

推薦論文

# 容積脈波を取得可能な面センシング手法の実装と評価

千明 裕<sup>1,a)</sup> 前田 篤彦<sup>1</sup> 小林 稔<sup>1</sup>

受付日 2011年6月20日, 採録日 2011年10月3日

**概要:** 各種バイタルセンサを用いて生体情報を取得し活用しようとする研究が多く行われ, それによって有用性の高い知見が得られている. その中でも我々は脈波と呼ばれる, 指先から取得可能でユーザの様々な状態を反映する生体情報の取得を, センサを搭載した小型デバイスを介して日常的に行いたいと考えている. 一方従来の脈波センサは点型で取得領域が狭くセンサ位置へ指先を合わせる必要があり, 小型デバイスに搭載してもユーザの負担なく脈波を取得することは困難である. 我々はこの問題を解決するため, 広い取得領域を持つ面センシング技術を提案する. 提案手法のセンシング面は位置によらず脈波を取得でき, 厚みや曲げ具合を自由に設計可能である. 実装したプロトタイプを既存手法である点取得型センサと自律神経評価尺度である LF/HF の算出精度により比較したところ, 提案手法は点取得型センサと同等の性能を示し, また実用を想定した様々な条件下でもロバストであることが示された.

キーワード: 生体情報, 容積脈波, 面センシング, 自律神経活動, LF/HF

## A Study of Area-based Sensing Method to Catch Photo-plethysmography

HIROSHI CHIGIRA<sup>1,a)</sup> ATSUSHIKO MAEDA<sup>1</sup> MINORU KOBAYASHI<sup>1</sup>

Received: June 20, 2011, Accepted: October 3, 2011

**Abstract:** Photo-plethysmography collects the data needed to assess the activity of the autonomous nervous system and arterial state. Unfortunately, current sensors force the user to align and hold the finger to a single sensor point, which degrades usability. To solve this problem, we propose a novel sensing method that relaxes the alignment requirement. The proposed method uses 2 thin acrylic plates, an emitting plate and a detection plate, as an IR waveguide. The proposed method can yield very thin curved sensors. An experiment compares the proposed method to the conventional method (point-sensor) in terms of LF/HF discrimination performance, and the proposed method is shown to offer comparable performance with superior usability.

**Keywords:** vital signs, photo-plethysmography, area-based sensing, autonomic nervous system activity, LF/HF

### 1. はじめに

ユーザの生体情報を取得し, 活用するという試みは近年多く取り組まれ, それによって有益な知見が得られつつある. 心電図 (Electro Cardiography: ECG) や皮膚電気反応 (Galvanic Skin Response: GSR), 脳波 (Electroencephalography: EEG), 近赤外光脳イメージング (functional

Near Infra-Red Spectroscopy: fNIRs) といった様々な手法により, 遠隔コミュニケーションの円滑化や [1], タスク遂行中の作業負荷計測等 [2], [3], [4], 様々な可能性が明らかになってきている.

このような状況の中, 我々は生体情報をより日常的に取得するための技術を構築したいと考えており, その中でも特に容積脈波 (Photo-Plethysmography: PPG, 以下では単に脈波と表記する) と呼ばれる, 指先や耳朶といった末

<sup>1</sup> 日本電信電話株式会社 NTT サイバーソリューション研究所  
NTT Cyber Solutions Laboratories, NTT Corporation,  
Yokosuka, Kanagawa 239-0847, Japan

a) chigira.hiroshi@lab.ntt.co.jp

本論文の内容は 2011 年 3 月のインタラクション 2011 シンポジウムにて報告され, 同プログラム委員長により情報処理学会論文誌ジャーナルへの掲載が推薦された論文である.

梢部位の血流量を表す生体情報に注目している。その理由は次のとおりである。

- 脈波は指先にセンサを当て取得可能であるため、携帯電話、タブレット型端末、リモコン等といった、ユーザが手に把持して使用する小型デバイスと相性が良い。
- 脈波は心拍の情報と血管の内部情報を兼ね備えた生体情報であり、自律神経活動に基づくユーザの様々な情報を入手可能である [5]。

このような特徴を持った脈波を、ユーザが日々使用するデバイスに搭載し、日常的に脈波を取得することで様々な可能性が広がるといえる。

一方これまで脈波は、1点でのみ取得が可能な点取得型のセンサに指先等の生体部位を明示的に合わせることで取得されていた。デバイスにこのような点取得型の脈波センサを搭載してユーザの脈波を日常的に取得しようとすると、ユーザはセンサの取り付け位置にわざわざ位置合わせをして把持する必要がある、それによってユーザが本来行うべき行動を妨げてしまうことや、ユーザ本来の状態を取得できないといった問題が生じる。

我々は上記の問題をふまえ、ユーザが位置合わせをせず普段どおりデバイスを使用するだけで脈波を取得可能にする、発光板と受光板という2枚の板から構成される面センシング手法を提案し、それに基づいたプロトタイプの実装と評価実験を行った。このような新たなセンシング手法の有効性について検証と議論を行うことが本論文の貢献するところである。

## 2. 脈波

### 2.1 脈波とは

脈波は手や指、耳朶といった末梢部位の動脈における血液の容積変化を表す生体情報である。心臓が拍動するたびに血液は中枢の動脈に送出され、末梢まで到達する。その過程において、血液は自身の経路である動脈の状態に応じて影響を受ける。その結果、脈波には心拍動による情報と、動脈の状態が反映される。心拍動も動脈も図1のように

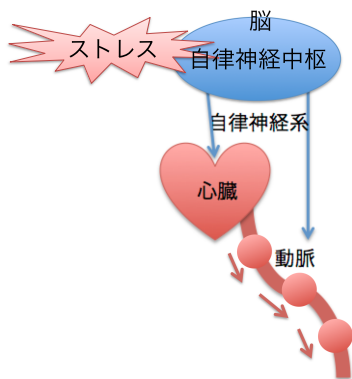


図1 脈波の発生原理

Fig. 1 The mechanism of plethysmography.

