

脈波の消失を体内で実現して 脈波計測値を改変するための腕締め付けデバイス

吉田 航輝^{1,a)} 澤野 亮太¹ 岡本 雅弘¹ 土田 修平² 寺田 努² 村尾 和哉^{1,3,b)}

概要：ウェアラブル機器のセキュリティリスクとして、装着者の身体への攻撃による生体情報の操作がある。生体情報操作によって取得されたセンサ値は正しいため、計測以降のハードウェアなどが強固なセキュリティを備えていたとしても、既存技術で攻撃を検知することは困難である。本研究は脈波の消失を体内で実現する腕締め付けデバイスの設計と実装を行った。また、実装したデバイスを用いてスマートウォッチの心拍数計測を誤認させられるかを評価した。被験者2人で市販の5機種のスマートウォッチを装着して安静時と運動後に2種類の締め付けパターンで評価した。結果として、1つのスマートウォッチは全状態、両パターンで心拍数は大きく低下したことを確認した。また、2つのスマートウォッチでも心拍数が低下したパターンを確認した。

1. はじめに

IoT (Internet of Things) 機器がインターネットに接続されることで直接攻撃される危険性だけでなく、IoT 機器を踏み台とした攻撃事例が発生している。情報通信研究機構 NICT による観測レポート 2018[1] によると、IoT 機器を狙う攻撃は手当たり次第の攻撃から機器固有の脆弱性を狙った攻撃へとシフトしてきていると報告している。IoT 機器に対する脅威は解決すべき喫緊の課題であり、既に世界各国の企業、大学、研究所がその対策に取り組んでいる。

これらの脅威以外にも、特に IoT 機器に搭載されているセンサに対する攻撃でセンサデータを利用する上流の機器などに誤った処理をさせる脅威がある。例えば、誤った結果を出力させる攻撃 [4], [5] がある。センサデータは解析して健康管理などに用いることで、保険や医療などの社会保障や福祉インフラで個人特化したサービスが提供されている。例として、住友生命保険相互会社の Vitality[2] が挙げられる。Vitality は運動や健康診断などの取り組みを評価しポイント化することで特典を受けることができる。

IoT 機器の中でも、身体に装着するウェアラブルデバイスは直接インターネットに繋がらず、装着者の所持スマートフォンや小型 PC をゲートウェイとしていることが多い。また、専用アプリがデータを処理して、ユーザが結果

をリアルタイムで閲覧できるため管理が行き届いている。そのため、筆者らは屋外やビルに放置されてメンテナンス不備によるセキュリティリスクは低いと考えており、ウェアラブルデバイス特有のセキュリティリスクとして、装着者の身体への攻撃による生体情報の操作を懸念している。生体情報操作によって取得されたセンサ値は現にその値が生体内で生じているものを数値化したものである。センサが高精度であるほど操作された情報を正しく数値化するため、計測以降のハードウェアやネットワーク、クラウドストレージが強固なセキュリティを備えていたとしても、既存の技術では攻撃を検知することは困難である。

そこで、本研究ではスマートウォッチなどに搭載している脈波センサを誤認させる腕締め付けデバイスの設計と実装を行う。以前、筆者らは腕締め付けデバイスで脈波制御を行って心拍変動解析に与える影響を評価した [3]。先行研究では LF/HF を評価指標で用いた。LF/HF は数値が高いと交感神経が優位であることを示し、実装デバイスを用いることで LF/HF 値は減少したことを報告した。本研究では、腕締め付けデバイスを用いてスマートウォッチに搭載している心拍数計測アプリが誤表示するかを評価する。

以降、2 節で関連研究を紹介する。3 章で提案手法について述べ、4 節で実装したデバイスを紹介する。5 節で評価実験について述べる。6 節で提案手法の課題と限界を議論し、最後に 7 節で本研究をまとめる。

2. 関連研究

本節ではセンサによる計測を誤認させる研究と脈波計測

¹ 立命館大学大学院情報理工学研究科

² 神戸大学大学院工学研究科

³ 科学技術振興機構さきがけ

a) kazuki.yoshida@iis.ise.ritsumeai.ac.jp

b) murao@cs.ritsumeai.ac.jp

を用いた研究を紹介する。

2.1 センサによる計測を誤認させる研究

Sharif ら [7] は、最先端の顔認証システムを効果的にだますことができるメガネフレーム型のアクセサリを生成する技術を提案した。Yamada ら [8] は、カメラのイメージセンサが近赤外光に敏感であるという事実を利用して、撮影画像にノイズを加えることで顔検出を回避することができる発光眼鏡を設計した。Eykholt ら [4] は、実世界の計測対象物である道路標識にシールを張り画像認識の結果を誤認させるアルゴリズムを提案した。Son ら [9] は MEMS ジャイロスコープを搭載したドローンに対して攻撃者が意図的な音響ノイズを用いて無力化できるかを調査した。Troppel ら [5] は、加速度センサ素子に超音波を当てて任意の波形を出力させる手法を提案した。中村ら [6] は、心拍が大きく変化する状況で虚偽情報をユーザに提示して生体情報を制御する手法を提案した。このように、モノやセンサ、人に対する攻撃手法は多く提案されているが、生体情報の操作による攻撃に関する研究は筆者の知る限り存在しない。

2.2 脈波計測を用いた研究

ウェアラブルデバイスで計測した脈波を利用する研究として、端ら [11] はウェアラブルデバイスで脈波の計測が正しく行われないことを防ぐためにセンサの位置ずれを推定する研究を行った。堤野ら [12] は、自動車運転時に加減速や車線変更のタイミングで心拍数が上昇したことによっての事故を防ぐために、ファンで体を冷やして心拍数を下げる安全運転支援システムを提案した。Yoshida ら [13] は、装着部位ごとに脈波到達時間が異なることを利用して動的にウェアラブルデバイスの装着部位を推定する手法を提案した。このように、計測した脈波の情報を利用したシステムは提案されているが、脈波を制御することに着目した研究は筆者の知る限り存在しない。また、血圧値を計測するときに上腕に巻いたカフに空気を送り込んで血管を圧迫して血液の流れを止めている。そのため、血圧計測時は脈波を止める制御をしているが、本研究のように動的かつ断続的に脈波を制御するものではない。

