

# PPG センサを用いたウェアラブルデバイスに対する 偽容積脈波提示攻撃に関する一考察

竹久 達也<sup>1,2,a)</sup> 丑丸 逸人<sup>1,3</sup> 牧田 大佑<sup>1</sup> 有末 大<sup>1</sup> 三村 聡志<sup>1,4</sup> 末田 卓巳<sup>1</sup> 飯島 涼<sup>5</sup>  
伊沢 亮一<sup>1</sup> 井上 大介<sup>1</sup>

**概要：**本稿では、光電式容積脈波記録法 (PPG; photoplethysmography) センサに対して、偽の脈波信号を提示する攻撃を提案する。具体的には、PPG センサによって心拍数を計測する 14 個の市販ウェアラブルデバイスを対象として、簡単な事前検証を行った後、液晶画面を用いて光信号を入力し、(1) デバイスの活性化 (Activate)、(2) 脈波の提示 (Present) がそれぞれ可能であることを検証した。その結果、13 個のデバイスは活性化可能であり、6 個のデバイスで目的の心拍数を与えることができると明らかにした。本手法は、特殊な信号生成用の機器を介さず、液晶画面とシリコンシートの提示のみで攻撃が成立するため、攻撃者が生体信号のセンサに関する知識を持たなくても攻撃が可能となる。最後に、本攻撃の対策手法をまとめる。

**キーワード：**光電式容積脈波記録法, 偽生体提示攻撃, ウェアラブルデバイス, スマートウォッチ

## A Study on Deceived Plethysmogram Presentation Attack against Wearable Device using PPG Sensor

TATSUYA TAKEHISA<sup>1,2,a)</sup> HAYATO USHIMARU<sup>1,3</sup> DAISUKE MAKITA<sup>1</sup> DAI ARISUE<sup>1</sup>  
SATOSHI MIMURA<sup>1,4</sup> TAKUMI SUEDA<sup>1</sup> RYO IJIMA<sup>5</sup> RYOICHI ISAWA<sup>1</sup> DAISUKE INOUE<sup>1</sup>

**Abstract:** In this paper, we propose a novel attack that presents a false signal against photoplethysmography (PPG) sensors. To evaluate this attack's effectiveness, we prepare 14 consumer-grade wearable devices with PPG sensors and tested whether it was possible to (1) activate the measurement mode and (2) present false pulse waves using an LCD screen. We found that 13 devices could be activated, and six devices provided the desired heart rate. Our method does not require any particular signal-generation device, and the attack can be carried out only by using the LCD screen and a silicon sheet. The attacker does not have any knowledge of biometric sensors. Finally, we discuss the countermeasure methods for this attack.

**Keywords:** Photoplethysmography, PPG, Presentation Attack, Wearable Device, Smartwatch

<sup>1</sup> 国立研究開発法人情報通信研究機構  
National Institute of Information and Communications Technology (NICT)  
<sup>2</sup> 株式会社ニッシン  
Nissin Inc.  
<sup>3</sup> 株式会社サイバーディフェンス研究所  
Cyber Defense Institute, Inc.  
<sup>4</sup> 株式会社イエアエセキュリティ  
Ierae Security, Inc.  
<sup>5</sup> 早稲田大学  
Waseda University

### 1. はじめに

近年、スマートウォッチなどのウェアラブルデバイスの普及と、生体情報を得るためのセンサの小型・低価格・高度化により、ヘルストラッキングデバイスが広く普及している [1]。多くのデバイスメーカーが、多種多様なスマートウォッチを発売しており、それらを使うユーザは、スマー

a) t.takehisa@nict.go.jp

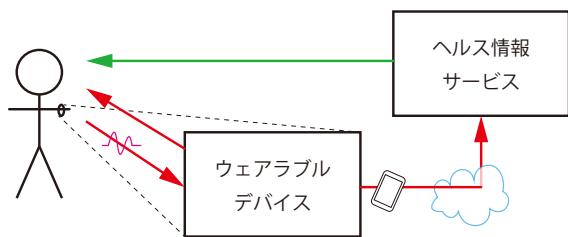


図 1 ウェアラブルデバイスと連携するサービスの関係図

トウォッチから得られる心拍数や血中酸素飽和度 (SpO<sub>2</sub>), 血圧, 心電図 (ECG; Electrocardiogram) などを利用して自身の身体状態をモニタリングし, 運動や健康管理・増進などのヘルスケアに活用している. さらに, 図1のように, スマートフォンなどのIoT機器を通じて, 利用者が同意の下に提供したヘルス情報を活用したサービスへの応用が始まっている [2][3][4][5].