自律神経系の影響を受けており [5]、ストレスおよび疲労、眠気といった、ユーザの様々な心理状態の判定に用いられつつある [6], [7]。

### 2.2 脈波の応用可能性

もしこのような有益な情報を持った脈波を取得する機能が様々な小型デバイスに搭載され、ユーザがそれらを日常的に何気なく使用するだけで脈波を取得できれば、次のようなことが可能になる。

- 作業中のストレス検知：オペレータやVDT作業者は心理的ストレスに晒されているといえ、彼らの状態を的確に把握することで、健全な労働環境を築けるといえる。もしいつもどおり使用しているだけで作業者の手や指から脈波を取得できるマウスがあれば、オペレータやVDT作業者のストレス状態をモニタリングし、過度のストレスや疲労を検知して休憩を促す等作業者の健康状態維持につながる。
- 運転中の眠気検出：眠気や、疲労にともなう注意散漫は重大事故の原因である。もし握っているだけで脈波を取得できるハンドルが世の中の自動車に搭載されれば、普段どおり運転しているだけでドライバの眠気や疲労を検出して警告を提示する等、事故のない車社会実現に貢献できる。

ここにあげた例は一例にすぎず、今後新たな知見が得られる可能性も考えられる。その可能性も考慮すれば、脈波を効果的に取得可能なセンシング手法を生み出すことは非常に意義があるといえる。

### 2.3 関連研究

今日、脈波を取得するための一般的な方法は光電式と呼ばれる、赤外光の発光素子および受光素子を組み合わせた数mm四方程度の取得領域を持つセンサを用いるものである(図2)。これは近赤外光が生体を透過し血中へヘモグロビンに吸収される特性を利用し [8]、生体部位の近傍にセンサを設置して近赤外光(600~1,000nmが多く用いられる)を照射し、反射した散乱光の光量をとらえる方法である。

従来の脈波センサの多くは図2のようなセンサを用い、リストバンドや指輪のような装着型デバイスとして実現されることが一般的であった [9], [10]。これらは高精度かつ連続的なモニタリングが可能である一方、ユーザの本来の行為や状態を阻害する可能性があるといえる。

一方で我々が目的とする、日常使用するデバイスにセンサを取り付け、それらを使用する際に脈波取得を試みた例もいくつか存在する。たとえばNakazonoらはマウスに脈波センサを取り付け作業中のストレス計測を試みており [11]、またParkらはハンドルに取り付けたセンサから運転中のドライバの眠気を検出する方法を提案している [12]。しかし、これら先行例では装着型と同様の取得領域の狭い

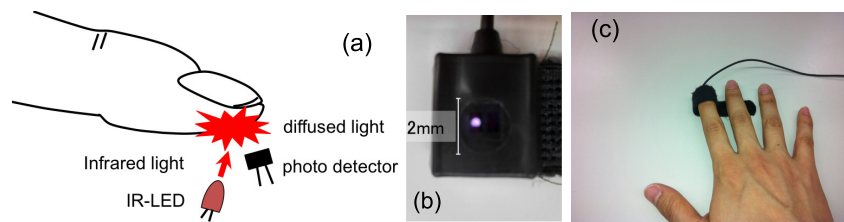


図 2 (a)：光電式脈波センサの原理図，(b)：点型の脈波センサの例 (BIOPAC TSD200)，  
(c)：点型脈波センサを装着した状態

Fig. 2 (a): The PPG method. (b): The example of a point type PPG sensor (BIOPAC TSD200). (c): The example using a PPG sensor.

点型センサを搭載しており，その結果ユーザがセンサ部分に対して自身の指先を明示的に置くという，位置合わせの必要性が生じることになる．これはやはりユーザにとって煩わしいものであるといえる．

一方，カメラでユーザの顔等を記録し，その動画像の RGB 値の変化を用いて検出を行うことで，非接触で脈波を取得する方法も提案されている [13], [14]．しかし，この方法はカメラの設置が必要で，またオクルージョンに弱いといえる．

### 3. 提案手法

#### 3.1 要件定義

従来の脈波センサの問題点をふまえ，我々が目指す目標である，小型デバイスに搭載し，ユーザの負担なく脈波を取得可能なセンシング手法が満たすべき要件を以下で定義する．

- (1) 位置合わせが不要である：ユーザがセンサ位置に対し意識的に指先を合わせなくても，脈波を取得可能である．
- (2) 形状を自由に設計可能である：形状を既存の小型デバイスに合わせて設計でき，日常的に使用されるデバイスにその外観や形状を大きく変えずに搭載可能である．