3. 提案手法

本節では上腕圧迫で脈波を制御する手法について述べる。

3.1 上腕の圧迫が脈波センサの計測へ与える影響

本研究では、光電式脈波センサ（PPG センサ）を搭載したスマートウォッチなどのウェアラブルデバイスをユーザの手首に装着していると想定する。光電式とは、LED で 550nm 付近の緑色波長の光を皮膚表面に照射し、体組織によって反射した照射光を皮膚表面のフォトダイオード

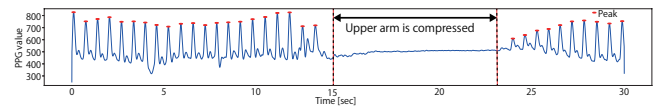


図 1 上腕圧迫時の指先脈波波形

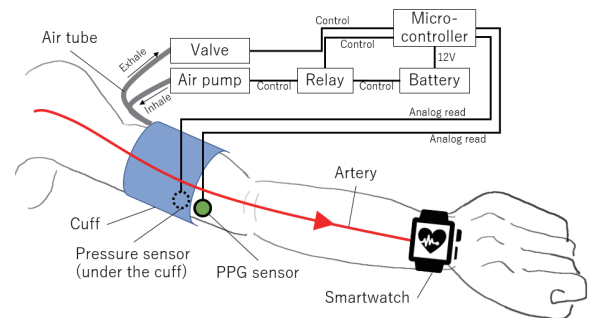


図 2 デバイス構成

で受光する方式である。ヘモグロビンは入射光を吸収する性質があるため、脈波到達の瞬間は血液量が増大するため反射光が減少することを利用して脈拍を計測する。そのため、上腕を圧迫し血液量を減少させることで、上腕から指先にかけての末端部分ではセンサ値が小さくなる。血管に十分な圧力かけることでその部位の脈波が減衰することは文献 [14], [15] でも報告されている。図 1 に実際に上腕を圧迫したときの指先での脈波センサの値を計測した脈波波形を示す。縦軸はセンサ値、横軸は時刻、赤丸はピークを示す。計測は左手で行い、上腕にカフを装着し、空気を送ることで上腕を圧迫した。左手指先に脈波センサ（pulsesensor.com 製 [16]）を装着して指先での脈波センサの値を 30 秒間観察した。図 1 より、上腕の圧迫を行っている間は脈波のピークが取れないほど脈波センサの値が小さくなっていることが分かる。また、圧迫を止めて開放すると正常に脈波が計測できていることがわかる。本研究ではこの事実に基づき、任意のタイミングで圧迫と開放を行うデバイスを実装した。

3.2 デバイス構成

提案デバイスの概要を図 2 に示す。デバイスはワンボードマイコン、メカニカルリレーを用いた回路、圧迫用カフ（以下、カフ）、マイクロエアポンプ、ソレノイドバルブ、脈波センサ、気圧センサ、バッテリーで構成される。マイクロエアポンプとソレノイドバルブはチューブを使ってカフと繋がっている。マイクロエアポンプによりカフ内に空気が送られて膨らむことで腕が圧迫される。ソレノイドバルブは脱気を行う際に用いる。マイクロエアポンプとソレノイドバルブはリレー回路を用いてマイコンで制御する。脈波センサは提案デバイスを通る前と通過した後の 2 箇所脈波を計測するために使用する。気圧センサはカフと繋がっているチューブに接続する。デバイスの詳細な実装は 4 節で述べる。

3.3 提案手法の処理の流れ

提案デバイスはキャリブレーションと脈波制御の2つ処理で構成される。キャリブレーションではカフを巻いた方の指先に装着した脈波センサとカフのチューブに装着されている気圧センサを使用する。キャリブレーションは加圧開始、脈波のピーク検出、脈波消失状態検出、加圧終了、加圧時の最大圧力の決定の5つの処理で構成される。キャリブレーション終了後に脈波制御を行う。脈波制御ではカフを巻いた位置よりも心臓に近いほうの上腕に装着した脈波センサとカフのチューブに装着されている気圧センサを使用する。脈波制御は脈波のピーク検出、心拍間隔(Interbeat Interval, 以後 IBI)の計算、加圧開始、加圧維持、加圧終了、待機維持の6つの処理で構成される。以降の各節でこれらの処理を詳細に説明する。

3.4 キャリブレーション

キャリブレーションはユーザに合った圧迫を実現するために行う。ユーザの体型や年齢によって血流が止まる圧力は変わってくる。キャリブレーションでは実際に脈波制御を行うにあたってユーザに合った最大圧力を計算する。以下にキャリブレーションの手順について述べる。

- (1) ソレノイドバルブを閉じたままマイクロエアポンプから送気し、加圧を行い上腕を圧迫する。2秒間ピークが検出されなくなった時点のカフ内圧力を記憶し、その後、マイクロエアポンプの送気を止める。
- (2) ソレノイドバルブを2秒間開放する。このとき、カフ内に圧力が一定程度加わっており、この状態を待機状態と定義する。待機状態では血流は止まっておらず、正常に脈波が取得可能である。
- (3) 待機状態においてソレノイドバルブを閉じたままマイクロエアポンプから送気し、加圧を行い上腕を圧迫する。1.で記憶した圧力-20の圧力に達するまで加圧を行う。達した後は加圧を止め、2秒間ピークが検出されなかった場合、1.で記憶した圧力の値を20減算した値に更新して2.に戻る。ピークが検出された場合は1.で記憶した圧力に20加算した値に更新して4.に進む。
- (4) ソレノイドバルブを2秒間開放して待機状態となり、キャリブレーションを終了する。

