

シート型圧電センサによる無拘束心音測定を試み

舘泉雄治^{†1}

概要：心拍信号は豊富な情報を含んでおり、感情や興奮状態の取得、病院や介護施設・保育園等での見守り、運転手の異常や居眠り検知など、様々な分野での応用が試みられている。心拍情報のセンシングは被験者を無拘束の状態で行うことが望ましいが、従来の検出方法では被験者の体動により検出が妨げられるという問題があった。これは、従来の方法が心拍情報の信号源として主に心弾道の振動を利用しており、その周波数帯が体動で生じる振動の周波数帯と重なっていることに起因している。本稿では、新たに周波数帯が異なる心音を利用した心拍測定を被験者が無拘束の状態で行う方法を提案し、一定の条件下で実際に測定できること、そして、フィルタリング処理により体動で生じた雑音を除去できることを実証し報告している。

1. はじめに

生体からの信号をセンシングし、得られた情報により様々なサービスに活用しようという試みがあるが、中でも心拍に起因する信号は特に重要であり、また、豊富な情報を含んでいると考えられる。例えば、利用者の感情・興奮状態などを取得したり[1][2][3]、病院や介護施設等で患者の容態急変の検知に利用する[4]、保育園等で乳幼児のお昼寝の見守り[5]、車の運転手の異常・疲労度や居眠りを検知するなど[6]、その応用は非常に広いと考えられる。

心拍情報を得るには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る[7]。他の方法として、(光電脈波法)、(血圧計法)、(心音図法)などが考えられ、特に(心音図法)は被験者を無拘束で測定できる可能性があり優れていると考えられる。

本稿では、シート型圧電センサを用いて、振動ではなく音として心拍情報を測定する方法を提案する。この新たに提案する方法により、従来よりも小型軽量であり、体動などの外的ノイズに強い心拍センサを構築できる可能性が期待される。

2. 心拍に起因する音と振動

心拍に由来する音を、振動まで含めた広義での音とした場合、心臓によって拍出される血液の勢いに起因する振動(心弾道)と、心臓の弁の開閉に起因する音(心音)の2つが考えられる。

従来、被験者を無拘束で測定できる心音(広義)のセンサとしては、振動を直接電気信号に変換する圧電素子を使用したセンサ、チューブとマイクロフォンを組み合わせたセンサ、マイクロ波を用いて振動を測定するセンサ等が研究・実用化されてきたが、いずれも主に振動(心弾道)を測定するセンサであった[8][9]。これは、振動(心弾道)に

比べて音(心音)のエネルギーが非常に小さいことに起因していると考えられる。振動(心弾道)を測定するセンサは、いずれの方式でも被験者が静止している状態での測定は非常に高感度・高精度で行うことができているが、体動には弱いという特徴がある[10][11]。

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1~2Hz程度である。振動(心弾道)を測定するセンサは、この基本波と高調波を測定するが、その周波数範囲は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の周波数範囲と一致しており、周波数的に分離することは困難である。そのため、振動(心弾道)を測定するセンサは被験者の体動に非常に弱く、例えばベッドの下に設置して就寝時の心拍を測定するような用途のセンサには適しているが、活動している被験者の感情や興奮状態を測定することは困難であると考えられる。

これに対して心音は、心臓の弁の開閉に起因する音であるためより高い周波数域での信号となり、実用化されている心音マイクなどでも500Hz程度までの信号を扱うように設計されている。心音の周波数帯域であれば、被験者の体動時に生じる振動の周波数範囲と重なっておらず、周波数的に分離することが可能であると考えられる。しかし、心音自体が非常に小さな音のため、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ことは難しいと考えられてきた。

一方、心音は被験者の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考えられ、また、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た。

そこで、被験者が椅子に着座するということを想定し、無拘束の状態での心音測定を試みることにした。限られた条件下での測定になるが、体動による振動を周波数的に分離できるということも実証したいと考える。

