

導電性布電極を用いた心電計測のノイズ低減に関する要素研究 Basic Study on Noise-Reduction Method for Electrocardiogram by Using Sheet Electrodes

鈴木 裕[†] 阪田 治[†] 森澤 正之[†]
Yutaka Suzuki Osamu Sakata Masayuki Morisawa

1. はじめに

日常的に心電をモニタリングをすることができれば心疾患の早期発見が望め、重篤に至らずに対処することが可能となるケースが考えられる。そこで粘着性の無い導電性布電極を用いて心電をウェアラブルにまたは非接触で長期計測する方法の開発が進められている[1-6]。その中で、Ueno らの研究グループは皮膚と導電性布電極の間に衣類やシャツが挟まった容量性結合状態において、非接触で心電を計測するシステムを提案している[4-6]。Ueno らの提案法は、介在できる布の厚みに限界があるものの、市販の衣類や各種絶縁性材料を挟むことができ、今後も様々な場面への応用が期待できる。しかしながら、この非接触型心電計測法では生体と回路が絶縁物を介して結合するため、生体に帯電した電荷の流出路が無く、容量結合部に電荷が蓄積し、バイアス電圧を生じさせる。そのため、外乱や体動アーチファクトが混入し易く、不安定に陥りやすい欠点がある。

そこで本研究では導電性布電極で採取された心電のノイズを除去し、クリアな心電を得るための基礎検討を行った。ノイズ除去の手法として、周波数帯域に分解し特定の周波数帯域対し尤度を持たせ信号加工が可能となる Wavelet 変換法[7]、基底関数に依存せず様々な周波数帯域に分解し、非定常・非線形な信号に対しても有効である経験的モード分解(Empirical mode decomposition : EMD)[8]、長時間計測を視野に入れた膨大なデータに対して基底関数が 2 値しか持たず、高速に計算を行う事が可能な Walsh 変換法[9]の効果を確かめた。

2. ノイズ除去法

2.1 Wavelet 変換

本研究では離散 Wavelet を用いる[7]。

$$(W_{\psi}f)(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{\mathbb{R}} f(x) \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx \quad (1)$$

$f(x)$ は入力される関数で、 a は Wavelet 関数を拡大縮小するためのパラメータとなり b は時間をシフトさせるパラメータで実数 $a, b \in \mathbb{R}$ となる。 ψ はマザーウェーブレットと呼ばれ本研究では、Symlet と Biorthogonal 関数を用いる。離散 Wavelet 変換では、 $a = 2^j$ 、 $b = 2^j k$ とすると基底関数は $\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k)$ となり、 j をレベルと呼ぶ。分解されたレベル事に周波数帯域が変わってくるため、各 Wavelet 展開係数に対してある一定以上の閾値を設けて、その値以下ならば 0 とするという手法が一般的である。

2.2 経験的モード分解 (EMD)

[†] 山梨大学 工学部 情報メカトロニクス工学科, Division of Engineering Electromechanical and Information System Engineering, University of Yamanashi

経験的モード分解は信号を固有モード関数(Intrinsic Mode Function : IMF)と呼ばれる狭帯域信号の和に分解する手法であり、IMF から得られる瞬時周波数と IMF の基本周波数はよく一致することが知られている。また、その分解法から、非線形・非定常な信号の解析に適している[10]。

IMF の導出形式としては、入力信号を S_0 とすると以下の式になる。

$$S(t) = \sum_{n=0}^N C_n(t) + r(t) \quad (3)$$

$C_n(t)$ は信号を構成する信号成分の周波数帯域に対応して、高周波の成分から分解されていき、トレンド成分は含まれない。残りの残余成分 $r(t)$ はトレンド成分が含まれる。導出方法は複数あるが、本研究では以下の手順により導出した。

1. $h_{nk}(t) = s(t)$ ($n = 0, k = 0$)とする。
2. $h_{nk}(t)$ 中の極大値を結ぶ包絡線 $l(t)$ と、極小値を結ぶ包絡線 $m(t)$ をそれぞれ 3 次のスプライン曲線で結ぶ。
3. $h_{nk}(t)$ のトレンド成分 $\mu(t)$ を $\mu(t) = \frac{l(t)+m(t)}{2}$ とする。
4. $h_{n(k+1)}(t) = h_{nk}(t) - \mu(t)$ としてトレンド成分除去する。
5. $h_{n(k+1)}(t)$ が以下の条件(1), (2)を満たしていれば、 $C_n(t) = h_{n(k+1)}(t)$ とする。満たしていなければステップ 2, 3 を繰り返す。

