

● 一般演題

独立成分分析とウェーブレット理論による胎児心電図

さいたま市石川医院 石川 康宏
平塚市民病院産婦人科 藤本 喜展・持丸文雄

はじめに

従来のフーリエ変換に代わる方法として登場したウェーブレット変換 (WT) は、時間と周波数を同時に二次元で分析することで、一過性の変動や微小な不連続を正確に検出することを可能とした。

WT は、鋭敏な方法であるが、観察対象の近傍に Power の大きな障害があると、その影響を強く受け解析が困難となる欠点がある。母体腹壁上より得られる心電図には、母体心電図 (mECG) と胎児心電図 (fECG) が混在している。WTにおいて母体 QRS の近傍にある fECG は、Power の大きな母体 QRS の影響を受けて変形するので、連続ウェーブレット変換 (CWT) での形態的特長から胎児の p 波、T 波を判定するのが困難となる¹⁾。一方、多変量データ解析の新しい方法として登場した独立成分分析 (ICA) は、未知の信号をいくつかの独立な成分の線形結合と仮定し、その統計的な性質に注目して、元の独立な成分に分解する手法である。

ICA を応用して fECG を単離し、母体 QRS の影響を排除後に、胎児心電図波形の特性について、成人の心電図波形と同様に CWT で解析し、成人心電図波形の CWT の形態と比較検討した。

1 方 法

図 1 に示すごとく、母体腹壁上より得られた心起電力ベクトルを 8 チャンネルの生体アンプ (TEAC BA-1008) を介して、A/D コンバータ (Elmec EC-2360) で時系列データに変換し、パーソナルコンピュータにデータファイルとして保存した。サンプリング周波数は、WT を十

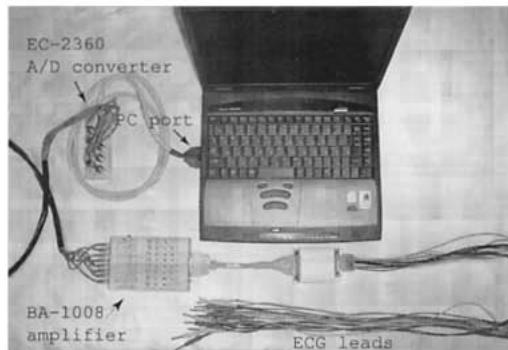


図 1 胎児心電計

母体腹壁に配置された心電計電極 (ECG leads) からの信号は、画面左下の生体アンプ (TEAC BA-1008) を介して、画面左上のパソコンの PC ポートに挿入された A/D コンバータ (Elmec EC-2360) でデジタル化され、ノートパソコンに取り込まれる。

分に活用することができる 2048 Hz、または 5kHz とした。対象は、インフォームド・コンセントを得た妊娠 18 週から 40 週までの正常妊娠である。

ICA は、Hyvärinen²⁾の Fast ICA により施行し、主成分分析 (PCA) と比較した。ICA により単離した fECG は、ノイズ除去、トレンド除去を情報コスト関数を指標とし、多重解像度解析を応用した Ishikawa の方法^{1,3)}で施行した。Gabor8Power を用いた CWT にて、その形態学的特徴を、成人心電図波形の CWT の形態と比較検討した。

