

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

吉田 航輝^{1,a)} 村尾 和哉^{1,2,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。本研究はウェアラブル機器への攻撃可能性を明らかにするために、上腕を圧迫して脈波を制御する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たときに心拍変動解析に与える影響を評価した。4名の被験者で2パターンの脈波制御をした実験の結果、両パターンともに LF/HF 値が減少する結果が得られた。

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、IoT 機器が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大規模な攻撃事例が発生している。情報通信研究機構 NICT のネットワークセキュリティ研究所が開発した攻撃トラフィック観測・分析システム NICTER の観測レポート 2018[1]によると、IoT 機器を狙う攻撃通信は telnet (23/TCP) などの汎用的に動作するサービスへの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。一方で、最近ではハードウェアトロイと呼ばれる悪意のある回路が IC の設計・製造段階で混入され、システムの機能低下/停止や情報漏洩の脅威がある。特に日本は IC の設計から製造を自国で完結できないため、手の及ばない他国のサプライヤから仕入れた IC を使用しており、脅威の度合いは高い。このことから、IoT 機器に対するソフトウェアやハードウェアの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やアプリケーションが誤った処理や動作をする脅威がある。センサへの攻撃として、誤った結果を出力させる攻撃 [3] や、どのような計測を行っているかを暴く攻撃 [12] などが

ある。センサデータを解析することで、健康管理、行動認識、セキュリティなどの用途に用いられ、この数年で保険や医療などの社会保障や福祉インフラに入り込み個人特化した商品や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ポイント化し評価する仕組みである。健康診断の結果をアップロードしたり、スマートフォンやウェアラブルデバイスを通して取得した保険加入者の運動情報をポイント化することで保険料の割引などを受けることができる。

IoT 機器の中でも身体に装着して利用するウェアラブル機器は機器自体が直接インターネットに繋がらず、装着者が所持している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、さらにはこまめな充電が必要であるため管理が行き届いている。そのため、筆者らはウェアラブル機器では、屋外やビルに放置されてメンテナンス不備の IoT 機器で懸念されているようなセキュリティリスクは低いと考えており、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り、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。

また、生体情報を利用して自律神経活動を評価する方法に心拍変動解析がある。心拍変動解析を行うことで、セン

¹ 立命館大学大学院情報理工学研究科

² 科学技術振興機構さきがけ

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

b) murao@cs.ritsumei.ac.jp

サ装着者がストレスを感じているかどうかを判断できる。筆者らはこれまでに上腕を圧迫して脈波を制御するデバイスの実装を行い、意図的にピークを消失させて手首で計測する心拍数の低下を実現した。

心拍変動解析はピーク間の時間を用いるため、脈波のピークを消失させたり遅らせたりすることで結果を制御することが可能ではないかと考えている。そこで、本研究ではウェアラブル機器への攻撃可能性を明らかにするために、上腕を圧迫して脈波を制御するデバイスの実装を行い、実装したデバイスを用いて脈波の制御が心拍変動解析に与える影響を評価する。

以降、2節では関連研究を紹介する。3章では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節では評価実験について説明し、その結果について考察と議論を行い、最後に6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して計測対象物に対する攻撃、センサ素子に対する攻撃、人に対する攻撃、および攻撃検出手法に関する研究と、脈波を用いた研究、心拍変動に関する研究を紹介する。

2.1 センサによる計測を誤認させる研究

2.1.1 計測対象物に対する攻撃

Sharif ら [6] 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ている。生成されたアクセサリを装着することで監視や入退室管理に広く利用されている顔認証システムを回避したり、他人になりすませることを示している。Yamada ら [7] 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 [3] 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ている。黒と白のステッカーのみを用いて実際の道路標識に対して攻撃を行い、実験室環境で取得された画像の 100%、移動中の車両の中で取得されたビデオフレームの 84.8% が誤分類を引き起こすことを示している。

