

## 応用論文

# シート型圧電センサを用いた無拘束での生体信号計測

舘泉 雄治<sup>\*1</sup> 鐘ヶ江 正巳<sup>\*2</sup>

Unconstrained Biological Signal Measurement Using a Sheet Type Piezoelectric Sensor

Yuji Tateizumi<sup>\*1</sup> and Masatomo Kanegae<sup>\*2</sup>

**Abstract ---** This paper clarified the basic characteristics of a new prototype of a sheet type piezoelectric sensor. And we discovered that the frequency characteristics of this sheet type piezoelectric sensor change depending on the input impedance of the connected preamplifier. Furthermore, we have proved that this sheet type piezoelectric sensor can actually measure heartbeat signals. We propose a new heartbeat signal measurement method with unconstrained using a sheet type piezoelectric sensor. In this new measurement method, two signals of the cardioballistic and the phonocardia are measured simultaneously by one sensor. It is expected to improve the problem that heartbeat signals cannot be measured due to the effects of ambient noise and body movement.

**Keywords:** Sheet Type Piezoelectric Sensor, Biological Signal, Heartbeat, Cardioballistic, Phonocardia, Unconstrained Sensor

## 1 はじめに

生体からの信号をセンシングし、さまざまなサービスやインターフェンスに活用しようという試みは盛んに行われているが、人の感情や興奮状態、健康・ストレスの状態などを直接測定することは難しく、まだ各種の手法で試行錯誤が重ねられている。

人の感情や興奮状態などによって心拍が変動することは既知のことであるが、単に単位時間あたりの心拍数が変動するという情報だけではなく、心拍と心拍の間隔(RRI)のゆらぎに注目すると、間接的に非常に豊富な情報が得られる。心拍の間隔の変動を時系列データとして解析する心拍変動(HRV)解析では、交感神経と副交感神経のバランスを推定することができ、既にその測定のガイドラインも策定されている[1]。具体的には、3~4秒程度の周期を持つ呼吸に起因する高周波変動成分(HF成分)と約10秒周期の血圧変動であるメイヤー波(Mayer wave)に起因する低周波成分(LF成分)を抽出し、HF成分を副交感神経の活性度、LFとHFの比(LF/HF)をストレス指標(交感神経の活性度)として得ることができるとされている。また、呼吸性不整脈(RSA)と呼吸の瞬時位相差から算出した自律神経活動指標( $\lambda$ )は、脳波の $\delta$ 波の振幅との相関が高く、その周期はほぼ一致することが報告されている[2,3,4]。このような心拍の解析により、人の感情・興奮状態を間接的に検

知し、自律神経の状態、身体異常、睡眠状態、ストレス、居眠り検出など、さまざまな情報を得ることができると考えられている[5,6,7]。

心拍信号から得られる情報の応用例としては、インターフェンスなインターフェースで利用者の感情・興奮状態の測定、病院や介護施設等で患者の容態急変の検知[8]、保育園等で乳幼児のお昼寝の見守り、睡眠状態の測定や睡眠時無呼吸症候群の検知[9]、車の運転手の異常・疲労度や居眠りの検知など[10]、その応用は非常に広いと考える。

本稿では、新たに開発したシート型圧電センサを用いた無拘束での心拍信号計測を提案し、これまで実現できなかった一般的な騒音や体動がある場合でも心拍測定が可能かどうかを検討している。また、心拍を測定できる条件を更に拡大するために、心弾道と心音という心拍に起因する2つの異なる信号を1つのセンサで同時に測定し、分離できるかを検討している。

以下、2章では各種の心拍測定手法と新たに開発したシート型圧電センサのメリット・デメリットなどについて述べ、3章ではシート型圧電センサの試作品の基本的な特性と、今回新たに発見したシート型圧電センサの周波数特性がプリアンプ初段の入力インピーダンスに大きく依存する特性について、4章では静肅・安静状態での心拍測定について、5章では一般的な騒音や体動のある条件下での心拍測定について、そして6章では心弾道と心音の同時測定の方法の提案と信号分離・抽出について述べる。

\*1 独立行政法人 国立高等専門学校機構 東京工業高等専門学校

\*2 ヘルスセンシング株式会社

\*1 National Institute of Technology, Tokyo College

\*2 Health Sensing Co.,Ltd

## 2 心拍の測定

### 2.1 心拍に由来する生体信号

心拍情報はさまざまな生体情報から得ることができるが、その代表的なものは、図1に示す心電図法、光電容積脈波図法、心弾道図法、心音図法などである。

心電図(ECG)は、手首、足首、胸に電極を付け、心臓が収縮を繰り返すときに発する電気的な活動の様子をグラフの形に記録したものであり、最も信頼性が高いと考えられている[1]。波形で上向きの幅が狭く鋭い波はR波と呼ばれ、心拍間隔測定の基準点となっている。

光電容積脈波図(PPG)は、脈動する血流による血管の容積変化を体表面から近赤外や緑色光を照射して光の変化量として計測するものであり、手首に装着する活動量計やスマートウォッチなどで使用されている。

心弾道図(BCG)は、心臓により拍出される血液の勢いに起因する振動の波形であり、測定には振動を直接電気信号に変換する圧電素子、チューブとマイクロフォンの組み合わせ、マイクロ波を用いて振動を測定するセンサ等が研究・実用化されている。成人の心拍は1秒間に60~120回程度であるため、心弾道の基本周波数は心拍と同じ1~2Hz程度であるが、その高調波成分も含めると周波数範囲は1~50Hz程度である。この周波数範囲は被験者の体動時に生じる振動と一致しており、体動に弱いという特徴がある[10]。

心音図(PCG)は、心臓の弁の開閉に起因する音の波形であり、心房が収縮して血液が心室を満たし、房室弁(僧帽弁と三尖弁)が閉じる時に発生する第1心音と、心室が収縮して血液を動脈に送り出す時に動脈弁(大動脈弁と肺動脈弁)が閉じて発生する第2心音からなっている。心音は比較的周波数域が広く、実用化されている心音マイクは500Hz程度まで扱うように設計されている。また、心音自体は非常に音圧が小さいため、心臓の近くに直接センサを貼り付けるなどしないと測定する