#### 3.2 面センシング手法

上記の要件を満たす方法として我々は，2章で述べた光電式の技術を拡張することを考えた．ここでたとえば要件 (1) を実現するのであれば，ユーザの生体部位 (指先) がデバイス上のどの位置に接触していてもその生体部位に赤外光を照射し，そして反射する散乱光を受光する必要がある．そこで我々は，位置によらない赤外光照射の実現のための，LCD のバックライト等に採用されている面発光技術を用いた発光板と，そして位置によらない散乱光受光の実現のための，アクリルを用いた受光板という 2 枚の板から構成される，脈波を取得可能な面センシング手法 (図 3) を構成することを考えた．面発光技術の中でも，我々は特に導光板と呼ばれる部品に注目した．これは拡散ドットパターンと呼ばれる，光を散乱させる構造を底面に備えた薄い板であり，側面からの入射光を内部全反射させながら，

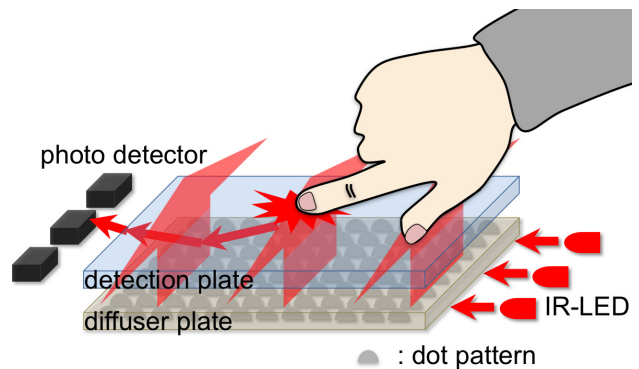


図 3 提案手法 (概要図)

Fig. 3 The proposed method.

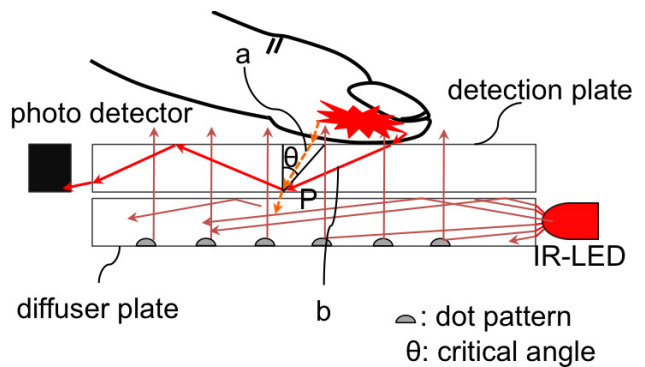


図 4 提案手法 (側面図)

Fig. 4 The proposed method.

拡散ドットパターンに反射し面で発光させることが可能である [15]．またアクリルは空気 (または真空，屈折率 1) に比べ高い屈折率 (1.49) を持ち，内部に入射した赤外光のうち，臨界角より大きな角度を持つ成分を内部全反射させることができる．

以下では図 4 を用い，提案手法の詳細な説明を行う．提案手法では，発光板と受光板を下から順に薄い空気 (真空でもよい) を持つように重ね，発光板の側面には発光素子を，受光板の側面には受光素子を配置する．センシング面は受光板の表面である．

発光板は発光素子から照射され，自身の内部へ入射した赤外光を受光板および生体部位が存在する方向へ変え，さらに点ではなく面状に照射する．アクリルは高い赤外透過



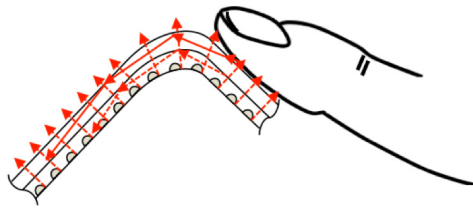


図 5 曲面の場合  
Fig. 5 The curved surface.

率 (0.9 以上) を持つため、発光板から照射された赤外光は少ない減衰で受光板を透過し、受光板に接触する生体部位に反射させ、散乱光が生じる。

この散乱光のうち、受光板内に入射した成分に注目する。たとえば点 P には、指先から散乱光 a (破線)、b (実線) という 2 パターンの成分が入射している。θ は受光板内部における臨界角であり、前述したアクリルおよび空気の屈折率から約 42.2° と求められる。散乱光 a は θ より小さい入射角で点 P に入射するため、内部全反射せず受光板外へ射出する。一方で散乱光 b の入射角は θ より大きいため、点 P において内部全反射し、その後も内部全反射を繰り返して受光板の側面より射出する。

このように、受光板内に入射して内部全反射する成分を、受光板側面に配置した受光素子で検出することにより、脈波を取得可能になる。

現在 LCD に用いられている導光板はその厚みが 1 mm 以下のものも存在し、また受光板の厚みについても同様に薄くすることが可能である。さらに提案手法は図 5 のように、発光板および受光板が曲面を持つ場合でも実現可能である。これは曲面であっても平面の場合と同様に内部全反射が成立するためである。

### 3.3 利点

これまで述べた提案手法の利点は以下のとおりである。

- (1) 位置合わせが不要：提案手法の原理はセンシング面上の位置によらず成り立つため、位置合わせをせずに脈波を取得可能である。
- (2) 形状を自由に設計可能：受光板と発光板は薄く、また原理が保たれる範囲内で、厚みや曲げ具合を自由に設計可能である。

つまり、提案手法を既存のデバイス形状に合わせて搭載し、それをユーザが普段どおり使用するだけで脈波の日常的な取得が可能になる。

## 4. 実装

提案手法に基づき平面型、曲面型、マウス実装型の 3 種類のプロトタイプを作成した。平面型は平面のセンシング面を持ち、また曲面型は小型デバイスに搭載する際の形状を想定して、センシング面の一部に曲面を持たせたもので