これらのヘルス情報を利用したサービスは, 前提として, 提供されるヘルス情報の計測元が生体であると仮定していると考えられ, 偽りのヘルス情報が提供されると, これらサービスの信頼性・完全性が損なわれる可能性がある. このような現状にもかかわらず, バイオメトリクス認証のような, 認証目的での高度な脈波情報の取得ではなく [6][7][8], 生体以外から不正に信号を提示する攻撃方法の議論は, 十分に行われていないのが現状である.

そこで, 本稿では, ウェアラブルデバイスに対して, 液晶表示装置などの人工物によって偽りの心拍数を与える攻撃手法を提案する. 本攻撃手法により, 液晶表示装置とシリコンシートのみでの提示によって, ウェアラブルデバイスの心拍数計測機能に対し, 偽りの脈波を提示することが可能となる. このことは, 液晶表示装置の表示内容を, 事前に生成し配布された内容に変化させウェアラブルデバイスに提示することにより, 意図的にヘルス情報 (健康状態) を操作することで, ヘルス情報サービスなどを脅威に晒すことができると考えられる.

本稿の貢献は以下のとおり.

- PPGを利用したウェアラブルデバイスなどの心拍数計測デバイスへ, 液晶表示装置とシリコンシートによって偽りの心拍数を与える攻撃手法を提案した.
- 提案手法を, 市販されている14個のデバイスにて検証した結果, 13個のデバイスは活性化可能であり, 6個のデバイスで目的の心拍数を与えることができることを示した.
- 提案手法に対する簡単な対策法を示した.

以下, 本稿では, 2章で背景知識を示し, 3章で提案手法を説明し, 4章で評価結果を示し, 5章で考察を述べ, 最後に6章でまとめる.

## 2. 背景

本章ではPPGセンサによる脈波計測の基本概念と, ウェアラブルデバイスのメーカーが, 心拍数を計測するための計測フローについての推察を示す.

### 2.1 PPGセンサでの脈波計測

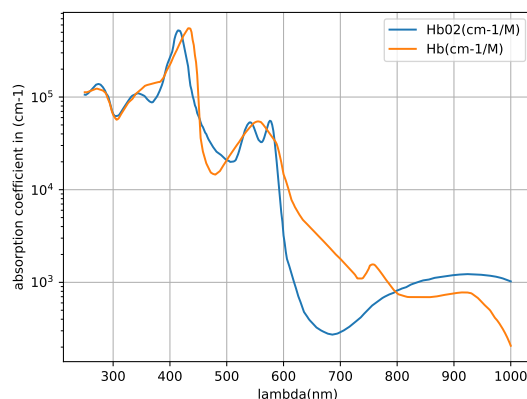


図 2 酸化・脱酸化ヘモグロビン吸光係数 (出典元データ [9] からグラフ作成)

PPGでは, 図2に示すように, 血液の成分であるヘモグロビンに光を与えると, 光の波長ごとに吸光する特性を利用している. 心臓が収縮すると, 押し出された血液が大動脈を通じ末梢方向へ波動として伝る. PPGセンサでは, この波動で生じる血管の容積変化に伴う血液量の変化を光学的に捉えるためにLEDなどを光源とし, フォトダイオード (PD; Photo-Diode) などの受光素子にて, 反射光を電気信号に変換することで脈波を検出しており, 図3で示すような波形を得ることができる. また, 皮膚などの生体へ光を入射した場合の反射光は, 生体内で散乱した散乱光として観測される (図4). 心拍数とSpO<sub>2</sub>を同時に計測するようなデバイスでは, 酸化ヘモグロビンと脱酸化ヘモグロビンの吸光係数に差がある赤色や近赤外の光源を用いて計測するが, 腕時計型などのスマートウォッチでは, 装着する部位が血流量の少ない手首と限定されるため, 多くのデバイスでは, 吸光係数の高い550nm付近の緑色の光を用いて計測している [10].

### 2.2 心拍数計測

前節で述べたPPGセンサで得られた脈波は, デバイスメーカーそれぞれの信号処理手法により心拍数として得られる. 本稿では, デバイスが行う心拍数計測の方法についてはブラックボックスとして扱うため, 多くを述べない. ここでは, 本稿で大切となるデバイスの計測フローに関して, 多くのデバイスを観察した結果の推察としての計測フロー