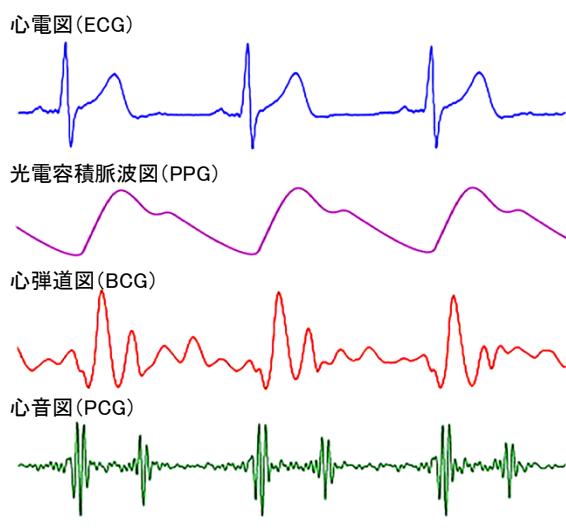


Fig.1 Biological signal derived from heartbeat

ことは難しいと考えられてきた。しかし、骨格や生体組織を通じて空気伝搬よりも強く伝わっているとも考えられ、椅子などに着座することを想定すれば、椅子の背もたれなど心臓に近い部位から椅子の構造材に心音を伝搬させることも可能ではないかと考える[12,13,14]。

### 2.2 心拍測定における拘束と無拘束

心拍計測において心電図法が最も信頼性があると考えられるが、一般的に体表面に直接電極を貼り付ける必要があり、測定中はケーブルで拘束されてしまう[11]。医療目的などで心拍の状態を測定することが主目的であれば信頼性を優先して拘束されることを容認できると考えられるが、心拍の信号から感情やストレス状態などを測定し、より広い用途に展開する場合には、拘束されるということは応用範囲を狭めてしまうと考える。

非接触での心拍計測の方法として、マイクロ波ドップラーレーダを用いて体表面の変位から心拍を測定する方法があるが、体動などによるノイズの影響を受けやすく、また、センサの小型化に課題がある。

無拘束での心拍信号計測は、完全な非接触ではなく人体への接触はあるが、拘束はしないということである。無拘束での計測方式の一つとして光電容積脈波図法を用いたリストバンド型のセンサが考えられるが、電池式であるため連続稼働時間に限界があり、また、被験者が意識的にセンサを装着する必要があるという課題がある。

本稿で使用するシート型圧電センサも無拘束での心拍計測センサの一つであり、例えば椅子やベッドの中に組み込んで計測を行うことを想定している。センサが薄く組み込みが容易であり、また、被験者が意識的にセンサを装着しなくても測定可能であるという利点があるが、体動などのノイズの影響を受けやすいという問題点がある。このように、どの方式にも一長一短あり、用途によりさまざまなセンサが選択されている。

## 3 シート型圧電センサ

### 3.1 心弾道と心音の同時測定による心拍計測の提案

本稿では、新たに開発したシート型圧電センサを使用して心弾道と心音を同時測定し、それを複合して心拍を推定する新たな方法を提案する。既存のシート型圧電センサでは心弾道のみを測定していたが、体動などのノイズの影響を受けやすく、安静時にしか心拍を測定することができなかった。この心弾道と心音の同時測定により、外來ノイズの影響を低減することができる。

### 3.2 シート型圧電センサの構造

本研究では、図2に示すような外形寸法 90×190mmのシート型圧電センサの試作品を使用した。このセンサは、厚さ 40μm のポリフッ化ビニリデン(PolyVinylidene DiFluoride, PVDF)という強誘電体の高分子材料を用いて圧電効果を出すシート状のセンサとして作られている。



図2 シート型圧電センサの外観

Fig.2 Appearance of sheet type piezoelectric sensor

内部は多層構造となっているが、外寸でも 2mm 以下の非常に薄く柔軟なシートであるため、椅子やベッドマットレスの下などにも容易に設置することができる[15]。

このセンサは基本的には振動センサであるが、非常に高感度・広帯域であるため、一般的なマイクロフォンと同じように音声信号も測定することができ、心音の測定に必要な 500Hz 程度までの周波数帯域の信号も十分に扱うことが可能である。

### 3.3 シート型圧電センサの基本特性

シート型圧電センサの試作品の素の特性を見るため、実験 No.1 として、図3に示すように椅子 (HermanMiller JOIFA339) の着座面にシート型圧電センサを置き、被験者が着座してオシロスコープ (Tektronix TBS1052B) により測定を行った。被験者は 50 代男性 1 名である。

測定は、心拍、呼吸、体動の3種類について、以下のような条件で行った。

- ① 安静状態で息を止め、心拍を心臓から拍出される血液の勢いに起因する振動（心弾道）を測定。
- ② 安静状態で自然に呼吸をして、呼吸に伴う微妙な体の動きからの呼吸を測定。
- ③ 音を立てずに椅子の上で体をゆらゆらと動かし、重心移動で体動を測定。

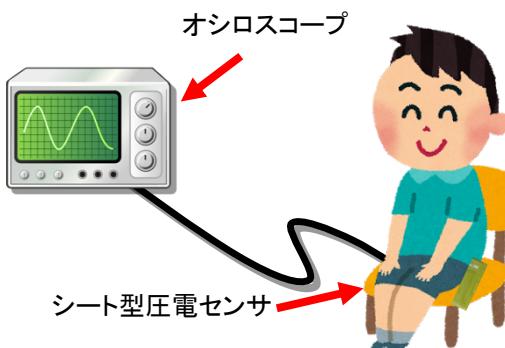
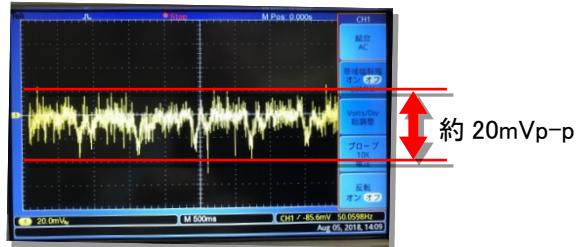


図3 シート型圧電センサの基本特性測定

Fig.3 Measurement of basic characteristics of sheet type piezoelectric sensor

図4にオシロスコープで測定した電圧波形を示す。①心拍、②呼吸、③体動の3種類の信号が測定できてい

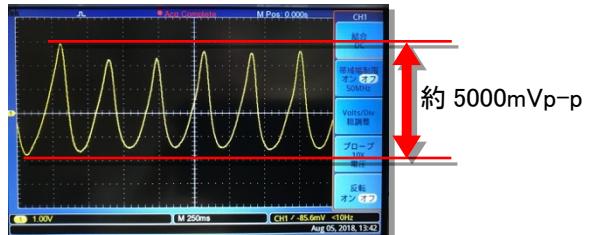
ることは確認できるが、心拍と体動では測定値の電圧に2桁もの差があることが分かる。



① 心拍（心弾道）の電圧波形



② 呼吸の電圧波形



③ 体動の電圧波形

図4 シート型圧電センサの電圧波形

Fig.4 Voltage waveform of sheet type piezoelectric sensor

### 3.4 シート型圧電センサの周波数特性

シート型圧電センサは、高分子フィルムが変形することで起電力を発生している。非常に高感度であり、振動だけではなく、もう少し周波数の高い音に対しても反応する。例えば PC のマイク入力に接続すれば、マイクロフォンとしても使用することもできる。しかし、周波数特性はフラットではなく、また、接続する機器によって特性が変化し、計測用機器のアナログ信号入力と PC のマイク入力では、周波数特性が明らかに異なっていた。