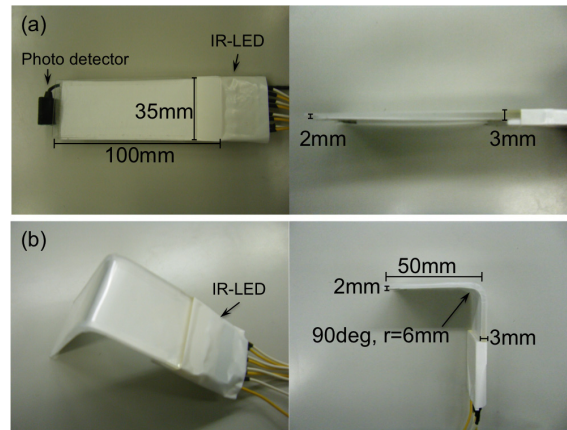


図 6 プロトタイプ。(a)：平面型 (b)：曲面型  
Fig. 6 Two prototypes (the flat type and the curved type).

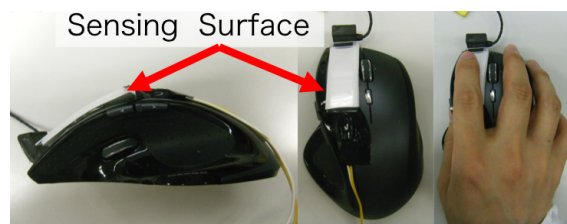


図 7 プロトタイプ (マウス実装型)  
Fig. 7 The prototype implemented in the mouse.

ある (図 6)。またマウス実装型は 2.2 節で述べたマウスの例をイメージし、参考として実装したものである (図 7)。以下では特に平面型と曲面型の実装方法について述べる。

発光板を構成するにあたり、SHARP 製 8.9 インチ LCD (LQ089BILS01) に内蔵されていた導光板および反射シートをともに用いた。この導光板は光の入射部分が 2 mm で最も厚く、先端部分が 1 mm で最も薄いというテーパ形状を持つ。また、反射シートを併用することで、導光板の発光効率が向上する。

発光板の大きさは 35 mm × 100 mm の大きさとし、短辺を入射部分とした。そしてそこに発光素子 (OptoSupply 社 OSI5FU5111C-40, ピーク波長 940 nm) を 4 個配置し、100 mA の直流電流により発光させた。

次に受光板であるが、これにはアクリル (日東樹脂工業クラレックス精密板, 透明) を用いた。厚みは受光素子の大きさに合わせ 0.8 mm を選択し、また大きさは発光板と同様 35 mm × 100 mm とした。受光板のうち受光素子を設置する面は散乱光の減衰を抑えるために研磨し、そこに図 2 に示した脈波センサ (BIOPAC 社 TSD200) を設置した。このセンサには受光素子と発光素子の両方が搭載されているため、発光素子部分を遮蔽し、受光素子と受光板側面との位置を合わせて設置した。これにより脈波を同社のセンサシステム (MP150) を経由して PC (Windows7) へ取り込むことができる。

また、曲面型のプロトタイプは平面型プロトタイプを受

光素子部分から 50 mm の位置を熱加工して半径 6 mm の円柱に沿わせ、これにより曲率半径 6 mm で直線部分どうしの角度が 90° になるよう加工した。

このようにして作成した平面型と曲面型のプロトタイプは最厚部（入射部分）で 3 mm、最薄部で 2 mm の厚みを持つことになる。ただし、理論上はこれより薄く実装可能であるということをつけ加えておく。

## 5. 評価実験

実装したプロトタイプを用い、提案手法の有効性を評価することが本評価実験の目的である。これは具体的には 3.1 節の 2 つの要件が実現されていることと、提案手法が想定使用環境でもロバストに脈波を取得可能かというロバスト性、この 2 点について確認するということになる。

まず要件である。要件 (1) に関しては、受光素子からセンシング面上の生体部位が接触する位置（以下、接触位置とする）までの距離が取得結果に影響すると考えられるため、これを評価する。また要件 (2) に関しては、受光素子と接触位置との間に曲面部分が存在しても脈波を取得可能かを確かめる。

次にロバスト性である。これについて、我々は接触部位、環境光、個人差に着目して評価を行うことにした。ここで接触部位はユーザが指先や指全体といった様々な部位でセンシング面に接触する可能性をふまえてのものであり、環境光はユーザが様々な照明や TV 映像等の下でセンシング面を使用することを想定してのものである。個人差については、どのユーザが使用しても安定して取得可能かどうかを確かめるためのものであり、今回は特に年齢に着目し、若齢層と高齢層とで、取得結果を比較することとした。

以上の評価を行う際の尺度には、脈波から算出される LF/HF と呼ばれる心理的なストレスの指標（後述する）を選んだ。提案手法で取得した脈波からこの指標が正しく算出できることで、2.2 節で示した例が実現可能になる。

### 5.1 実験方法

実験は以下の要因と水準で行った。特に明記がない場合被験者は 1 名（26 歳、男性、以後被験者 1 とする）、センシング面の形状は平面型、接触部位は 3 本指（人差指、中指、薬指）先端、環境光は蛍光灯（TV なし）である。

- (1) 受光素子から接触位置までの距離を要因とし、10, 30, 50, 70 mm の 4 水準、接触部位は 1 本指（人差指）先端。
- (2) センシング面の形状を要因とし、平面型、曲面型の 2 水準。接触位置は受光素子から 70 mm、接触部位は 1 本指先端。
- (3) センシング面に接触する接触部位を要因とし、1 本指先端、3 本指先端、3 本指全体という 3 水準。
- (4) 環境光を要因とし、ハロゲンライト、蛍光灯（TV なし）、蛍光灯（TV あり）、自然光の 4 水準。

