

# 柔軟面状触覚センサを用いた心拍の計測

○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)

## Measurement of Heartbeat by Using Flexible Tactile Sensor Sheet

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, we show that heartbeat have been successfully measured.

### 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を用いて測定した体動に着目した研究[16,17]がある。

筆者らは、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した[18]。そのときの実験において、呼吸の計測が可

能であることは確認できたが、用いた触覚センサの力の分解能が低かったため心拍は計測できなかった。本稿では、分解能の高い触覚センサを用いて実験を行い、提案手法により人の心拍を計測できることを示す。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、ベッド上の人々の位置や姿勢、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 (Fig. 1)。

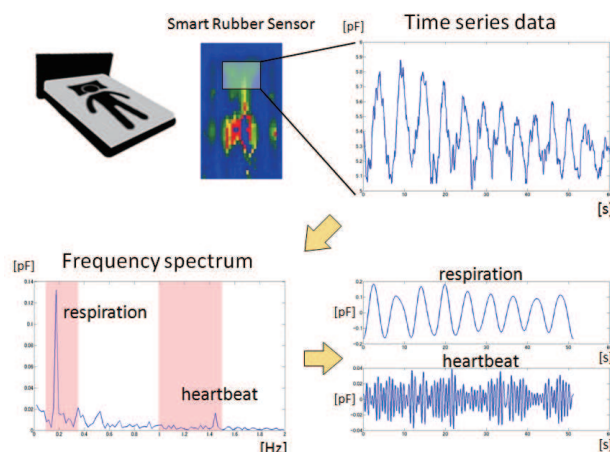


Fig.1 Measurement of respiration and heartbeat by using flexible tactile sensor sheet.

#### 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 [19,20] (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、周波数解析を行う。

## 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 [21] を参考にすると、抽出すべき呼吸の周波数帯域はおよそ 0.10[Hz]~ 0.35[Hz] (6[回/分]~ 21[回/分]) であり、心拍の周波数帯域はおよそ 1.0[Hz]~ 1.5[Hz] (60[回/分]~ 90[回/分]) である。そこで、それらの周波数帯域において振幅スペクトルが最大である周波数を検出し、その近傍の周波数帯域を抽出する。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られることができる。

## 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 [22] (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 (Fig. 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。

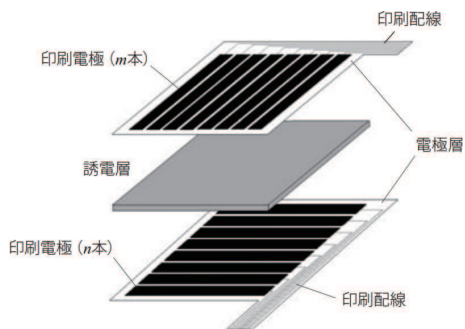


Fig.2 Schematic structure of SR sensor.

実験で使用した SR センサの外観と寸法を Fig. 3 に示す。セルのサイズを広げて静電容量を大きくすることで、センサの力の分解能を高めた。この SR センサは 1 個のセルのみから成るため、人の位置や姿勢は分からないが、心拍を計測する実験で用いるには十分である。なお、このセンサの測定周波数は約 19[Hz] である。また、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。

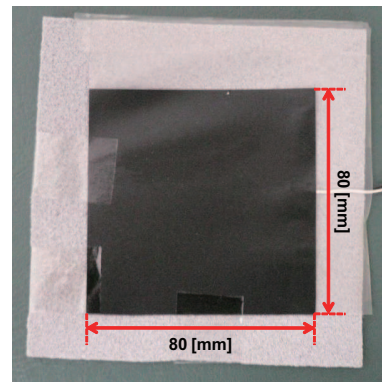


Fig.3 Photograph of SR sensor.

## 4 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心拍を計測する実験を行った。計測した心拍を心拍センサの測定結果と比較することで、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、仰向けとうつぶせの 2 種類の姿勢で被験者が横になり、それぞれの姿勢で体圧を測定した。被験者に対する SR センサの位置は、心拍による体圧の変化が大きい位置を試行錯誤で探して決定した。どちらの姿勢においても、胸部の中央周辺の位置が最も体圧の変化が大きかった。次に、SR センサの出力データに FFT を適用して周波数解析を行った。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ため、1024 個 (約 54 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適切な周波数帯域を抽出し、抽出した周波数帯域を時間領域の信号に戻すことで心拍の波形を求めた。

