

新生児モニタリングのための非侵襲生体信号検出

Non-invasive Biosignals Detection for Newborn Monitoring.

○学 渡邊 史朗 (名大) 正 室崎 裕一 (名大)
 佐藤 義朗 (名大) 本部 和也 (名大)
 正 新井 史人 (名大)

Shiro WATANABE, Nagoya University, watanabe.shiro@biorobotics.mech.nagoya-u.ac.jp
 Yuichi MUROZAKI, Nagoya University
 Yoshiaki SATO, Nagoya University
 Kazuya HONBE, Nagoya University
 Fumihito ARAI, Nagoya University

We presented a biosignals detection method using neonate's load information. Non-invasive monitoring is necessary for harmless and burdenless medical care of neonates. We have developed multi-biosignals monitoring device using quartz crystal resonator (QCR) load sensor, which has wide-measurement range. The detection of neonate's biosignals from neonate's load information is required to realize non-invasive monitoring system. However, the measurement of neonate's heart rate is difficult since neonate's load information is low signal-noise ratio due to the low amplitude of neonate's biosignals. We proposed heart rate detection algorithm using Fast Fourier Transform (FFT) analysis. As a result, we succeeded in measuring neonate's heart rate, the average and the standard deviation of the difference between the reference was 0.7 bpm and 3.5 bpm. Consequently, we confirmed the possibility of neonate's heartbeats detection from neonate's load information.

Key Words: Non-invasive measurement, Casual sensing, QCR load sensor, Baby Tech.

1. 緒言

体重や呼吸数、心拍数などの生体信号は、我々の健康状態に関する重要な指標となる[1]。心肺機能が未熟な新生児、特に低出生体重児では、生体信号計測がより重要な意味を持つこと[2]が報告されており、新生児の複数の生体信号を計測することが、病院での新生児医療に大きく貢献している。

生体信号計測には、心電図 (ECG: Electrocardiography) やインピーダンス法による呼吸測定 (IP: Impedance Pneumography) が主として用いられている。これらの方法では、電極を新生児の肌に取り付けることで、正確に新生児の心拍数や呼吸数を計測することができる。しかし、この方法では新生児の体重を計測することはできない。加えて、新生児の肌に電極を取り付ける必要があるため、電極着脱の際に新生児の肌を傷つけてしまう恐れや、電極に付随するコードによって彼らの動きが制限されてしまう可能性がある。一方、このような問題を解決する手段として、新生児の体を傷つけない、非侵襲な方法が開発されている。広帯域レーダーを用いるもの[3]や、圧力センサ [4]、圧電素子を用いて計測する方法 [5]などがある。これらの計測は、カジュアルセンシング[6]という、環境にセンサを設置して計測を行う、被計測者への負担の小さい手法であり、非侵襲なだけでなく、医療従事者らへの負担の低減にも貢献している。

広帯域レーダーなどでは、原理上新生児の体重を計測することはできないが、圧力センサ、力センサを用いた方法であれば、心拍、呼吸と同時に体重をも計測し得る。ただし、このような計測においては、体重、呼吸、心拍という幅広い範囲に分布する力情報を計測することが要求される。これに対し、室崎らは水晶振動式荷重センサを用いた複数生体信号計測手法を提案している[7]。水晶振動式荷重センサは、水晶振動子を安定に保持し、座屈を抑えるセンサ構造により 0.4 mN-600 N のダイナミックレンジを実現している。このようなワイドレンジ荷重計測は、人の体重から、心臓の拍動によって発生する心弾動までの幅広い力の計測が可能となる。大きさの異なる荷

重変動の計測が実現したことで、荷重計測による複数生体信号計測が可能となる。

しかし、ヒトの荷重情報には、振動によるノイズなどが含まれており、その中から心拍などの生体信号を検出するためには信号処理をする必要がある。本稿では、荷重情報から新生児の心拍を検出するための、荷重計測手法の提案及び信号処理による心拍検出に取り組んだ。