3.4.1 脈波と気圧の計測

ユーザはカフを装着している方の指先に脈波センサを装着し、気圧センサはカフと繋がっているチューブに接続されていると想定する。脈波と気圧の計測はArduinoのTimer2割り込み処理を用いて2msごとに取得する。脈波センサによって取得される時刻 t における脈波計測値を $p(t)$ 、時刻 t における気圧センサの値を $x_{air}(t)$ とする。

3.4.2 加圧開始

ソレノイドバルブを閉じ、マイクロエアポンプから送気

を始めることでカフに空気が送られ圧迫が始まる。カフの加圧と開放を繰り返すことによって、脈波が消失するために必要な圧力を探索する。初回は $x_{air} = 400$ まで加圧して上腕を圧迫し、2秒間ピークが検出されなくなった時点の気圧センサの値を x_{air_max} として取得する。2回目以降の加圧では、3.4.6節で計算される x_{air_max} になるまで加圧する。

3.4.3 ピーク検出

前項の加圧によって脈波が消失したことを確認するために、取得した脈波に現れるピークを検出する必要がある。ピーク検出のアルゴリズム^{*1}はArduinoのTimer2を用いた割り込み処理にて2msごとに実行される。ピーク検出には脈波センサの生値を用いる。

3.4.4 脈波消失状態検出

上腕が圧迫されている圧迫状態ではセンサ値が小さくなり、3.4.3節で示したアルゴリズムにて脈波のピークが検出されない。ピーク検出アルゴリズムでは前回のピークから2秒間ピークが検出できない場合に閾値を再設定し再度計測を行う。これを利用して2秒間ピークが検出されない場合に脈波消失状態であると判定する。人間の安静時心拍数は年齢とともに減少するが、正常時は60~70bpm以上であるため、脈波のピーク間隔は0.85~1秒となる。提案手法は脈波消失状態検出の精度を上げるため2秒としている。

3.4.5 加圧終了

マイクロエアポンプからの送気を止め、ソレノイドバルブを2秒間開放する。開放によって空気が一定量カフ内に残っている状態を待機状態と定義する。待機状態では血流は止まっておらず、正常に脈波が取得可能である。

3.4.6 加圧時の最大圧力の決定

3.4.4節にて脈波消失状態が検出された場合、 x_{air_max} の値を $x_{air_max} - 20$ として更新して再び加圧を開始する。脈波消失状態が検出されなかった場合は x_{air_max} を $x_{air_max} + 20$ として更新してキャリブレーションを終了する。

3.5 脈波制御

脈波制御はカフより心臓側に装着した脈波センサと気圧センサを使用する。本節では脈波制御を1回行う流れを説明する。本節で説明する処理を繰り返すことで長時間の脈波制御が可能となる。

3.5.1 脈波と気圧の計測

ユーザはカフを巻いた位置よりも心臓に近い位置の上腕に脈波センサを装着し、気圧センサはカフ内の圧力を計測していると想定する。脈波と気圧の計測はArduinoのTimer2割り込み処理を用いて2msごとに取得する。脈波センサによって取得される時刻 t における脈波計測値を

^{*1} https://github.com/WorldFamousElectronics/PulseSensor_Amped_Arduino

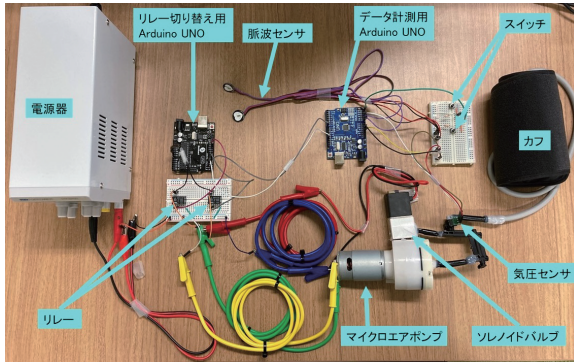


図 3 デバイスの全体図

$p(t)$, 時刻 t における気圧センサの値を $x_{air}(t)$ とする.

3.5.2 ピーク検出

取得した脈波に現れるピークを検出する. 検出アルゴリズムは 3.4.3 節と同様である.

3.5.3 IBI の計算

3.4.3 節で説明したアルゴリズムで検出されたピークのうち, 時間が若いほうから k 番目のピークを p_k ($k = 1, \dots$), ピークの発生時刻を t_k とする. IBI は検出されたピークのうち, k 番目と $k-1$ 番目の 2 つの連続するピークの時刻 t_k と t_{k-1} からピークの時間差 $d_k = t_k - t_{k-1}$ とする.

3.5.4 加圧開始

ソレノイドバルブを閉じてマイクロエアポンプから送気始めることで, カフに空気が送られ圧迫が始まる. 加圧は x_{air_max} を満たすまで行う.

3.5.5 加圧維持

$x_{air}(t) \geq x_{air_max}$ を満たしたときにマイクロエアポンプからの送気を止める. ソレノイドバルブは閉めてあるため, 空気は抜けず x_{air_max} の気圧で維持される. この状態を維持することで脈波が消失する状態を維持できる. 加圧維持時間を $Stop_t$, 消失させる脈波の個数を N とすると, $Stop_t = IBI \times (N-1) \times 0.8 + IBI \times 0.6$ で算出する. 各係数の値は事前調査の結果から設定した.

