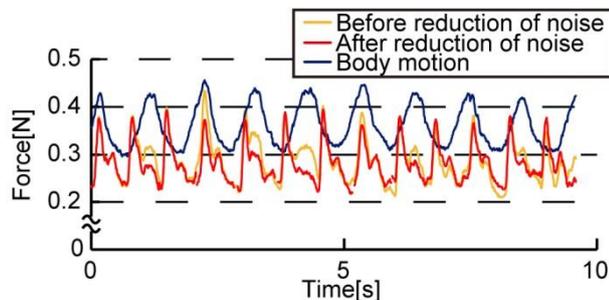


Fig. 11 Result of measuring the blood pressure pulse wave and the body motion at 1 Hz.

Table 3 Maximum value of blood pressure pulse wave

Maximum value of blood pressure pulse wave			
Frequency	Average	Standard deviation	Decrease ratio of standard deviation
0.1 Hz	159 mN	5.24 mN	83.8%
0.2 Hz	103 mN	6.18 mN	64.7%
0.5 Hz	115 mN	7.22 mN	54.0%
1 Hz	378 mN	9.18 mN	56.3%
2 Hz	261 mN	9.37 mN	52.1%
Minimum value of blood pressure pulse wave			
Frequency	Average	Standard deviation	Decrease ratio of standard deviation
0.1 Hz	77.4 mN	10.9 mN	73.5%
0.2 Hz	31.2 mN	9.25 mN	19.6%
0.5 Hz	50.4 mN	6.68 mN	54.6%
1 Hz	234 mN	8.66 mN	19.8%
2 Hz	125 mN	11.5 mN	42.5%

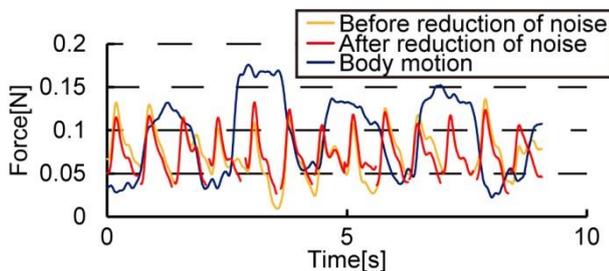


Fig. 12 Result of measuring the blood pressure pulse wave and the body motion at 0.5 Hz.

Table 4 Correction coefficient in each frequency

Frequency	Correction coefficient
0.1 Hz	1.73
0.2 Hz	0.335
0.5 Hz	0.416
1 Hz	0.481
2 Hz	0.619

## 4 結論

本研究では、運動時に血圧計測をすることを目的として平均脈波を利用したノイズの低減手法を提案した。2 Hz の体動時の血圧脈波を計測し、提案手法によりノイズの低減を行った。安静時の脈波から平均脈波を算出し、体動ノイズの抽出を行った。体動センサの値の較正式を算出し、体動センサの値を補正した。そして血圧脈波からノイズを減算した結果、平均値が 261 mN、標準偏差が 9.37 mN となり高精度にノイズを除去できた。

また、周波数を 0.1 Hz、0.2 Hz、0.5 Hz、1 Hz、2 Hz と変化させて同様の実験を行った。その結果、0.1 Hz で平均値が 190 mN、標準偏差が 26.9 mN であったが、2 Hz では 261 mN、標準偏差が 9.37 mN となり、高周波数の体動になるにつれて高精度にノイズの除去が行えた。これより、体動の周波数が異なる場合でも 1 拍ずつ補正することによって適切に体動センサの出力を補正できる事を確認した。以上より、平均脈波を利用して、1 拍ずつ体動によるノイズを低減できたことを示した。

## 参考文献

- (1) 河合祥雄, スポーツにおける突然死, 順天堂医学, **49-3** (2003) pp. 327-335.
- (2) 河村剛史, スポーツ時の心臓突然死とその予防, 体力科学, **56-1** (2007) pp. 11-13,
- (3) 劔物修, トノメトリ法による血圧測定, 呼吸と循環, **42-12** (1994) pp. 1173-1179.
- (4) 深堀俊, 堀正峻, 土肥徹次, 血圧脈波計測における体動ノイズの低減と評価, 電気学会バイオ・マイクロシステム研究会, **BMS-18-049** (2018) pp. 41-42.
- (5) 浦田尚, 堀正峻, 土肥徹次, 血圧脈波計測における平均脈波を用いた体動ノイズ除去, 第 10 回マイクロ・ナノ工学シンポジウム講演文集 (2019) 20pm3-PN3-08.