

スマートフォンの音声入出力端子を インターフェースとする脈波測定装置の実装と評価

巻 口 誉 宗[†] 吉 川 浩[†]
棟 方 渚[†] 小 野 哲 雄[†]

生体信号を日常的に取得し、利用する環境を整えることは、ヘルスケアやメンタルケアサービスなどの拡充に欠かせない。そこで本研究では、生体信号測定装置の普及を目標に、スマートフォンの音声入出力端子を用いた低コストな脈波測定装置を実装する。この測定装置は、センサで測定した脈波をスマートフォンのイヤホン端子から出力した音声信号に振幅変調し、マイク端子で取得する手法によってデジタル回路を省略し、低コスト化、小型化を実現した。本稿では、心電図データを教師信号とする評価実験を行い、本測定装置で取得した脈波データの LF/HF 指標の有効性を確認した。さらに、屋外移動時に取得した脈波データから心拍数を近似し、その増減に注目することで、本測定装置がユーザの姿勢推定に応用可能であることを示した。

Evaluation of a Plethysmography measuring device which uses SmartPhone's Audio jack as an interface

MOTOHIRO MAKIGUCHI,[†] HIROSHI YOSHIKAWA,[†]
NAGISA MUNEKATA[†] and TETSUO ONO[†]

In order to obtain the Plethysmography in a simple hardware and software, we propose a plethysmography measuring device which uses Microphone jack as an interface for analog signal input. In this device, a carrier signal (sin-wave that is output from Earphone jack of SmartPhone) is modulated by the plethysmography signal, and Smartphone's Microphone jack gets this carrier signal as a sound. This approach will allow us to create a plethysmography measuring device more compact and low cost.

We demonstrate the effectiveness of our device by experiments that measuring the Plethysmography and Electrocardiogram(ECG).

1. はじめに

近年、健康志向の上昇や精神衛生に対する意識の変容によって、ヘルスケアやメンタルケア、遠隔医療といった医療・福祉関連サービスが注目されている。こうしたサービスの拡充には、ユーザの心身の状態を反映する脈波や心拍、血圧といった**生体信号**を、身近に活用できる環境の整備が不可欠であろう。そこで我々は、生体信号を日常生活に取り入れるアプローチのひとつとして、近年普及が進んでいる**スマートフォン**を用いた**脈波測定**に注目する。

脈波とは、「心収縮によって生じる動脈系圧波の伝播」であり¹⁾、心臓の拍動間隔や血管の状態を反映する生体信号である。特に、血管の容積変化に注目し

た**容積脈波 (Plethysmogram)**は、測定が比較的容易であることから、動脈硬化等の循環器系の異常判定²⁾や交感神経活動の活性度評価³⁾、ユーザのストレス・心理負荷の指標⁴⁾などへの有益な応用が数多く示されている。本研究でもこの容積脈波に注目し、以降の「脈波」の表記は容積脈波を示すものとする。

スマートフォンによる生体信号取得には、パソコンで行う場合と比較して、取得した信号や解析結果をリアルタイムで可視化できる点や、無線通信機能によってサーバ等へのデータ蓄積・遠隔解析が容易である点、個人に特化したサービスに結びつけやすい点などの利点がある。これらの利点を活かすことで、生体信号によってユーザの行動や情動を推定し、リコメンドや広告、コミュニケーションに利用するサービスなど、医療・福祉関連に留まらない生体信号の新たな応用が期待される。

こうしたスマートフォンと生体信号の連携による

[†] 北海道大学情報科学研究科

Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University

サービスを一般化させるためには、生体信号測定装置を普及させることが不可欠である。そしてそのために、以下の2つの要件を満たす測定装置の開発が求められる。

- (1) 測定におけるユーザの負担が少ないこと
 - 機器の小型化、被拘束感の軽減など
- (2) 低コストであること
 - 構成の単純化、機器互換性の向上など

これまでのスマートフォンを用いた脈波測定装置は、ユーザの負担軽減・低コスト化のどちらかに特化した研究は行われているものの、これらを両立した研究は比較的少ない。

ユーザの負担軽減に特化した研究の一例として、Pohら⁵⁾は、スマートフォンとイヤホン型脈波センサによる測定装置を用いてユーザの被拘束感を軽減し、日常的な脈波測定を容易にした。しかしこの装置では、マイコンや無線モジュール等のデジタル回路を搭載することによる部品コストの増加、デジタル通信の可否による機器互換性の低下が懸念される。