2. 新生児荷重計測

2.1 ワイドレンジ荷重計測デバイス

新生児の荷重情報には、体重、心弾動に加えて呼吸運動によって発生する重心移動や体動が含まれている。水晶振動式荷重センサを用いてワイドレンジな荷重計測を行い、荷重情報に含まれる生体信号を振幅、周波数特性の違いから、それぞれを独立に検出することで荷重情報からの複数生体信号計測を目指す。生体信号のうち、心弾動はヒトの頭足方向に強く顕れることが報告されており[8]、様々な方向への力情報を計測することが、より効率的な生体信号計測に有効であると考えられる。そこで、我々は図1に示すような、水晶振動式荷重センサを複数用いた計測デバイスを提案する。デバイスには、新生児の小さな生体信号を計測するため、従来のセンサより高分解能に設計した、計測レンジが 0.09 mN-80N のセンサを用いた。このセンサを4つ、デバイスの四隅に等間隔に設置した。荷重情報の計測パラメータとして、計測対象の新生児に対し、左右軸、頭尾軸、背腹軸方向に発生する力をそれぞれ W_x, W_y, W_z と定義した。なお、 W_x, W_y は新生児の左側にあるセンサと右側にあるセンサの差、頭側と足側にあるセンサの差で表され、 W_z は全てのセンサ計測値の和で表される。

$$W_x = w_1 + w_2 - w_3 - w_4 \quad (1)$$

$$W_y = w_1 - w_2 + w_3 - w_4 \quad (2)$$

$$W_z = w_1 + w_2 + w_3 + w_4 \quad (3)$$

w_1, w_2, w_3, w_4 は 各センサの計測した荷重である。

2.2 心拍検出

新生児の心拍の信号の頭れやすい、 W_y より心拍検出を行う。ただし、計測した荷重情報にはノイズが含まれていることや、呼吸によって発生する力変動の影響を受けてしまうことから、心拍数の算出はフィルタ処理を行った波形のピーク間隔 (PPI : Peak to Peak Interval) から行う。新生児の心拍数が 100 bpm – 180 bpm であること [9], 心弾動成分には心拍の高周波成分が含まれやすいことから、3Hz のハイパスフィルタ処理を行った波形から心拍のピークを検出する。なお、心拍の計測における精度目標を、新生児の心拍数変動が ± 15 bpm であること [9] から ± 1.0 bpm とした。

3. 荷重計測実験

3.1 実験環境

作製したデバイスを用いて新生児の荷重計測を行った。実験は名古屋大学医学部倫理委員会の承認を得て実施した。日齢 14 日、身長 42.0 cm、体重 2020 g の新生児に対し、約 10 分間、サンプリング周期 200 Hz での荷重計測を行った。なお実験時には、Finapres NOVA (Finapres Medical Systems, Enschede, Netherlands) を用いて ECG 及び IP を計測し、リファレンスとした。また、ビデオカメラ (EOS Kiss X6i, Canon Inc.) を用いて新生児の様子を撮影し、体動の有無を調べた。

3.2 体動検出

計測において、新生児の体動の発生に伴い、電極の接触不良が発生し、リファレンスが正しく計測できない場合がある。そこで、ビデオカメラの画像を解析し、計測時間中の体動の有無を評価した。画像解析による体動の検出は MATLAB R2018b (Mathworks Inc, Natick, MA, USA) を用いて行った。撮影した動画を 1 ピクセルあたりの色情報を 0 から 255 の数値で表したグレースケールで取り込み、フレーム間の差分値の大きさの違いから体動を検出する。体動の大きな部分では、フレーム間の差分の値が大きくなる。動画より体動のある部分、ない部分の差分値をもとに閾値を決定し、画像全体のうち閾値を超えたピクセルを体動があると判定した。差分をとったフレームの中に含まれる、体動のあるピクセルの割合から体動を評価した。