3.5.6 加圧終了

$Stop_t$ が経過した後, ソレノイドバルブを開放して気圧センサの値 $x_{air}(t) = x_{air_max} - 150$ まで減圧して待機状態になる. また, 待機状態における気圧センサの値 $x_{air}(t)$ を取得する.

3.5.7 待機維持

待機状態では脈波は正常に取得可能となる. そのため, 待機状態を維持する時間によって正常に出現する脈波の数を制御することができる. 待機維持時間を $Stand_t$, 出現させる脈波の個数を N とすると, $Stand_t = IBI \times (N-1) \times 0.8 + IBI \times 0.6$ で算出する. 各係数の値は事前実験の結果から設定した.

4. 実装

デバイスの内部構成と回路図を図 3 と図 4 に示す. な

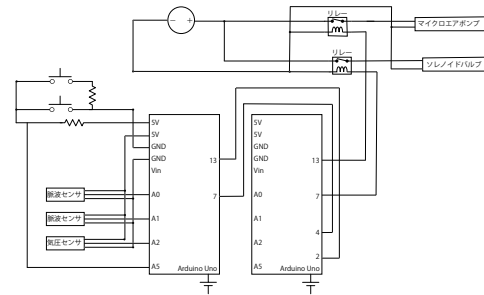


図 4 デバイスの回路図

お, 脈波ピークの出現数と消失数は事前にマイコンに設定することが可能であるため, ユーザは使用するにあたって事前準備などは一切不要である.

計測値にリレー切り替えによるノイズ混入を避けるため, データ計測用マイコンとリレー制御用マイコン (Arduino UNO) に分けて 5V を供給した. データ計測用マイコンは 2 つの脈波センサ (pulsesensor.com 製 [16]) と気圧センサ (METRODYNE MICROSYSTEM CORP. 製 MIS-2500-015G[18]) を接続した. また, リレー制御用マイコンに接続してリレー切り替えのタイミングを送信する. さらに, 2 つのタクトスイッチ (Cosland Co. Ltd 製 TS-0606-F-N-BLK[19]) をマイコンに接続し, デバイスの動作開始と強制終了を任意のタイミングで行えるようにしている. リレー制御用マイコンはリレー (HSINDA PRECISION CO., LTD 製 Y14H-1C-5DS) を用いてマイクロエアポンプ (Garosa 製 12V エアポンプ) とソレノイドバルブ (Wal front 製 2V025 モデル) をマイコンに接続した. リレーの切り替え制御のタイミングはデータ計測用マイコンから送信されてくる. マイクロエアポンプとソレノイドバルブへは電源器 (SKY TOPPOWER 製 STP3010D) を用いて 12V を供給した.

5. 評価実験

本節では実装したデバイスを用いて, 上腕を圧迫して血流を制御したときに市販のスマートウォッチが表示する心拍数の変化を計測する実験について述べる.

5.1 実験環境

被験者 2 名 (A・B, 全員男性, 平均 24.5 歳) に実装したデバイスで上腕圧迫を行った. 被験者の右上腕にカフを巻き, 右手首に市販のスマートウォッチを装着し, 脈波センサを両手の人差し指に装着した. また, 両手指先の脈波センサの値はノート PC に 200Hz で記録した.

市販のスマートウォッチは Apple Watch series 6 (Apple), Fitbit Versa 2 (Fitbit), Polar Ignite (Polar), Garmin Swim 2 (Garmin), Paenoon フルタッチスクリーンスマートウォッチ (Paenoon) の 5 機種で搭載された心拍数モニタを使って 2 分間観察し記録した. 提案デバイスのキャ

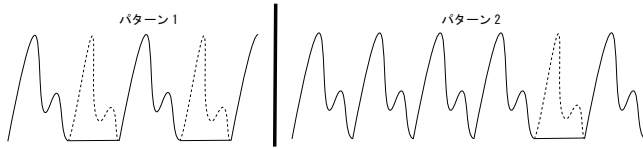


図 5 圧迫パターン 2 種類における脈波波形のイメージ

リブレーションを事前に済ませて脈波制御を開始した時点から 2 分間とした。また、デバイスの上腕圧迫パターンは図 5 に示すように、消失させる脈波の個数と出現する脈波の個数が 1 個ずつ交互の場合（パターン 1）と、出現する脈波の個数が消失させる脈波の個数よりも多い場合（パターン 2）の 2 パターンを行った。被験者 1 人あたり、1 パターンにつき 2 回ずつ計測し、安静時と運動後（1~2 分程度のランニング後）の 2 状態で行った。結果として、2 人 × 2 分 × 2 パターン（圧迫 × 2 パターン（状態）× 5 機種 × 2 回計測 = 160 分のデータを採取した。

スマートウォッチの表示心拍数と実際心拍数（BPM）を比較するために、左手人差し指先に装着した脈波センサが取得した値から算出した BPM を実験における真値とする。取得した脈波センサの値から BPM を計算する手法を説明する。脈波センサとユーザの皮膚の接触状況により計測値にノイズが含まれる恐れがあり、誤った脈波のピークを検出することを防ぐため、41 サンプル（ $\approx 200\text{ms}$ ）の長さの移動平均フィルタ $\sum_{i=t-20}^{t+20} p(i)$ を用いた。なお、時刻 t におけるセンサの生データを $p(t)$ 、移動平均フィルタ適用後の脈波計測値を $p'(t)$ とする。その後、 p' に対してピーク検出を行う。ピーク検出は Python の Scipy[20] パッケージの `find_peaks` を使用した。`find_peaks` ではパラメータを設定することで検出するピークを制御できる。本実験では `height` を 2 分間の脈波センサ値の平均値、`distance` を安静時は 100、運動後は 50 とした。`distance` は高心拍時でも正確にピークを検出するために変更した。ピーク検出後に不適切なピークがあれば削除した上で IBI を計算した。検出されたピークのうち時間が若い方から k 番目のピークを p_k ($k = 1, \dots$)、ピークの発生時刻を t_k とする。IBI は検出されたピークのうち k 番目と $k-1$ 番目の 2 つの連続するピークの時刻 t_k と t_{k-1} からピークの時間差 $d_k = t_k - t_{k-1}$ として求めることができる。求めたピークの時間差を用いて時刻 t における BPM として $b(t)$ ($0 \leq t \leq T$) を次式に従い求める。

$$b(t) = \begin{cases} 60 / \sum_{k=t=0}^t d_k / t & (t < 10) \\ 60 / \sum_{k=t-10}^t d_k / 10 & (10 \leq t) \end{cases} \quad (1)$$