^{†1} 東京工業高等専門学校 電気工学科

3. 心音測定環境

図 1 に本研究で行った心音測定のシステム構成図を示す。椅子の着座面にシート型圧電センサを置き、被験者はセンサの上に着座して測定を行う。センサからの信号は、一般的な USB 接続のオーディオインターフェイスを介して、音声信号としてパソコンに記録した。

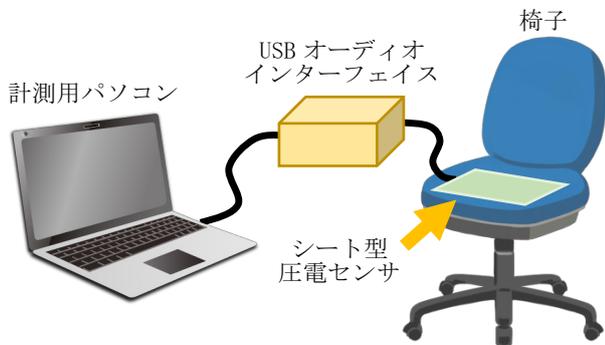


図 1 心音測定のシステム構成図

3.1 シート型圧電センサ

今回の測定では、図 2 に示すような外形寸法 $90 \times 190 \text{mm}$ のヘルスセンシング社製シート型圧電センサを使用した。このセンサは、厚さ $40 \mu\text{m}$ のポリフッ化ビニリデン (PolyVinylidene DiFluoride, PVDF) の薄膜圧電シートを使用して作成されている。



図 2 シート型圧電センサの外観

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、心音の測定に必要な 500Hz 程度までの周波数帯域の信号を扱うことが可能である。また、被験者の骨格や体組織、椅子の構造材を伝搬してきた振動として心音を測定することになるため、振動センサが最適なセンサであると考えられる。

3.2 USB オーディオインターフェイス

AD コンバータとしては、小型 USB 接続タイプのパソコン用オーディオインターフェイスのマイク入力端子を使用した。このインターフェイスは、マイクの風切り音などを防止する目的で、 20Hz 以下の低域をカットする HPF が内蔵されている。

量子化ビット数は 16bit で、サンプリング周波数は 6kHz

とした。想定した心音の周波数帯域は 500Hz 程度までであるが、そもそも測定対象の数百 Hz の心音が高調波成分を含んでの信号であると考えられ、これより高い周波数領域においても有用な信号が含まれている可能性もあるため、広い周波数帯域で測定を行うこととした。

なお、別な試みとして、初段を計装アンプで受け、オペアンプで増幅した後に計測用の AD コンバータで測定する実験も行ったが、良い結果を得ることができなかった。センサからの生信号には、測定する心音だけではなく体動による振動や心弾道に起因する振動、外来ノイズなどが重畳されているのであるが、心音以外の信号が支配的になり、心音の信号をマスキングしてしまうという結果になってしまった。アナログ信号の段階での適切なフィルタリングとゲインコントロールが必要であると考えられるが、これらの機能は安価なパソコン用オーディオインターフェイスのマイク入力端子の方が優秀であった。

今回の実験の目的は、一定の環境下において被験者が無拘束の状態でも心音を測定できるということを実証することであるため、USB オーディオインターフェイスを使用して測定を行うことにした。

3.3 測定環境

今回の測定は、特別な防音設備のある場所ではなく、一般的な環境（東京高専の実験室）で行った。但し、ノイズを低減する目的で、以下の対策を実施した。

- 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

エアコンや換気ファンの振動は床面などを通じてセンサに届き、非常に大きなノイズ源となっていた。測定する部屋のエアコンを切っても、室外機を共有する部屋でエアコンを使用していると、その振動が伝わって来てしまった。また、階下の部屋のエアコンの振動も大きく、深夜に人気なくなるのを待つ必要があった。更に、エアコンを切っても室外機も含めた運転が完全に停止するにはかなりの時間が必要であり、夏場の測定はかなり過酷な環境下での測定となった。