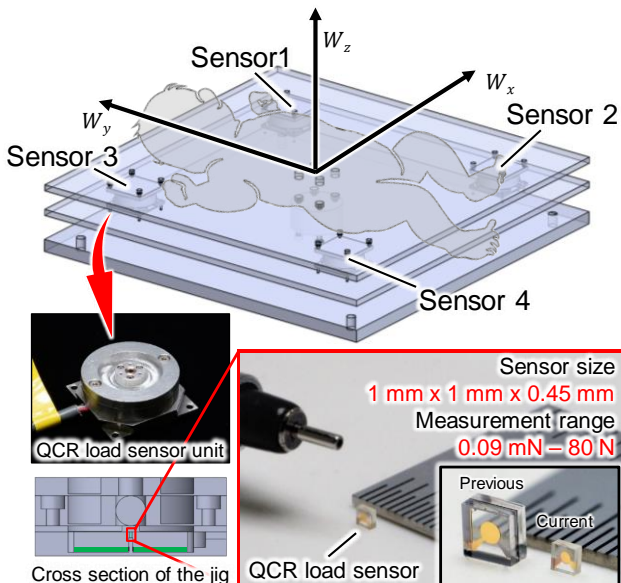


Fig. 1 Measurement device and QCR load sensor with jig.

4. 生体信号計測結果

4.1 周波数解析結果

心拍、呼吸の信号が荷重情報に含まれていることを確認するため、新生児の体動の少ない、500 秒から 520 秒の区間に対し FFT 解析を行った。結果を図 2 示す。心電の FFT 解析結果において最も大きなピークの確認される 2.49 Hz が新生児の心拍数にあたる。一方、新生児の荷重計測値の FFT 解析結果では、 W_y において心電の基本周波数にあたる 2.5 Hz 近傍にはピークを確認できないものの、心電の高周波成分にあたる 7.32 Hz, 9.76 Hz, 12.15 Hz においてピークを確認した。これは、心弾動が複数の頂点をもつ波形であり、より高周波成分が強く頭れやすいこと [10] に起因すると考えられる。なお、0.68 Hz に確認されるピークは、呼吸のリファレンスと同じ位置のピークであることから、呼吸の信号であると考えられる。以上より、我々の計測系においても、心拍や呼吸などの成分が頭足方向に頭れることを確認した。

4.2 心拍検出結果

4.2.1 誤検出除去アルゴリズム

図 3(b)に、3 Hz のハイパスフィルタ処理を施した、 W_y の 500 秒から 520 秒間の波形と、その区間における心電の波形を示す。新生児の心拍数検出では、波形中のピークを検出し、その

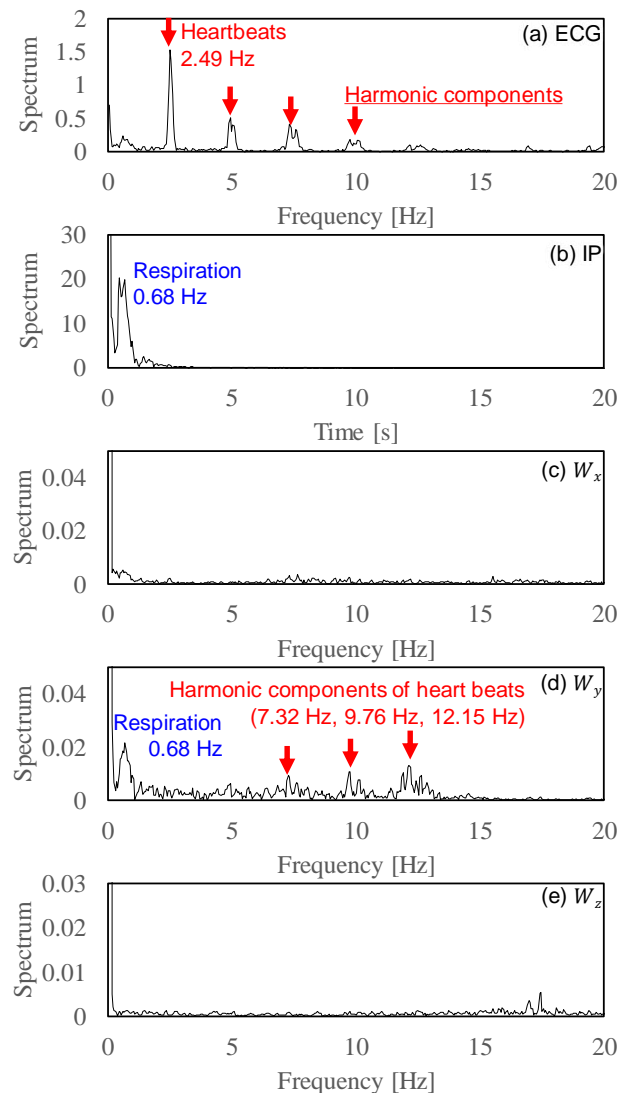


Fig. 2 The result of FFT analysis in 500 s to 520 s. (a) ECG, (b) IP, (c) W_x , (d) W_y , (e) W_z

