

シート型高感度振動センサーを用いた生体情報の取得と応用

○鐘ヶ江 正巳* 藤田 努 (ヘルスセンシング株式会社)
新関 久一 (山形大学大学院 応用生命システム工学専攻)

Extracting human vital signs and stress index using high sensitive piezoelectric sheet sensor

Masatomo Kanegae*, Tsutomu Fujita (Healthsensing Co.,Ltd.)

Kyuichi Niizeki (Dept. of Biosystems Eng., Yamagata University)

The present study is aimed to develop and validate an unconstrained method for monitoring heart rate and respiration signals using high-sensitive piezoelectric sheet sensor. By employing appropriate signal processing, pulsatile waveform corresponding to the heartbeat and respiratory rhythm can be extracted. The results showed good agreement compared with the reference data derived from ECG and respiratory flow.

キーワード：心弾動図，心電図，心拍数，呼吸，無拘束，ストレス指標

(ballistocardiogram, electrocardiogram, heart rate, respiration, unconstrained, stress index)

1. はじめに

生体情報の計測には高度の技術を駆使した機器が用いられるようになってきたが、その多くは病院等に設置されているものであり個人レベルで自分の健康を管理したり、疾患の予防に用いることができる生体計測の手段はごく限られている。一方、社会の高度化によってもたらされるストレス，あるいは少子高齢化が益々進展する中で，呼吸器・循環器疾患患者が増加しつつあり，呼吸循環機能の把握やその予防はますます重要になりつつある。また，高齢者の孤独死や介護施設で不幸にして亡くなった場合，事故死なのか病死なのか判断がつかない場合が多い。このような事態を防ぐために，日常の身体活動を拘束せずに無侵襲で容易に計測できる生体情報計測機器の登場が待ち望まれている。

心拍や呼吸といったバイタルサインの計測には心電図，呼吸流速計など専用の生体計測機器を必要とするが，個人が気軽に利用できるものではない。一方，心理ストレス評価は，血圧，心拍数，皮膚温，発汗などの生理指標，カテコールアミンなどの液性ストレスマーカーの計測が一般的であり，これらも個人が計測できる指標ではない。心電図を計測して心拍リズムゆらぎを計測し，その周波数解析から間接的に自律神経活動を推定してストレス指標として用いる手法(HRV 解析)が提案されているが，呼吸周波数の影響や，年齢依存性，フィットネスの影響など個人差も大きく定量的に評価できないという指摘がある⁽¹⁾。

最近，呼吸性不整脈(Respiratory Sinus Arrhythmia, RSA)と呼吸パターンの位相コヒーレンスから心理ストレスを評価する手法が提案されており，HRV 解析と良く関連することが報告されている⁽²⁾。この手法は心電図から

RSA を求め，RSA と呼吸パターンの瞬時位相から位相コヒーレンスを算出するものであり，呼吸周波数の影響を受けないことが示されている。

本研究では，高感度の圧電シートセンサを開発し，これを用いて心弾動波形および呼吸運動に伴う振動成分を検出，心拍数と呼吸数を無拘束無侵襲で計測可能か検討した。また，位相コヒーレンスを用いて心理ストレス指標を抽出可能か検討を行った。

2. 実験概要

〈2・1〉圧電シートセンサ

心拍・呼吸・軀，体動を無拘束で，測定できるセンサーとして，当社独自に，高感度シート型センサーを開発した。本センサーの概要を図1に示す。図1 (A) は，センサー本体の構造，(B) は組立後の概観図を示す。センサー原材料としては，フッ素系の有機薄膜強誘電体材料であるポリフッ化ビニリデン (PVDF) を用いる。PVDF を正電極と負電極で挟み外層カバーで保護した。PVDF に蓄積される電荷を電流電圧変換し，フィルター回路などとともに実装組立を行った。これをベッドのシーツ下や椅子の座位部（臀部下）の薄い座布団の下に敷き，被験者には全く負担をかけずに，無拘束で生体信号をリアルタイムで分離抽出する。