また、低コスト化に特化した一例として、Scullyら⁶⁾は、スマートフォン内蔵のカメラに指をあて、指先の透過光の波長変化を解析することで、スマートフォン単体での脈波や血中酸素濃度の測定を可能とした。この手法は外部機器を一切必要とせず、低コスト化や互換性の要件を満足する。しかし、測定部位が指に限られ、指をスマートフォンに固定する必要があるため、被拘束感が強く、移動中や作業中の測定には適さない。

2. 提案手法

我々は、ユーザの負担が少なく、低コストかつ機器互換性の高い脈波測定装置を実現するため、これまでデジタル機器との通信に不可欠であった**デジタル回路**を省略する手法を提案する。

一般に、脈波をデジタル機器で取得するためには、測定装置で得られたアナログ信号のAD変換と、シリアル通信や無線通信などのデジタル通信が必要である(図1左参照)。我々の提案手法では、これらのデジタル回路部分(AD変換・デジタル通信)を、音声信号(本稿では人間の可聴域である20Hz~20kHzのsin波を示す)をキャリア信号とする**変調回路**に置き換える(図1右参照)。

この手法の特徴は、これまで測定器側で行っていたAD変換を、スマートフォン内の音声入力用AD変換器で行う点にある。デジタル回路と置き換える変調回路は、キャリア信号となる音声信号をスマートフォンのスピーカ端子から出力して、変調後にマイク端子で

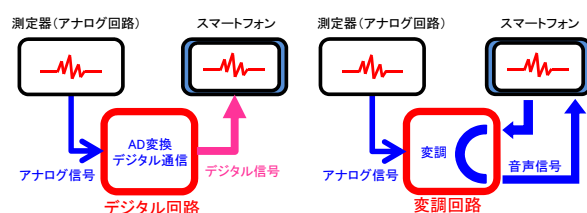


図1 一般的なアナログ信号取得手法(左)と提案手法によるアナログ信号取得手法(右)

Fig. 1 Analog signal acquisition techniques in general(left) and proposed (right)

取得する。**音声ループ構造**を用いたシンプルな構成であるため、ハードウェアの大幅な低コスト化が実現される。さらに、本手法でインターフェースとして用いる音声入出力端子(マイク端子とイヤホン端子)は多くのスマートフォンに内蔵されており、音声処理を中心とする単純なソフトウェアによって既に普及している端末にも対応できるため、機器互換性は極めて高い。

提案手法に基づき試作した脈波測定装置は、センサ部、アナログ回路部、スマートフォン(アプリケーション)によって構成される。以降で各部の詳細を順に説明する。

2.1 センサ部

脈波の測定は、LED(発光部)とフォトトランジスタ(受光部)をセンサに用いる**光電式**と呼ばれる手法が一般的である。この手法は、血中のヘモグロビンが特定の波長の光に高い吸光度をもつ性質を利用し、測定部(指先や耳朶など)の血流量の増減を電気信号の変化として取得する。本測定装置では、測定部の皮膚表面で反射した光の増減を捉える**反射式**によるセンサを自作する。LEDとフォトトランジスタは、比較的入手が容易でヘモグロビンの吸光度が高い波長570nm(緑色光)に発光特性・受光特性のピークがあるものを選び、センサの形状はユーザの被拘束感を軽減するため指輪型とする。

2.2 アナログ回路部

アナログ回路は、増幅回路、フィルタ回路、変調回路から構成される。センサ部のフォトトランジスタで取得された脈波は、オペアンプで増幅され、0.5Hz~4.5Hzのバンドパスフィルタによるノイズ除去が行われる。

フィルタリング後の脈波の振幅変化は、変調回路で**LEDの輝度変化**へ変換される。変調回路では、スマートフォンのイヤホン端子が**CdSセル**(輝度変化に応じて抵抗値が変化する素子)とコンデンサを介してマイク端子へと接続されている(図2)。そのため、イヤホン端子から出力される音声信号は、脈波の振幅変化