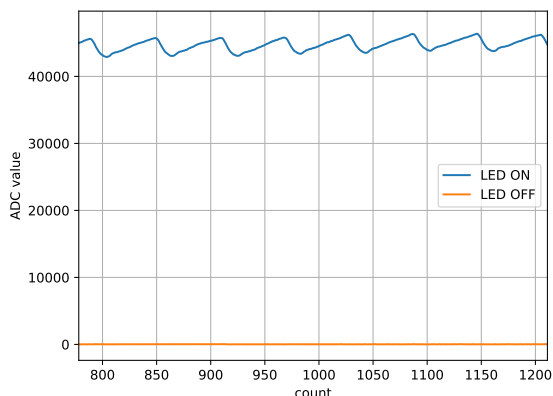


図 3 ROHM 社製 PPG センサ (BH1792GLC-EVK-001)[11] で取得した生体波形

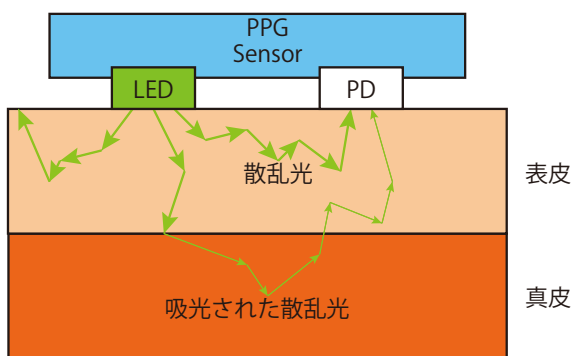


図 4 PPG センシング模式図

を図 5 に示す。

デバイスは、電源投入されると待機状態になる。待機状態にて、心拍数の計測開始を指示されると、活性化待機状態になる。これは、デバイスが人体と接触し、脈波が安定して取得できる状態（活性化条件成立）を PPG センサの値から得る。活性化条件が成立すると、計測状態へ遷移し、PPG センサから得た脈波を信号処理することで心拍数を得る。この際、一定時間内に正しく心拍数が得られない場合や、計測が正常に完了した場合は、待機状態へ遷移する。このように、多くのスマートウォッチなどのデバイスは、大まかに、図 5 のような動作をしていると、動作状況から考えられる。

### 3. 提案手法

本章では、攻撃対象であるデバイスに対して、2.1 節で述べた PPG センサの脈波計測方法に対して、どのようにして人工物によって脈波を与え、どのようにして 2.2 節で述べたデバイスの計測フローの活性化条件を成立させるかの方法を示す。

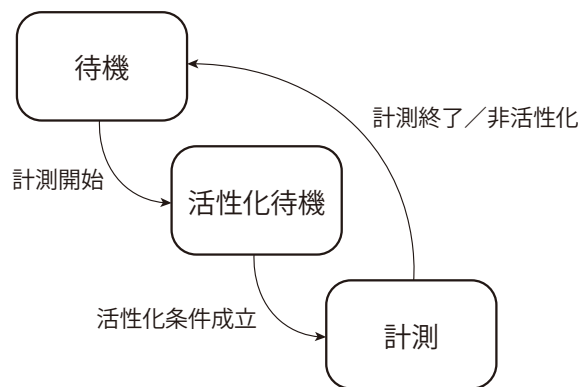


図 5 デバイスの心拍数計測フロー

#### 3.1 基本コンセプト

提案手法の方針は以下のとおりとした。

- 攻撃者が自らのデバイスに対して、脈波を人工的に与えるデバイス（以下、脈波提示用デバイス）にて偽りの心拍数を与える。
- 生体由来の脈波や似せた脈波ではなく、単純な信号を与えることで攻撃を成功させる。
- 攻撃者の技術的困難性やコストを可能な限り低くする。

また、脈波提示用デバイスが、対象となる PPG センサに対して光を与える光源として液晶表示装置を用いる。その理由は、PPG センサによっては、複数の LED と PD にて面として計測しているため、数 cm 四方程度の面に対して光を同時に与える面光源が有利であることと、実験のために反射光として幅広い色や輝度の振幅を与えるためである。

本節以降、上記コンセプトの実現可能性調査として、3.2 節にて活性化条件を成立させる方法、3.3 節にて脈波を与える方法を事前調査し、3.4 節にて攻撃方法をまとめる。

#### 3.2 活性化条件を成立させる方法

攻撃対象であるデバイスの活性化条件を成立させるため、2 つのスマートウォッチにて予備実験を行った。図 6(A) 示したように、スマートウォッチを脈波提示用デバイスの上に置き、単純な正弦波として脈波を与えたが、どのデバイスも心拍数の計測には至らなかった。

そのため、本稿では、ウェアラブルデバイスの PPG センサと同様の入力を得るため、ROHM 社製 PPG センサを採用し、ROHM 社製 PPG センサを、図 6(A) のように直接脈波提示用デバイス表面にて計測させた結果、図 7 のような波形を得た。図中の LED ON は、脈波としての反射光を得るために PPG センサの緑色 LED を点灯させた際のフォトダイオード (PD) 出力を A/D コンバータ (ADC) にて取得した値であり、LED OFF は環境光を得るために緑色 LED を消灯させた際の ADC にて取得した値である。