PPI から算出する。しかし、新生児の荷重情報に含まれる波形は、ピークが十分に大きくない、複数のピークが存在する、僅かな体動や外部の振動による波形の乱などの要因から、誤検出を含むことがある。 W_y に対してピーク検出を行い、PPIを求めた結果を図4に示す。図中黒点が荷重情報から算出した心拍数、赤い円がECGより算出した心拍数、グレーの棒グラフが新生児の体動の大きさを表している。荷重情報からの心拍数算出値に注目すると、多くの誤検出が含まれていることが分かる。そこで、このような誤検出を低減するため、FFT解析を用いた誤検出の除去を提案する。4.1章のFFT解析結果より、荷重情報には心拍数の高周波成分が顕れやすいことが分かっている。この高周波成分のピーク位置から、心拍数の概算が可能であると考えられる。ただし、FFT解析の原理上、ここで算出した心拍数は時間分解能及び周波数分解能が低い。そこで、FFTから求めた値を心拍数の目安として使い、ピーク検出から検出した心拍数のうち、目安から一定割合以上大きなものを誤検出として取り除くことで、誤検出の除去を図る。

FFT解析を用いた心拍数検出は、心拍の高周波成分から正確に心拍数を検出するため、次のように行った。荷重変化 W_y を時間の関数 $f(t)$ 、それに対するフーリエ変換から求めた W_y の周波数関数を $F(\omega)$ とする。 $F(\omega)$ に含まれる高周波成分は3倍波から5倍波の成分が特に強く顕れる。そこで、 F_3, F_4, F_5 を次のように定義した。

$$F_3(\omega) = F(\omega/3) \quad (4)$$

$$F_4(\omega) = F(\omega/4) \quad (5)$$

$$F_5(\omega) = F(\omega/5) \quad (6)$$

F_3, F_4, F_5 は $F(\omega)$ に確認される3倍波、4倍波、5倍波のピークが基本波と同じ周波数に位置するよう $F(\omega)$ をリサンプリングしたものである。図5(a)に F_3, F_4, F_5 を示す。 F_3, F_4, F_5 のもつ心拍成分を明確にするため、これらの積を $F'(\omega)$ と定義し求めた。

$$F'(\omega) = \prod_{i=3}^5 F_i(\omega) \quad (7)$$

$F'(\omega)$ には、 F_3, F_4, F_5 の心拍の成分のみが強く顕れる。図5(b)に示す $F'(\omega)$ では確かに2.4 Hzに鋭いピークがあり、このピーク位置から心拍数の算出が可能である。

4.2.2 心拍検出結果

誤検出除去アルゴリズムを用いて誤検出の除去を行った。荷重情報からの心拍数算出結果に対し、検出点近傍のFFT解析から求めた心拍数の目安を用いて誤検出を排除する。FFT解析は検出点以前の5.12秒間のデータを用いて行い、計算されたFFT解析の目安から10%以上異なるPPIを誤検出として取り除いた。誤検出除去後の結果を図6に示す。このうち、体動の少ない480秒から580秒の間で、ECGより算出した心拍数との誤差の平均値及び標準偏差から、検出精度の評価を行った。誤検出除去を行わなかった場合、平均誤差は5.7 bpm、標準偏差は33.6 bpmであった。一方、誤検出除去を行った場合の平均誤差は0.7 bpm、標準偏差は3.5 bpmであり、検出精度が大きく向上していることが分かる。今後、より一層の精度向上に向けては、心弾動の計測がノイズの影響を受けやすいことが課題となる。また、誤検出除去アルゴリズムによって誤検出を排除しているため、心電の検出数に比べ46.2%の検出数となっており、検出数が減少していることが分かる。検出精度に加えて、検出率についても改善の検討が必要である。なお、計測全体では、誤検出除去は安定した状態での検出精度向上だけでなく、体動のある範囲の誤検出数減少にも貢献していることが分かる。