シート型圧電センサの試作品の基本的な特性を調査する目的で、実験 No.2 として基本特性の測定を行った。測定は無響室などを使用した厳密な測定ではなく、東京高専内の研究室で傾向を見るための簡易的な測定として実施した。なお、被験者は 50 代男性 1 名で、鉄筋コンクリート構造で約 25 m<sup>2</sup> の室内で測定者以外は無人の環境で実施した。接続する機器によって周波数特性などが変化するのはプリアンプ部の入力インピーダンスに関係しているのではないかという仮説のもとに、図5に示す測定回路で周波数特性の測定を行った。空調や換気等の一般室内騒音をバックグラウンドノイズとし、そこには広帯域の信号が含まれていると仮定して、それを

音源として測定した。なお、実験時には騒音レベルの測定を行わなかったが、後日同等の環境を再現して測定した騒音レベルは 57dB(Z)であった。A/D コンバータは National Instruments 社製の NI myDAQ を使用し、周波数特性がフラットな測定用マイク (BEHRINGER ECM8000) で測定した周囲の騒音の周波数特性で簡易的な補正を行った後に周波数特性の算出を行った。

図5の測定回路で、シート型圧電センサの出力は計装アンプで受けている。この計装アンプの入力インピーダンスは非常に高いため、この回路の入力インピーダンスは計装アンプの入力と並行に接続した抵抗  $R_i$  に等しいと考えることができる。この抵抗器は一般的な金属皮膜抵抗を使用したが、測定する周波数が 10kHz 以下と低いため、純抵抗と考えて差し支えないと判断した。

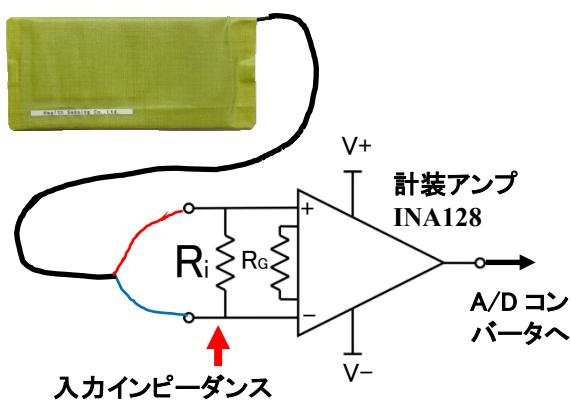


図5 周波数特性の測定回路

Fig.5 Frequency characteristic measurement circuit

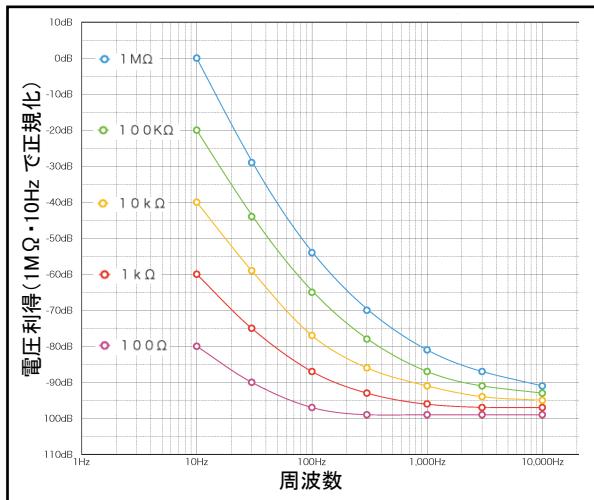


図6 入力インピーダンスによる周波数特性

Fig.6 Frequency characteristic by input impedance

図5の測定回路で、入力インピーダンス( $R_i$ )を  $100\Omega$ 、 $1k\Omega$ 、 $10k\Omega$ 、 $100k\Omega$ 、 $1M\Omega$ と変化させ測定を行った。

図6は測定値から算出した入力インピーダンスによる周波数特性の変化を表したグラフである。前述の通り厳密な測定ではないが、傾向を見ることはできると考える。

全般的に低い周波数の利得が高い傾向にあるが、入力インピーダンスが高くなると、その傾向がより強くなっている。一般的な計測器では入力インピーダンスが高い( $1M\Omega$ 以上)と考えられるため、例えば入力インピーダンスが  $1M\Omega$ であった場合には、10Hz と 10kHz の信号では 90dB の利得差が生じ、極めて低域が強調された周波数特性を示している。それに対して PC のマイク入力などでは一般的に入力インピーダンスが低い(200  $\Omega$ 程度)傾向にあるため、例えば入力インピーダンスが  $100\Omega$ であった場合には、10Hz と 10kHz の信号の利得差は 20dB 以下に留まっている。

このように、シート型圧電センサの周波数特性はプリアンプ初段の入力インピーダンスに大きく依存することを発見した。測定する信号の周波数帯域に応じて、入力インピーダンスを最適化することが望ましいと考える。

#### 4 シート型圧電センサによる心拍測定

##### 4.1 心弾道図の測定

実験 No.3 として、シート型圧電センサの試作品で、実際に心弾道図の測定が行えることを確認する実験を行った。測定は図7に示すように、椅子にシート型圧電センサを置き、その上に着座して大腿動脈からの心弾道の振動がセンサに伝わるよう着座位置を調整して行った。なお、実験器具、環境、被験者などは実験 No.1、No.2 と同じである。

プリアンプ初段の入力インピーダンスの違いによる特性の変化を見るため、図5に示した計装アンプの抵抗器( $R_i$ )を  $1M\Omega$ 、 $10k\Omega$ 、 $100\Omega$ と変化させて測定を行った。なお、AD 変換器の量子化ビット数は 16bit、サンプリング周波数は 6kHz、測定時間は 10 秒間である。

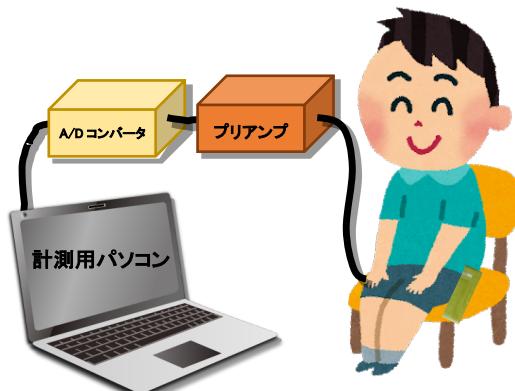


図7 シート型圧電センサによる心弾道図測定

Fig.7 Measurement of cardioballistic diagram using sheet type piezoelectric sensor

図8に示した3つのグラフは、入力インピーダンス( $R_i$ )を  $1M\Omega$ 、 $10k\Omega$ 、 $100\Omega$ とした時の振幅波形とパワースペクトルのグラフである。