2 結 果

図 2 左列の濃い灰色で示したグラフは、病棟

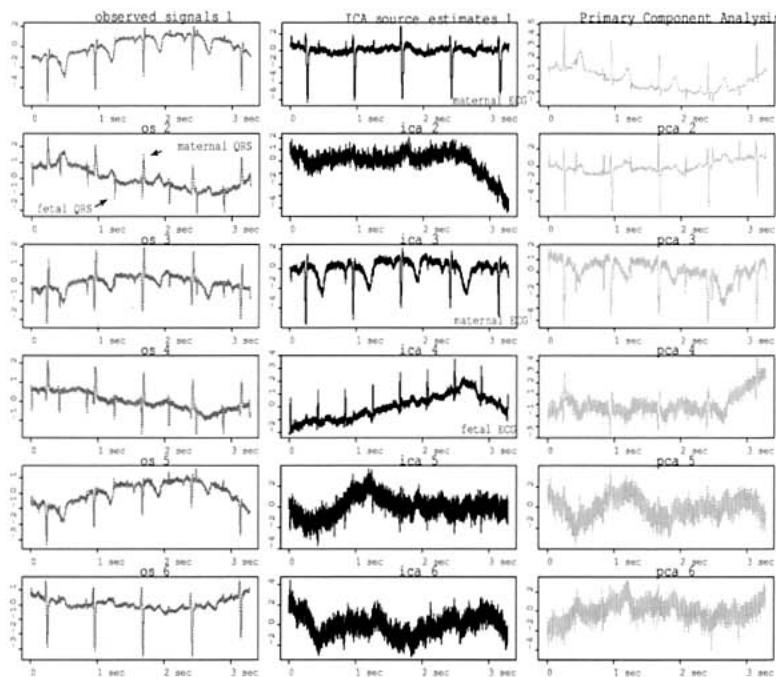


図 2 ICA による fECG の単離

濃い灰色で示した左列のグラフは、母体腹壁から得られた生のデータである。左列のグラフの os2, os4 には、mECG に fECG が混入している。薄い灰色で示した右列のグラフの主成分分析では、fECG と mECG は分離されてはいない。黒の線の中央列のグラフが ICA の結果である。中央列の 4 段目の ica4 には、fECG が単離されている。