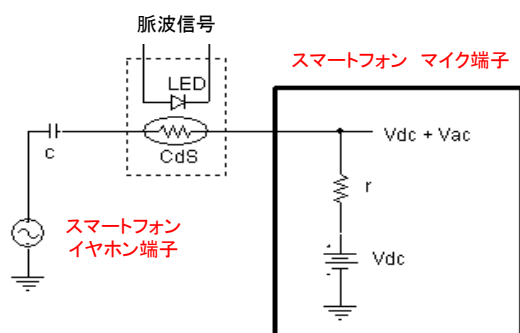


図 2 変調回路
Fig. 2 Amplitude-modulation circuit

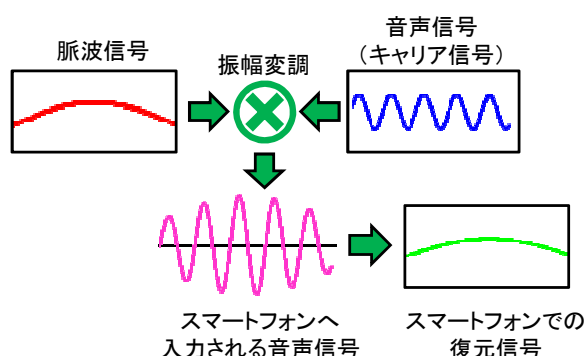


図 3 振幅変調の仕組み
Fig. 3 Mechanism of Amplitude modulation

による LED の輝度変化に応じて**振幅変調 (Amplitude modulation)**された後、マイク端子へと入力される (図 3 参照)。振幅変調に LED の輝度変化を用いることで、変調回路のシンプル化だけでなく、スマートフォンとアナログ回路との間を電氣的に絶縁し、双方のノイズ混入を軽減している。

2.3 スマートフォンでの脈波取得

スマートフォンのソフトウェアは、キャリア信号となる $\sin$ 波 (周波数 f_{out}) をイヤホン端子から出力する。また同時に、マイク端子から、振幅変調された音声信号をサンプリング周波数 f_s (例: 44100Hz, 16000Hz, 8000Hz) で取得する。次に、取得した音声信号に、FIR フィルタによる f_{out} を中心としたバンドパスフィルタリングを行うことで、キャリア信号のみを取り出す。さらに、区間 d サンプリングごとにキャリア信号の**絶対値**の平均を求め、その区間の代表値とすることで、サンプリング周波数 $f_{Rs} (= f_s/d)$ での脈波の復調とリサンプリングを行う。

図 4 に、試作した脈波測定装置の写真を示す。スマートフォンのアプリケーションでは、画面上段に脈波波形をリアルタイムで表示し、下段に高速フーリエ変換 (FFT) による脈波波形の周波数スペクトルの分

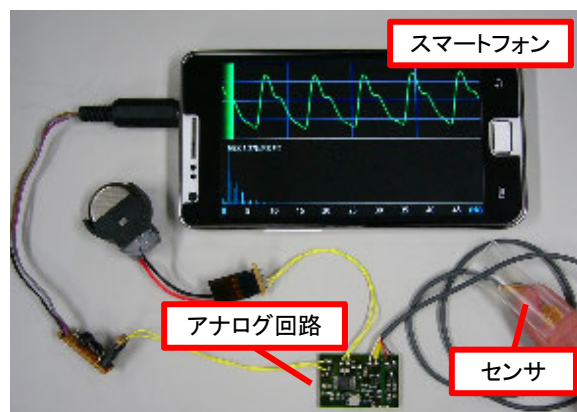


図 4 脈波測定装置の写真
Fig. 4 The photograph of our plethysmography measuring device

布を表示している。

3. 評価実験

ここでは、試作した脈波測定装置の有効性を評価するため、スマートフォンによる脈波データ取得とパソコンによる心電図データ取得を行い、それぞれのデータの心拍変動 (心拍数の時系列変化) から得られる LF/HF 指標を比較する。また、本測定装置をユーザーの**行動推定**へ応用する一例として、データの測定を**弛緩直立** (起立状態) と**椅坐** (着席状態) の 2 つの姿勢で行い、スマートフォンの加速度センサのみでは困難な「姿勢の推定」を、脈波データから行えるかどうか検証する。