提案手法による心拍の計測結果と比較するために、心拍センサを用いた測定を行った。使用した心拍センサを Fig. 4 に示す。心拍センサは電極を胸部に取り付け、心電を測定している。なお、被験者は 30 歳の男性である。

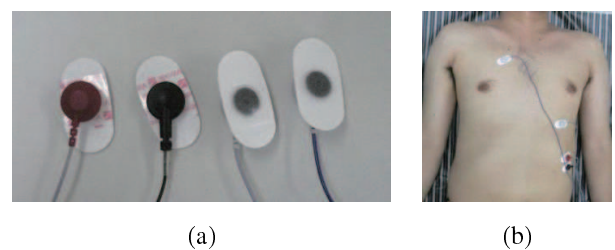
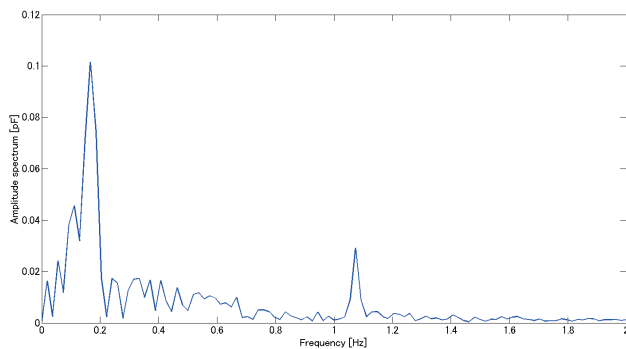
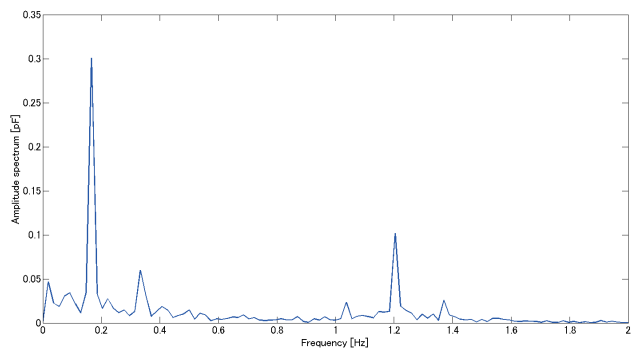


Fig.4 (a) Photograph of the heartbeat sensor. (b) The subject wearing the heartbeat sensor.

測定した体圧データに FFT を適用した結果を Fig. 5 に示す。左の図は仰向けの際の結果であり、右の図はうつぶせの際の結果である。使用した SR センサの測定周波数は約 19[Hz] なので、ナイキスト周波数は約 9.5[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。どちらの姿勢でも、心拍の周波数帯域に明確なピークが認められる。また、心拍センサの出力に FFT を適用した結果を Fig. 6 に示す。Fig. 5 と Fig. 6 を比較することで、SR センサの出力データから得られたピークが、心拍による体圧の変化によるも

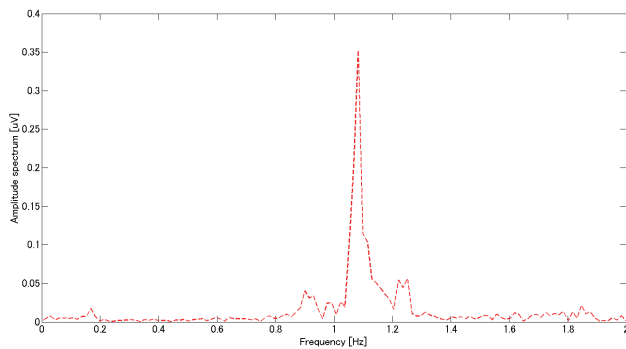


on his back

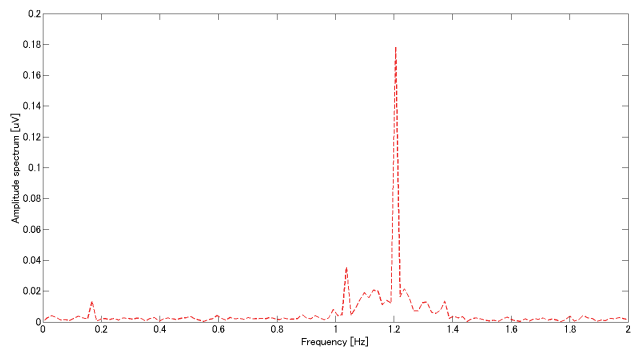


on his stomach

Fig.5 Frequency spectrums of two postures by FFT. The two postures are 'lying on his back' and 'lying on his stomach'. The two frequency spectrums are calculated by using the SR sensor output values.



on his back



on his stomach

Fig.6 Frequency spectrums of the two postures by FFT. The two frequency spectrums are calculated by using the heartbeat sensor output values.

