

柔軟面状触覚センサを用いた呼吸と心拍の計測

Measurement of Respiration and Heartbeat by Using Flexible Tactile Sensor Sheet

松尾 一矢 (理研) 加藤 陽 (東海ゴム) 清水 厚輝 (東海ゴム) 郭 士傑 (東海ゴム) 向井 利春 (理研)

Kazuya MATSUO (RIKEN), matsuo@nagoya.riken.jp, Yo KATO (Tokai Rubber Inds.),
Atsuki SHIMIZU (Tokai Rubber Inds.), Shijie GUO (Tokai Rubber Inds.), and Toshiharu MUKAI (RIKEN)

We describe a measurement method of respiration and heartbeat by using Smart Rubber sensor, the rubber-based flexible tactile sensor sheet developed by us. This method is useful for recognizing person's conditions: sleeping soundly, sleeping lightly, lying down, sitting on a bed, and so on. Our goal is to watch over those who require nursing care. The proposed method measures respiration and heartbeat as follows. First, we measure body pressure using Smart Rubber sensor placed on a bed. Then, the method applies a frequency analysis to the time series data of body pressure. Finally, respiration and heartbeat are obtained by extracting suitable frequency band. In the experiments, respiration and heartbeat have been successfully measured.

Key Words: Tactile, Sensing, Respiration, Heartbeat.

1 序論

日本では、2010年から2020年までの10年間で、65歳以上の高齢者が約2900万人から約3600万人へと700万人ほど増え、社会全体の高齢化率も23.0%から29.1%に急増すると予想されている[1, 2]。それに伴い、要介護者も増えると考えられるが、介護職員の増加が追いつかないため、職員ひとりあたりの負担が大きくなると見込まれている[3]。したがって、介護職員の負担軽減のために、ロボット介護機器の導入の必要性が高まっている。

ロボット技術の介護利用における重点分野として、移乗介助、移動支援、排泄支援、認知症の方の見守りの4分野が経済産業省と厚生労働省により策定されている[4]。このうちの認知症の方の見守りとして、センサを用いてベッドの上の被介護者の状態を識別できれば、介護職員の負担軽減に大きく貢献できる。識別すべき被介護者の状態としては、ベッド上にいるかいないか、上体を起こしているか横になっているか、横になっているなら仰向けかうつぶせかなどがある。さらに、被介護者の体勢に加え、眠りの深さなどの睡眠状態も計測できると有用である。被介護者の睡眠状態を観測し、睡眠の質を高めることができれば、健康管理に効果的である。

睡眠状態を計測する方法として、睡眠ポリソムノグラフィ検査がよく知られている。この手法では、脳波、心電図、眼球運動、頤筋電図、呼吸曲線を測定し、R&K法[5]に基づいて、睡眠状態を覚醒、レム睡眠、ノンレム睡眠ステージ1~4の6段階に分類する。高い精度で睡眠状態を計測できるという利点があるが、生体信号を測定するために多くのセンサを体に取り付けなければいけないため[6]、計測に拘束感が伴い、自然な睡眠を妨げる恐れがある。また、生体信号から睡眠状態を識別するために検査技師の判断が必要であり、自動化が困難であるという問題がある。したがって、被験者に負担をかけることなく、睡眠状態を簡便に計測できる手法の開発が求められている。

呼吸数や心拍数、体動数が測定できれば、睡眠状態を推定できる[7]。例えば、心拍数と睡眠状態との間には、強い相関があることが認められている[8]。無拘束かつ非侵襲な睡眠計測手法はいくつも報告されており[9-17]、空気圧方式のマットレス型センサを用いて心拍、呼吸、体動、イビキ、咳を測定し[13]、レム睡眠時に呼吸数と心拍数が増加してリズムが不規則になることなどから睡眠状態を推定する手法[14, 15]や、赤外線モーションセンサやカメラ