- (5) 年齢を要因とし、若齢層（25 歳から 27 歳、男性 5 名、女性 2 名）と高齢層（62 歳から 74 歳、男性 1 名、女性 3 名）の 2 水準。

各環境光における照度はハロゲンライトで 100 ルクス、蛍光灯（TV なし）で 1,400 ルクスであった。蛍光灯（TV あり）の場合は、蛍光灯を点灯した状態で、センシング面から水平距離 1 m の位置に 42 インチの TV 画面を設置し、白黒が 1 秒ごとに切り替わる映像を放映した。このとき 1,405 ルクス（黒画像）から 1,410 ルクス（白画像）の照度が記録された。自然光は 8,400 ルクス以上であった。

実験の際、被験者は姿勢良く椅子に座った状態で、左右の手および体を動かさないよう指示された。その状態で左手人差指に基準手法である点型の脈波センサ（BIOPAC 社製 TSD200）を取り付け、右手で提案手法のセンシング面上に力を入れずに接触し、30 秒間の安静時間の後、1 水準について 180 秒間 × 3 回の脈波取得を行った。

### 5.2 LF/HF

脈波のピークどうしの間隔は、自律神経系（交感神経系・副交感神経系）の影響によって変動する。この間隔のばらつき（ゆらぎ）がリラックス状態では大きくなり、集中時や緊張状態、心理的な疲労状態等になると小さくなることが報告されている。

LF/HF (Low-Frequency/High-Frequency) は自律神経系の活動を表す指標の 1 つであり、脈波のピーク間隔の変動を表すゆらぎ波形と呼ばれる波形をスペクトル解析し、交感・副交感神経系両方の活動度合いを表す LF 帯（本論文では 0.04~0.15 Hz と設定）と、副交感神経系の活動度合いを表す HF 帯（本論文では 0.15~0.4 Hz と設定）とのパワーの比をとったものである。

以下では簡単のため基準手法、提案手法を用いて取得した脈波から算出した LF/HF をそれぞれ基準 LF/HF、提案 LF/HF と呼ぶことにする。本評価実験では基準手法と提案手法で同時に 180 秒間取得した脈波から基準 LF/HF と提案 LF/HF をそれぞれ算出し、その絶対誤差

$$|LFHF_c - LFHF_p| \quad (1)$$

を求める。これにより 1 水準について 3 個の絶対誤差が求められ、これを従属変数として評価を行う。LFHF<sub>c</sub> は基準 LF/HF、LFHF<sub>p</sub> は提案 LF/HF である。

日常のストレスや作業により LF/HF は 3 から 5 程度変化するといえ [16], [17], まず我々はこのような大まかな LF/HF の違いを提案手法によりとらえたいと考えた。そのために提案手法が満たすべき精度として、絶対誤差が 1 以下に収まることを目標とした。

LF/HF 算出時における脈波のピーク検出方法であるが、平滑化した波形を微分をすることで暫定的なピーク位置を検出し、その後元の波形において、暫定的なピーク位置の

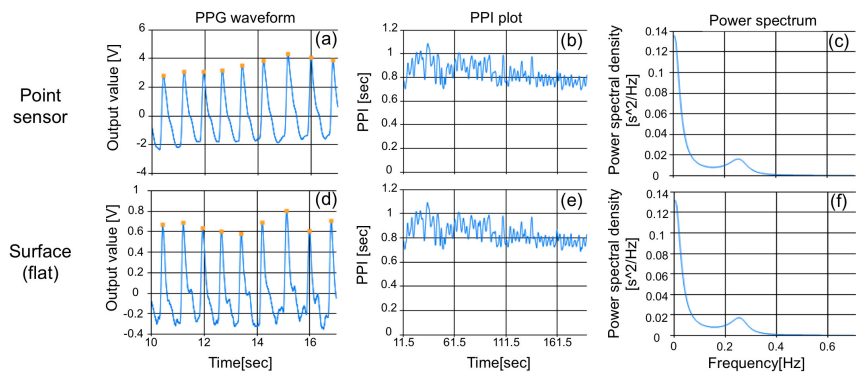


図 8 被験者 1 から取得した脈波波形 (PPG waveform), ゆらぎ波形 (PPI plot), 周波数スペクトル (Power Spectrum)

Fig. 8 The PPG waveform, the peak-peak interval (PPI) plot, and the power spectrum density plot of participant 1.

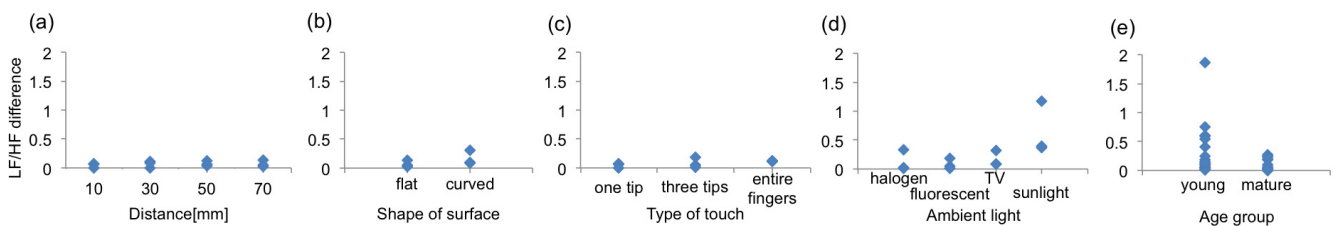


図 9 各要因に対する結果. (a): 受光素子からの距離, (b): センシング面の形状, (c): 接触部位, (d): 環境光, (e): 年齢

Fig. 9 The results.

