計測自動制御学会東北支部 第 276 回研究集会(2012.11.7) 資料番号 276-2

ホルタ心電計によるベクトル心電図と 多変量経験的モード分解を利用した T 波オルタナンス解析

T-wave alternans analysis of vectorcardiogram by holter monitor

using multivariate empirical mode decomposition

〇下山田 直人¹, 田中 明¹, 後藤 貴文², 山内 剛²

ONaoto Shimoyamada¹, Akira Tanaka¹, Takafumi Goto², Tuyoshi Yamauchi²

1 福島大学, 2 フクダ電子

1 Graduate School of Symbiotic Systems Science and Technology, Fukushima University 2 FUKUDA DENSHI

キーワード:心電図(ECG),ベクトル心電図(vector cardiogram), T波オルタナンス (T-wave alternans),経験的モード分解(empirical mode decomposition).

連絡先:〒960-1296 福島市金谷川 1 福島大学 共生システム理工学類 田中研究室 下山田直人 tell:024-548-5258, Email:sl170021@ipc.fukushima-u.ac.jp

1. Introduction

).

心電図において大きさの異なる T 波が 1 拍ごとに現れる T 波オルタナンス現象 (TWA)は、心室再分極過程の異常を示し、 心室細動等による突然死の可能性を示す有 効な指標として注目されている. しかし TWA は数 µV 程度の場合があること、心拍 数の上昇時に出現することが知られており, 検査では一般に 12 誘導の心電計を装着し, 運動負荷試験を行う必要がある¹⁾. 一方, ホ ルタ心電計は24時間の心電図を測定可能な 小型のウェアラブルな心電計であり、一過 性の心電図の異常も記録・検出可能なため 心臓の精密検査へのスクリーニングとして 用いられている.しかし心電図計測の際. 電極数が少ないこと、また体動アーチファ クトの影響が出やすいなど、12誘導心電図 に比べ精度が低くなってしまうという問題 がある.

Blanco らは経験的モード分解(EMD; empirical-mode decomposition)と呼ばれる, 波 形を固有モード関数(IMF; Intrinsic Mode Function)に分解する手法を心電図信号に適 用し,一般的な周波数フィルタを使用する より高い TWA 検出精度が得られることを 報告している²⁾. EMD は,波形を試行錯誤 的に分解するため、非線形な信号にも対応 しており、一般的な周波数フィルタを使う 手法よりも堅牢であるという利点がある. しかし、この手法では分解のされ方が元波 形の周波数構造に依存し、分解された信号 の周波数帯域をコントロールすることが困 難なため、しばしば有用な信号成分とノイ ズとを区別するためのアルゴリズムが必要 になるという問題点がある.

本研究では心電図における TWA を日々の 中の生活環境において計測されたホルタ心 電図から検出することを目標として,体動 やノイズ除去にベクトル心電図(VCG)の軌 道情報および多変量経験的モード分解を用 いた手法を提案し,陽性データに対する感 度やノイズ耐性,陰性データに対する特異 度についての検証を行った.

2. Methods

2.1 Matelials

本研究で対象とするデータは以下の3種類である.

1) Positive dața

Physionet(<u>http://www.physionet.org/</u>)のデー タバンク内から TWA が付加された人工的 に作られた心電図データを取得し, TWA 陽



Fig.1: 3-channel electrode placement for holter monitor

性データとした. Physionet から得られるデ ータは 12 誘導心電図であるため, これを Inverse Dower Matrix³⁾ によって VCG に変換 した.

2) Negative data

TWA 陰性データとして,安定した心拍数 の上昇が期待され,比較的大きな体動アー チファクトが生じる階段昇段を行った際の 心電図を健常男性 13 名より取得した.階段 昇段では 3ch の収録が可能なホルタ心電計 (FM-180,フクダ電子)を用い,xyz 軸方向の 成分を得るために Fig.1 に示すように電極 を配した.また,階段昇段のタイミングを 記録するために加速度センサも装着した. 被験者は1秒に1段ずつの昇段を約1分間 行い,昇段後1分の休憩を行った.全ての データはサンプリング周期 1ms で PC に格 納された.