3.1 LF/HF 指標の算出とその評価手法

心拍 1 拍ごとの時間間隔から 1 分間の心拍数を近似した**瞬時心拍数** (IHR , 単位 bpm) は、心電図や脈波波形の隣り合うピークの時間間隔 (**RR 間隔**とする) から算出される ($IHR = 60/RR$)。この瞬時心拍数の時間変化をプロットした「トレンドグラフ」の周波数スペクトルを解析することにより、 LF/HF 指標が得られる。 LF/HF は、トレンドグラフのパワースペクトルの低周波成分積分値 LF (Low Frequency: 0.04Hz~0.15Hz. 血圧変動の影響が表われ、交感神経と副交感神経の活性度合いを示す) と高周波成分積分値 HF (High Frequency: 0.15Hz~0.4Hz. 呼吸変動の影響が表われ、副交感神経の活性度合いを示す) の比から計算され ($LF/HF = LF \div HF$)、交感神経の活性度を表わすとされる^{3), 7), 10)}。 LF/HF は、ストレス状態の定量化などにも利用され、値が大きいほど交感神経の活性が強く、ストレスが大きい。

本実験では、弛緩直立状態と椅坐状態の脈波、およ

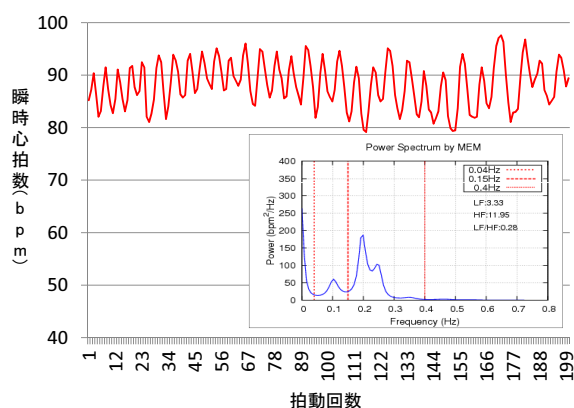


図 5 トレンドグラフ（赤実線）と、周波数スペクトル解析結果の例
Fig. 5 The trend graph and its frequency distribution by MEM.

び心電図データから LF/HF を算出する。本実験における弛緩直立は、被験者を直立させた状態、椅坐は被験者を椅子に座らせた状態で、余分な緊張を解いた姿勢である。これら 2 つの姿勢を比較したとき、椅坐の方が酸素消費量、心拍数が低くなることが知られているため¹⁰⁾、交感神経の活性度を表わす LF/HF でも同様の变化（椅坐状態で低下）が予想され、ユーザの姿勢推定への応用が期待できる。

脈波測定装置の有効性は、脈波データから算出した LF/HF の数値を、心電図データによるものと比較することによる「 LF/HF 数値の評価」と、2 つの姿勢に対する LF/HF の大小関係を心電図データと脈波データとで比較する「 LF/HF 変動の評価」から確認する。数値の有効性は、文献 7) を参考に、脈波データと心電図データの LF/HF との差の絶対値が 1 以下に収まることを条件とし、変動の有効性は、姿勢変化による LF/HF の変動が、心電図データと脈波データとで一致することを条件とする。

3.2 データ取得・解析手続き

被験者は 22～24 歳の男女各 2 名計 4 名で、男性被験者を被験者 A と B、女性被験者を被験者 C と D とする。心電図データは、男性は胸部に、女性は左右の手首に電極を装着し、筋電用アンプでノイズ除去、増幅した後、PowerLab (AD. Instruments: 日本光電社) を用いてサンプリング周波数 1kHz でパソコンに取り込んだ。脈波データは、本測定装置とスマートフォンを用いて記録した。センサは左手小指の根元に装着し、サンプリング周波数は心電図データと同じ 1kHz に設定した ($f_{Rs} = 1000$, 音声信号のサンプリング周波数 $f_S = 16000$, キャリア信号の周波数 $f_{out} = 4000$)。

姿勢は、測定の順序が結果に影響しないよう、被験者 A と C は 1 回目の測定で椅坐状態を、被験者 B と

D は弛緩直立状態を 5 分間 (300sec) 記録し、2 回目の姿勢 (A と C は弛緩直立, B と D は椅坐状態) に変えた後、約 3 分間のインターバルを挟み、5 分間の記録を行った。