2.1.2 センサ素子に対する攻撃

一般的に、MEMS ジャイロスコープの振動構造には共振周波数が存在する。音のノイズの結果として共振が発生することがあり、共振周波数は、MEMS ジャイロスコープの性能劣化の原因となる問題として指摘されている [8][9][10]。Son ら [11] 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。MEMS ジャイロスコープは共振周波数により精度が下がることを利用し、実世界での実験において 20 回の実験すべてにおいて、脆弱なジャイロスコープ

を搭載した 2 機のドローンのうち 1 機が制御不能に陥り、攻撃開始直後に墜落したことを報告している。

Troppe l ら [4] 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ている。一般的な容量 MEMS 加速度センサに対してアナログ音響インジェクション攻撃を行いセンサのデジタル整合性にどのような影響を与えるかを調査している。5 つの異なるメーカーの容量型加速度センサ 20 モデルに対して攻撃を行い、75% が出力バイアスに対して脆弱であり（つまり、安全でないローパスフィルタは音響干渉下での誤った変動出力測定を可能にする）、65% が出力制御に対して脆弱である（つまり、安全でないアンプは音響干渉下で誤った出力測定を可能にする）ことを示した。

2.1.3 人に対する攻撃

中村ら [5] は、運動時や緊張時のように心拍が大きく変化する状況において虚偽情報をユーザに提示することにより生体情報を制御する手法を提案している。評価実験より、虚偽情報はユーザにより異なるがその影響には一貫性があることや、虚偽情報の種類によって影響の異なることを示している。また、現在の心拍数とコンテキストにより、自動で虚偽情報を生成し提案するシステムを実装した。

2.1.4 攻撃検知手法

Philipp ら [12] は加速度、角速度、地磁気の 3 種類のデータを分類する手法を提案している。センサデータのモダリティは特定の統計的特性を示していることから、センサデータからモダリティを推定することでセンサを分類している。5 つの行動認識用データセットの 1003 個のデータに対して 98% の精度でセンサを正しく分類している。このようにモノやセンサ、人に対する攻撃および対処策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 脈波を用いた研究

ウェアラブルデバイスで脈波を計測して利用する研究として、端ら [13] は、ウェアラブルデバイスなどで脈波などを測定する際に、センサの位置がずれることで計測が正しく行われないことを防ぐため、センサの位置ずれを推定する研究を行った。振幅や周期など血圧脈波の特徴量を 15 種類設定し、血管直上を基準にセンサを 0.5mm 間隔でずらすことで血圧脈波を計測し、位置ずれ量との相関関係を調べる実験を行った。内藤ら [14] は、日常生活において脈波センサを用いて脈波を計測するには、体動に由来するノイズ成分（モーションアーチファクト）が混入するという問題に着目して、加速度センサを用いた体動補償の手法を提案している。前腕部に装着された加速度センサから得られる情報を用いてモーションアーチファクトによる血流変化を推定し、脈波の誤差を除去している。

堤野ら [15] 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することで緊張状態になり、事故の要因になることから、心拍数が上昇した際にファンで風を当てることで、体を冷やして脈拍数を下げる安全運転支援システムを提案している。脈拍が上昇したときに音やメッセージで警告を行うと、運転中のユーザが混乱する可能性があるため、この研究では身体に風を当てることでユーザの脈拍数を下げている。Yoshida ら [16] は、装着部位ごとに脈波到達時間が異なることを利用し、心電と脈波を用いて装着者に特定の行動を行わせることなく、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ている。5人の被験者を対象とした評価実験の結果、15の身体部位で平均0.805のF値を得られ、右耳と右指は約20秒のデータを入力した場合0.9以上のF値を達成した。このように、脈波を計測する手法や計測した脈波の情報を用いたシステムはこれまでに提案されているが、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、血流を止める行為は血圧計測時に行われている。代表的な血圧計測の方法として、オシロメトリック法とコロトコフ法がある。上腕にカフ（腕帯）を巻き、空気を送り込んで血管を圧迫し、血液の流れを止め、その後徐々に圧迫を緩めると血液の圧力が血管を圧迫しているカフの圧力を上回り、血液が心臓の拍動に合わせて断続的に流れ始める。オシロメトリック法はカフを加圧した後に減圧する段階で心臓の拍動に同調した血管壁の振動を反映したカフ圧の変動（圧脈波）を計測することで血圧値を決定する。一般的には、圧脈波が急激に大きくなったときのカフ圧を最高血圧、急激に小さくなったときのカフ圧を最低血圧としている。一方、コロトコフ法はカフを加圧した後に減圧する段階で血液が心臓の拍動に合わせて断続的に流れ始めたときに発生する血管音をコロトコフ音（K音）と呼び、血管音を聴診器やカフに内蔵したマイクロホンで検出する。K音発生開始時のカフ圧を最高血圧、K音が消えたときのカフ圧を最低血圧とする。現在、電子血圧計はオシロメトリック法のものが主流である。このように、血圧計測時は脈波を止める制御を行っているが、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。