本センサーは，ピエゾ素子であり，機械的な力（僅かな力）が印加されると，起電力が発生する。本シート型センサーを椅子の座位部に敷いた場合，ヒトが椅子に座ると，ヒトの心臓や呼吸の動きが，体内，及び体表面を通じて振動波としてセンサーに伝わり，センサーで μV オーダーの起電力が発生する。この信号には，障害となる雑音信号はもとより，心拍，呼吸等の所望する生体情報が含まれるので，その後の独自の信号処理アルゴリズム（電子回路とソフト

ウェア)を用いて心拍・呼吸等の生体情報を分離抽出する(3)(4)。

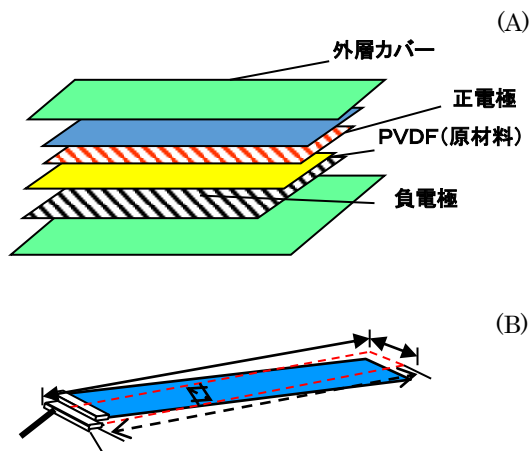


図1 センサーの構造概観図

(A) センサー本体の構造, (B) センサーの構造概観図

〈2・2〉 実験方法

被験者は胸部に心電図用電極を貼付し単極導出により心電図(ECG)を計測した。また、被験者はフェイスマスクを装着し、熱線型呼吸流速計により呼吸パターンを計測した。被験者はセンサが敷かれた椅子に座り安静を保つ。また、ベッドでの計測の場合はベッドマットレス上に設置されたセンサーの上に仰臥位で安静を取った。

実証実験としてセンサーを介護施設に導入し、試験的に24時間の連続計測を試みた。

〈2・3〉 解析方法

BCG データならびに心電図、呼吸流速波形を 100 Hz でサンプリングして保存した。BCG データは心拍検出用と呼吸検出用の特定のデジタルフィルタを用いて信号処理を行った。BCG に高周波バンドパスフィルタをかけた後、全波整流積分を行い心拍由来の振動成分のみを抽出した。ECG ならびに信号処理後の BCG 波形に閾値を設定して拍動間隔を求めた。ECG から求めた心拍間隔は RRI, BCG から求めた心拍間隔をここでは BBI と称す。また BCG 原波形に低周波のバンドパスフィルタをかけ呼吸成分を抽出した。

RRI ならびに BBI をスプライン補間により 10 Hz で再サンプリングした。実測と推定呼吸波形も 10 Hz で再サンプリングし、心拍は呼吸周波数のフィルタをかけて呼吸性不整脈を抽出した。呼吸性不整脈と呼吸波形を Hilbert 変換し解析信号から瞬時位相を求め、その位相差(Ψ)から位相コヒーレンス($\lambda=1/N \sum e^{-i\Psi(d)}$)を算出した。位相コヒーレンスは 10 秒の計算窓で 5 秒ずつシフトさせながら求めた。

3. 結果および考察

〈3・1〉 ベッド上での計測例

図2は、センサーから得られた心弾動図の原信号から信号処理過程を経て、心電図の R-R 間隔 (RRI) に相当する心拍動間隔、呼吸パターンおよび呼吸性不整脈と呼吸の位相コヒーレンス(λ)を推定した一例を示す。心電図から同時計測で得られた RRI と BCG から得られた BBI は酷似しており、信号処理が有効であったことを示す。これは、心弾動図と心電図が、原理的にはそのインターバルが一致するのは、当然のことであるが、それを実証することができたことを示している。また、実測の呼吸と BCG から推定した呼吸波形はほぼ一致していた。