5. 考察

局所的なFFT解析結果から心拍数の目安を算出することで、誤検出を大きく低減することに成功した。しかし、体動のある範囲を中心に、心拍とは異なる外れ値が検出されている。これは体動や外乱によって波形が乱れることで、周波数解析結果において心拍の高周波成分以外の成分が大きくなることが原

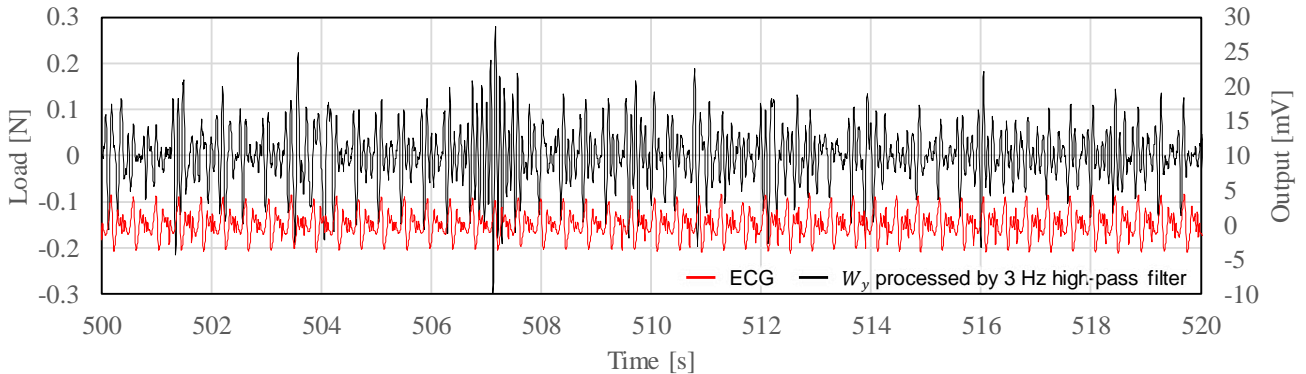


Fig. 3 The waveforms of the ECG and W_y processed by 3 Hz high-pass filter.

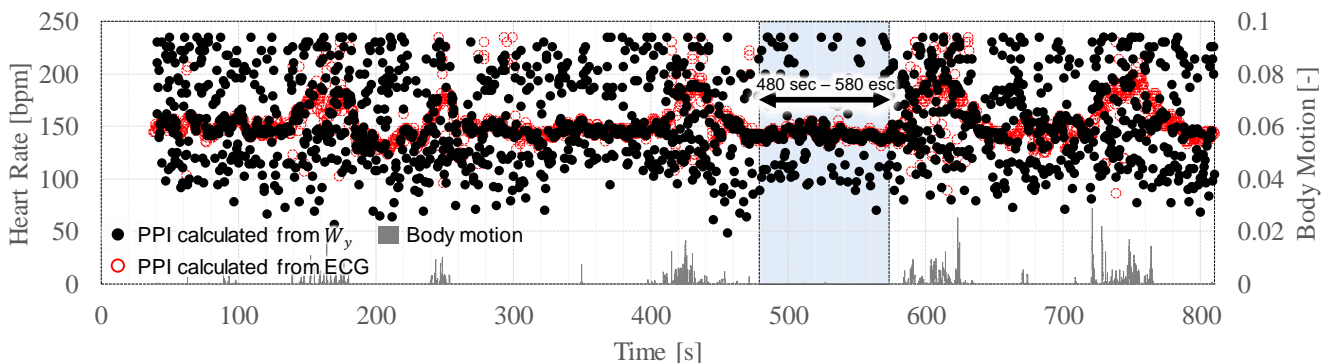


Fig. 4 The result of calculated heart rate detected from ECG and W_y .