2.3 心拍変動に関する研究

心拍変動とはECGのR波と次のR波の時間間隔におけるゆらぎのことである [17]。心拍変動には自律神経活動が反映されるため、心拍変動を周波数領域で解析することで自律神経活動が評価できる [18]。主に、心拍変動は0.15~0.4Hzの高周波帯域のHF成分と0.04~0.15Hzの低周波帯域のLF成分が含まれる。LF成分とHF成分の比（以下、LF/HF）の値が大きい場合は交感神経が優位、低い場合は副交感神経が優位とされている [19], [20]。なお、心拍変動解析を行うためには200Hz以上で計測された2分以上の心電データから算出したR波間の時間間隔データを

時系列にしたデータが必要とされている [17]。

また、ウェアラブルデバイスで簡単に計測できる脈波を用いて心拍変動解析を試みる研究もされている。脈波のピーク間のゆらぎを脈拍変動という。Constant ら [21] は心拍変動の小さいペースメーカー利用者からデータを採取し、心拍変動と脈波変動を用いて自律神経活動を評価した。その結果、脈拍変動は呼吸性の変動が心拍変動よりも強調されることを示した。そのため、脈拍変動を心拍変動として利用するには注意が必要だと述べている。前田ら [22] は通常の安静座位時と安静立位時において、心拍変動と脈拍変動との差を評価している。実験の結果、安静座位時は心拍変動と脈拍変動の結果はほぼ等しいが、安静立位時はHF成分において有意な差が得られた。そのため、安静座位時以外に脈拍変動により自律神経活動を評価するには注意が必要だと述べている。本研究では、脈波を制御することでどのようにLF/HF値が変化するかを評価することを目的とするため、安静座位時の脈波データを用いて心拍変動解析と同様に扱うこととする。

3. 提案手法

本節では上腕を圧迫して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、光電脈波方式脈波センサ（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。光電脈波方式とは、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で受光する方式である。動脈内のヘモグロビンは近赤外光周辺の周波数の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。血管に十分な圧力をかけることでその部位の脈波が減衰することは文献 [23], [24] 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 [25]）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製作した。

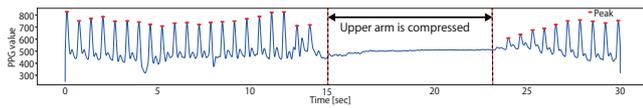


図 1 上腕圧迫時の指先脈波波形

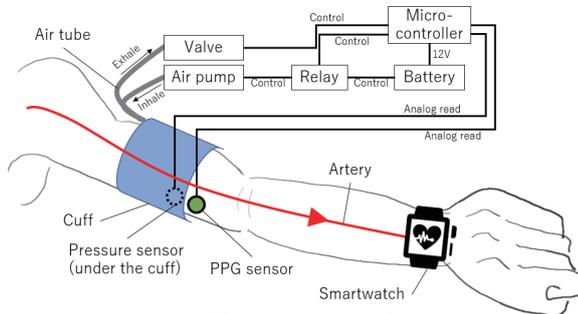


図 2 デバイス構成

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デバイス装着者それぞれに合った圧迫を実現するために行う。デバイス装着者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デバイス装着者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い、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 減算して更新し、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 加算して更新し 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

デバイス使用者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。また、初回の圧迫時に加圧を始めた時刻を t_{start} とする。2 回目以降の加圧では $x_{air_max} - 20$ になるまで加圧し、2 秒間ピークが検出されなくなった場合、 x_{air_max} を 20 減算して更新する。