図から、正弦波として振幅を与えることができていることが分かる。

この波形から、図3との差異を考えるに、LED点灯時と消灯時とのADC値に一定の差がなければ、図5で示した、活性化条件を満たさないのではないかと推察した。

その結果、活性化条件が成立していると誤認識させるため、人体とよく似た散乱光を与えることができる人工物として、図6(B)のように乳白色のシリコンシート(厚さ $t=3\text{mm}$ )をPPGセンサと脈波提示用デバイスの間に挟み、図8のような波形を得た。図7と図8の波形を比較した結果、シリコンシートを挟むことでLED ONの波形ではADCの値が増加していることがわかった。これは、PPGセンサのLED点灯由来の散乱光と、脈波提示用デバイス由来の光の両方をPDが受光したためと考えられる。さらにLED消灯時にはPDの受光量が減っていることがわかった。

この結果を踏まえ、スマートウォッチにて再度実験した結果、活性化条件を成立させることができ、心拍数の計測状態に遷移することがわかった。

### 3.3 脈波を与える方法

本稿では、対象となるPPGセンサに対し、脈波を与える方法として簡単な正弦波を与える。これは、攻撃対象となるデバイスの心拍数計測アルゴリズムが、どのようなアルゴリズムか分からないので、まず単純な正弦波による擬似的な脈波を与えることで、心拍数として計測されるかを理解するためである。

本稿では、式(1)により擬似的な脈波波形を得る。 $\alpha$ は、振幅の高さであり、 $\beta$ は、振幅のオフセットである。 $\omega$ は、目的とする心拍数(BPM; Beat per Minute)に合わせ調整する。式(1)で得た値を、脈波提示用デバイスの液晶バックライトの輝度として与える。

$$LCD_{brightness} = \alpha \sin(\omega t) + \beta \quad (1)$$

このようにして、脈波提示用デバイスの液晶バックライトの輝度を変化させることで、図7のように、PPGセンサのPDに対して光を与えることができる。液晶バックライトの輝度を変化させている理由は、液晶表示領域全体の画素値(RGB値)を書き換えるより、バックライトの輝度を変化させる方が瞬間的に光量を変化させることができるためである。しかし、対象となるPPGセンサのPDの受光特性が不明なため、色成分も変化させる必要があり、バックライト輝度を変化させる前に一度だけ、液晶全体のRGB値を変化させる必要がある。

### 3.4 攻撃方法

本稿が提案する攻撃方法は、3.2節にて示した活性化条

件を成立させる方法と、3.3節にて示した心拍を与える方法を組み合わせることで行う。特に、本稿では、攻撃対象とするデバイスの活性化条件を成立させることが重要であり、活性化条件を成立させることができなければ、そもそも攻撃の主目的である人工物による脈波の提示ができず、結果として攻撃対象デバイスに誤った心拍数を与えることができない。

## 4. 評価

本稿では、PPGセンサに対し、偽りの反射光を脈波として与える脈波提示用デバイスとして、近年電子工作やIoTデバイス試作などで多く使われているM5Stack社[12]のM5Stack Basic[13](図9右側)の液晶を用いる。M5Stack Basicは、数千円と安価であり、多くの販売チャネルから購入できるため入手性も高い。

最終的には、広く普及しているスマートフォンのアプリにて同じ効果を得ることも考えているが、ここでは簡単のためにM5Stack Basicを採用した。

### 4.1 評価前実験

液晶バックライト輝度の個体差がどの程度あるのか調べるために、6台のM5Stack Basicにて、輝度の誤差を調べた結果が図10である。図10から、ある程度の輝度の誤差はあり、輝度設定値が大きくなる(輝度が上がる)と、誤差が増える傾向があることがわかったが、PPGセンサへ脈波を与える環境(人体との接触具合や環境光の影響)を考えると、評価には特に大きく影響しないと考えられる。

また、BPMを100に設定し、PPGセンサで得た値が目的の心拍数として与えられているか評価した。PPGセンサで得た値に対してFFTすることで周波数成分として図11を得た。これにより、若干誤差はあるものの、目的の心拍数としての変化を与えることができると確認できた。

さらに、スマートウォッチが正しく心拍を計測できているかを実験するため、1つのスマートウォッチを基準にし、腕に2つのスマートウォッチを装着し、複数で差を調べてみた結果、 $\pm 2$ ほどの差があったが、概ね心拍数計測としては問題ないことが確認できた。差が生じるのは、スマートウォッチそれぞれで計測間隔などのタイミングが同期しておらず、生体自体の心拍数変動による影響とも考えられる。

### 4.2 評価方法

評価するための構成要素として、図13で示したように、脈波提示用デバイスは前述のM5Stack Basicを用い、活性化条件を成立させるための散乱光を与えるものとして、ホームセンターなどで市販されている厚さ3mmと1mmの乳白色のシリコンシートと厚さ1mmの天然ゴムシートを用いた(図12)。