このように、測定した部屋自体は一般的な環境であるが、極めて静粛な、特殊な環境下での測定であったと言える。

4. 心音測定の可能性の検証

図 3 に心音の測定結果のグラフを示す。このグラフの上段は振幅波形のグラフであり、下段は周波数スペクトルを示したグラフである。

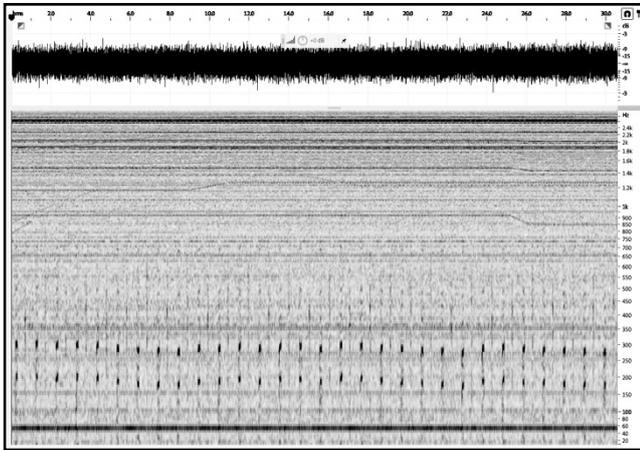


図 3 心音測定結果

図 4 に周波数スペクトルの一部を拡大したグラフを示す。図の横方向は時間軸、縦方向は周波数軸であり、右側の数値は周波数である。50Hz 付近に横一直線のラインが確認されるが、これは商用電源のハムノイズである。

150Hz から 200Hz の間と 250Hz から 300Hz の間にはほぼ一定間隔で点が並んでいるが、これが測定した心音の信号であると思われる。2 つの周波数が観測されているが、これは心音の高調波成分のピーク値が 2 つあったためであり、元は 1 つの信号ではないかと考えられる。

また、この強い信号の時間軸上の中に、少し小さい信号が確認できる。これは第二心音であり、強い方の信号が第一心音であると考えられる。

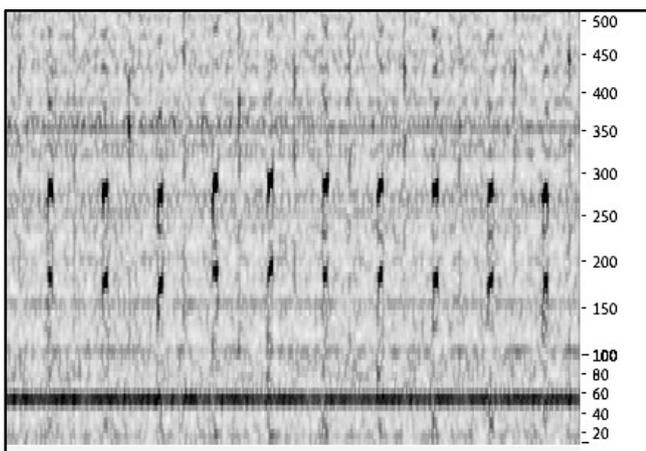


図 4 心音測定結果 (拡大図)

図 5 に測定した心音の信号から商用電源のハムノイズをフィルタリングした後に、ウェーブレット解析を行った結果を示す。図 4 では不鮮明であった第二心音の信号がよ

り鮮明に表示され、この信号が間違えなく心音であると確認することができた。

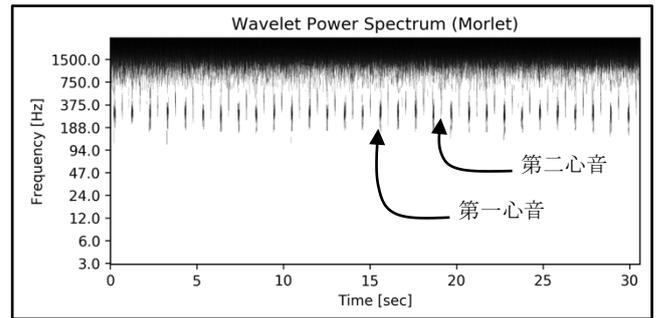


図 5 測定した心音のウェーブレット解析

これらの結果から、一定の条件下では被験者を無拘束で心音の測定が可能であると結論付けることができた。

5. 心音信号の抽出 (雑音除去)