のであることが確かめられた。

Fig. 5 の結果から適切な周波数帯域を抽出し、心拍の波形を求めた。なお、抽出する周波数帯域は、仰向けの場合は 1.0[Hz]~1.2[Hz] とし、うつぶせの場合は 1.1[Hz]~1.3[Hz] とした。計測された心拍の波形を Fig. 7 に示す。青い実線が SR センサで測定された体圧データから求めた心拍の計測結果を表しており、赤い点線が心拍センサで測定した心電を表している。どちらの姿勢でも、SR センサによる心拍の計測結果と心電の周期はほぼ一致している。このことから、提案手法により心拍を計測できていることが確かめられた。ただし、SR センサと心拍センサの時刻同期を正確に取っていないため、両者の位相関係までは計測できていない。

## 5 結論

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した。提案手法により、ベッドに横になっている人の心拍を正しく計測できることを確認した。

今後の課題は、人に対する触覚センサの適切な位置を自動的に決定する手法の開発である。今回の実験では、センサの位置は人が試行錯誤して決定したが、適切なセンサ位置を自動的に選択できれば、人の動きに対して頑健な計測を行うことができる。

## 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.

[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集, 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,

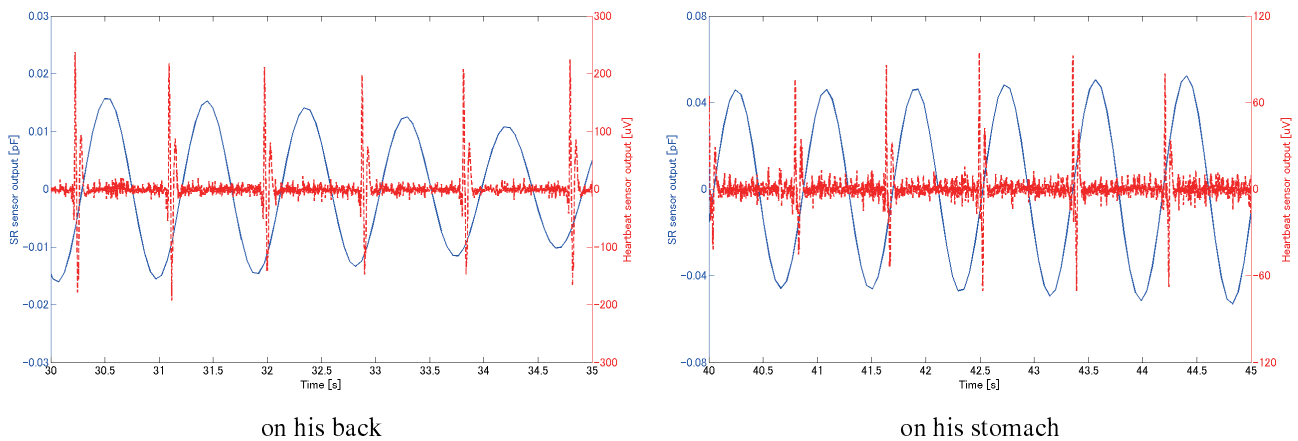


Fig.7 Measurement results of heartbeat of the two postures. The blue lines indicate the heartbeat measured by the method. The red lines indicate the heartbeat measured by the heartbeat sensor.

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集*, 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] 松尾一矢, 加藤陽, 清水厚輝, 郭士傑, 向井利春: “柔軟面状触覚センサを用いた呼吸と心拍の計測”, *ロボティクス・メカトロニクス講演会 2013 講演論文集*, 2A1-C12, 2013.
- [19] 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.
- [20] C. F. Gauss: “Nachlass: Theoria Interpolationis Methodo Nova Tractata”, *Carl Friedrich Gauss Werke, Band 3, Koniglichen Gesellschaft der Wissenschaften, Gottingen*, pp. 265–327, 1866.
- [21] 彼末一之, 能勢博 編: “やさしい生理学 改訂第 6 版”, 南江堂, 2011.
- [22] 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.