①  $R_i = 1M\Omega$  のグラフでは、上側の振幅波形に心弾道図が表示されている。若干の波形の乱れがあるが、これはプリアンプ(計装アンプ)の電源ラインから商用電源周波数の 50Hz を拾ったノイズであり、下側のパワースペクトルグラフでも 50Hz とその高調波のノイズが横一直線で表示されている。心弾道の信号は、パワースペクトルから 0Hz~20 Hz の間に集中していることが分かる。

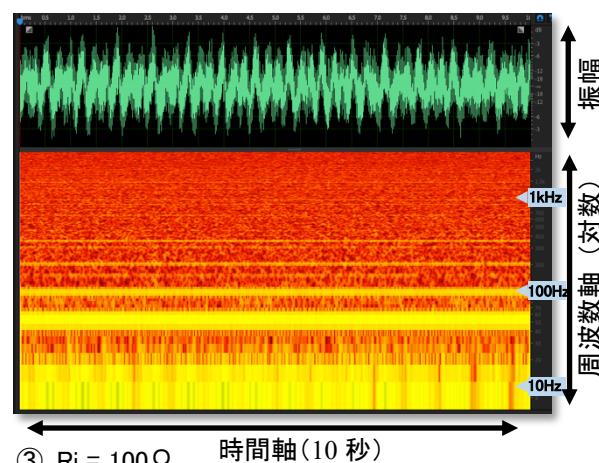
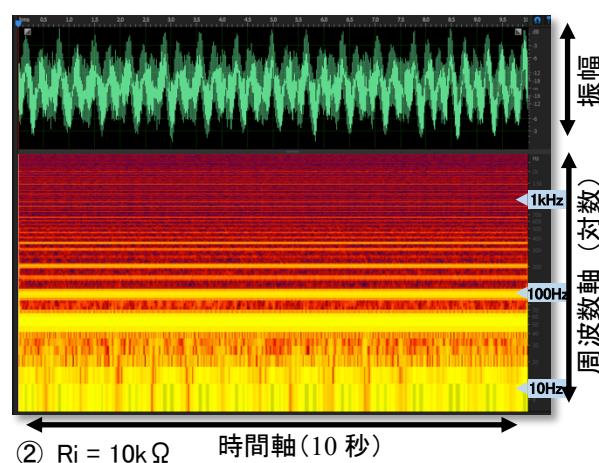
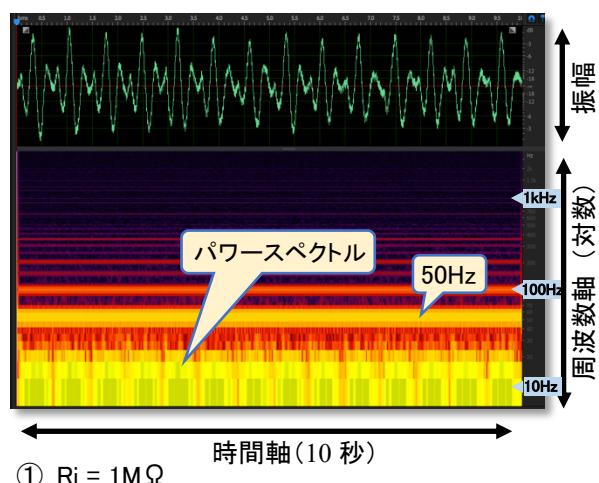


図8 心弾道図の振幅波形とパワースペクトル  
Fig.8 Amplitude waveform and power spectrum of the cardioballistic diagram

②  $R_i = 10k\Omega$ 、③  $R_i = 100\Omega$  と入力インピーダンスが低くなるに伴い振幅波形で SN 比が悪くなっているように見えるが、実際にはより高い周波数の信号も含まれるようになり、単純な波形からより複雑な波形になったと考える。パワースペクトルグラフから、入力インピーダンスが高い場合には上部の周波数が高い領域に信号がなく、入力インピーダンスが低くなるに従って信号が現れていることが分かる。③のように入力インピーダンスが低い場合には高域と低域の利得差が少なく、①のように入力インピーダンスが高い場合には強い LPF が入ったように、低い周波数が強調された信号となっている。

なお、③の信号でも、適当な LPF で高い周波数域をカットすれば、①と同じような心弾道の信号を得ることができる。ただし、①と比較して③は信号強度が小さいため、プリアンプの増幅率はより高く設定されている。従って、LPF で処理をしても①と同等の SN 比を確保することはできない。

#### 4.2 心音図の測定

次に実験 No.4 として、シート型圧電センサの試作品を使用して、実際に心音図が測定できるかを確認する実験を行った。しかし、心音の信号は心弾道の信号に比べて非常に小さいため、実験 No.3 の手作りの装置では外来ノイズに埋もれてしまい測定することはできなかった。そこで、図9に示すように入力回路を USB 接続のオーディオインターフェース(TASCAM iUR2)に変更した。なお、このオーディオインターフェースは、周波数特性の公称値が 20Hz ~ 20kHz +1/-3dB となっているため、20Hz 以下の心弾道の信号は正確には測定できていないと考えられる。

入力回路以外の実験器具、環境、被験者などの測定条件は、実験 No.1~3 と同じである。ただし、外来ノイズを極力抑えるために、以下の対策を実施し、騒音レベルを低減させた。実験時に騒音測定は行わなかったが、後日再現した同等の環境の騒音レベルは 40dB(Z)であった。なお測定は、量子化ビット数は 16bit、サンプリング周波数は 6kHz で、入力インピーダンスはオーディオインターフェースの公称値で 2.2kΩ である。

#### 追加で実施した騒音低減対策

- 測定は深夜、周囲に人気のない時間帯
- 測定時は被験者一人のみ
- エアコンを停止
- 24 時間換気を停止
- 冷蔵庫は電源 OFF
- 掛け時計を室外に退避
- 測定時に呼吸を停止