データの解析は java による自作プログラムで行った。心電図データは閾値を用いて、脈波データは脈波の 2 階微分である加速度脈波に閾値を用いて、それぞれピークを求め、RR 間隔からトレンドグラフを作成した。トレンドグラフの測定開始時刻のずれを修正した後、両データ間の相関が特に強い 200 拍分のデータを抽出し、スプライン補間によって 4Hz の等間隔データに変換した。スペクトル解析には最大エントロピー法 (MEM) を用い、MEM の Lag 数はデータ数の半分を上限として、FPE (最終予測誤差) を最小化する Lag を使用した。

3.3 結果と考察

弛緩直立状態における心電図データと脈波データの比較結果を表 1 に、椅坐状態における結果を表 2 に示す。表中の「 $LF/HF: ECG$ 」は心電図データ、「 $LF/HF: PPG$ 」は脈波データによる LF/HF 指標を表わす。「 IHR_{ave} 」は 200 拍分の瞬時心拍数の平均で、カッコ内はその標準偏差 (SD) である。

これらの表から、全ての試行において心電図データと脈波データとの LF/HF の差の絶対値は 1 以下 (最大 0.65) となり、我々の測定装置による LF/HF の数値の有効性が確認できる。また、脈波データから算出した LF/HF の 2 つの姿勢における大小関係が、心電図データによるものと一致することから、 LF/HF の変動の有効性も確認できる。よって本測定装置による心拍変動解析が、心電図データと同程度に行えることが示された。

しかし、 LF/HF の姿勢による変化は、被験者 B と D では椅坐状態の方が低いものの、被験者 A と C では弛緩直立状態の方が低くなっていることから、 LF/HF の変化から姿勢を推定することは困難であると考えられる。一方で、瞬時心拍数の平均 (IHR_{ave}) は、全ての被験者で椅坐状態の方が弛緩直立状態よりも低くなるため、心拍数の増減によってユーザの姿勢が推定できることが示唆される。

以下では、ユーザの姿勢推定への応用可能性をより詳細に探るため、追加実験として屋外移動時の脈波データから心拍数の算出を行い、得られた心拍数と姿勢との関係を考察する。

4. 追加実験

ここでは、まず本測定装置で屋外移動時の脈波データ

表 1 弛緩直立状態の脈波データ (PPG) と心電図データ (ECG) における心拍変動解析結果

Table 1 Analysis of heart rate variability during upright.

subject	LF/HF : ECG	LF/HF : PPG	IHR _{ave} : ECG	IHR _{ave} : PPG
A	1.59	1.09	97.91 (±4.19)	97.94 (±4.48)
B	5.54	5.64	88.50 (±6.12)	88.49 (±6.13)
C	0.29	0.21	91.59 (±2.95)	91.62 (±3.31)
D	0.52	0.40	99.31 (±4.85)	99.34 (±5.14)
Average (± SD)	1.99 (±2.44)	1.84(±2.56)	94.33 (±5.13)	94.35 (±5.15)

表 2 椅坐状態の脈波データ (PPG) と心電図データ (ECG) における心拍変動解析結果

Table 2 Analysis of heart rate variability in seat.

subject	LF/HF : ECG	LF/HF : PPG	IHR _{ave} : ECG	IHR _{ave} : PPG
A	5.08	5.17	81.39 (±4.94)	81.42 (±5.17)
B	5.24	5.11	72.57 (±4.57)	72.57 (±4.61)
C	3.71	3.06	77.20 (±4.81)	77.24 (±5.08)
D	0.32	0.28	88.17 (±4.01)	88.20 (±4.31)
Average (± SD)	3.59 (±2.28)	3.41 (±2.30)	79.83(±6.63)	79.86(±6.63)

を取得して心拍数を算出し、市販の心拍計 (RS800CX MULTI, POLAR 社) で取得される心拍データと比較することで、その正確性を検証する。そして、脈波データから得られた心拍数の増減が、ユーザの姿勢推定へ応用可能かどうかを確認する。