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

*1 https://github.com/WorldFamousElectronics/PulseSensor_Amped_Arduino

り、3.4.3節で示したアルゴリズムにて脈波のピークが出現せず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は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している。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。本研究で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、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 x_{air_max} を $x_{air_max} + 20$ として更新し、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

デバイス使用者はカフを巻いた位置よりも心臓に近いほう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 $p(t)$ 、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 $d_k = t_k - t_{k-1}$ を算出する。

3.5.4 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。加圧は x_{air_max} を満たすまで行う。

3.5.5 加圧維持

$x_{air}(t) \geq x_{air_max}$ を満たした場合、マイクロエアポン

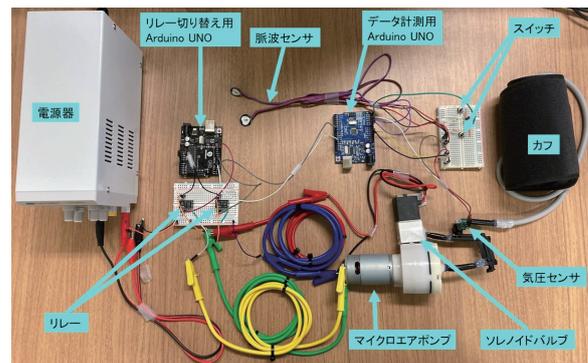


図3 デバイスの全体図

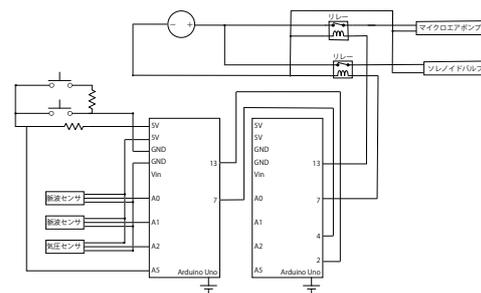


図4 デバイスの回路図

プからの送気を止める。ソレノイドバルブは閉めたままなので空気は抜けず 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。各係数の値は事前実験の結果から設定した。

3.5.6 加圧終了

脈波の消失を終了する場合、ソレノイドバルブを開放し、気圧センサの値 $x_{air}(t) = x_{air_max} - 150$ となる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。以降、再び脈波を消失させるときは本節で述べた手順に沿って再びピークを検出してIBIを計算し、圧迫と開放を行う。

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。なお、脈波ピークの出現数、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、装着者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のノイズ混入を避けるために、

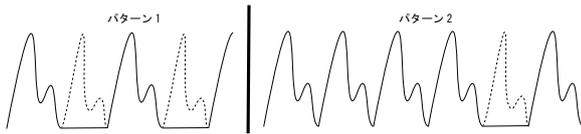


図 5 圧迫パターン 2 種類における脈波波形のイメージ

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 [25]) と気圧センサ (METRODYNE MICROSYSTEM CORP. 製 MIS-2500-015G[27]) 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[28]) 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、上腕を圧迫して脈波を制御したときに通常時と比べて心拍変動解析の結果にどのような影響があるのかを評価する実験について述べる。

5.1 実験環境

被験者 4 名 (A~D, 全員男性, 平均年齢 23 歳) で実装したデバイスを用いて上腕の圧迫を行った。被験者の右上腕にカフを巻き、脈波センサを両手の人差し指に装着した。右手人差し指の脈波センサはセットアップに使用し、左手人差し指の脈波センサは脈波制御に使用した。両手指先の脈波センサの値はノート PC に 200Hz で記録した。

提案デバイスのキャリブレーションは事前に済ませて脈波制御を開始した時点から 2 分間計測した。デバイスによる上腕圧迫パターンとして図 5 に示すように、消失させる脈波と出現させる脈波が 1 個ずつ同数の場合 (以下, パターン 1) と, 出現させる脈波の個数が消失させる脈波の個数よりも多い場合 (以下, パターン 2) の 2 パターンを行った。被験者は同一日に安静座位で実験を行った。1 パターンにつき 2 回ずつ計測し, 4 人 \times 2 分 \times 2 パターン \times 2 回計測 = 32 分のデータを採取した。