BPM は 1 分間（60 秒）をピーク間の時間差 d_k で割ることで求められる。ピーク 1 点の BPM を計算した場合、ピーク検出がうまく行われなかったときに大きな誤差がおこる。そのため、10 点分のピーク間の時間差の平均で計算する。上記の式で求めた $b(t)$ を実験における真値とする。

5.2 安静時の結果

図 6 に安静時に各パターンをそれぞれ実行したときのスマートウォッチに表示された心拍数の変化を示す。

まず、パターン 1 の結果に着目すると、Polar, Garmin, Paenoon は両被験者の全試行で大きく心拍数が低下したことを確認できた。Polar は徐々に表示心拍数が低下し、計測終了時に被験者 A で 45bpm と 44bpm を、被験者 B で 43bpm と 41bpm を表示した。Garmin も徐々に表示心拍数が低下し、計測終了時には被験者 A で 57bpm と 50bpm を、被験者 B で 44bpm と 50bpm を表示した。Paenoon は両被験者ともに計測終了時に 15bpm 以上低い値を表示した。Fitbit は両被験者ともに途中で心拍数が表示されなくなった。計測不能状態は被験者 A で開始から 70 秒、被験者 B は 58 秒と 49 秒経過したときであり、決まった時刻ではなかった。Apple は被験者で異なる結果が得られた。被験者 A の場合、2 回目の試行で計測開始後 20 秒から終了まで 39~41bpm を表示した。一方、被験者 B の場合、両試行ともに計測開始後 43 秒から終了まで表示心拍数が真値を超えて 107bpm と 106bpm まで上昇した。

パターン 1 は出現させる脈波と消失させる脈波が 1 個ずつ交互になることを目標としており、表示心拍数が真値の半分で理論値となる。しかし、心拍数の低下を確認した 3 機種では被験者 A の Polar 以外で理論値を達成できなかった。また、Fitbit はどちらの被験者でも計測途中で心拍数の表示がされなくなった。この要因として、腕の圧迫と解放を行って脈波を変化させたことで、搭載しているアルゴリズムに対応できなくなったと考えられる。理論値の達成や計測不能とならないように、提案手法のアルゴリズムを改良する必要がある。また、Apple は被験者によって心拍数が低下する場合と上昇する場合があった。本実験は被験者数と試行回数が少ないため、追加実験が必要である。

次に、パターン 2 の結果に着目すると、Apple は両被験者で表示心拍数が大きく低下しなかった。Fitbit はパターン 1 と同様に途中で心拍数の表示が消失した。Polar と Paenoon は両被験者で大きく心拍数が低下した。被験者 A の Polar の 1 回目の試行は計測終了時に 60bpm を示し、真値よりも 30bpm 以上の差があった。被験者 B の Polar も計測終了時に 41bpm と 42bpm と真値よりも低い値を表示した。Paenoon は両被験者ともに真値と差が 20bpm 以上あった。Garmin は被験者 A のみ表示心拍数が低下した。最終的に真値 105bpm のところ、1 回目 71bpm、2 回目 86bpm を表示した。

パターン 2 は出現する脈波のピークが 4 個に対し、消失する脈波のピークが 1 個であり、本来の心拍数の 4/5 となれば理論値の達成となる。被験者 A の Garmin の 2 回目や被験者 B の Paenoon の 1 回目は理論値に近い心拍数が表示されたが、その他の心拍数の低下が確認できた試行では理論値に近い心拍数が表示できなかった。パターン 1 と同