評価対象としては、各メーカーから市販されている心拍数

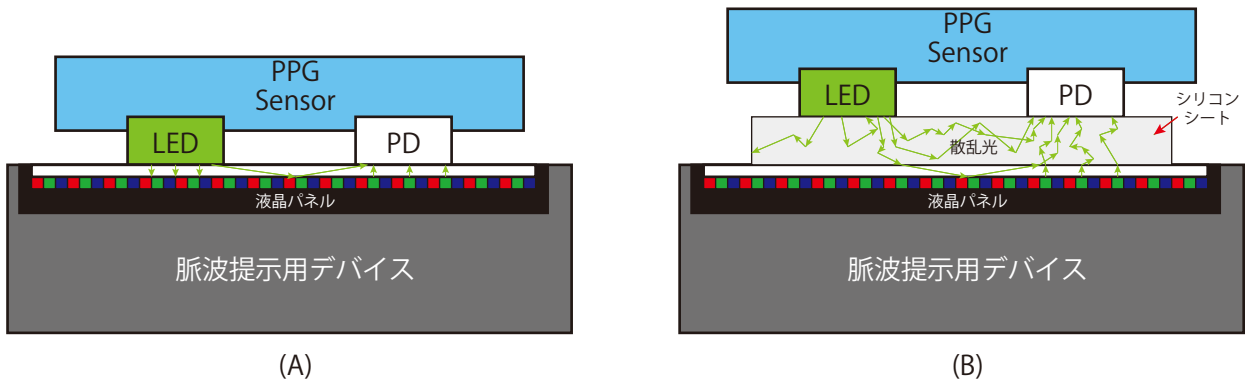


図 6 脈波表示用デバイス表面での計測と、シリコンシートを挟み込んでの計測

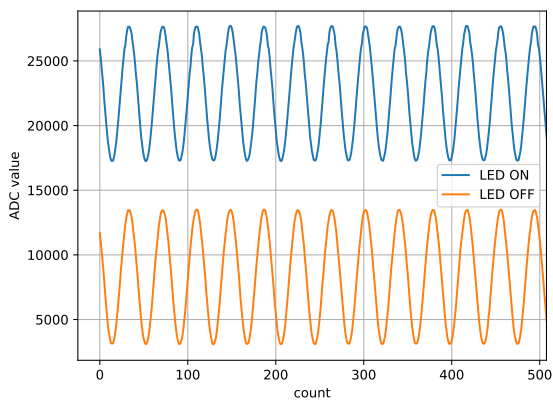


図 7 M5Stack の出力を PPG センサで取得した波形 (直接)

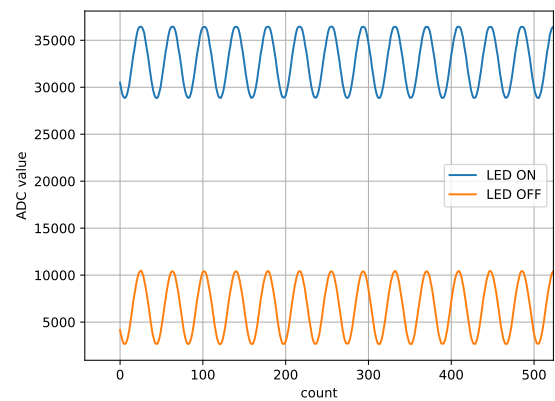


図 8 M5Stack の出力を PPG センサで取得した波形 (t=3mm)



図 9 M5Stack Basic と PPG センサ

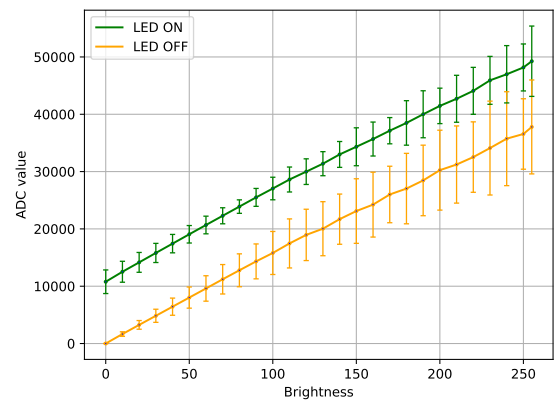


図 10 M5Stack のバックライトの明るさを 0~255 まで+10 ずつ変化 (最終は 255) させた際の PPG センサで取得した波形

計測機能を有するスマートウォッチから 1 機種ずつ、計 14 種類のスマートウォッチとした。

評価環境は、一般的な事務環境において、LED 照明 (三菱電機製 本体:EL-LHV42300, ライトユニット EL-LU45033N AHTN\*1) 1640mm 直下, 照度 760lx\*2 の環境下にて評価した。