図9 シート型圧電センサによる心音図測定

Fig.9 Measurement of phonocardiogram using a sheet type piezoelectric sensor

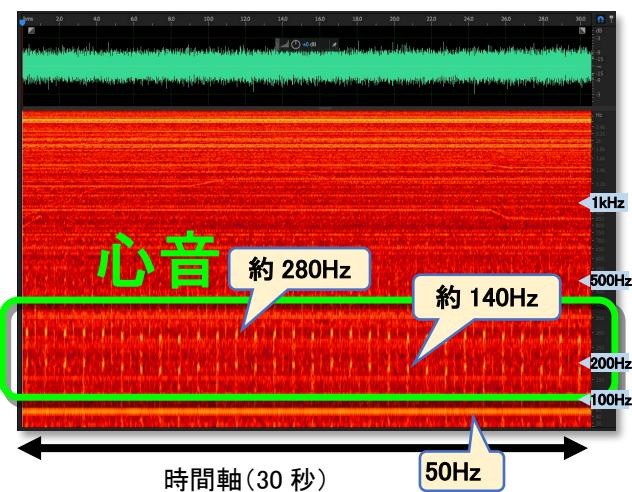


図10 心音図の振幅波形とパワースペクトル

Fig.10 Amplitude waveform and power spectrum of phonocardiogram diagram

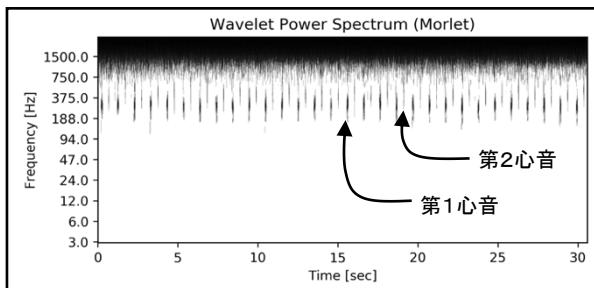


図11 心音図信号のウェーブレット解析

Fig.11 Wavelet analysis of phonocardiogram signals

図10に、測定した振幅波形とパワースペクトルのグラフを示す。振幅波形からは心音を判別することはできないが、パワースペクトルで、140Hzと280Hz付近に心音と思われる特徴的な約60bpmの信号を確認することができた。確認のためにこの信号をウェーブレット解析した結果を図11に示す。この解析結果からは、第1心音だけでなく第2心音も検出されたため、この信号が心音であると結論づけた。

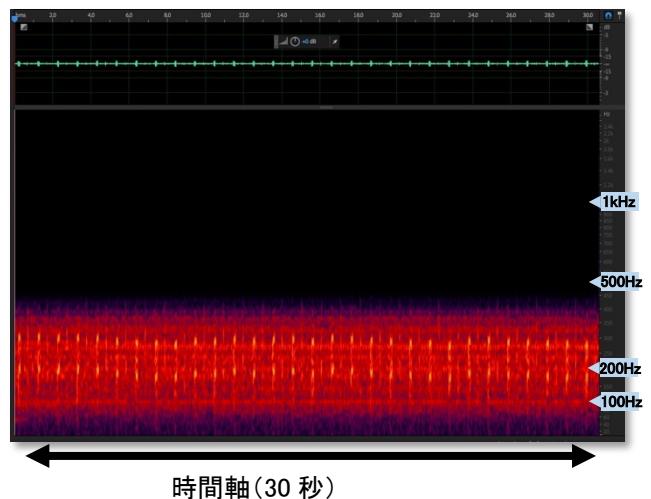


図12 心音図の抽出

Fig.12 Extraction of phonocardiogram diagram

図12に心音の抽出処理を行った後の振幅波形とパワースペクトルのグラフを示す。抽出処理は80Hz～350Hzのみ通過するBPFをソフトウェア的に行った。なお、フィルタはタップ数が1024のFIRフィルタを使用した。信号の振幅のノーマライズは行っていないが、それでも上側の振幅波形で心音図が確認できる[16]。

## 5 振動のある条件下での心拍測定

### 5.1 自動車の走行状態での心弾道測定

心弾道図の測定は比較的周囲の騒音に強く、実験No.3のような一般環境下(一般的なオフィス程度の騒音下)でも測定は可能である。しかし、体動には極めて弱く、被験者が体を少し動かしただけで測定できなくなる。これは心弾道図で測定する信号の主な周波数帯が0Hz～20Hzであり、体動で生じる振動の周波数帯と重なるためである。

体動以外でも、低い周波数帯での振動がある場合には測定が難しくなる。自動車の走行状態では自動車の振動が支配的になり、心弾道図の測定が困難になることが予想される。それを確認するために、実験No.5として、自動車走行時の心弾道測定を行った。

測定は実験No.4で使用した測定機器を車内に持ち込み、シート型圧電センサの試作品を運転席の臀部に設置し、被験者として50代男性1名が運転席に着座し、一般公道を時速約50kmで走行しながら行った。使用した車種はトヨタ ハリアー ハイブリッドで、ハイブリッド車ではあるがエンジン走行時に測定を行い、エアコン、オーディオ等は切っている。実験時に騒音測定は行わなかつたが、後日再現した同等の環境の騒音レベルは79dB(Z)であった。なお測定は、量子化ビット数は16bit、サンプリング周波数は6kHzで、入力インピーダンスはオーディオインターフェースの公称値で2.2kΩである。

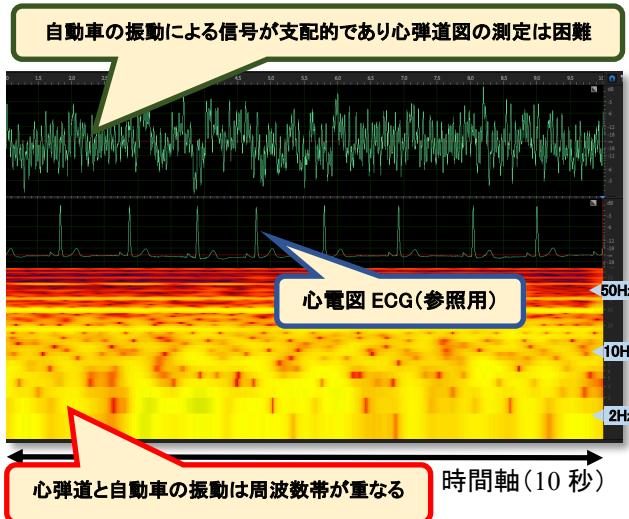


図13 自動車の走行状態での心弾道図測定

Fig.13 Measurement of cardioballistic diagram while driving a car

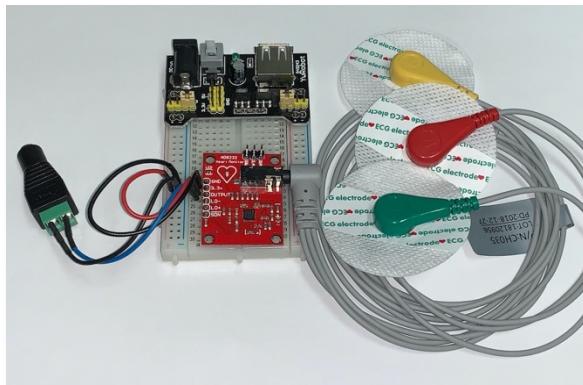


図14 簡易的な心電図(ECG)測定回路

Fig.14 Simple electrocardiogram (ECG) measurement circuit

図13に実験No.5で自動車の走行状態で測定した心弾道図のグラフを示す。グラフの中段に参考用に心電図(ECG)の波形を追加したが、この心電図(ECG)は図14に示す簡易的な回路で同時に測定した信号である。信頼性が担保できるような回路ではないため、他に実験では測定していなかったが、実験No.5で得られた測定データからは生体由来のデータを確認することができなかつたため、参考用として付加することにした。心電図(ECG)のタイミングでは振幅波形からも、パワースペクトルからも心弾道図は全く測定できておらず、自動車の走行振動が支配的となっていることが確認できる。