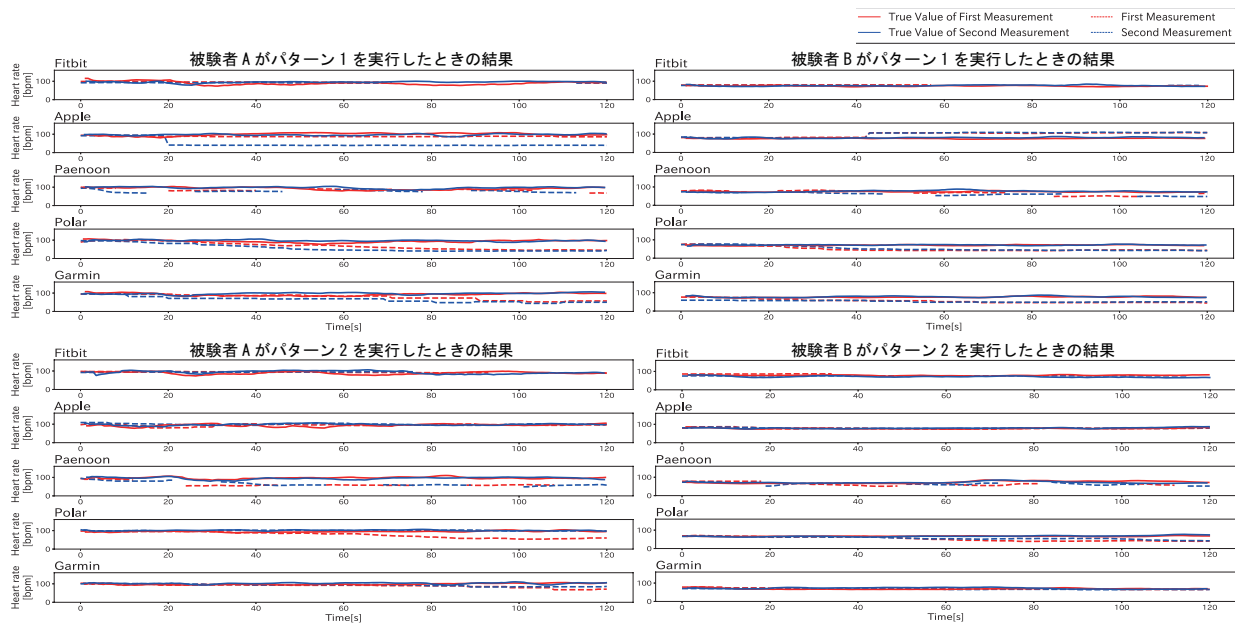


図 6 安静時における心拍数の変化の結果

様に提案手法のアルゴリズムを改良する必要があるといえる。また、両被験者ともに Apple と Fitbit は 10 以上の心拍数の低下が確認できなかった。これは搭載アルゴリズムで明らかに値の大きい IBI を心拍数の計算に利用しないためと考えられる。パターン 1 と異なり、パターン 2 は消失する脈波のピーク数が少なく、IBI が正しく算出できる場合が多くなる。そのため、明らかに IBI が大きな数値であれば計算に用いないといったアルゴリズムが実装されている可能性がある。表示心拍数を低下できるように、両機種に搭載されているアルゴリズムを調査する必要がある。

5.3 運動後の結果

図 7 に、運動後に両パターンをそれぞれ実行したときのスマートウォッチに表示された心拍数の変化を示す。

まず、パターン 1 の結果に着目すると、Polar, Garmin は両被験者で表示心拍数の低下を確認できた。安静時と同様に両機種ともに徐々に表示心拍数が低下した。被験者 A の Polar の場合、最終的に 45bpm と 46bpm を表示し、真値と 70bpm 程度の差があった。被験者 B の Polar の場合、計測開始時は表示心拍数の方が真値よりも高かったが、計測終了時は表示心拍数の方が真値よりも低くなっていた。Garmin は被験者 A の両試行、被験者 B の 1 回目において 20bpm 以上数値が低下した。Apple は被験者によって異なる結果が得られた。被験者 A では Apple の 1 回目の試行で 5 秒から 69 秒の間に 46bpm を表示したが、基本的には心拍数が低下することはなかった。しかし、被験者 B では計測終了時に 1 回目は真値 76bpm のところ 35bpm を示し、2 回目は真値 80bpm のところ 94bpm を示した。Fitbit も同様に被験者によって異なる結果が得られた。被験者 A は 2 回とも途中で心拍数の計測ができなくなったが、被験者

B は 2 回目の試行で真値が 75bpm のところ、114bpm と大きく上昇した値が表示されていた。

パターン 1 では Polar と Garmin で運動時でも心拍数の低下が確認できた。しかし、パターン 1 の理論値である真値の心拍数の半分の値となることはなかった。ここで、図 8 に運動後の被験者 A のにおける Polar を装着してパターン 1 を実行したときの左手人差し指と右手人差し指の脈波波形を示す。左手が圧迫していない真値の波形、右手が圧迫して脈波のピークを制御した波形となる。真値のピーク数は 13 点あるが、制御したピーク数は 5 点しかなく半分以下となっている。また、明らかに真値のピークが 2 点以上消失していることがわかる。さらに、右手人差し指のピークの左から 1 点目、3 点目、5 点目はおおよそ真値のピークと同じ場所に出現しているが、2 点目と 4 点目は真値のピークの間にピークが出現している。これは心拍数が高すぎるために腕の解放と圧迫が本来行うべきピークまでに間に合わなかったためであると考えられる。そのため、高心拍時でも対応できるアルゴリズムへの改良が必要である。Apple と Fitbit で異なる結果が得られた要因も図 8 に示したように、脈波のピークが的確に消失させられていないためだと考えられる。しかし、結果を見ると Apple は心拍数を低下させられる可能性があるため、更なる実験が必要であるといえる。

次に、パターン 2 の結果に着目すると、Polar と Paenoon は両被験者で心拍数が大きく低下していることが確認できた。Polar では、計測終了時に被験者 A は 45bpm と 49bpm を表示し、真値よりも 90bpm ほど低い値となり、被験者 B でも 2 回目は 55bpm を表示し、真値との差が 75bpm となった。Paenoon では、被験者 A の開始から 16 秒と 26 秒、被験者 B の 1 回目の 48 秒経過したときに大きく数値