因だと考えられる。これに関しては、計測した荷重情報の振幅などから体動の検出を行う、または検出地点近傍の波形の相関がみられないものを排除するなどを行うことによって改善を行う。また、心拍数の検出率については、センサ位置やデバイスの再検討を行うことで改善が期待できる。心弾動の強い頭尾軸方向へのシグナルがよりセンサに伝わりやすい設計を行うことで、センサのSN比の向上を目指す。

6. 結言

本研究においては、水晶振動式荷重センサを用いて新生児の頭尾軸方向の心弾動を計測した。計測した力情報の波形に対し、提案する検出アルゴリズムを適用することで心拍数の検出精度向上に成功した。リファレンスとの計測誤差平均は0.7 bpm、標準偏差は3.5 bpmであり、今後、デバイス設計やアルゴリズムを見直すことでさらに精度向上が期待できる。複数信号の非侵襲計測は、新生児へのダメージやストレスを軽減するだけでなく、作業の簡略化など医療従事者の負担を減らすことが可能である。このような計測は、低出生体重児に加え、正常児や乳児にも有効であり、新生児医療への大きな貢献が期待できる。

謝辞

本研究は国立研究開発法人日本医療研究開発機構AMED産学連携医療イノベーション創出プログラムの助成を得て行われた。

文献

[1] J. M. Dekker *et al.*, "Low heart rate variability in a 2-minute rhythm strip predicts risk of coronary heart disease and mortality from several causes: The ARIC study," *Circulation*, vol. 102, no. 11, pp. 1239–1244, 2000.

[2] R. D. Goldstein, F. L. Trachtenberg, M. A. Sens, B. J. Harty, and H. C. Kinney, "Overall postneonatal mortality and rates of SIDS," *Pediatrics*, vol. 137, no. 1, 2016.

[3] T. Sakamoto *et al.*, "Accurate heartbeat monitoring using ultra-wideband radar," *IEICE Electron. Express*, vol. 12, no. 3, pp. 1–7, 2015.

[4] K. Lydon *et al.*, "Robust heartbeat detection from in-home ballistocardiogram signals of older adults using a bed sensor," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015-Novem, pp. 7175–7179, 2015.

[5] S. Nukaya, M. Sugie, Y. Kurihara, T. Hiroyasu, K. Watanabe, and H. Tanaka, "A noninvasive heartbeat, respiration, and body movement monitoring system for neonates," *Artif. Life Robot.*, vol. 19, no. 4, pp. 414–419, 2014.

[6] Y. Murozaki, S. Sakuma, and F. Arai, "Miniaturization of wide-range QCR load sensor for biosignal sensing," in *2015 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)*, 2015, pp. 1–2.

[7] Y. Murozaki, S. Sakuma, and F. Arai, "Improvement of the measurement range and temperature characteristics of a load sensor using a quartz crystal resonator with all crystal layer

components," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 5, 2017.

[8] C. Röhrig and S. Diebels, "Experimental studies," *Math. Eng.*, pp. 143–175, 2019.

[9] B. D. Hanna *et al.*, "Heart rate variability in preterm brain-injured and very-low-birth-weight infants," *Biol. Neonate*, vol. 77, no. 3, pp. 147–155, 2000.

[10] I. Sadek, J. Biswas, and B. Abdulrazak, "Ballistocardiogram signal processing: a review," *Heal. Inf. Sci. Syst.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–20, 2019.