測定した信号に心音の信号が含まれていることは確認できたが、その信号強度は非常に小さく、他のノイズに埋もれてしまっているような状態である。

そこで、測定した信号のフィルタリング処理により、心音の信号だけを抽出することができないか検討を行った。

図 6 は商用電源のハムノイズとその高調波成分を除去し、更にタップ数 100 の FIR バンドパスフィルタによって 120Hz から 300Hz の周波数成分のみを抽出した信号である。図 3 の上段の振幅波形ではノイズに埋もれていた心音信号が、図 6 では微弱ではあるがはっきりと抽出できていることが確認できる。

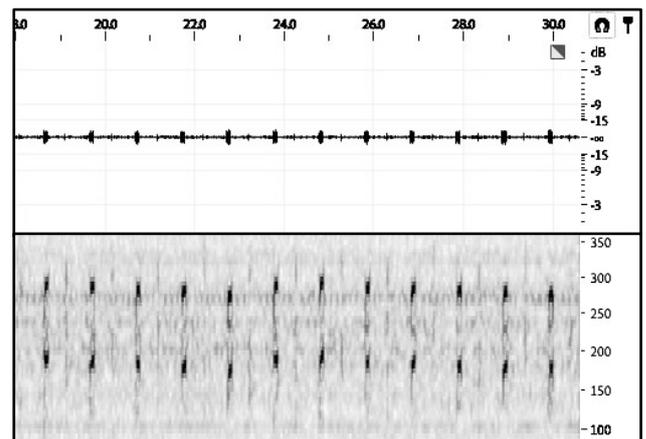


図 6 測定信号のフィルタ処理による雑音除去

6. 心音と体動に起因する振動との分離

図 7 に意図的に体動の振動を加えた場合の測定結果を示す。上段の振幅波形において、体動に合わせて信号波形が振動するように乱れているのが確認できる。

体動は、腕や腰を比較的速くシェイクするような動きを加えたが、できる限り振動だけで、耳で聞こえるような音は発生しないように注意しながら測定を行った。

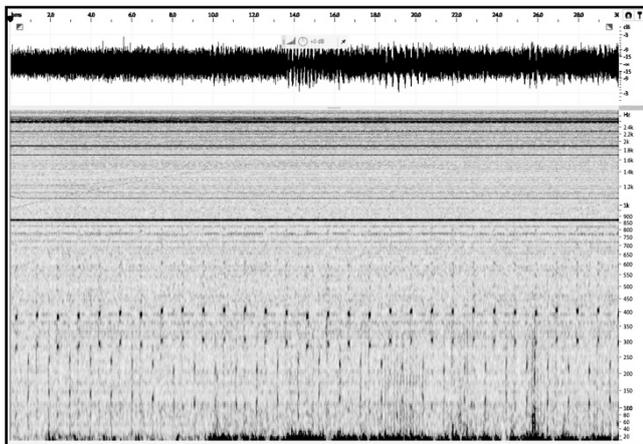


図 7 心音+体動振動の測定結果

図 8 に周波数スペクトルの一部を拡大したグラフを示す。このグラフの下側（低周波数域）の信号が体動に起因する振動であり、主に 20Hz 以下の周波数帯域に集中していることが観測できる。

なお、この測定においては第一心音よりも第二心音の方が強く観測されている。今回の測定においては、ちょっとした測定条件の変化によって観測されるピーク周波数が変化することが観測された。この信号のピーク周波数の変化は、強調される心音の高調波成分の次数が変化していると思われるが、その原因・条件などは解明することができなかった。