ラを用いて測定した体動に着目した研究[16, 17]がある。

本稿では、面状触覚センサを用いて人の呼吸と心拍を計測する手法を提案する。ベッドに敷いた触覚センサで測定した圧力情報から呼吸と心拍を計測できれば、圧力分布の移動から得られる体動と併せて睡眠状態を推定できる。また、触覚センサを用いることで、ベッド上の人や姿勢、動きも分かるので、被介護者の見守りに役立つと考えられる。

2 呼吸と心拍の計測手法

柔軟面状触覚センサを用いて測定した圧力情報から、人の呼吸と心拍を計測する手法を提案する。まず、ベッドに敷いた触覚センサを用いて、横になっている人の体圧を測定する。次に、人の胸部にあたる範囲のセンサセルが測定した体圧の時系列データに対して、周波数解析を適用する。そして、適切な周波数帯域を抽出することで、人の呼吸と心拍を取得する(図1)。

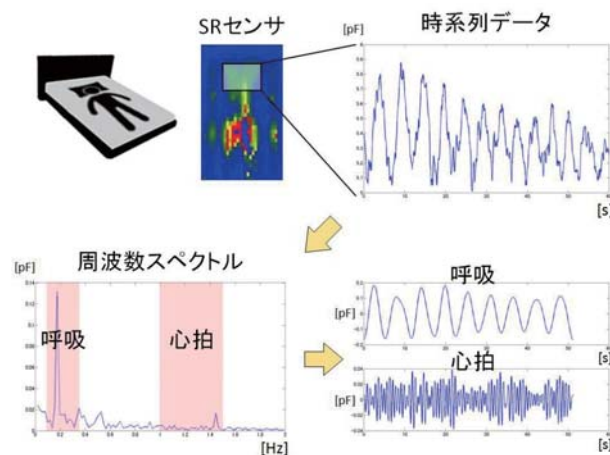


Fig.1 Measurement of respiration and heartbeat by using flexible tactile sensor sheet.

2.1 周波数解析

ベッドに横になっている人の体圧の時系列データに対して周波数解析を行い、圧力情報から呼吸と心拍を取り出す。この周波数

解析には、高速フーリエ変換 [18, 19] (Fast Fourier Transform, 以下 FFT と呼称) を用いた。人が呼吸すると胸が膨らむ。また、心拍による体圧の変化は心臓の周辺で特に大きくなると考えられる。そこで、胸部にあたる範囲のセンサセルの測定データに対して、周波数解析を行った。

2.2 呼吸と心拍の抽出

安静にしているとき、呼吸と心拍はほぼ一定の周期を保つ。したがって、体圧の時系列データから適切な周波数帯域を抽出すれば、呼吸と心拍を計測できると考えられる。安静時の呼吸と心拍の回数 [20] を参考にして、抽出する呼吸の周波数帯域は 0.10[Hz] ~ 0.35[Hz] (6[回/分] ~ 21[回/分]) とし、心拍の周波数帯域は 1.0[Hz] ~ 1.5[Hz] (60[回/分] ~ 90[回/分]) とした。抽出した周波数帯域を時間領域の信号に戻すことで、呼吸と心拍の波形を求めることができる。

3 柔軟面状触覚センサ

提案手法を行うためには、ベッドに横になっている人の体圧を測定するセンサが必要である。センサを体に取り付けると拘束感が生じて自然な睡眠を妨げる恐れがあるため、ベッドに敷いた面状触覚センサを用いて体圧を測定する。被験者に違和感を覚えさせない測定を行うために、十分に柔らかいセンサを用いなければならない。また、被験者の体重でセンサが変形すると考えられるため、センサには伸縮性が必要である。

柔軟で伸縮性のある面状触覚センサとして、我々は SR センサ [21] (東海ゴム工業) を用いた。SR センサは、柔軟で伸縮性のある 2 枚の導電性ゴムシートの電極で、薄い誘電層をはさんだ構造をしている (図 2)。両側の電極の本数をそれぞれ m 本と n 本とすると、両側の電極が交差するところごとに静電容量センサができるので、全体では $m \times n$ 個のセルが構成される。SR センサは配線を含めてすべてゴム系の材料で作られているため、柔軟かつ伸縮性がある。