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る。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 ($\approx 200\text{ms}$) の長さのウィンドウの移動平均フィルタ $\sum_{i=t-20}^{t+20} p(i)$ を用いる。 $p(t)$ を

時刻 t におけるセンサの生データであり, 移動平均フィルタ適用後のデータ値を $p'(t)$ とする。その後, $p'(t)$ に対してピーク検出を行う。ピーク検出は Python の Scipy[29] パッケージの `find_peaks` を使用した。 `find_peaks` では各種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 80 とした。なお, 正確に IBI を計算するために, ピーク検出後は目視で確認して不適切なピークがあれば削除した。さらに, 検出したピークより IBI を計算した上で心拍変動解析を行った。

本実験では心拍変動解析に関する Python のパッケージを 3 つ使用した。使用した Python パッケージの名称と引数の設定値は次の通りである。

- `hrv` パッケージ [30]: `fs=1.0`, `method='welch'`, `interp_method='cubic'`, `detrend='linear'` とした。
- `HRV-analysis` パッケージ [31]: 全てデフォルト値とした。
- `Pyhrv` パッケージ [32]: 全てデフォルト値とした。

また, 上記 3 つのパッケージを使わずに LF/HF 値を算出するプログラム (以下, Manual) も作成した。実装したプログラムの手順は次の通りである。

- (1) Scipy[29] の `interpolate.interp1d` 関数を用いて, 引数 `kind` を `cubic` として IBI の時系列データのスプライン補間を行う。
- (2) Scipy[29] の `signal.welch` 関数を使用してパワースペクトル密度を計算する。また, 各引数は `fs=1.0`, `window='hanning'`, `detrend='linear'` とした。
- (3) `signal.welch` 関数の返り値であるサンプル周波数配列 `freq` から LF 値の範囲である 0.04Hz を含む区間 `min_freq_LF` と 0.15Hz を含む `max_freq_LF` を検索する。
- (4) `freq[min_freq_LF + i] ~ freq[min_freq_LF + i + 1]` (`min_freq_LF ≤ i ≤ max_freq_LF`) を 10^5 分割して台形積分法で面積を求める。求めた面積は合計値 `S_value_LF` に加算する。
- (5) サンプル周波数配列 `freq` から HF 値の範囲である 0.15Hz を含む区間 `min_freq_HF` と 0.4Hz を含む `max_freq_HF` を検索する。
- (6) `freq[min_freq_HF + i] ~ freq[min_freq_HF + i + 1]` (`min_freq_HF ≤ i ≤ max_freq_HF`) を 10^5 分割して台形積分法で面積を求める。求めた面積は合計値 `S_value_HF` に加算する。
- (7) `S_value_LF/S_value_HF` を計算して LF/HF 値を算出する。

5.2 パターン 1 の結果

表 1 にパターン 1 を実行したときの LF/HF 値の結果を示す。LF/HF 値は, 値が高い場合に交感神経が優位であ

表 1 パターン 1 を実行したときの LF/HF 値の結果

被験者	回数	圧迫	hrv	HRV-analysis	Pyhrv	Manual
A	1	無し	2.432	2.477	2.435	2.411
		あり	0.525	0.640	0.559	0.555
	2	無し	0.838	0.787	0.809	0.834
		あり	0.306	0.765	0.359	0.326
B	1	無し	1.241	1.886	1.266	1.297
		あり	1.147	1.643	0.880	1.229
	2	無し	0.810	1.311	0.892	0.827
		あり	0.719	1.539	0.344	0.759
C	1	無し	1.336	2.160	1.944	1.347
		あり	0.491	1.302	0.566	0.531
	2	無し	6.093	10.807	6.751	6.978
		あり	0.612	1.365	1.929	0.758
D	1	無し	1.996	4.396	2.050	1.928
		あり	0.669	1.410	0.698	0.716
	2	無し	2.114	2.286	2.084	2.082
		あり	1.296	2.475	1.152	1.384