4.1 スペクトル解析による心拍数近似手法

数秒から数 10 秒間の平均心拍数は、区間内のピーク数のカウントや、瞬時心拍数の平均から導かれる。しかしどちらの手法も波形のピークを明確に検出する必要があるため、安静時以外の利用は困難である。そこで、屋外移動時の脈波データを対象とする本実験では、区間内の脈波波形を FFT で周波数スペクトル解析することで心拍数を近似する手法⁸⁾を用いる。

この手法は、脈波のスペクトル分布から、心拍数の周波数範囲内 (本稿では 0.7Hz~4Hz : 42~240bpm) でパワースペクトルが最大となる周波数を算出し、これに 60 を乗じたものを心拍数の近似とする。しかし、歩行などの体動により、上記心拍数の周波数範囲内にもノイズが混入する場合があることから、我々は直前に算出された心拍数の ±20bpm (3.33Hz) 内で周波数の最大値を探索することで、ノイズの影響を軽減する。

FFT で解析するデータ時間は 32 秒に設定し、15 秒ずつシフトさせ、心拍数を求める。スマートフォンでの脈波のサンプリング周波数は、データ数削減のため 64Hz と設定する ($f_{Rs} = 64$, $f_s = 8000$, $f_{out} = 1000$)。また、この設定により、FFT 解析データ数は 2048 (= 32 × 64), 周波数分解の最小単位は 1/32Hz (1.875bpm) となる。

4.1.1 データ取得手続き

スマートフォンと測定装置をリストバンド型ポーチ

に収納し、被験者 (男性, 23 歳) の左上腕に装着した。脈波センサは左手薬指の根元に装着して指サポータをかぶせ、さらにその上に手袋を装着することで、外光による影響を軽減した。被験者の胸部に心拍測定用のベルト (心電によって心拍数を算出する) を装着し、心拍計で 15 秒ごとに心拍数を記録した。

脈波、および心拍データの記録は大学から被験者の自宅までの実環境下での歩行、自動車移動 (着席状態)、路面電車移動 (起立状態) を含む約 60 分間の移動を対象とした。脈波データの解析はパソコン上で、java による自作プログラムで行った。

4.2 結果と考察

図 6 に、心拍計による 15 秒間隔の心拍数と、脈波データから近似した心拍数の時間推移を示す。青の点線は心拍計による心拍数、赤の実線が脈波データによる心拍数近似である (解析データ時間合計 : 58 分 30 秒, データ数 : 234 個)。脈波データによる心拍数近似と、心拍計による心拍数との決定係数 (R^2) は 0.84 で、全測定期間における心拍数の平均値はそれぞれ 105.09(±12.25), 104.64(±12.94), 差は 0.45bpm であった。このことから、心拍計で測定される心拍数の変化は、脈波データから算出した心拍数によく近似されることがわかる。

また、車移動 (着席状態) と電車移動 (起立状態) を比較すると、着席状態での心拍数が著しく低いことから、本測定装置で取得される脈波データを解析することで、日常生活におけるユーザの着席状態を推定可能であることが示された。今後、スマートフォンに内蔵されている加速度センサによる体動データと、本測定装置による脈波データを複合的に解析することで、

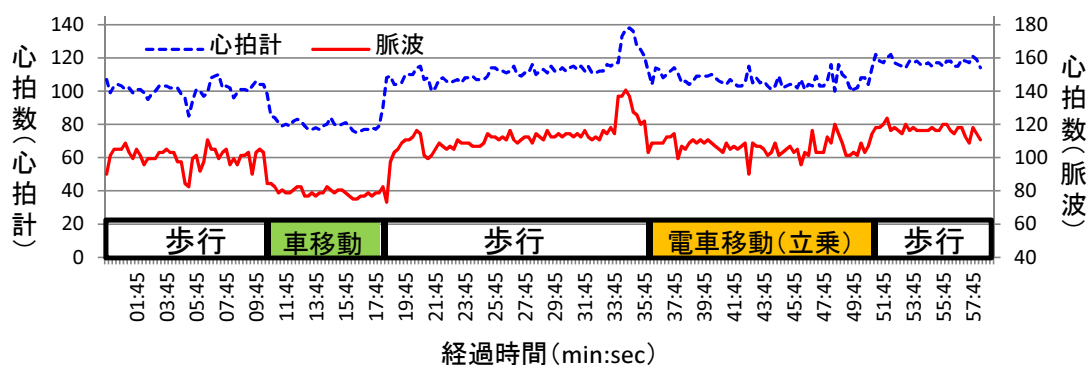


図 6 心拍計による心拍数と、脈波のスペクトル解析による心拍数近似結果
Fig. 6 The Heart Rate Graph by Heart rate meter and Plethysmography analysis