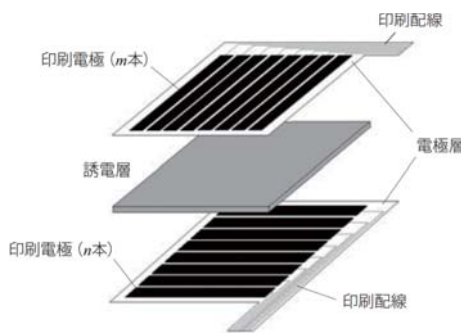


Fig.2 Schematic structure of SR sensor.

使用した SR センサの外観と寸法を図 3 に、仕様を表 1 に示す。この SR センサは、センサに対して垂直に加わる力を測定する。人の体とベッドの間に生じる力は垂直力成分と接線力成分から成るが、人がベッドの上で安静にしているとき、接線力成分は無視できると考えられる。



Fig.3 Photograph of SR sensor.

Table 1 Specifications of SR Sensor

セル数	1024	
	横	縦
	32	32
センササイズ	950 [mm]	570 [mm]
セルサイズ	20 [mm]	12 [mm]
セル間距離	10 [mm]	6 [mm]
測定周波数	20 [Hz]	

4 呼吸と心拍の計測実験

提案手法により、ベッドに横になっている人の呼吸と心拍を計測する実験を行った。計測した呼吸と心拍を呼吸センサと心拍センサの測定結果とそれぞれ比較することで、提案手法の有効性を確認する。

ベッドに敷いた SR センサの上に 3 種類の姿勢で被験者が横になり、それぞれの姿勢で被験者の体圧を測定した。3 種類の姿勢 (仰向け、うつぶせ、横向き) を図 4 に示す。なお、被験者は 29 歳の男性である。次に、被験者の胸部にあたる範囲のセルの出力の平均値を体圧データとして、FFT を行った。FFT を行うためにはデータ数が 2 の累乗である必要があるので、1024 個 (51.2 秒間) の体圧データを用いた。そして、FFT の出力である周波数スペクトルから、0.10[Hz] ~ 0.35[Hz] の周波数帯域を呼吸、1.0[Hz] ~ 1.5[Hz] の周波数帯域を心拍としてそれぞれ抽出し、抽出した周波数帯域を時間領域の信号に戻すことで呼吸と心拍の波形を求めた。



Fig.4 Snapshots of the three postures of the subject.

提案手法による呼吸と心拍の計測結果と比較するために、呼吸

センサと心拍センサを用いた測定をそれぞれ行った。呼吸センサを図5に、心拍センサを図6に示す。呼吸センサは胸部に巻き、胸の膨らみから呼吸を測定する。心拍センサは電極を胸部に取りつけ、心電を測定している。

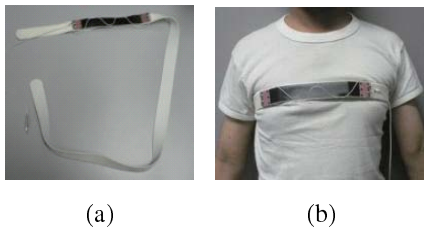


Fig.5 (a) Photograph of the respiratory sensor. (b) The subject wearing the respiratory sensor.

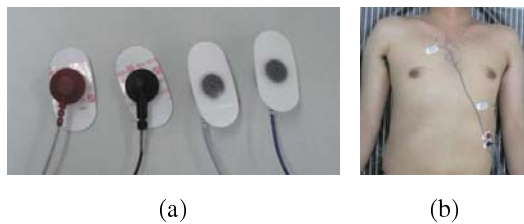


Fig.6 (a) Photograph of the heartbeat sensor. (b) The subject wearing the heartbeat sensor.