表 2 パターン 2 を実行したときの LF/HF 値の結果

被験者	回数	圧迫	hrv	HRV-analysis	Pyhrv	Manual
A	1	無し	0.941	1.900	1.055	1.002
		あり	0.020	0.041	0.037	0.034
	2	無し	1.376	3.365	1.573	1.428
		あり	0.084	0.099	0.088	0.087
B	1	無し	2.575	5.465	2.459	2.480
		あり	0.088	0.103	0.117	0.101
	2	無し	0.240	0.263	0.272	0.239
		あり	0.127	0.098	0.102	0.139
C	1	無し	1.998	2.280	2.085	2.031
		あり	0.055	0.058	0.061	0.057
	2	無し	1.200	1.251	1.187	1.264
		あり	0.045	0.054	0.045	0.053
D	1	無し	1.624	2.890	1.616	1.769
		あり	0.094	0.116	0.096	0.101
	2	無し	3.496	2.291	3.481	3.281
		あり	0.052	0.053	0.058	0.053

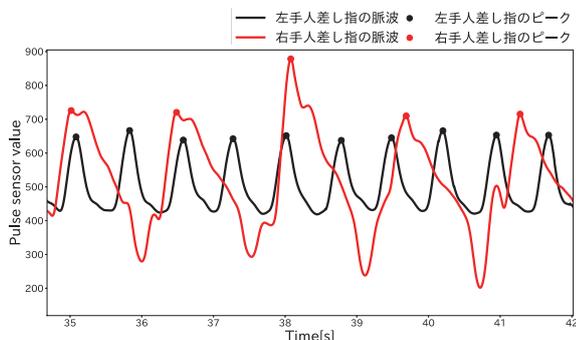


図 6 被験者 A の 1 回目における脈波波形

るためストレスを感じていることを示す指標である [20]. 表 1 を見ると、ほとんどの試行で圧迫無しよりも圧迫ありの方が LF/HF 値が減少しており、ストレスを感じていない状態になっていることがわかる。本来、脈波のピークを消失させるだけでは IBI の各値が大きくなるだけで LF/HF 値は変化がないはずである。しかし、今回の結果は予想とは異なる結果が得られた。この要因として、実装デバイスの限界により、脈波のピーク位置にずれが発生して周期的な IBI データが得られたためであると考えられる。図 6 に被験者 A の 1 回目における脈波波形を示す。図 6 を見ると、左から 1 つ目～3 つ目は圧迫していない左手人差し指とおおよそ同じタイミングで圧迫している右手人差し指のピークが出現しているが、4 つ目や 5 つ目のピーク位置はずれていることがわかる。そのため、的確に脈波のピークを消失させることができず、IBI のデータに周期性が発生してしまい、HF 値が大幅に増加したために LF/HF 値が減少したと考えられる。したがって、提案手法の改良を行い、的確にピークを消失させることができた上で再評価する必要がある。

5.3 パターン 2 の結果

表 2 にパターン 2 を実行したときの LF/HF 値の結果を示す。パターン 2 でも、圧迫無しよりも圧迫ありの方が LF/HF 値が減少しており、ストレスを感じていない状態になっていることがわかる。また、パターン 1 よりも LF/HF 値が減少していることもわかる。この要因として、深呼吸をしている状態の脈波波形に近くなり、周期性のある IBI データが得られたためであると考えられる。実際に、心拍数は息を吸い込むときに増加し、息を吐き出すときに減少することが知られている [33]。パターン 2 はピークを 4 つ出現させた後に 1 つ消失させる制御を行っているため、深呼吸をしているような状態になり、IBI データに周期性が発生して LF/HF 値がパターン 1 よりも低くなったと考えられる。このことから、パターン 2 の方が LF/HF 値を減少させるには適切であると考えられる。今後は出現させるピークの個数を変更したときに心拍変動解析にどのような影響が発生するか調査する必要がある。