条件(1): 信号の極値の数と零交差の数が等しいか差が 1 である。零以上の極小値や零以下の極大値を持たない。

条件(2): 任意の時刻において、極大値を結ぶ包絡線を極小値を結ぶ包絡線の平均値が 0 である。

6. $h_{(n+1)0}(t) = h_{n0}(t) - c_n(t)$ とする。
7. $h_{(n+1)0}(t)$ 中の包絡線の計算に必要である極がなくなった、もしくは $h_{(n+1)0}(t)$ のエネルギーが規定した閾値を下回った時に $r(t) = h_{(n+1)0}(t)$ として処理を終了する。それ以外の場合は、 $n = n + 1, k = 0$ としてステップ 2 へと戻り、繰り返す。

また、 $h_{(n+1)0}(t)$ のエネルギーが閾値を下回った時打ち切る。閾値の算出方法は

$$SD = \sum_{t=0} \left[\frac{|h_{n(k+1)}(t) - h_{nk}(t)|^2}{h^2_{n(k+1)}(t)} \right] \quad (4)$$

で求められ、本研究では 0.3 とした。

2.3 Walsh 変換

Walsh 変換とは、 ± 1 の 2 値のみを取る直交関数系である基底関数となる Walsh 関数を用いて行われる。

$$\hat{f}(k) = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} f(j) \varphi_k\left(\frac{j}{N}\right) \quad (5)$$

Walsh 展開係数を導出し、Walsh 展開係数を閾値処理を行うことでノイズ成分と心電成分に分離する。続いて逆離散 Walsh 変換により心電の復元を行う。なお、Walsh 変換の理論については[9]を参考されたい。

3. 実験条件とノイズ除去評価法

自作で心電を取得する環境を整えた。使用する電極はカーボンコーティングされた導電性布 (北川工業社) を用いた。微弱な心電電位を増幅する生体アンプ (TEAC BA1104) を用いて増幅率 1000 倍として、データロガー (KEYENCE

NA-600) を用いて心電を取得する。なお、サンプリング周波数は 1kHz とした。被験者は健康成人男性 (24 歳) である。続いて取得した心電に FIR バンドパスフィルタをかけて 0.01Hz~100Hz の成分を取り出し、クリアな心電信号とする。

ノイズ除去効果を調べるために、クリアな心電信号 $x(t)$ に対し、ガウシアンノイズ $n(t)$ を付加した。その信号に対して各変換法を用いノイズ除去を行うが、その評価法は信号対エラー比 (Signal-to-Error Ratio : SER) を用いた。SER は次式で定義する。

$$\text{SER}[\text{dB}] = 10 \log \left(\frac{\sum_{t=0}^{L-1} x^2(t)}{\sum_{t=0}^{L-1} [x(t) - \hat{x}(t)]^2} \right) \quad (6)$$

ここで、 $\hat{x}(t)$ はノイズ除去後の信号成分である。

4. 結果と考察

ノイズを付加した心電信号を Fig.1 に示す。この信号を各変換法によってノイズ除去した波形を Fig.2 に示す。Wavelet 変換を用いた (a) Symlet, (b) Biorthogonal では分解レベルを 1~10 まで変化させて調べた結果、レベル 7 のときの SER が最も高く、それぞれ 13.22dB, 13.98dB であった。Fig.2 の (a), (b) はその条件下での波形である。一方、EMD ではレベル 9 まで用いたとき高い SER が得られ、14.84dB であった。一方 Walsh 変換を用いたとき (d) は 8.52dB と低い値であった。波形を見ても、Wavelet 変換 (a)(b), EMD (c) としたときはクリアな心電図に近い波形が得られていることが分かる。一方 Walsh 変換を用いたときは、クリアな心電図の特徴を残してはいるものの、他の 2 手法よりも損失が大きくなっていることが分かる。

SER が最も高かったのは EMD を用いたときであり、これは、分解方法が基底関数とトレンド成分を含まないため、周波数帯域の範囲が関数に依存しないことから、アーチファクト成分と上手くマッチングする事が出来たためと考えられる。

5. まとめ

本研究では、導電性布電極から得られる心電が、外乱や体動アーチファクトが混入し易く、不安定に陥りやすい点があることから、各種変換法を用いてノイズ除去を行い、その効果を調べた。その結果、EMD が最もノイズ除去の精度が高く、Wavelet 変換を用いたときも続いて精度が高かった。一方 Walsh 変換は他の方法よりも処理速度が速いというアドバンテージを持つものの、比較すると精度は低いものとなった。