4.1 呼吸の計測結果

3種類の姿勢について、測定した体圧データにFFTを適用した結果を図7に示す。使用したSRセンサの測定周波数は20[Hz]なので、ナイキスト周波数は10[Hz]となるが、2[Hz]より高い周波数帯域の値はほぼ0であるため、0[Hz]から2[Hz]までの範囲のみを表示している。すべての姿勢において、呼吸の周波数帯域で高いピークが得られている。

図7の結果から0.10[Hz]~0.35[Hz]の周波数帯域を抽出し、呼吸の波形を計測した。その計測結果と呼吸センサによる測定結果を図8に示す。青い実線がSRセンサによる計測結果を表しており、赤い点線が呼吸センサによる測定結果を表している。両者はよく似ており、提案手法により呼吸を計測できていることが確かめられた。

4.2 心拍の計測結果

呼吸と同様に、心拍についても計測実験を行った。仰向け姿勢について、測定した体圧データにFFTを適用した結果を図9に、1.0[Hz]~1.5[Hz]の周波数帯域を抽出した心拍の計測結果と心拍センサによる測定結果を図10に示す。SRセンサの計測結果と心拍センサの測定結果は似ておらず、今回の実験では提案手法により心拍を計測できるとは認められなかった。また、仰向けだけでなくすべての姿勢において、同じような結果が得られた。

心拍が計測できなかった原因は、SRセンサのノイズだと考えられる。SRセンサの出力値に対して解析を行ったところ、およそ1.3[Hz]の周波数帯域にノイズが認められた。この周波数帯域は、心拍として抽出される帯域である。また、心拍によるSRセンサの出力値の変化は、呼吸による出力値の変化より小さく、ノイズの影響を受けやすい。そのため、心拍の計測においては、ノイズを無視できなかったと考えられる。

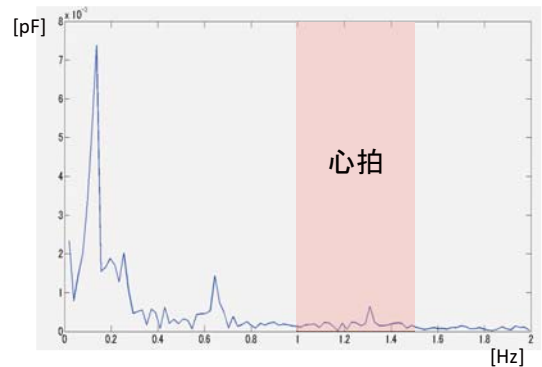


Fig.9 Frequency spectrum of a posture lying on his back by using FFT. The horizontal axis represents the frequency range from 0 to 2 hertz.

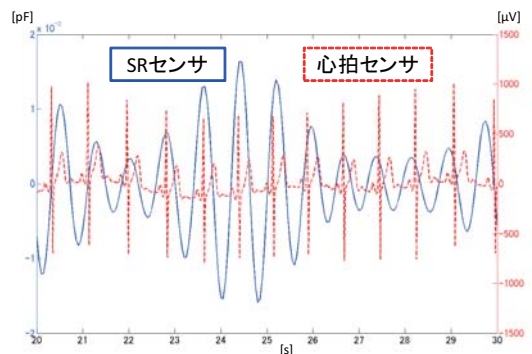


Fig.10 Measurement result of heartbeat of a posture lying on his back. The blue line indicates the heartbeat measured by the method. The red line indicates the heartbeat measured by the heartbeat sensor.