3) Synthetic data

ノイズ耐性を評価するためのデータとして、健常者の心電図波形から以下の手順で ノイズが付加された TWA 陽性心電図信号 を作成した.

i) 安静時の正常心電図を健常者より取得 する. 心電図は陰性データと同様に 3ch の 収録が可能なホルタ心電図計を用い, xyz 軸 方向の成分を取得した.

ii) 安静時における心電図データから I 拍 を抜き出し *q*[*n*]とおき,それを N 拍分繰り 返した TWA 陰性心電図 *p_c*[*n*]を作成する.

$$p_c[n-kT] = q[n] \qquad (1)$$

ここで*k*は拍数であり,*T*は心周期である. iii) Fig.2に示す ST-T群と思われる範囲(R波 から 75ms後,幅 225ms)に対し, Fig.3 に示す ようなオルタナンス波形*Al*[n]にゲイン*g_kを* 乗じた波形を付加した心電図波形 *p_a[n]を*作



Fig.3: A sample of alternans wave $g_k * Al[n]$

成する. オルタナンスを偶数拍のみに付加 するため $g_k \epsilon(2)$ 式のように設定した.

$$g_{k} = \begin{cases} \alpha, & (k \text{ is even}) \\ 0, & (k \text{ is odd}) \end{cases}$$
(2)

ここで α はオルタナンス成分の最大振幅 が 35μ V となるように設定した.

iv) ガウスノイズ *v*[*n*]を *p*_o[*n*]に加え,ノイズを付加した心電図 *p*_r[*n*]を作成する.

$$p_r[n] = p_a[n] + \beta v[n](3)$$

ここでβはノイズパワーの倍率であり, SN 比(SNR)が-10~25dBの範囲で 1dB 刻み で設定した.

以上の手順に従ってそれぞれの SNR に対して 100 セットのデータを作成した.

2.2 TWA detection method

TWA の判定についてはスペクトル法⁴⁾を 採用した. すなわち, *ECG* 波形から ST-T 群と思われる範囲を抽出し,各点の電圧値 を拍数単位に求める. 窓枠は 128 拍もしく は 64 拍とし,各点において拍数領域で FFT を適用し,算出された各点のパワースペク トルの平均値を求めた後,0.5cycle/beatのパ ワーが域値を超える場合を TWA 陽性とす る.域値の設定には、ノイズパワーに対す る TWA のパワーの比としてオルタナンス 比率 k を(4)式のように定義し、この値が 3.0 を越えた場合を TWA 陽性と判断する.

$$k = \frac{P_T - \mu_{noise}}{\sigma_{noise}} \tag{4}$$

ここで, P_T は平均パワースペクトルにおける 0.5cycle/beat のパワー, μ_{noise} は平均パワー スペクトルにおける 0.33~0.48cycle/beat の パワーをノイズのパワーとしたもので σ_{noise} はノイズのパワーの標準偏差である.

2.3 Proposed noise reduction method

本研究で採用しているノイズ除去および T 波の強調方法について述べる.本手法で は TWA 検出の信号処理の過程を大きく 3 つのプロセスに大別できる.まず,得られ た 3ch の心電図について、基線変動やノイ ズ除去を EMD を用いて行う. ここでは 3ch のデータに対して EMD を多次元信号に拡 張した多変量 EMD を適用した⁵⁾. 多変量 EMD ではオリジナルの EMD に比べ分離さ れた IMF 内の周波数帯域を狭帯域に制限で きるため, 前述した EMD の問題点を一部改 善できる. 各 IMF の平均周波数によって有 効な信号成分をかどうかを判断し, 有効な IMF を再合成することで基線変動およびノ イズ除去を行う、歩行のような周期的かつ 心周期に近い周期によって生じるアーチフ アクトは上述のフィルタでも効率よく除去 することは困難である. Fig.4 は得られた VCG の例であり、QRS 群や ST-T 群が異な る軌道を描いていることが分かる. そこで 本手法では、得られた VCG の軌道情報から T 波を表す成分を強調するため, T 環の頂 点へのベクトルを基準ベクトル(A_x, A_y, A_z)と し, VCG 上の点(V_x, V_y, V_z)との内積であらわ される値(ECG_P)を(5)式のように算出し、こ の波形に対して TWA の判定を行う.

$$ECG_{p} = \frac{A_{x}V_{x} + A_{y}V_{y} + A_{z}V_{z}}{\sqrt{A_{x}^{2} + A_{y}^{2} + A_{z}^{2}}}$$
(5)

また,比較対象として基線動揺の除去を行 わない手法(Conventional method 1),基線動 揺を心電図 Q 波の 3 次スプラインで補間し た波形で取り除く手法(Conventional method 2),多変量 EMD を用いて基線動揺を取り除



Fig.4: Example of vector cardiography

Table 1 Sensitivity and specificity

method		Sensitivity	specificity
<i>x</i> -ch	Conventional 1	82.8%	53.9%
	Conventional 2	82.8%	53.9%
	Memd	100%	69.2%
ECGp	Conventional 1	86.2%	53.9%
	Conventional 2	86.2%	61.5%
	Proposed	100%	92.3%

き, TWA の判定に VCG の *x*-ch のみを使用 する(Memd), 更に各手法において, TWA の 判定に *ECG*, を利用した場合の計6手法に対 し比較・検討を行った.