\*1 5200lm, 昼白色 (5000K), 平均演色評価数 Ra85

\*2 シンワ測定製 デジタル照度計 78747 にて測定

評価は、対象のスマートウォッチごとに良い結果が出るまで、脈波提示用デバイスのパラメータとシリコンシート・天然ゴムシートを変えながら試行した。

#### 4.3 評価結果

本提案手法を用いた結果を表 1 に示す。

表中の、Activate 列は、活性化条件を成立させることが

表 1 評価結果

デバイス	Activate	Present	Parameter				
			$\alpha$	$\beta$	BPM	RGB	
A	○	○	40	200	100	(255,255,0)	t=3
B	○	○	100	100	100	(0,255,0)	t=3
C	○	△	50	50	100	(0,255,0)	t=3, △ 100 → 105 bpm
D	○	△	100	100	100	(0,255,0)	t=3, △ 100 → 92 bpm
E	○	△	40	80	100	(0,255,0)	t=3, △ 100 → 90 bpm
F	○	○	100	128	100	(0,255,0)	t=3, ○ 100 → 99 bpm
G	○	△	100	100	100	(0,255,0)	t=3, △ 100 → 93~95 bpm
H	○	○	64	200	100	(128,255,0)	t=3
I	○	○	64	200	100	(128,255,0)	t=3
J	○	○	100	100	100	(255,255,0)	t=1(天然ゴム)
K	○	△	40	0	100	(0,255,0)	t=3, △ 100 → 不安定
L	○	△	64	100	100	(128,255,0)	t=1, △ 100 → 93 bpm
M	○	△	64	100	100	(128,255,0)	t=3, △ 100 → 91 bpm
N	△	△	100	100	100	(0,255,0)	t=3, △ 100 → 93 bpm <sup>a</sup>

<sup>a</sup> 透明アクリル板 (t=5mm) を液晶面とシリコンシートの間に挿入

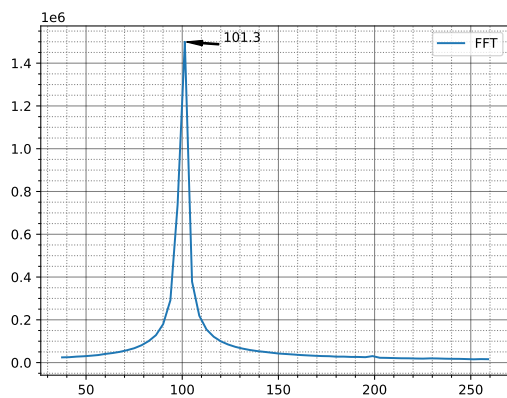


図 11 M5Stack の出力 (BPM=100) を PPG センサで取得し FFT した結果

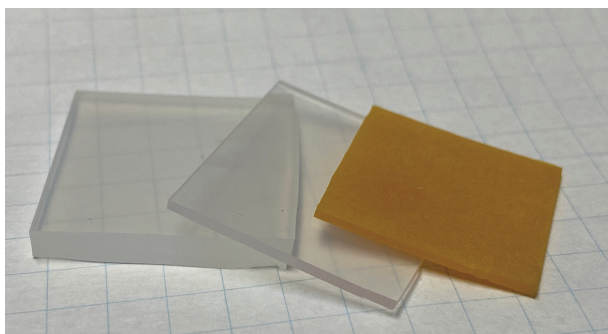


図 12 シリコンシートと天然ゴム

できれば○, 困難であれば△と示し, Present 列は, 心拍数として設定した心拍数を与えられれば○, 設定した心拍数ではないが心拍数が計測されれば△として示している. Parameter 列のパラメータは, 式 (1) の  $\alpha$  が液晶バックライト輝度の振幅,  $\beta$  が液晶バックライト輝度のオフセット,



図 13 評価環境

$\omega$  を周波数 (BPM) として与え, 液晶へ与える画素値を 24 ビットの RGB (赤, 緑, 青; 各色 8 ビット) として表記している. また, 液晶バックライトの輝度値の設定可能範囲は 0~255 である.

表 1 から, 評価した 14 個のスマートウォッチ中, 13 個のスマートウォッチを活性化させることができ, 6 個は目的の心拍数を与えることができた. また, 目的の心拍数を与えられなかったデバイスでも (デバイス K 除く), 誤差

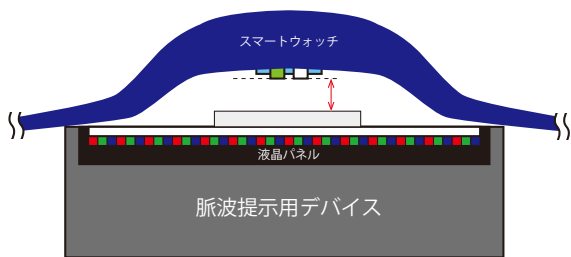


図 14 構造上難しいスマートウォッチの形状

10%以内の心拍数を与えることができ、パラメータの与え方次第で改善できると考えられる。デバイス K に関しては、心拍数が安定して計測されなかった。デバイス N に関しては、脈波提示用デバイスでは活性化させることができず、人体にて活性化させた後、素早く脈波提示用デバイスの上に乗せることで計測した結果である。