5 結論

柔軟面触覚センサを用いて測定した圧力情報から、人の呼吸と心拍を計測する手法を提案した。提案手法により、ベッドに横になっている人の呼吸を正しく計測できた。しかし、心拍を計測することはできなかった。

今後の課題は、心拍の計測である。心拍が計測できなかった原因はSRセンサのノイズだと考えられるため、ノイズの対策をして心拍の計測実験を行う予定である。また、人の胸部にあたるセンサセルを自動的に選択する手法を提案したい。今回の実験では、人が選んだセンサセルの出力値に対して提案手法を適用したが、適切なセルを自動的に選択できれば、人の動きに対して頑健な計測が行えると考えられる。

文献

- [1] 総務省: “平成 22 年国勢調査”, 2011 年 10 月 26 日公表.
- [2] 国立社会保障・人口問題研究所: “日本の将来推計人口 -平成 23(2011) 年~平成 72(2060) 年-”, 2012 年 3 月 30 日公表.
- [3] 厚生労働省: “医療・介護に係る長期推計”, 2011 年 6 月 2 日公表.
- [4] 経済産業省, 厚生労働省: “ロボット技術の介護利用における重点分野”, 2012 年 11 月 22 日公表.

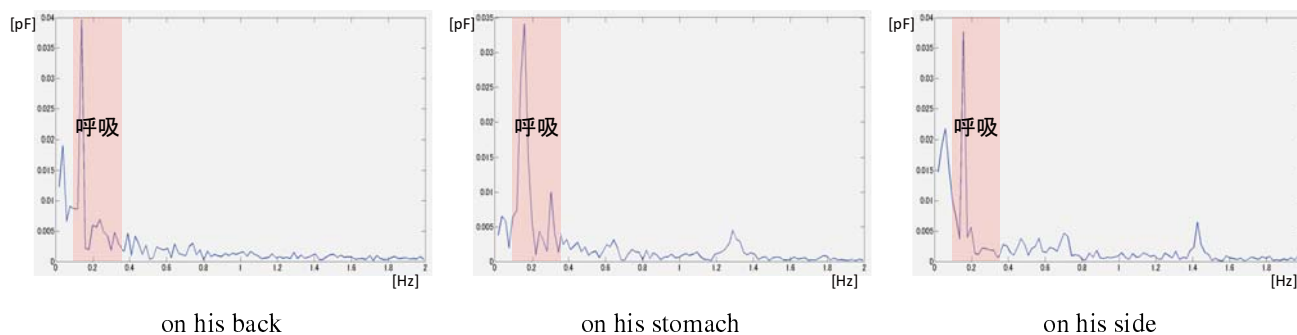


Fig.7 Frequency spectrums of the three postures by using FFT. Every horizontal axis represents the frequency range from 0 to 2 hertz.

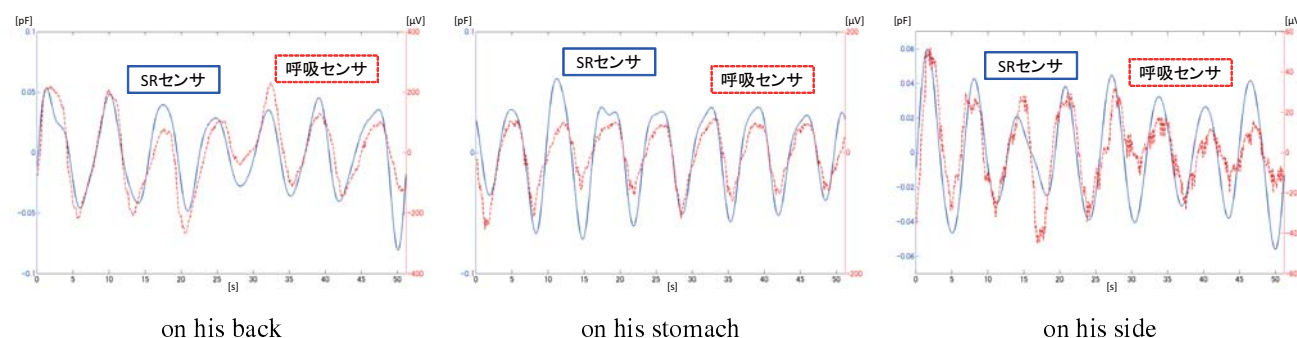


Fig.8 Measurement results of respiration of the three postures. The blue line indicates the respiration measured by the method. The red line indicates the respiration measured by the respiratory sensor.