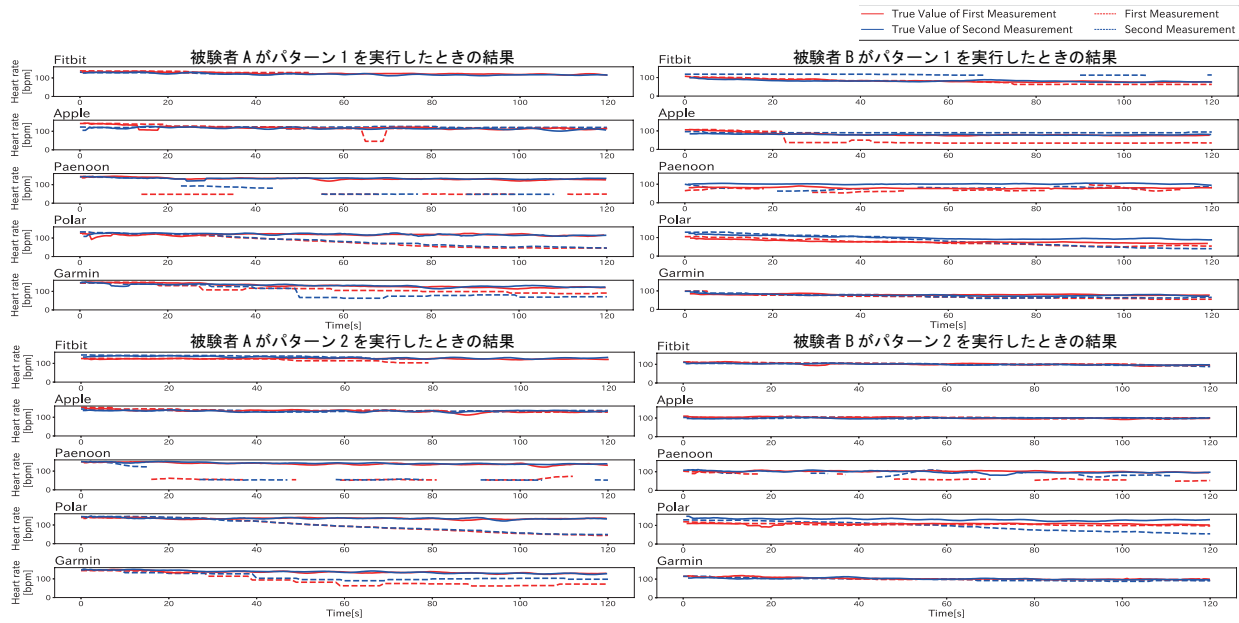


図 7 運動後における心拍数の変化の結果

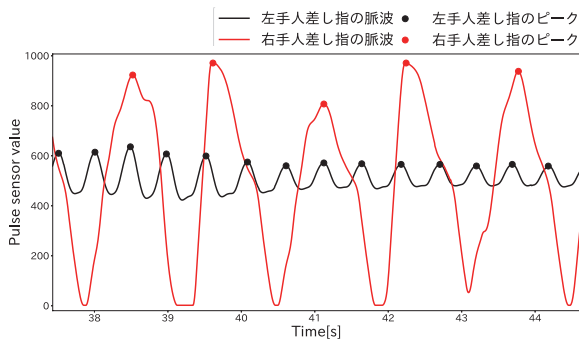


図 8 運動後に被験者 A が Polar を装着してパターン 1 を実行した場合の脈波波形

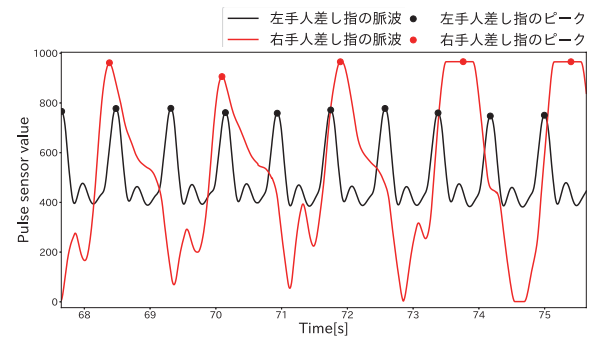


図 9 現デバイスでの安静時における限界波形

が下がった。Garmin は被験者 A のみ心拍数が低下し、計測終了時に 72bpm と 98bpm を表示しており、真値よりも 30bpm 以上低い値となった。Apple は両被験者で心拍数が低下することはない、Fitbit も心拍数が表示できているときは心拍数が低下することはない。

心拍数が大きく低下したことが確認できた試行でパターン 2 の理論値である真値の 4/5 に近い値になったのは被験者 A の Garmin の 2 回目のみであった。その他の試行は理論値を下回る値が表示されていた。Apple や Fitbit で心拍数が変化しなかったのは、安静時と同様に明らかに IBI が大きい場合に心拍数の計算に使用しないといったアルゴリズムが実装されている可能性が考えられる。そのため、各スマートウォッチに実装されているアルゴリズムを調査する必要がある。

6. 議論

本節では提案手法の課題と限界について述べる。

6.1 脈波の出現数の限界

提案手法はマイクロエアポンプを用いたエアによる加圧を用いている。現状では脈波のピークが出現しない空気圧に達するまで約 0.5 秒かかる。再び、脈波のピークが出現させるために空気圧を減少するまで約 0.5 秒かかる。安静時の正常値とされている 60~100bpm では心拍間隔は 1~0.6 秒であり、高心拍時の 120~150bpm では 0.5~0.4 秒となる。そのため、現状は図 9 に示すように、デバイスの腕の解放と圧迫に間に合わず、圧迫している右手人差し指の脈波のピークがずれている。これは高心拍時も同様の現象が確認できている。理想とする出現脈波のピークと消失脈波のピークが 1 個ずつ交互に現れる波形は図 10 に示す波形である。理想波形を実現するために、心拍間隔より短い時間で加圧と減圧を完了する必要がある。つまり、心拍数の最大値の 200bpm まで共通して理想波形を実現するためには 0.3 秒以内に加圧と減圧を完了する必要がある。理想波形が実現できれば不自然な波形にはならず、通常の脈波に近き波形が得られるため、スマートウォッチ搭載のアルゴリズムが正常に動作して理論値に近い値が表示されることが考えられる。