周囲を探索することでピークを検出した. さらに, ピーク検出後に隣接するピーク間の時間間隔を求めていき, 2つのピークの時間間隔が 0.5 秒以下となる場合には, この2つのピークのうち, 波高が低い方のピークをアーチファクトとして除外した.

また, ゆらぎ波形算出には 8Hz のスプライン補間を, スペクトル解析には最大エントロピー法を用いた. これら LF/HF 算出に関わる処理 (ピーク検出, ゆらぎ波形算出, スペクトル解析) はすべて Microsoft 社の Visual Studio.Net と C# を用いた.

### 5.3 結果

結果の一例として, 図 8 に, 被験者 1 から取得した脈波 (7 秒間の抜粋) と, ゆらぎ波形, および周波数スペクトル (180 秒間) を示した. このうち, (a)~(c) は点型センサによるものであり, (d)~(f) は提案手法によるものである (センシング面の形状は平面型, 3 本指先端を同時接触, 蛍光灯 (TV なし) で取得). 図 8 (a), (d) において, 四角のプロットは検出されたピークを表す.

図 9 (a)~(e) は, 各要因における絶対誤差の結果を要因ごとに示したものであり, 各水準において得られた 3 つの絶対誤差の値をプロットしてある. 絶対誤差は個人差を要因とした場合に被験者 7 から得られた値 (1.86) が最大で, 次いで, 環境光を要因とした際に自然光の下で得られた値 (1.18) であったが, これらを除いた絶対誤差は 1 を下回る

ものであった.

## 6. 考察

受光素子からの距離を要因とした場合, 距離に対する絶対誤差の増加はみられなかった. そのため, 提案手法は要件 (1) を満たすことができると考えられる. ただし図 10 に示すとおり, 距離の増加にともない脈波の振幅が減少する傾向がみられた. 振幅の減少によって波形が不安定になることや, 脈波そのものが取得不可能になることが考えられるため, 受光素子からの距離を必要以上に増加させることは提案手法の有効性を損なう可能性がある. 一方で提案手法を実装する対象である小型デバイスの大きさや周囲長が 100 mm 程度であることを考慮すれば, 今回得られた絶対誤差の値を大きく超えることはないといえる.

センシング面の形状を要因とした場合, 絶対誤差は平面型と曲面型で同程度であった. よって今回作成した曲面型プロトタイプに関しては, 曲面部分が絶対誤差に及ぼす影響は小さいと考えることができ, 要件 (2) についても満たすことができたと見なせる. ただし, 提案手法の曲げ形状には限界があることも分かっている. これは曲面の曲率半径が 0 の場合である. この場合は赤外光が内部全反射せず, 提案手法の原理が成立しない. しかし, これは曲面部分に面取り加工を行い回避可能である.

接触部位を要因とした場合, 各水準において顕著な違いは見受けられないことから, 提案手法は接触する指の数や,



指の先端であるか、全体であるかによらず脈波を取得可能であると結論づけられる。また、複数の部位で接触することにより、受光素子の受光量が増大し、脈波を安定して取得可能というメリットも考えられるが、この点に関しては今後詳細な分析が必要である。

環境光を要因とした場合、自然光の場合で絶対誤差が大きくなる場合がみられたが、4水準で明確な違いを確認することはできなかった。一方でこれら4水準でそれぞれ得られた脈波波形を詳細に分析したところ、まず蛍光灯 (TVあり) の場合、図 11 (d) のような波形変化 (矢印) とピークの誤検出 (丸) が確認できた。波形変化の時間間隔からこれは映像変化が及ぼす影響であると判断できる。また、自然光で取得した脈波には図 11 (e) のように振幅の減少、波形形状の劣化、ピークの誤検出が見受けられた。これは自然光に含まれる多量の赤外光がノイズとなったと考えられる。このような環境光の影響が生じた原因として、評価実験において提案手法のセンシング面はTVあるいは自然光が直接当たる位置に設置されていたためといえるが、実際に提案手法をデバイスに実装する際には、これら環境光の影響を受けにくい面、たとえばマウスであれば側面に設置することにより、提案手法の取得精度はよりいっそう向上すると考えられる。

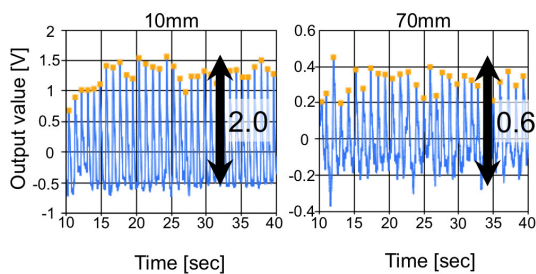


図 10 受光素子からの距離に対する脈波の振幅  
Fig. 10 The difference of the gain (10 mm, 70 mm).