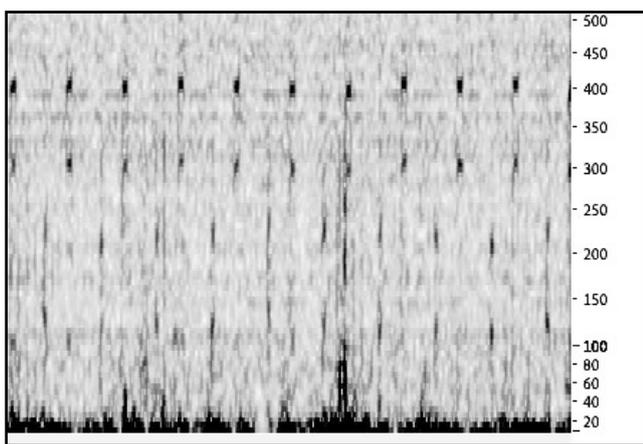


図 8 心音+体動振動の測定結果（拡大図）

図 9 に体動の振動を加えた測定結果のウェーブレット解析を行った結果を示す。心音の周波数領域と体動に起因する振動の周波数領域が十分に別れていることを確認することができる。

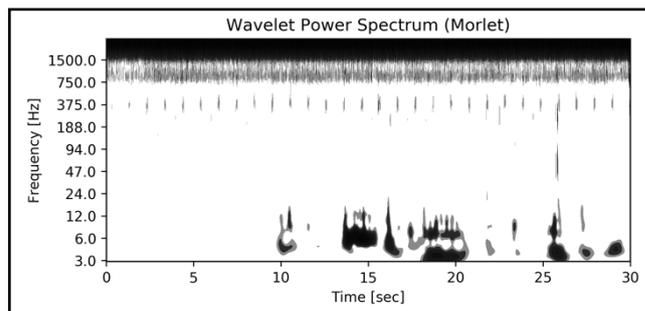


図 9 心音+体動振動のウェーブレット解析

図 10 にフィルタリング処理を行い、心音信号を抽出した結果を示す。図 6 の振幅波形と比べて明らかに雑音が多くなってはいるが、目視でも心音の波形を確認することができる。これは、従来の心弾道に起因する信号からは抽出することが困難であった信号である。

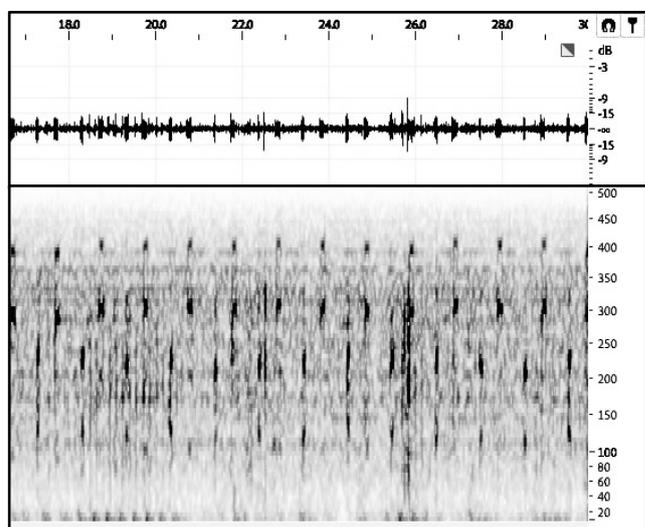


図 10 心音+体動振動のフィルタ処理による雑音除去

7. 非接触での心音測定の可能性

被験者が椅子に着座せず、センサと非接触の状態での心音測定を試みた。被験者は椅子（センサ）から 1m 程度離れた位置に立ち、椅子やセンサに直接接触しない状態での測定である。

図 11 に非接触での心音測定結果のグラフを示す。微弱ではあるが心音が測定できていることが確認できる。

測定された心音の振動は、空气中を伝搬したのか、それとも足から床面を介して伝搬したのか確認できていないが、特別な条件を整えれば、非接触の状態でも心音が測定できる可能性があることを示している。