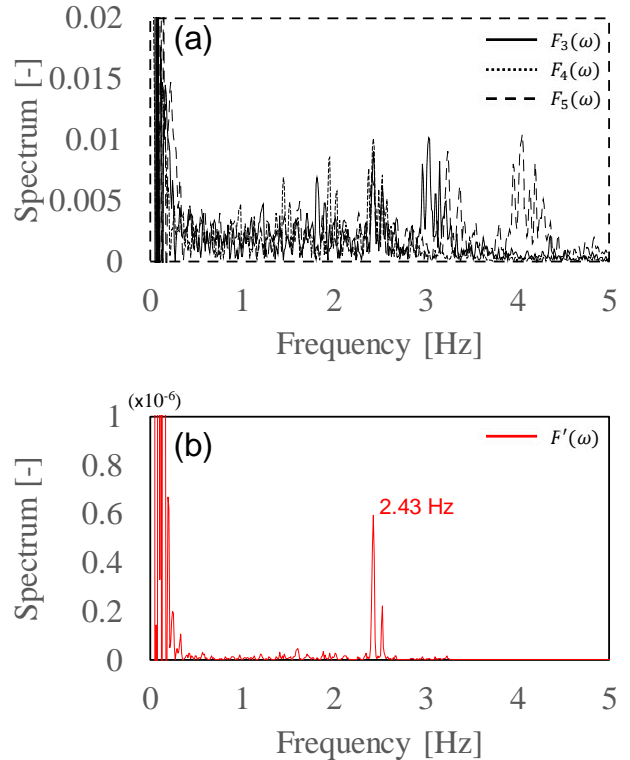


Fig. 5 The result of resampled $F(\omega)$ and $F'(\omega)$: (a) Resampled $F(\omega)$ to adjust the harmonic components of heartbeats to the fundamental harmonic; (b) Products of the resampled harmonic components

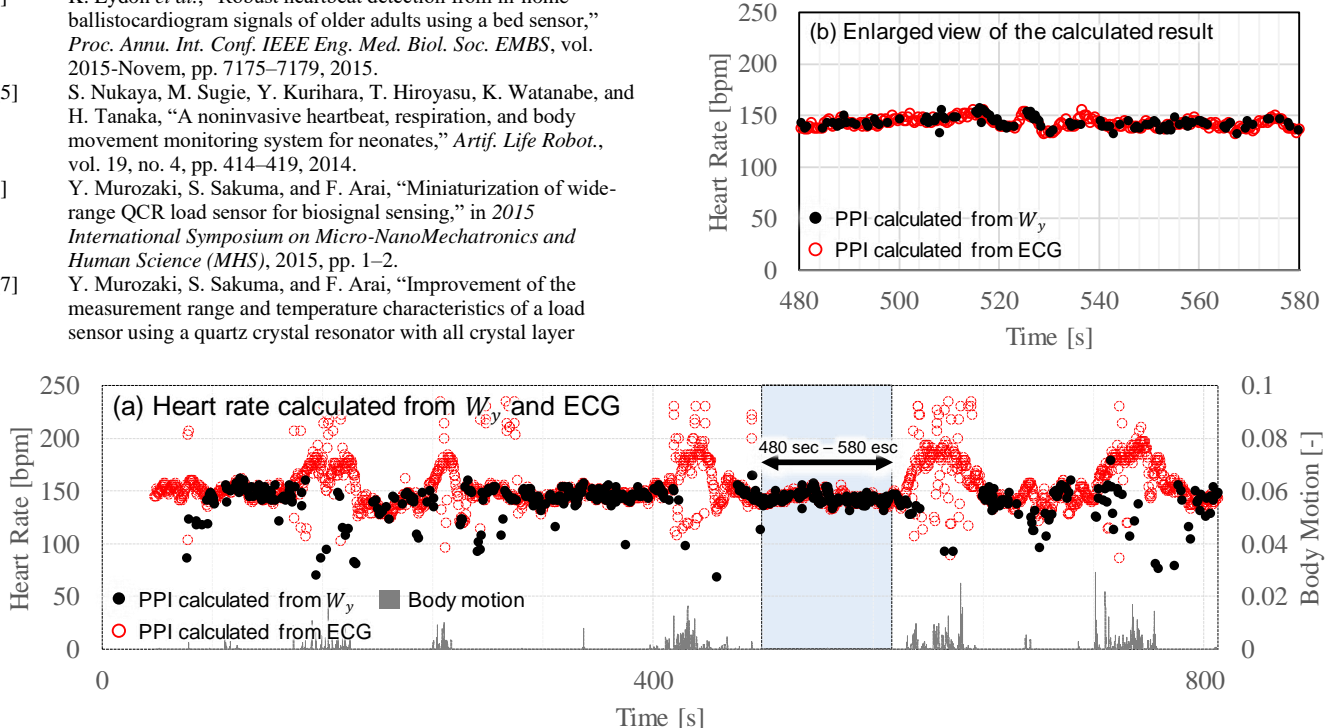


Fig. 6 The result of calculated heart rate detected from the waveform of ECG and W_y applied error elimination algorithm: (a) The entire result of calculated heart rate; (b) The enlarged view of the calculated result.