年齢を要因とした場合、若齢層と高齢層とで明確な違いは確認されなかったが、若齢層の被験者1名において絶対誤差が大きくなる場合があった。そこでこのときの脈波を観察すると図 11 (f) のようなノイズが確認され、さらに実験中のこの被験者の様子から、このノイズの原因はセンシング面上で指が動いたことであると判明した。

ところでこのような動きによるノイズへの対策という観点から考察してみる。提案手法は基準手法のようにセンサ位置に対して生体部位を固定しないため、接触部位が動いた際のノイズの影響を受けやすいといえる。よって提案手法は、デバイスにおいて、生体部位ができるだけ動かずに接触し続ける箇所に設置することが望ましい。たとえばマウスであれば、クリック時の影響を受けにくく指先が接触し続ける側面がその設置候補と考えられる。また、クリック以外にも作業中にマウスを動かすことによる振動等のノイズが波形に乗ることが考えられる。よってこのようなノイズへの対策も適用すべきであろう。これはたとえば、取得した脈波の乱れを検知しその部分を除外することや、補間することが考えられる。さらに、よりノイズの影響を受けにくい解析方法を用いることも考えられる。本論文ではLF/HF算出の際、ピーク検出により、ピーク間隔を求めるといった一般的なゆらぎ波形の算出方法を適用したが、この算出方法はノイズに対するロバスト性を低下させる要因であるといえる。これを回避するため、たとえば Barrosら [18] のように、波形全体を周波数解析することにより、ピーク検出をせずにゆらぎ波形を算出する方法を応用すること等が考えられる。

以上結果について考察してきたが、若年層の被験者1名に生じた大きな絶対誤差を除けば、今回実装したプロトタイプはLF/HFの値を、点型のセンサに対して約0.5~1程度の絶対誤差で算出可能であり、我々が求める精度を達成できているといえる。

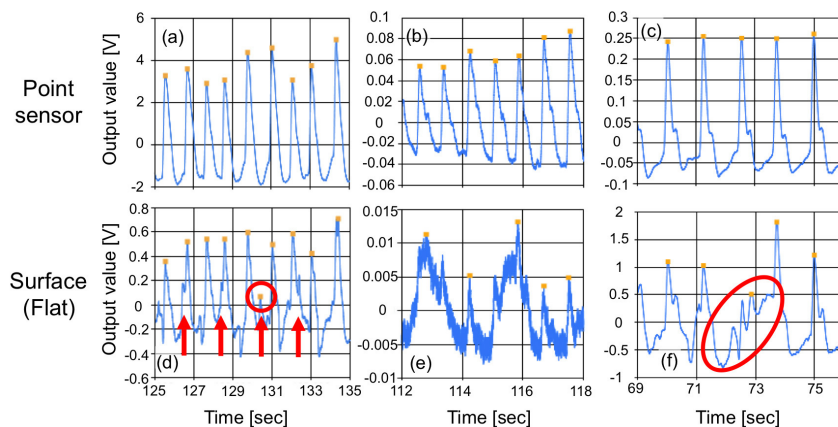


図 11 環境光を要因とした場合の蛍光灯 (TVあり) (a, d) と自然光での結果 (b, e)、および、年齢を要因とした場合における若齢層の被験者の結果 (c, f)

Fig. 11 The results of TV (a, d) and sunlight (b, e) in experiment of ambient light and the results of a participant in young group in experiment of age (c, f).

本論文で実装しているプロトタイプは初期型のものであり、たとえば受光板と受光素子との結合部分における減衰が大きい等改善すべき点が存在するといえ、この部分の改良により、さらなる性能向上が期待できると考えられる。また今回は LF/HF による評価を行ったが、今後 Correlation Plot あるいは Bland-Altman Plot を用い脈波のピーク間隔の精度についても確認することで、提案手法が持つ性能のより詳細な把握につながるといえる。

## 7. 終わりに

我々は本論文において、位置合わせを必要とせず、薄く、形状を自由に設計可能な、様々なデバイスに搭載して脈波を取得できる面センシング手法を提案した。実装したプロトタイプと既存の点型の脈波センサを用い、安静状態の被験者の脈波を取得してストレスや疲労尺度である LF/HF の算出結果を比較したところ、提案手法はセンシング領域上の位置や、形状によらず点型センサと同等の性能を持ち、また接触部位の違いや、様々な環境光、年齢の違いといった、日常生活において想定される様々な条件下でもロバストに使用可能であることが示唆された。提案手法はマウスやハンドルといった機器に搭載でき、作業中のストレスや、運転中の疲労といった、ユーザの状態検出と、それを活用したアプリケーションの実現につながると思われる。今後はプロトタイプの高精度化、省電力化、実際のデバイスへの搭載、さらなる性能評価、ノイズにロバストな解析方法の確立等を並行して検討していく予定である。

## 参考文献

- [1] Wang, H., Prendinger, H. and Igarashi, T.: Communicating Emotions in Online Chat Using Physiological Sensors and Animated Text, *Proc. CHI '04*, pp.1171-1174, ACM (2004).
- [2] Haapalainen, E., Kim, S., Forlizzi, J.F. and Dey, A.K.: Psycho-Physiological Measures for Assessing Cognitive Load, *Proc. 12th ACM International Conference on Ubiquitous Computing, Ubicomp '10*, pp.301-310, ACM (2010).
- [3] 村山卓弥, 手塚博久, 武藤伸洋, 阿部匡伸: 脈拍数の時間変化特徴量を用いた平常/非平常状態判定法の高度化, 電子情報通信学会技術研究報告 LOIS, Ieice Technical Report, Vol.109, No.205, pp.91-96 (2009).
- [4] Meehan, M., Insko, B., Whitton, M. and Brooks, F.P.J.: Physiological Measures of Presence in Stressful Virtual Environments, *ACM Trans. Graph.*, Vol.21, pp.645-652 (2002).
- [5] Allen, J.: Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement, *Physiological Measurement*, Vol.28, No.3 (2007).
- [6] Takada, M., Ebara, T. and Kamijima, M.: Heart Rate Variability Assessment in Japanese Workers Recovered from Depressive Disorders Resulting from Job Stress: Measurements in the Workplace, *International Archives of Occupational and Environmental Health*, Vol.83, pp.521-529 (2010).
- [7] 渡辺嘉二郎, 真鍋宗広, 吉川 崇: 脈波と体動による睡

眠指標の定義と睡眠段階の推定, 計測自動制御学会論文誌, Vol.42, No.4, pp.404-410 (2006).