## 5.2 体動がある状態での心音測定

自動車の走行状態のように、騒音と振動があるような場合には心拍の測定は極めて難しいが、雑音が体動のような低い周波数帯の振動だけの場合には、心音の周波数帯と異なるため測定できる可能性がある。それを確

認するため、実験No.6として、意図的に体動の振動を加えた条件下での心音測定を行った。

図15に実験No.6の振幅波形とパワースペクトルを示す。測定は実験No.4と同条件であるが、唯一異なるのが測定時に体動を加えたことであり、ここで体動とは、極力音を立てないようにしながら、体の重心を左右に振ったり、手足を動かしたりすることである。

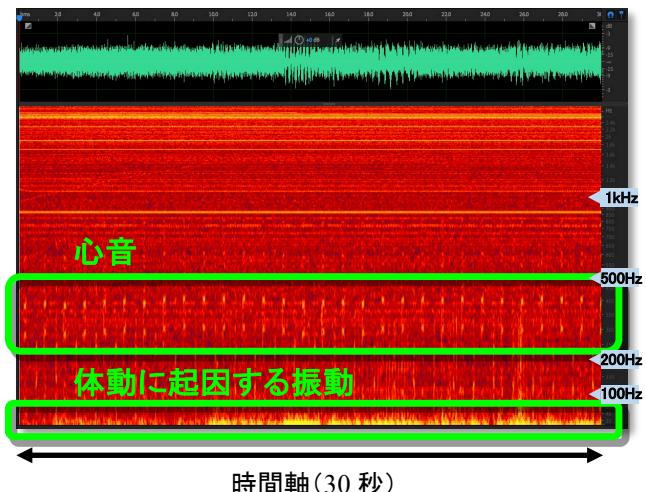


図15 体動がある状態での心音図

Fig.15 Phonocardiogram diagram with body movement

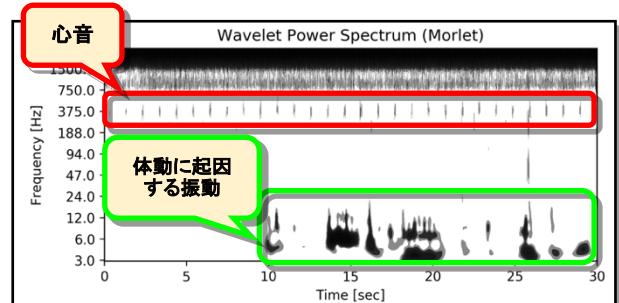


図16 体動がある心音図のウェーブレット解析

Fig.16 Wavelet analysis of phonocardiogram diagram with body movement

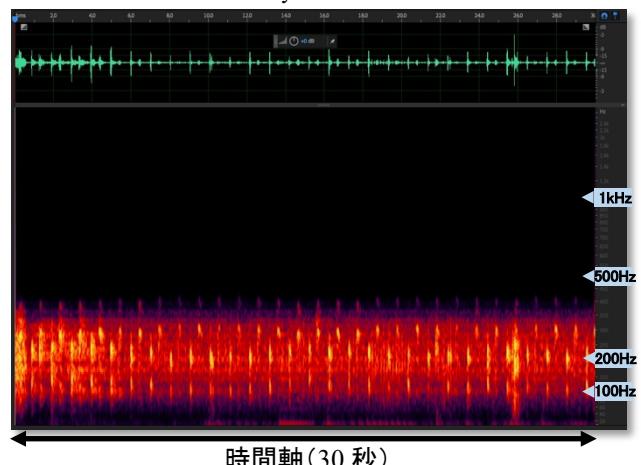


図17 体動がある状態での心音図抽出

Fig.17 Phonocardiogram diagram extraction with body movement

図 16 に実験 No.6 の心音データのウェーブレット解析の結果を示す。体動に起因する振動は概ね 20Hz 以下であるため、使用したオーディオインターフェースでは減衰している。また、心音の周波数帯と異なっているために分離が可能であることが分かる。

図 17 に心音の抽出処理を行った後の振幅波形とパワースペクトルのグラフを示す。抽出処理は 4.2 節の実験 No.4 と同様に 80Hz~350Hz のみ通過する BPF 処理をソフトウェア的に行い、フィルタはタップ数が 1024 の FIR フィルタを使用した。体動がない状態での抽出結果である図 12 の波形よりもノイズは多くなっているが、特徴的な約 60bpm の信号が確認できるため心音図が抽出できていると判断した[17]。

## 6 心弾道と心音の同時測定

### 6.1 測定回路の低雑音、高分解能化

心拍測定において、心弾道は体動に弱く、心音は周囲の騒音に弱いという問題点がある。この問題を解決するため、本稿では、新たに開発したシート型圧電センサで心弾道と心音を同時に測定し、状況により切り替える、もしくは、両方を組み合わせて心拍を計測することを提案している。しかし、心弾道と心音を同時に測定する場合には、シート型圧電センサの周波数特性の偏りを補正する必要がある。

心弾道の信号は 20Hz 以下の周波数帯が主であり、心音の信号はそれよりも高い周波数帯が主となる。これまで、心弾道の低い周波数帯の信号のみを測定する時は、プリアンプ部の入力インピーダンスを高くし、20Hz 以下の周波数帯のゲインを高くして雑音の影響を少なくしていた。逆に、心音のみを測定する時は、プリアンプ部の入力インピーダンスを低くして周波数によるゲイン差を抑え、AD 変換器での分解能が不足しないように測定していた。このように測定する信号によって入力インピーダンスの最適化を行い、測定を行っていた。

1つのセンサで心弾道と心音を同時に測定する場合には、入力インピーダンスを低くして周波数によるゲイン差を抑え、更にセンサの周波数特性を補正するフィルタを付加し、両信号のレベルを合わせて測定する方法を考えていたが、結果的に全体的に SN 比を悪化させることになり、良好な測定を行うことができなかった。

そこで、プリアンプ部の入力インピーダンスを高くして全体的なゲインを稼ぎ雑音の影響を抑えるとともに、測定回路の低雑音化と高分解能化(AD 変換器のビット数を上げる)で音圧の小さな心音の信号も埋もれることなく測定する事により、心弾道と心音をより良好な状態で同時測定できるようにする測定方法の変更を行った。

まず、必要となる AD 変換器のビット数の検討であるが、図 6 から、入力インピーダンスを  $1M\Omega$  とした場合、10Hz と 10kHz では約 90dB のゲイン差があると読み取