3.Result and discussion

3.1 Sensitivity and specificity

陽性データにおける感度と、陰性データにおける特異度の結果を Tablel に示す.オル タナンス比率 kを VCGの x-ch を用いて算出 した場合、多変量 EMD を用いた手法が他の 方法に比べ感度・特異度ともに向上した. また、オルタナンス比率 k を内積の心電図 ECGpを用いて算出した結果では x-ch のみ を用いる場合に比べ、全ての場合において 感度・特異度の向上が見られ、6 種類の方法 の中では最も高い結果となった.以上の結 果から、提案手法の体動やノイズ除去に対 する有効性が示唆された.

3.2 noise immunity

ノイズが付加された信号から得られたオ ルタナンス比率 k より, TWA 検出確率 P_{TWA} を(6)式より求めた.

$$P_{TWA} = \frac{N_D}{N_D + N_M} \qquad (6)$$

ここで, N_D, N_Mはそれぞれ TWA 陽性デー タ数と陰性データ数である.

Fig.5 にオルタナンス比率 k をベクトル心 電図の x-ch のみを用いて算出した場合の各

-3-



Fig. 5: TWA detection ratio $P_{TWA}(x-ch)$



Fig. 6: TWA detection ratio $P_{TWA}(ECG_P)$

手法における TWA 検出確率を示す. 結果よ り, 基線除去を行わない Conventional 1 に比 ベ.3 次スプライン補間を用いて基線動揺の 除去を行う Conventional 2 において 9dB ほ どノイズ耐性が減少した.一方,基線動揺 の除去に多変量 EMD を利用する Memd の 場合では 5dB ほどノイズ耐性が向上した. これは利用した心電図波形に,基線動揺の ない人工的な心電図を利用しているため, Q 波を 3 次スプライン補間した信号を元信号 から除去する際に,波形に歪みが生じた可 能性が考えられる.一方で多変量 EMD では 少ない歪みで基線の除去を行えたと考えら れる.

Fig.6 に ECG_p からオルタナンス比率 $k \epsilon$ 算出した場合の TWA 検出確率を示す. 先ほ どの結果と同様に, Conventional 1 に比べ Conventional 2 ではノイズ耐性が減少し, Memd においてノイズ耐性が向上した. さ らに, ECG_p を用いた場合のほうが x-chの みを用いてオルタナンス比率 $k \epsilon$ 算出した 場合に比べて全ての手法においてノイズ耐 性の向上が見られ、提案手法である Proposed がもっとも良好なノイズ耐性を示 した.以上の結果から、提案手法のノイズ 除去における有効性が示唆された.しかし、 実際に混入するノイズは白色雑音だけでな く筋電図や呼吸性のアーチファクトなど生 体特有のノイズも存在するため、これらのノ イズに対する耐性についても検討する必要 がある.また、TWA 検出能力はノイズの 量だけでなくオルタナンス成分の大きさに も依存するため、今後オルタナンス成分の 大きさに対する検出能力の調査も行う必要 がある.

4. Conclusion

本研究では、ホルタ心電図を利用して TWAの検出を行うことを目的として、VCG を利用した T 波の強調,多変量 EMD によ るノイズおよび体動アーチファクト除去を 行い TWA を検出する方法を提案し,感度・ 特異度,そしてノイズ耐性についての検討 を行った.その結果,提案手法は従来法に 比べて良好な検出能力を有する可能性が示 唆された.本手法の特徴は過度なフィルタ リングによる波形歪みを抑えつつ高いノイ ズ除去性能を有する点にある.今後は臨床 データを利用した評価や T 波の歪みに対す る検討を行う必要がある.

Reference

- DM. Bloomfield, SH. Hohnloser, RJ. Cohe RJ, Interpretation and classification of microvolt T wave alternans tests, J Cardiovasc Electrophysiol, Vol. 13, No. 5, pp. 502-12,2002.
- M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldán, JI. Godino- Llorente, KE. Barner, Nonlinear Trend Estimation of the Ventricular Repolarization Segment for T-Wave Alternans Detection, IEEE Trans. Biomed Eng., Vol. 57, No. 10, pp. 2402-12, 2010.
- Edenbrandt L and Pahlm O, Vectorcardiogram Synthesized From a 12-lead ECG:Superiority of the Inverse Dower Matrix, Journal of Electrocardiology, 21 (4), 361-367, 1988.
- Smith JM, Clancy E, Valeri C, Ruskin J, Cohen R., Electrical Alternans and cardiac electrical instability., Circulation, 77,110-21, 1988.
- N. Rehman and DP. Mandic, Empirical mode decomposition for trivariate signals, IEEE Trans. Signal Process., Vol. 58, No. 3, pp. 1059–1068, 2010.