さらに、特定のデバイスでは、デバイスをシリコンシートの上に接触させ続けることで、デバイスのロックを解除した状態で維持できることがわかった。このことは、偽りの心拍数を与える以外のセキュリティ上の問題を引き起こす可能性がある。

## 5. 考察

### 5.1 制限事項

本稿で提案した攻撃方法の制限事項を述べる。表 1 の Parameter 列で示したように、現在の攻撃方法では各デバイス共通で攻撃が成功できるパラメータは無く、各デバイスごとにパラメータを設定する必要がある。これは、シリコンシートの厚みの調整や、他の素材での評価実験、与える波形をより生体由来の波形らしくすることで改善できると考えられる。他に、図 14 のようなスマートウォッチの形状では、図中の赤矢印が示すようにシリコンシートとスマートウォッチとの間に隙間が生じる。このようなデバイスの場合は、散乱光を与えるのが難しく、小型の液晶表示装置を搭載した脈波提示用デバイスを用いる必要がある。本稿では、透明のアクリル板 (30mm × 30mm, t=5mm) にて隙間を埋めた。

また、異常な心拍数 (例えば BPM20 や 250 など) を与える実験を行ったが、安定した心拍数を与えることができず、各デバイスにて計測できる心拍数範囲が異なることもあり、正確に計測できていない。

これらの制限事項の解消は今後の課題である。

### 5.2 対策手法

評価結果で示したように、スマートウォッチの脈波計測のための活性化条件の確認方法は不確実と考えられる。

対策として、評価したデバイスのように、活性化条件の確認を 1 つの信号のみではなく、例えば、皮膚表面の温度

や皮膚ガスの検知センサ [14] など、生体由来の情報を計測する複数のセンサにて、活性化条件の成立を確認することが考えられる。しかし、低価格・長期稼働が求められるウェアラブルデバイスでは、コストとのトレードオフが問題になる。

そのため、本稿で提案した攻撃手法を、脈波のみで対策する方法として、以下の方法が考えられる。

図 3 で示すように、センサで取得したデータが生体由来の場合、きちんと皮膚に接触していると、反射光用光源である LED が消灯時に取得した値はゼロ近傍になると考えられる。そのため、光源が点灯時に取得した PD の値が、脈波のような周期変動していたとしても、光源が消灯時の値が、点灯時の変動と同期した変動が見られる場合には、本稿のような生体以外からの攻撃と見なすことが可能と考えられる。これは、PPG センサの計測方法にもよるが、反射光計測と環境光計測を交互に繰り返すタイプのセンサである場合に有効であり、この対策手法は、それほど複雑な計算をせずに実装できると考えられるため、特に長時間稼働させるために、電力消費量を限りなく低減したいスマートウォッチなどへの実装に有効であると考えられる。この攻撃検知手法の本質は、本稿で提案した攻撃手法が、PPG センサのタイミングで発する光源の発光と同期せず、擬似的に容積脈波のような反射光を PPG センサへ与えているためである。

このことをさらに深く考えると、3 章で示した攻撃方針を変更し、液晶による提示ではなく、光源が点灯したことを PD などの受光素子で計測し、一定以上の光量になったタイミングで、反射光を LED などで与えるような脈波提示用デバイスを用いて攻撃することで、本節で示した対策手法を回避することが可能になると考えられる。しかし、攻撃するためのコストを考えると、偽りの心拍数を与えるためにそのようなデバイスを製作するかは疑問である。

### 5.3 研究倫理

本稿では、心拍数を計測する機能を有したウェアラブルデバイスへの攻撃手法とその評価、および対策方法を示した。本稿の信憑性、再現性を考えるとデバイス名を示す必要があるが、研究倫理の観点から、本稿においてはデバイス名を匿名化して評価結果を記載した。今後、各デバイスメーカーや関連機関などへの報告と調整を進める予定である。本稿は、PPG で取得した心拍数などのヘルス情報が、一次利用 (自分のヘルス情報を自分のために利用) ではなく、二次利用 (クラウドシステムなどでの蓄積・解析サービスや、遠隔ヘルスチェックなど) する際、扱うヘルス情報が正しく生体由来なのか確認して利用すべきであると考え、偽のヘルス情報の与え方を提案することで、PPG センサを用いたウェアラブルデバイスにて計測した値の信頼性・完全性への影響を早期に発見し、警鐘を鳴らすことが