れる。これまで使用していた 16bit の AD 変換器では、ダイナミックレンジは約 96dB であり、分解能が不足するが、20bit の AD 変換器ならば、ダイナミックレンジは約 120dB に拡大される。アナログ回路部分から発生するバックグラウンドノイズ等から考え、20bit 以上が必要となる最低規格であると考え、今回は 24bit の AD 変換器を使用することにした。

次に低雑音化であるが、図 5 に示した計装アンプの電源を乾電池に変更し、金属ケースに入れるなど幾つかのノイズ対策を行ったが、手作りの回路の低雑音化は非常に難しかった。市販の USB 接続のオーディオインターフェースの特性を超えることができなかったため、24bit で高インピーダンス入力 ( $1M\Omega$ ) のある BEHRINGER UMC204HD という USB 接続のオーディオインターフェースを使用することにした。

### 6.2 一般環境下での心弾道と心音の同時測定

提案した測定方法によって、心弾道と心音の同時測定が可能であることを検証するため、実験 No.7 として、低雑音、高分解能のインターフェースを使用して、一般環境下での心弾道と心音の同時測定を試みた。なお、実験器具、環境、被験者などは実験 No.4 と同条件であるが、AD 変換器は BEHRINGER UMC204HD に変更し、また、図 18 に示すように、今回の測定ではセンサをより心臓に近い、椅子の背もたれ部分に設置した。測定時には背もたれにもたれかかる状態で安静状態を保った。

図 19 に、図 18 に示す条件で測定した信号のグラフを示す。測定条件は、量子化ビット数 24bit、サンプリング周波数 6kHz、入力インピーダンス  $1M\Omega$  である。

図 19 の上側の振幅波形は、心弾道と心音の 2 つの信号が混ざった波形であるが、周波数帯の低い心弾道の信号強度が非常に大きく支配的となっている。そのため、見た目上は殆ど心弾道図のみの波形となっていて、心音の波形は目視上読み取ることができない。

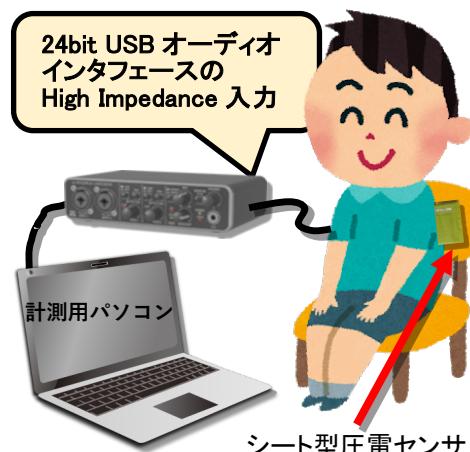


図18 心弾道と心音の同時測定

Fig.18 Simultaneous measurement of cardioballistic and phonocardiogram

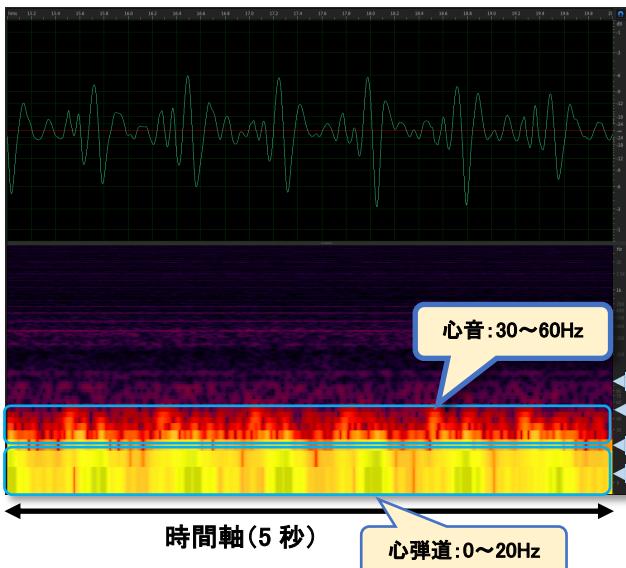


図19 同時測定した心弾道図と心音図

Fig.19 Simultaneously measured cardioballistic diagram and phonocardiogram diagram

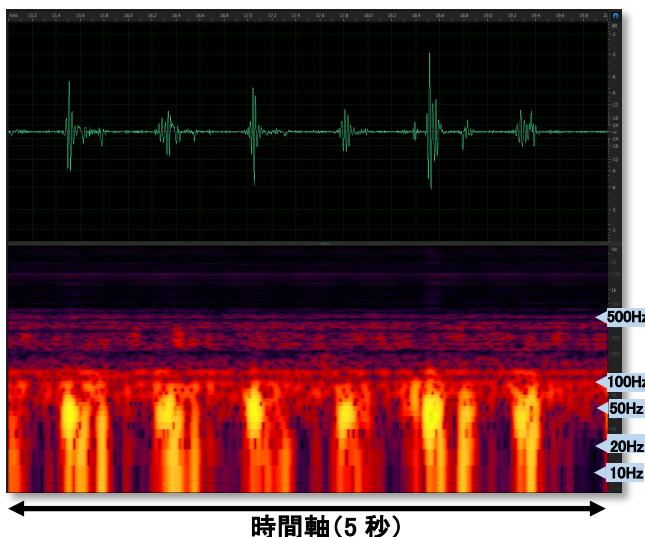


図20 抽出した心音図

Fig.20 Extracted phonocardiogram diagram

下側のパワースペクトルの30Hz～60Hz付近に、心弾道とは異なるが周期的には一致している信号が観測されている。これは、これまで把握していなかった心音であると推測した。これまでシート型圧電センサで測定した心音の周波数帯域は140Hz～280Hzであると考えていたが、この30Hz～60Hz付近の信号が心音の基本波であり、これまで測定していた周波数帯域の信号は3倍と5倍の高調波成分であったのではないかと考える。心音の基本波の周波数帯は商用電源周波数50Hzの影響を強く受けるため、これまで意図的にフィルタでカットしていた部分である。今回の低雑音化と高分解能化で初めて検出するようになった新たな発見である。

### 6.3 心音の抽出

図20に、図19の信号から抽出した心音図のグラフを示す。抽出処理としては、30Hz～500Hzのみを通過させるBPFで心弾道の信号と500Hz以上の雑音を除去し、信号レベルをクリップしない程度に増幅している。

上側の振幅波形では、図19の心弾道図と同期した心音の波形を見ることができ、心弾道と心音の同時測定と抽出が行えたと判断した。しかし、見えているのは第1心音のみであり、第2心音は殆ど見えていない。心音は測定する場所によって第1心音と第2心音の大きさが異なることが知られており、心尖部では第1心音が大きく、心基部では第2心音が大きくなる。今回の測定では、センサが心尖部に近い場所であった可能性が高いと思われるが、今後更に検証する必要がある。