- [5] A. Rechtschaffen and A. Kales: "A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects", Bethesda, Md. : U.S. Dept. of Health, Education, and Welfare, Public Health Services-National Institutes of Health, National Institute of Neurological Diseases and Blindness, Neurological Information Network, 1968.
- [6] 日本睡眠学会 編: "臨床睡眠検査マニュアル", ライフ・サイエンス, 2006.
- [7] 日本睡眠学会 編: "睡眠学ハンドブック", 朝倉書店, 1999.
- [8] 渡邊崇士, 渡辺嘉二郎: "無拘束エアマットレス型生体センサによる睡眠段階の推定 -心拍数変動と睡眠段階-", 計測自動制御学会論文誌, Vol. 37, No. 9, pp. 821-828, 2001.
- [9] K. Otsuka, Y. Ichimaru, T. Yanaga, and Y. Sato: "Studies of Arrhythmias by 24-hour Polygraphic Recordings: Relationship between Atrioventricular Block and Sleep States", *American Heart Journal*, Vol. 105, No. 6, pp. 934-940, 1983.
- [10] T. Salmi and L. Leinonen: "Automatic Analysis of Sleep Records with Static Charge Sensitive Bed", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 64, No. 1, pp. 84-87, 1986.
- [11] R. M. Harper, V. L. Schechtman, and K. A. Kluge: "Machine Classification of Infant Sleep State Using Cardiorespiratory Measures", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 67, No. 4, pp. 379-387, 1987.
- [12] 土井滋貴, 長井一郎, 佐久間崇, 高橋晴雄: "ニューラル・ネットワークを用いた人の動き情報からの睡眠状態判定法の開発", 電気学会論文誌 C, Vol. 114, No. 11, pp. 1160-1165, 1994.
- [13] 渡辺春美, 渡辺嘉二郎: "睡眠中の心拍, 呼吸, イビキ, 体動および咳の無侵襲計測", 計測自動制御学会論文誌, Vol. 35, No. 8, pp. 1012-1019, 1999.
- [14] T. Watanabe and K. Watanabe: "Noncontact Method for Sleep Stage Estimation", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 10, pp. 1735-1748, 2004.
- [15] 栗原陽介, 渡辺嘉二郎, 田中博: "無拘束生体計測による睡眠指標と睡眠段階の推定法", 生体医工学: 日本エム・イー学会誌, Vol. 45, No. 3, pp. 216-224, 2007.
- [16] 城和男, 萩原啓: "赤外線モーションセンサを用いた睡眠時体動の評価", 生体医工学: 日本エム・イー学会誌, Vol. 47, No. 1, pp. 7-14, 2009.
- [17] 岡田志麻, 大野ゆう子, 検見崎兼治, 王媛媛, 筒井杏奈: "動画像による睡眠時の体動検出", 日本感性工学会論文誌, Vol. 8, No. 3, pp. 709-715, 2009.
- [18] J. W. Cooley and J. W. Tukey: "An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series", *Mathematics of Computation*, Vol. 19, No. 90, pp. 297-301, 1965.
- [19] C. F. Gauss: "Nachlass: Theoria Interpolationis Methodo Nova Tractata", *Carl Friedrich Gauss Werke, Band 3, Koniglichen Gesellschaft der Wissenschaften, Gottingen*, pp. 265-327, 1866.
- [20] 彼末一之, 能勢博 編: "やさしい生理学 改訂第6版", 南江堂, 2011.
- [21] S. Guo, Y. Kato, H. Ito, and T. Mukai: "Development of Rubber-Based Flexible Sensor Sheet for Care-Related Apparatus", *Sumitomo Electric Industries Technical Review*, No. 75, pp. 125-131, 2012.