本研究は山梨大学医学部倫理委員会の審査に承認された上で行われていることを記す。

謝辞

本研究の一部が科学研究補助金基盤 (B) (25289121) によって遂行されたことを記し、謝意を表す。

参考文献

- [1] M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. van Egmond and D. Mattys, "Towards the Integration of Textile Sensors in a Wireless Monitoring Suit", *Sensors and Actuators A*, Vol.114, pp.302-311 (2004)
- [2] E. P. Scilingo, A. Gemignani, R. Paradiso, N. Taccini, B. Ghelarducci, and D. D. Rossi, "Performance Evaluation of Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables", *IEEE Trans. Info. Technol. Biomed.*, Vol.9, No.3, pp.345-352 (2005)

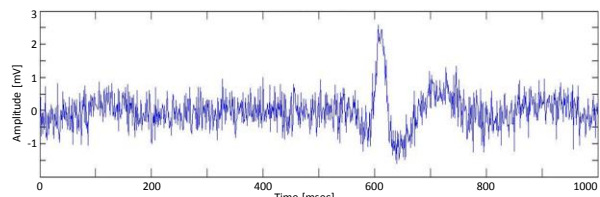
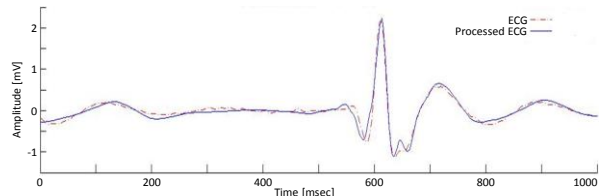
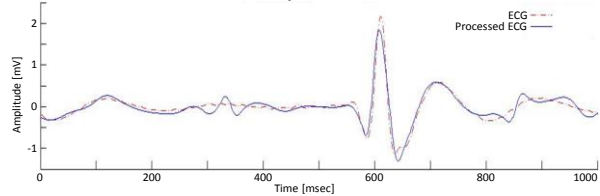


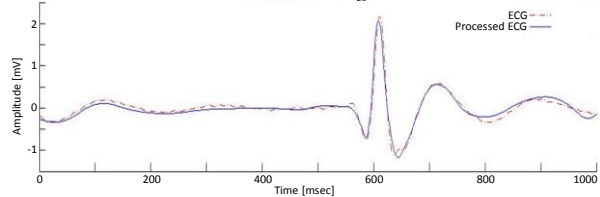
Fig.1 Waveform of ECG with noise signal ($x(t)$)



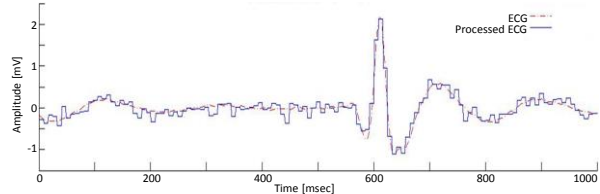
(a) Wavelet Transform (Symlet)



(b) Wavelet Transform (Biorthogonal)



(c) EMD



(d) Walsh Transform

Fig.2 Waveform of denoising ECG ($\hat{x}(t)$)

- [3] R. Paradiso, G. Loriga, and N. Taccini, "A Wearable Health Care System Based on Kinted Integrated Sensors", *IEEE Trans. Info. Technol. Biomed.*, Vol.9, No.3, pp.337-344 (2005)
- [4] A. Ueno, Y. Furusawa, H. Hoshino and Y. Ishiyama, "Detection Electrocardiogram by Electrodes with Fabrics Using Capacitive Coupling", *IEEE Trans. EIS*, Vol.124, No.9, pp.1664-1671 (2004)
- [5] A. Ueno, Y. Akabane, and T. Kato, "Capacitive Sensing of Electrocardiographic Potential through Croth from Dorsal Surface of the Body in a Supine Position", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.54, No.4, pp.759-766 (2007)
- [6] 山 芳寛, 植野 彰規, "容量型シートセンサを用いた乳児の狭帯域心電図および呼吸情報の簡易的無拘束計測", *生体医工学*, Vol.47, No.1, pp.42-50 (2009)
- [7] 新井 康平, "独習ウェーブレット解析—基底関数の生成から基礎応用まで", 近代科学社 (2006)
- [8] N. E. Huang, Z. Shen, "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and nonstationary time series analysis", *Proceedings of the Royal Society of London*, A454, pp.903-995, (1998)
- [9] K. G. Beauchamp, "Walsh Functions And Their Applications" Academic Press, (1975)
- [10] 鷲沢 嘉一, 田中 聡久, "経験的モード分解: チュートリアル", 第 2 回信号処理シンポジウム, pp.135-140, (2007)