- [8] Jobsis, F.F.: Noninvasive Infrared Monitoring of Cerebral, and Myocardial Oxygen Sufficiency and Circulatory Parameters, *Science*, Vol.198, pp.1264-1267 (1977).
- [9] Fletcher, R.R., Dobson, K., Goodwin, M.S., Eydgahi, H., Wilder-Smith, O., Fernholz, D., Kuboyama, Y., Hedman, E.B., Poh, M.-Z. and Picard, R.W.: iCalm: Wearable Sensor and Network Architecture for Wirelessly Communicating and Logging Autonomic Activity, *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, Vol.14, No.2, pp.215-223 (2010).
- [10] Rhee, S., Yang, B.-H. and Asada, H.H.: Artifact-Resistant, Power-Efficient Design of Finger-Ring Plethysmographic Sensors. I. Design and Analysis, *Proc. EMBS '00 IEEE*, Vol.4, pp.2792-2795 (2000).
- [11] Nakazono, Y., Ozeki, H. and Mizusawa, J.: Non-Invasive Measurement of Cardiovascular Stress Responses by a Photoplethysmography-Built-in PC mouse, *Journal of the Society of Biomechanisms*, Vol.1, No.33, pp.80-84 (2009).
- [12] Park, H., Oh, S. and Hahn, M.: Drowsy Driving Detection Based on Human Pulse Wave by Photoplethysmography Signal Processing, *Proc. 3rd International Universal Communication Symposium, IUCS '09*, pp.89-92 (2009).
- [13] Verkruysse, W., Svaasand, L.O. and Nelson, J.S.: Remote Plethysmographic Imaging Using Ambient Light, *Opt. Express*, Vol.16, No.26, pp.21434-21445 (2008).
- [14] Poh, M.-Z., McDuff, D.J. and Picard, R.W.: Non-Contact, Automated Cardiac Pulse Measurements Using Video Imaging and Blind Source Separation, *Opt. Express*, Vol.18, No.10, pp.10762-10774 (2010).
- [15] Suzuki, S., Okada, M., Toyoda, K., Sasada, S., Iguchi, H., Ooi, K. and Tomita, M.: Design of Highly Efficient Waveguide for LCD Backlight System, *ITE Technical Report*, Vol.21, No.2, pp.67-72 (1997).
- [16] Lucini, D., Norbiato, G., Clerici, M. and Pagani, M.: Hemodynamic and Autonomic Adjustments to Real Life Stress Conditions in Humans, *Hypertension*, Vol.39, No.1, pp.184-188 (2002).
- [17] Kobayashi, T., Nishikido, N., Kageyama, T. and Kashiwazaki, H.: Sympathetic Predominance in Young Male White-Collar Workers with Mild to Moderate Hypertension, *Industrial Health*, Vol.39, No.2, pp.199-205 (2001).
- [18] Barros, A.K. and Ohnishi, N.: Heart Instantaneous Frequency (HIF): An Alternative Approach to Extract Heart Rate Variability, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.48, pp.850-855 (2001).

## 推薦文

当シンポジウムのベストペーパーを受賞した論文である。指先から容易かつ安定的に脈波が採取できる技術の提案であり、利用シーンも明確であり実利用価値が高い。

(インタラクシオン 2011 シンポジウムプログラム委員長

市村 哲)





千明 裕 (正会員)

2007年早稲田大学理工学部電気・情報生命工学科卒業。2009年同大学大学院先進理工学研究科修士課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。現在、NTTサイバーソリューション研究所にて生体センシング等ヒューマンインターフェース関連の研究に従事。インタラクション 2011 ベストペーパー賞。



前田 篤彦 (正会員)

1998年武蔵野美術大学造形学部映像学科卒業。2003年北陸先端科学技術大学院大学知識科学研究科博士後期課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。現在、NTTサイバーソリューション研究所にてヒューマンインターフェース関連の研究に従事。博士(知識科学)。平成22年度論文賞、山下記念研究賞。インタラクション 2009, 2011 ベストペーパー賞。



小林 稔 (正会員)

1988年慶應義塾大学工学部計測工学科卒業。1990年同大学大学院修士課程修了。同年日本電信電話株式会社入社。NTTヒューマンインターフェース研究所にてCSCWの研究に従事。1994年より米国マサチューセッツ工科大学大学院(Program in Media Arts and Sciences)。修士課程。1996年同課程修了。主に、映像を用いたコミュニケーションメディア、バーチャルリアリティ、マルチモーダルインタフェース等の研究に従事。現在、サイバーソリューション研究所ヒューマンインタラクションプロジェクト主幹研究員。ACM, IEEE Computer Society, 電子情報通信学会, 画像電子学会, 日本バーチャルリアリティ学会, 可視化情報学会各会員。博士(工学)。