起立状態と歩行状態，走行状態の分離など，より正確かつ詳細なユーザの姿勢，および行動推定が可能となり，リコメンドやライフログサービス等への貢献が期待される。

5. ま と め

本研究では，スマートフォンの音声入出力端子を用いて脈波の入力を行う低コストな脈波測定装置を実装した．今回実装した測定装置の電源はボタン電池（CR2032）1 個，アナログ回路の大きさは $2\text{cm} \times 3\text{cm}$ ，部品コストは 1,500 円程度であり，デジタル回路を省略することで小型化，低コスト化に成功した．

また，評価実験により本測定装置の脈波データから算出される LF/HF 指標の有効性が示され，さらに本測定装置を用いて屋外移動時の心拍数近似が可能であること，その心拍数の増減をユーザの姿勢推定へ応用可能であることを示した．

本測定装置は，デジタル機器との通信に要する部分のみを置き換えているため，脈波測定時の負担軽減を目的としたイヤホン型センサ⁵⁾や面状センサ⁷⁾，指輪型センサ¹¹⁾といった先行研究によるセンサ類も利用でき，筋電や皮膚温，発汗といった脈波以外の生体信号をスマートフォンで取得することも可能である．こうした特徴からも，我々は本研究が，ユーザの負担軽減と低コスト化の 2 つの要件を満たす生体信号測定装置の実現と普及に貢献することを期待している．

謝辞 本研究はノーステック財団「福祉産業共同研究事業」の補助金の支援を受けています．

参 考 文 献

- 1) 藤沢 清，柿本昇治，山崎勝男：新生理心理学 1 巻，北大路書房，10 章 血行力学的反応，(1998)．
- 2) 高沢謙二，黒須富士夫，斎木徳祐，安藤寿章，奥秋

勝彦，Ranjeet Baral，田中信大，伊吹山千晴：加速度脈波による血管年齢の推定，動脈硬化，Vol.26，pp.313–319 (1999)．

- 3) 清 澤旬，四方裕夫：指尖血流脈波のゆらぎ解析による交感神経活動の評価とその応用，金沢医科大学雑誌，Vol.31(3)，pp.194–201 (2006)．
- 4) 中園嘉巳，尾関広明，水澤純一：光電脈波測定装置組み込み型 PC マウスを用いたストレス負荷時循環応答の無拘束計測，バイオメカニズム学会誌，Vol.33(1)，pp.80–84 (2009)．
- 5) Ming-Zher Poh, Kyunghye Kim, Andrew Goessling, Nicholas Swenson, Rosalind Picard: Cardiovascular Monitoring Using Earphones and a Mobile Device, IEEE Pervasive Computing, (2010) (in print)．
- 6) Christopher G. Scully, Jinseok Lee, Joseph Meyer, Alexander Gorbach, Domhnall Granquist-Fraser, Yitzhak Mendelson, Ki H.Chon: Physiological Parameter Monitoring from Optical Recordings with a Mobile Phone., IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.3, Issue: c, pp.1–5 (2011)．
- 7) 千明裕，前田篤彦，小林稔：脈波を取得可能な面センシング技術の実装と評価，情報処理学会シンポジウム論文集，Vol2011(3)，pp.107–114 (2011)．
- 8) 近藤 豊，本田 克行，津端 佳介：セイコーパルスグラフの開発 (センサー編)，日本時計学会誌，Vol.160，pp.38–48 (1997)．
- 9) ポラール・エレクトロ・ジャパン株式会社：<http://www.polar.co.jp/ja/>，ポラール用語集，「R-R 間隔計測」(2011/12/14 時点)
- 10) 加藤象二郎，大久保堯夫：初学者のための生体機能の測り方 第 2 版，6.6 心拍変動の分析法，pp.108–111 (2006)．
- 11) 山下政司，清水孝一，松本伍良：指輪型バイタルサインテレメータの開発，電子情報通信学会技術研究報告，Vol.95(131)，pp.63–68 (1995)．