5.4 議論

LF 値、HF 値は安定した指標ではなく、個人差や測定環境で値が大きく変化することや、ストレスが高い状態や低い状態を示す基準値は個人や環境によって変化する [20]. 本実験の結果より、脈波のピークを消失させたり遅らせたりすることで LF/HF 値が低下することは確認できた。しかし、基準値の設定によっては異常に低すぎる値と判断されてしまう恐れがある。今後は、異常と判断されない値やユーザが指定する LF/HF 値を実現するようなアルゴリズムとデバイスの改良を検討する。

6. まとめ

本研究ではウェアラブル機器への攻撃可能性を明らかに

するために、上腕を圧迫して脈波を制御するデバイスの実装を行った。また、実装したデバイスを用いて脈波を制御したときに心拍変動解析に与える影響を評価した。4名の被験者から2パターンの制御方法を用いて脈波のデータを採取して評価実験を行った。実験の結果、両パターンともに脈波を制御することでLF/HF値が減少する結果が得られた。今後は加圧や減圧時間を短縮してよりの確に脈波を消失させることを目指す。また、提案手法を改良して脈波のピークを遅らせて心拍変動解析にどのような影響があるかを調査する。さらに、ユーザが任意に指定するLF/HF値を実現できるように提案手法の改良を行う。

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きがけ(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] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] Simon Castro et al.: *Influence of acoustic noise on the dynamic performance of mems gyroscopes*, In ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Vol. 43033, pp. 1825–1831, 2007.
- [9] R. N. Dean et al.: *A characterization of the performance of a mems gyroscope in acoustically harsh environments*, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 58, No. 7, pp. 2591–2596, 2011.
- [10] R. N. Dean et al.: *On the degradation of mems gyroscope performance in the presence of high power acoustic noise*, In 2007 IEEE International Symposium on Industrial Electronics, pp. 1435–1440, 2007.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 内藤裕貴ら：光学式脈波センサの体動成分補償，精密工学会学術講演会講演論文集，Vol. 2011S, pp. 101–102, 2011.
- [15] 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支部大会講演論文集，No. 2019, sep 2019.
- [16] Kazuki Yoshida et al.: *Estimating load positions of wearable devices based on difference in pulse wave arrival time*, ISWC’ 19, pp. 234–243, 2019.
- [17] Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology: *Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*, Circulation, Vol.93, No.5, pp. 1043–1065, 1996.
- [18] Solange Akselrod et al.: *Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control*, science, Vol.213, No.4504, pp. 220–222, 1981.
- [19] 藤原幸一：ヘルスマモニタリングのための心拍変動解析，システム／制御／情報，Vol.61, No.9, pp.381–386, 2017.
- [20] 堀輝ら：客観的なストレス評価方法について，日本職業・災害医学会会誌，Vol.66, No.5, pp.330–334, 2018.
- [21] Isabelle Constant et al.: *Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability*, Clinical Science, Vol.97, No.4, pp.391–397, 1999.
- [22] 前田祐佳ら：脈波を用いた自律神経機能推定に向けた脈波伝搬時間の変動に関する検証，生体医工学，Vol.54, No.6, pp. 261–266, 2016.
- [23] 安藤譲二ら：光電式脈波計測の応用，BME, Vol. 4, No. 4, pp. 24–32, 1990.
- [24] 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.
- [25] PulseSensor.com : <http://pulsesensor.com/> (2021.09.30).
- [26] 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.
- [27] Metrodyne Microsystem Corp. : <https://www.metrodynemems.com/> (2021.09.30).
- [28] Cosland Co. Ltd. : <https://www.cosland.com/> (2021.09.30).
- [29] Scipy.org:<https://scipy.org/> (2021.11.04).
- [30] Pythonic package for Heart Rate Variability Analysis:<https://github.com/rhenanbartels/hrv> (2021.11.01).
- [31] Heart Rate Variability analysis:<https://github.com/Aura-healthcare/hrv-analysis> (2021.11.01).
- [32] pyHRV Python Toolbox for Heart Rate Variability:<https://github.com/PGomes92/pyhrv> (2021.11.01).
- [33] Carl Ludwig:Beitrag zur Kenntniss des Einflusses der Respirationsbewegungen auf den Blutlauf im Aortensysteme, Arch Anat Physiol Leipzig, Vol.13, pp.242–302, 1847.