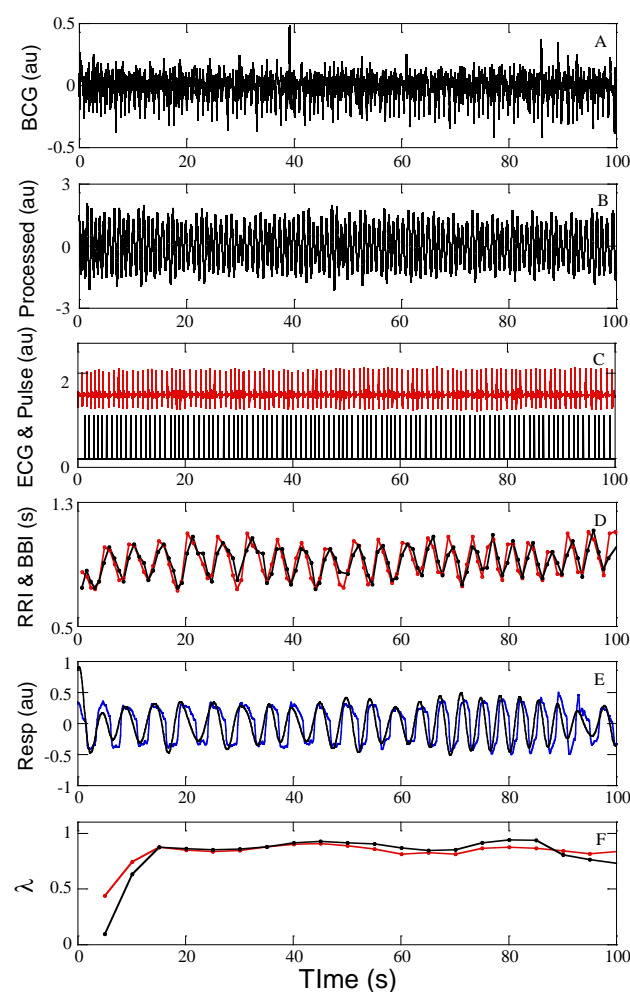


図2 心弾動図原信号からの信号処理過程と心拍呼吸の推定 (A)心弾動図原波形(BCG), (B)信号処理後の BCG 波形(Processed), (C)心電図(赤)と Processed 信号から得られた心拍動パルス(黒), (D)心電図から求めた RRI(赤)と BCG から求めた BBI(黒), (E)実測呼吸(青)と BCG 原波形から推定した呼吸波形(黒), (F)心電図と実測呼吸から推定した位相コヒーレンス(赤)と BCG から推定した位相コヒーレンス(黒)

図3は ECG と BCG の信号処理後(processed)のパワースペクトル密度を示している。ECG の基本周波数である心拍周波数と processed 信号のパワースペクトルのピークは一致し、processed 信号は ECG の基本周波数成分以外のパワーが除去されていることがわかる。BCG は心拍動に伴う振動波形を記録するものであるが、呼吸運動に伴う振動成分が心拍動成分と重畳すると波形が安定せず、BCG 原波形から RRI に相当する一拍毎の拍動間隔を得るのは従来難しかった。本手法では予め呼吸周波数成分を完全に除去した後、心拍由来の振動成分を求めて閾値クロス法によって RRI に相当する BBI を求めた。