重要と考えている。本稿の結果により、PPG 由来のヘルス情報を安易に扱うことなく、正しく扱うための議論が進むことを期待したい。

## 6. まとめ

スマートウォッチなどが心拍数を計測するために利用している PPG センサへの攻撃方法を提案し、市販されているスマートウォッチにて評価し、簡単な対策法を示した。

このような攻撃により、PPG センサそのものの信頼性・完全性が損なわれるわけではないが、PPG センサを応用したデバイスにて計測した心拍波形や心拍数を、クラウドサービスなどで二次利用する際、生体から得られたものなのかきちんと確かめる必要があると考えられる。また、PPG センサから取得した波形を AI などで活用するための教師データとして蓄積する際も同様であり、きちんと確認せずに蓄積するとデータセットが人工物由来の波形により汚染される可能性がある。

今後は、デバイスごとにパラメータ設定しなくても良いロバストな攻撃方法の検討や、生体由来の波形を模した波形を与えることでの評価、液晶を用いない高度な攻撃方法の検討を行う予定である。

本稿の成果により、PPG センサから得たデータを正しく活用するための技術開発・研究が進むことを期待する。

**謝辞** 本稿を執筆するにあたり、貴重なご意見を頂いた早稲田大学森達哉先生、倫理的配慮に関する助言をいただいた CSS2021 研究倫理相談 TF に感謝する。

## 参考文献

- [1] 総務省: 令和 3 年版情報通信白書, <https://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/r03/pdf/01honpen.pdf> (Accessed 2021/08/18)
- [2] 田村 俊世, ウェアラブルセンサ, 非接触センサの医療応用, 医療機器学, 2020, 90 巻, 1 号, p. 11-23, 公開日 2020/04/11, Online ISSN 1884-054X, Print ISSN 1882-4978, <https://doi.org/10.4286/jjmi.90.11>
- [3] 板生 清, 駒澤 真人, ウェアラブルデバイスの応用と近未来の展開, エレクトロニクス実装学会誌, 2015, 18 巻, 6 号, p. 384-389, 公開日 2015/12/01, Online ISSN 1884-121X, Print ISSN 1343-9677
- [4] 天笠 志保, 荒神 裕之, 鎌田 真光, 福岡 豊, 井上 茂, 医療・健康分野におけるスマートフォンおよびウェアラブルデバイスを用いた身体活動の評価: 現状と今後の展望, 日本公衆衛生雑誌, 論文 ID 20-143, [早期公開] 公開日 2021/06/11, Online ISSN 2187-8986, Print ISSN 0546-1766, <https://doi.org/10.11236/jph.20-143>
- [5] 小糸 直基, 健康情報プラットフォームに求められる思想と実装, 計測と制御, 2020, 59 巻, 4 号, p. 274-277, 公開日 2020/04/21, Online ISSN 1883-8170, Print ISSN 0453-4662, <https://doi.org/10.11499/sicej1.59.274>
- [6] T. Zhao, Y. Wang, J. Liu, Y. Chen, J. Cheng and J. Yu, "TrueHeart: Continuous Authentication on Wrist-worn Wearables Using PPG-based Biometrics," IEEE INFOCOM 2020 - IEEE Conference on Computer Communications, 2020, pp. 30-39, doi: 10.1109/INFOCOM41043.2020.9155526.
- [7] J. Spooren, D. Preuveneers and W. Joosen, "PPG2Live: Using dual PPG for active authentication and liveness detection," 2019 International Conference on Biometrics (ICB), 2019, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICB45273.2019.8987330.
- [8] E. M. Nowara, A. Sabharwal and A. Veeraraghavan, "PPGSecure: Biometric Presentation Attack Detection Using Photoplethysmograms," 2017 12th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition (FG 2017), 2017, pp. 56-62, doi: 10.1109/FG.2017.16.
- [9] S. Prael, "Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water," <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html> (Accessed 2021/08/13)
- [10] 高木 健太郎, プレチスモグラフィ, 医用電子と生体工学, 1965, 3 巻, 1 号, p. 3-14, 公開日 2011/07/05, Online ISSN 2185-5498, Print ISSN 0021-3292, <https://doi.org/10.11239/jsmbe1963.3.3>
- [11] ROHM: BH1792GLC-EVK-001, <https://www.rohm.co.jp/sensor-shield-support/pulse-wave-sensor> (Accessed 2021/07/20)
- [12] M5Stack: <https://m5stack.com/> (Accessed 2021/07/20)
- [13] M5Stack: M5Stack Core: ESP32 Basic Core IoT Development Kit, <https://shop.m5stack.com/collections/m5-core/products/basic-core-iot-development-kit> (Accessed 2021/07/20)
- [14] 田畑 仁, 山原 弘靖, ヘルスコンディショニング常時計測用ウェアラブル超高感度皮膚ガスセンサ開発, 立石科学技術振興財団助成研究成果集 (Web), 2020, <https://www.tateisi-f.org/documents/reports/2018/2181902.pdf>