図 3 図 2 で単離された fECG (ica4) の後半の 1.6384 秒についてのウェーブレットによるノイズ除去前後の比較

灰色はノイズ除去前、黒い線のグラフがノイズ除去後。ノイズ除去後には、胎児心電図波形が明瞭となる。

において非侵襲的に妊娠 38 週の母体腹壁から得られた胎児心電図である。8 チャネルのうち、ノイズの少ない 6 チャネルについて検討した。

左列のグラフの os2, os4 には、mECG に fECG が混入している。薄い灰色で示した右列のグラフは、主成分分析の結果であり、fECG と mECG

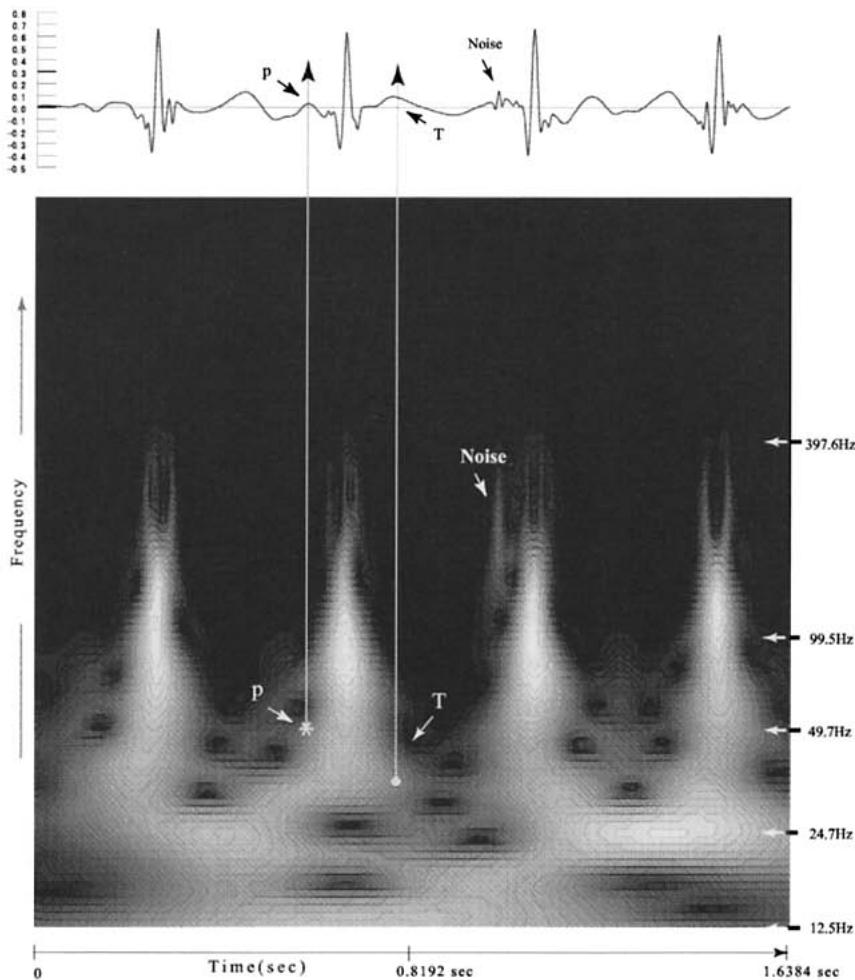


図 4 図 3 のウェーブレットによりノイズ除去されたデータについての Gabor8Power による CWT

CWT 画像上の胎児 p 波, T 波の頂点から垂線をあげ、最上段の元の fECG との交点を胎児 p 波, T 波の頂点とした。

は分離されてはいない。黒の線で示した中央列のグラフが、ICA の結果である。ica4 (中央列の 4 段目) には、fECG が単離されており、ical1 と ica3 には、mECG のみを認める。

図 3 は、図 2 の単離された fECG (ica4) の後半の 1.6384 秒について、ウェーブレット (Coiflet24, レベル 10) によるトレンド除去のみを施したノイズの多い灰色のグラフと、ウェーブレットによるノイズ除去後の黒い線のグラフとの比較である。各々のレベルのウエー

ブレット係数の標準偏差に重みをつけ、情報コスト関数 (情報エントロピー) を指標に、Coiflet 24 にてノイズ除去した黒い線のグラフでは、ノイズに埋もれていた胎児 p 波や T 波が明瞭となっている。

図 4 は、図 3 のウェーブレットによりノイズ除去されたデータについて、Gabor8Power にて CWT を施した画像である。胎児心電図波形の形態は、CWT における成人の心電図波形と類似していた。成人の心電図波形の CWT での特徴³⁾か

ら推測される CWT 画像上の胎児 p 波, T 波の頂点から垂線をあげ、最上段の元の fECG のグラフとの交点を胎児 p 波, T 波の頂点と決定した。

3 考 察

非侵襲的に母体腹壁上より得られる心電図には、fECG とその振幅の 2 倍から 10 倍程度の mECG が混在している。数拍に 1 拍の割合で、fECG が母体 QRS の近傍にあるか、もしくは、母体 QRS の中に埋没するという状況は、ウェーブレット解析や加算平均を困難なものとしてきた。従来、fECG と mECG の分離には、adaptive noise cancellation⁴⁾が利用されているが、胎児 QRS は抽出できるが、胎児 p 波や T 波を含む胎児心電図波形の単離までには至っていない。

ICA により fECG を分離する試み^{5,6)}はいくつかあるが、これらの研究でも、ICA により胎児 QRS を分離できただけで、胎児不整脈などの診断に不可欠な p 波や T 波などの検出はできていない。これに対し、ICA により fECG を分離し、ウェーブレット理論を応用するわれわれの方法では、胎児 p 波や T 波を含め、胎児心電図波形を抽出することが可能である。

結 語

ICA により fECG を単離することで、胎児 p 波、T 波を含む胎児心電図波形の特性を、成人

の心電図波形と同様に CWT で解析することが可能となった。ICA とウェーブレット理論を応用するわれわれの方法は、安価、簡便、安全であり、ベッドサイドでも施行可能である。本法は、胎児不整脈の診断に有用と考えられる。

本研究の一部は、さいたま市地域医療研究費補助事業補助金によるものである。

文 献

- 1) Mochimaru F, Fujimoto Y, Ishikawa Y. Detecting the fetal electrocardiogram by Wavelet theory-based methods. *Prog Biomed Res* 2002;7:185-93.
- 2) Hyvärinen A, Karhunen J, Oja E. Independent component analysis. New York : Jhon Wiley-Interscience ; 2001. p.165-202.
- 3) Ishikawa Y, Mochimaru F. Wavelet theory-based analysis of highfrequency, high-resolution electrocardiograms : new concept for clinical uses. *Prog Biomed Res* 2002;7:179-84.
- 4) Widrow B, Stearns S. Adaptive signal processing. New Jersey : Prentice-Hall ; 1985. p.335-7.
- 5) De Lathauwer L, De Moor B, Vandewalle J. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation. *IEEE Trans Biomed Eng [Special Topic Section on Advances in Statistical Signal Processing for Biomedicine]* 2000;47:567-72.
- 6) Cardoso JE. Multidimensional independent component analysis. Proc. ICASSP' 98. Seattle : 1998. (Accessed Aug 25, 2003, at <http://www.tsi.enst.fr/cardoso/Papers.PS/icassp98.ps>)