RRI に相当する BBI が正確に求められることで呼吸性不整脈の検出もでき、算出した位相コヒーレンスは心電図と実測呼吸から求めたものとほぼ一致した。

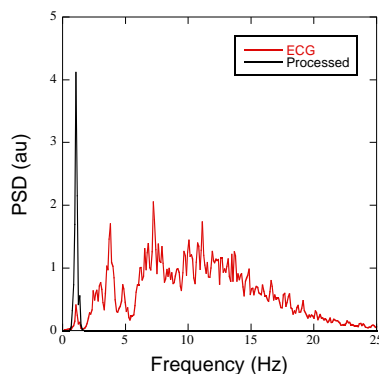


図3. ECG と処理後の BCG のパワースペクトル
赤は ECG, 黒は BCG 処理後のパワースペクトル密度

〈3・2〉 24 時間計測例

次に、本センサーを介護施設に導入し、24 時間連続して使用した。今回は、センサーをベッドマットレスの下に敷いて被験者の心拍・呼吸・体動等の生体情報データ推移を調べた。その結果を図4に示す。図4 (A) の横軸は 24 時間、縦軸は、信号強度を示している。いずれも 80 歳台の高齢者を被験者としている。図中、緑は心拍取得時間帯、赤色は体動の動きを示している。ベッドから離床している時間帯や体動がある場合は計測できないが、ベッド上に安静でいる場合は心拍や呼吸が計測可能であった。

図4 (B) は被験者の 1 分間の心拍動および呼吸の波形を示している。データはリアルタイムで 24 時間計測されるので、その内の 1 分間のみ抽出した結果である。これらのデータを時間推移で解析すると生活のリズム、離床時間などの個人差に関するデータを得ることができる。24 時間連続計測での心理ストレス評価は行っていないが、 λ 指標は睡眠リズム評価にも適用できる可能性がある。これについては、次報等で、詳細に述べる予定である。

4. 結論と今後の課題

本研究では、心弾動図を用いて beat-by-beat の心拍と breath-by-breath の呼吸を抽出し、ECG および呼吸流速計で同時計測して求めた値と比較した。心電図から心拍変動解析に用いられる RRI が、心弾動図においても同等に求められることを示した。また、呼吸波形も実測値とほぼ同等の波形が得られた。しかしながら、まだ検討例が少なく今後、被験者数を増やして精度を検証する必要がある。また、信号処理の精度向上を図り、フィールド試験を重ねて実用に耐える生体情報計測システムを構築していく必要がある。

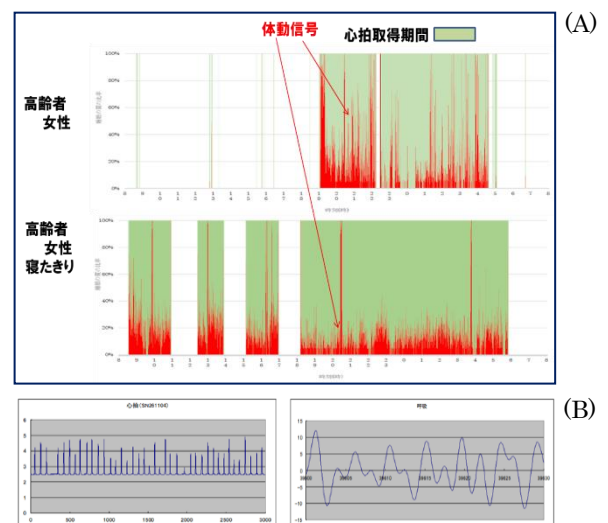


図4. 24 時間連続計測の一例

(A)2 名の高齢者の 24 時間計測、赤は体動を示し、緑の時間帯は心拍呼吸が計測できた時間帯を示す。

(B)拡大波形

文 献

- (1) Gary G Berntson, J. Thomas Bigger Jr. *et al.*, "Heart rate variability: Origin, methods, and interpretive caveats". *Psychophysiology* 34 巻, pp.623-648, 1997 年
- (2) Niizeki K and Saitoh T, "Incoherent oscillations of respiratory sinus arrhythmia during acute mental stress in humans". *American Journal of Physiology, Heart and Circulatory Physiology* 302 巻, pp.359-367, 2012 年
- (3) 特願 2013-100956 号
- (4) 特願 2014-092398 号