図 12 は、これまでのフィルタ処理に加えて、適応フィルタなど、考える全ての手法を用いて信号抽出を行った結果のグラフである。全てにおいて特殊な条件下ではあるが、非接触で心音を測定、抽出できたと言える。

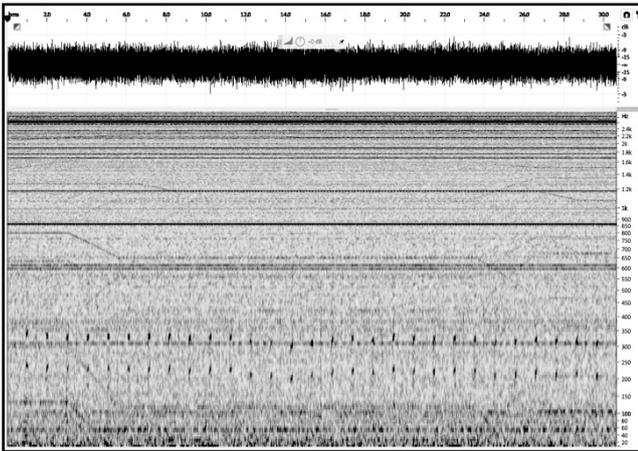


図 11 非接触での心音測定結果

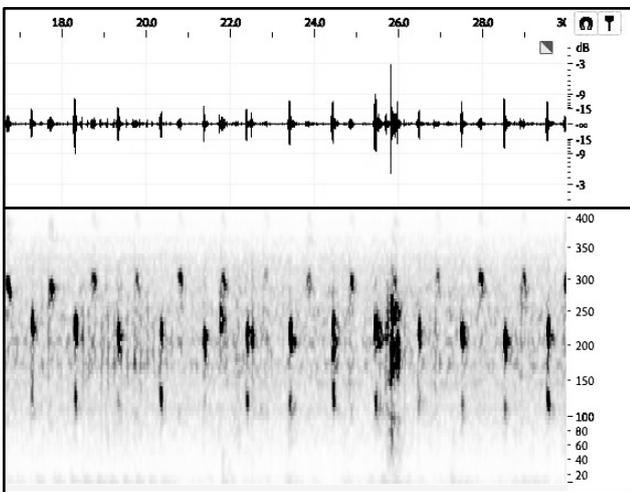


図 12 非接触心音測定のフィルタ処理による信号抽出

8. おわりに

本稿では、新たに心音を利用した被験者が無拘束の状態でも心拍測定を行うことができる方法を提案し、一定の条件下で実際に測定できること実証した。また、測定した信号にフィルタリング処理を施すことによって、雑音を除去できることも実証した。これにより、従来は測定が困難であった、被験者の体動を伴う環境下で心拍測定を行うことができる可能性が開けたと言える。

現段階ではまだ周囲の環境雑音に弱く、極めて静粛な環境でしか測定できないという制約があるが、積極的に雑音を除去する工夫を加えたり、AD コンバータの量子化ビット数を増やすなどすることにより、より現実的な環境下での測定の可能性も広がっていくと考えられる。

謝辞 シート型圧電センサをご提供いただいたヘルスセンシング株式会社に、謹んで感謝の意を表する。

参考文献

- [1] 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, p1-2.
- [2] 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年9月.
- [3] 下柿元智也, 鮎澤聡, 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 1480-1488, (Apr. 2013).
- [4] 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年1月.
- [5] 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. ヒューマンインタフェース学会論文誌 10(2), 207-214, 2008-05-25.
- [6] 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. ヒューマンインタフェース学会論文誌, The transactions of Human Interface Society 19(1-4), 199-210, 2017. <https://office.microsoft.com/ja-jp/products/> (参照 2016-02-20).
- [7] 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), 1664-1671, 2004-09-01.
- [8] 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, p1-6.
- [9] 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, 2017-09.
- [10] 荻原健, 杉田典大, 吉澤誠, 本間経康, 阿部誠, 松岡成己, 斉藤功一, 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, p1-8. 2012.
- [11] 荻原健, 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.