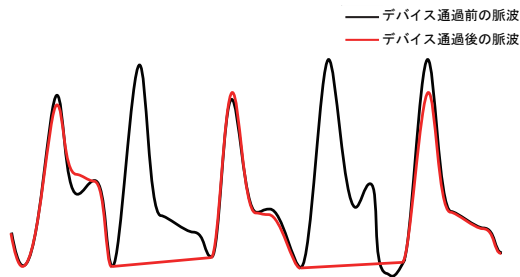


図 10 通常の脈波波形と腕を圧迫したときの理想波形

6.2 脈波計測位置

本評価実験では、圧迫による影響を受けない左手人差し指に脈波センサを装着して圧迫や解放に必要な時間を計算した。理想は圧迫を行う上腕と同じ上腕で取得を行うことであるが、上腕のあらゆる部位に脈波センサを装着しても確実にきれいな波形が取得できるわけではない。また、脈波センサは LED やフォトダイオードとユーザの皮膚の接触状況が変化すると計測値にノイズが含まれてしまうため、運動中などに安定してセンサ値を取得できない可能性がある。そのため、運動中などでも比較的安定してとれるセンサの装着位置を決定する必要がある。耳たぶは激しい運動でないかぎり身体的な動きによる振動が少ないため、耳たぶで取得することも視野に入れている。別の部位で脈波を取得した場合、PWV (Pulse Wave Velocity) つまり、脈波伝搬速度により実際に上腕で取得した脈波と時間差があるため適切なタイミングで圧迫を行うためには時間の補正を行う必要がある。

7. まとめ

本研究では、スマートウォッチなどに搭載している脈波センサを誤認させる上腕圧迫デバイスの設計と実装を行った。また、市販のスマートウォッチに対して実装デバイスで上腕を圧迫してスマートウォッチの表示心拍数を真値よりも低下させられるかを評価した。被験者 2 人で 5 つの市販のスマートウォッチを装着してもらい、安静時と運動後の 2 つの状態で 2 パターンの締め付けを行った。結果として、Polar が両被験者、全パターンで心拍数の低下を確認した。また、Garmin と Paenoon も心拍数の低下を確認できたパターンが存在した。Fitbit は計測不能となった場合が多く、Apple は心拍数の低下した場合と上昇した場合が確認できた。

今後は提案手法を改良して加圧や減圧時間を短縮し、自然な脈波を生成することを目指す。また、Fitbit や Apple も表示心拍数を低下させることを目指す。さらに、被験者数を増やして表示心拍数を低下させられるか調査する。

謝辞 本研究は、科学技術振興機構戦略的創造研究推進事業さがけ (JPMJPR1937) の支援を受けたものである。ここに記して謝意を表す。

参考文献

- [1] 国立研究開発法人情報通信研究機構 NICT: http://www.nict.go.jp/cyber/report/NICTER_report_2018.pdf (2021.09.30).
- [2] 住友生命 Vitality: <https://vitality.sumitomolife.co.jp/> (2021.09.30).
- [3] 吉田航輝ら: 上腕の圧迫による脈波制御が心拍変動解析に与える影響の評価, UBI72, Vol.2021, No.43, pp. 1–8, 2021.
- [4] Kevin Eykholt et al.: *Robust physicalworld attacks on deep learning visual classification*, In Proceedings of Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 2018), pp. 1625–1634, 2018.
- [5] T. Trippel et al.: *WALNUT: Waging Doubt on the Integrity of MEMS Accelerometers with Acoustic Injection Attacks*, In 2017 IEEE European Symposium on Security and Privacy (EuroS P), pp. 3–18, 2017.
- [6] 中村憲史ら: 虚偽情報フィードバックを用いた生体情報の制御手法, 情報処理学会論文誌, Vol. 54, No. 4, pp. 1433–1441, apr 2013.
- [7] Mahmood Sharif et al.: *Accessorize to a Crime: Real and Stealthy Attacks on State-of-the-Art Face Recognition*, In Proceedings of the 2016 ACM SIGSAC Conference on Computer and Communications Security, pp. 1528–1540, 2016.
- [8] T. Yamada et al.: *Privacy Visor: Method Based on Light Absorbing and Reflecting Properties for Preventing Face Image Detection*, 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp. 1572–1577, 2013.
- [9] Yunmok Son et al.: *Rocking drones with intentional sound noise on gyroscopic sensors*, 24th USENIX Security Symposium (USENIX Security 15), pp. 881–896, Washington, D.C., August 2015.
- [10] Philipp M. Scholl et al.: *On the statistical properties of body-worn inertial motion sensor data for identifying sensor modality*, ISWC' 17, pp. 50–53, New York, NY, USA, 2017.
- [11] 端智士ら: 血圧脈波の特徴量を用いたウェアラブルデバイスの位置ずれ量推定, 生体医工学, Vol. Annual57, No. Abstract, pp. S35.2–S35.2, 2019.
- [12] 堤野理貴ら: 脈拍データに基づくファンの風を用いた安全運転支援システムの開発, 2019 年度情報処理学会関西支部大会講演論文集, No. 2019, sep 2019.
- [13] Kazuki Yoshida et al.: *Estimating load positions of wearable devices based on difference in pulse wave arrival time*, ISWC' 19, pp. 234–243, 2019.
- [14] 安藤譲二ら: 光電式脈波計測の応用, BME, Vol. 4, No. 4, pp. 24–32, 1990.
- [15] 秋元優摩ら: 手で上腕を圧迫することによる脈波制御を用いたウェアラブルデバイス入力インタフェース, 研究報告ヒューマンコンピュータインタラクション (HCI), Vol. 2020, No. 19, pp. 1–8, 2020.
- [16] Pulesensor.com: <http://pulesensor.com/> (2021.09.30).
- [17] 吉田直浩ら: 指尖容積脈波解析を用いた情動ストレス刺激時における自律神経機能評価, 生体医工学, Vol. 49, No. 1, pp. 91–99, 2011.
- [18] Metrodyne Microsystem Corp.: <https://www.metrodynemems.com/> (2021.09.30).
- [19] Cosland Co. Ltd.: <https://www.cosland.com/> (2021.09.30).
- [20] Scipy.org: <https://scipy.org/> (2021.11.04).