## 7 おわりに

本稿では、新たに開発したシート型圧電センサを用いた非拘束での心拍測定の方法を提案した。このシート型圧電センサは薄く組み込みが容易であるため、例えば椅子やベッドの中に組み込めば、被験者が意識的にセンサを装着しなくても無拘束で測定可能であるという利点があることを示した。

また、このシート型圧電センサの基本的な特性を測定する実験を行い、音響・振動センサとして用いる場合の知見を得た。特に、センサの周波数特性がプリアンプ初段の入力インピーダンスに大きく依存することを発見し、用途別の最適な入力インピーダンスの決定に対する知見を得た。

また、シート型圧電センサを用いて、呼吸や体動が検出でき、心弾道や心音の測定と信号抽出が実際に実行できることを示した。また、一般的な騒音がある環境下や体動がある場合の心拍測定の可能性も示した。

さらに、心弾道と心音の同時測定と分離・抽出を行う手法として、測定回路の低雑音化と高分解能化を行い、ソフトウェア的に補正を行う方法の提案を行い、実際に測定ができる事を示した。またその過程で、これまで見落としていた新たな周波数帯で心音測定が可能であることを発見した。

今後は、心拍情報の測定精度をさらに向上させるため、機械学習を応用した雑音除去や複数センサを使用した音源分離などを試みるつもりである。また、自動車内での測定では、非拘束という条件に拘らず、例えばシートベルトにセンサを組み込む実験も行うつもりである。

## 謝辞

本研究において、測定した信号を独自方法で解析していただき、この信号が心音であるとの判定を頂いた山形大学 大学院理工学研究科の新関久一教授に感謝の意を表する。

## 参考文献

- [1] A. J. Camm, M. Malik. Guidelines Heart rate variability - Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. European Heart Journal 17, pp.354–381, 1996.
- [2] 斎藤 拓, 斎藤 剛, 西館 泉, 新関久一. 心拍呼吸リズム間の位相同期指標に基づくストレス評価の試み. 日本生理学雑誌 69(1): p.32, 2007.
- [3] 新関 久一, 鵜川 成美, 斎藤 直. 呼吸性不整脈位相カップリングと徐波睡眠の連関. 生体医工学 56(0) S274-S274, 2018.
- [4] Kyuichi Niizeki, Tadashi Saitoh. Association between phase coupling of respiratory sinus arrhythmia and slow wave brain activity during sleep. Frontier in Physiology, 2018.
- [5] 吉田豊, 山本健人, 湯田恵美, 早野順一郎. 心拍変動へ機械学習適用による映画視聴時の情動判別. 情報処理学会研究報告, セキュリティ心理学とトラスト (SPT) , 2018-SPT-31, pp.1-2, 2018.
- [6] 内田泰広, 澤本潤, 杉野栄二. 加速度センサを活用した非装着型の人間の行動推定システム. 信学技報, vol. 115, no. 232, HIP2015-72, pp.1-6, 2015.
- [7] 下柿元智也, 鮎澤聰, 鈴木健嗣. 運動訓練のための実時間脈波検出と装着型提示デバイスへの応用. 情報処理学会論文誌. Vol.54, No.4, pp.1480-1488, 2013.
- [8] 上野仁, 鐘ヶ江正巳. ウェアフリーセンサによる高齢者見守り支援システムの提案と部分試作～シート型圧電センサによる心拍・呼吸・体動の検出機能およびイベント発生時の通知機能の試作～. 信学技報, vol. 115, no. 438, MICT2015-39, pp.1-5, 2016.
- [9] 森屋彰久, 鈴木琢治, 大内一成, 亀山研一. 脈波情報を用いた睡眠状態推定とその応用. ヒューマンインターフェース学会論文誌 10(2), pp.207-214, 2008.
- [10] 平岡敏洋, LIN Pingyu, 川上浩司. ドライバの潜在的な安全運転態度を測定する改良版日本語 Implicit Association Test. ヒューマンインターフェース学会論文誌, The transactions of Human Interface Society 19(1-4), pp.199-210, 2017.
- [11] 植野彰規, 古沢洋一, 星野洋, 石山陽事. 布を介した電極からの容量性結合に基づく心電図導出. 電気学会論文誌.C, 電子・情報・システム部門誌, The transactions of the Institute of Electrical Engineers of Japan. C, A publication of Electronics, Information and System Society 124(9), pp.1664-1671, 2004.
- [12] 飛田和邦, 前田 祐佳, 水谷孝一, 若槻尚斗. 心拍数変動環境下における椅子型心拍モニタリングシステム開発に関する研究. LIFE2017 講演予稿集, pp.511-514, 2017.
- [13] 萩原健, 杉田典大, 吉澤誠, 本間経康, 阿部誠, 松岡成己, 斎藤功一, 後藤厚志. シート型微小変位センサを用いた心拍数の推定法. 計測自動制御学会東北支部 第 274 回研究集会, 資料番号 274-5, pp.1-8, 2012.
- [14] 萩原健, 杉田典大. シート型微小変位センサを用いて推定した心拍数変動の信頼性評価. 生体医工学. Vol.52, pp.18-24, 2014.
- [15] 上野仁. 圧電センサにより得られる生体信号の特徴分析による個人特定方式の検討. 情報処理学会研究報告, 高齢社会デザイン (ASD) , 2018-ASD-12, pp.1-6, 2018.
- [16] 館泉雄治. シート型圧電センサによる無拘束心音測定の試み. 情報処理学会シンポジウム インタラクション 2019, 3P-77, pp.974-978, 2019.
- [17] 館泉雄治. シート型圧電センサを用いた心拍計測に関する一考察. 電子情報通信学会 総合大会. 基礎・境界/NOLTA 講演論文集, H-2-19, p.220, 2019.

(2019年8月29日受付)

## [著者紹介]

## 館泉 雄治 (正会員)



1984 年豊橋技術科学大学大学院工学研究科修士課程情報工学専攻修了。1984 年富士ゼロックス(株)、1987 年東京工業高等専門学校電気工学科助手、2007 年 同学科准教授、現在に至る。ネットワーク、情報セキュリティ、機械学習を用いた画像、信号処理などに関する研究に従事。日本バーチャルリアリティ学会、電子情報通信学会、情報処理学会、ヒューマンインターフェース学会 各会員、日本技術士会 会員、技術士協同組合 理事。技術士 情報工学部門 (登録番号 第 81265 号)、情報処理安全確保支援士 (登録番号 第 005118 号)、情報処理学会 認定情報技術者 No.19000216。

## 鐘ヶ江 正巳 (非会員)



1975 年九州大学大学院工学研究科修士課程電気工学専攻修了。1975 年(株)株式会社日立製作所、半導体技術の研究開発に従事。1994 年独立コンサルタント、1996 年ヘルスセンシング株式会社設立 代表取締役、現在に至る。睡眠解析用無拘束生体センサ、ストレスモニターセンサ、ウェアラブルセンサの開発などに従事。日本技術士会 会員、技術士協同組合 理事。