

## ● 一般演題

## ウェーブレットによる T 波の終点の決定

石川医院 石川 康宏

筑波大学臨床医学系小児科 堀 米 仁 志

## はじめに

T 波の終点は目視により T 波が基線と交差する点、交差しない場合は下降脚の最小の傾きを与える点からの接線と基線との交点と定義されている<sup>1-3)</sup>。しかし、心電図のデジタル化に伴ってノイズなどの影響で目視による基線との

交点を直感で決定することに困難を感じることも多い。

ウェーブレットでは、Mallat の仮説に基づき Fast Dyadic Wavelet Transformation (FDWT) による Vertical Local Minima Line (VLML) が収束する特異点を T 波の終点とする方法が一般

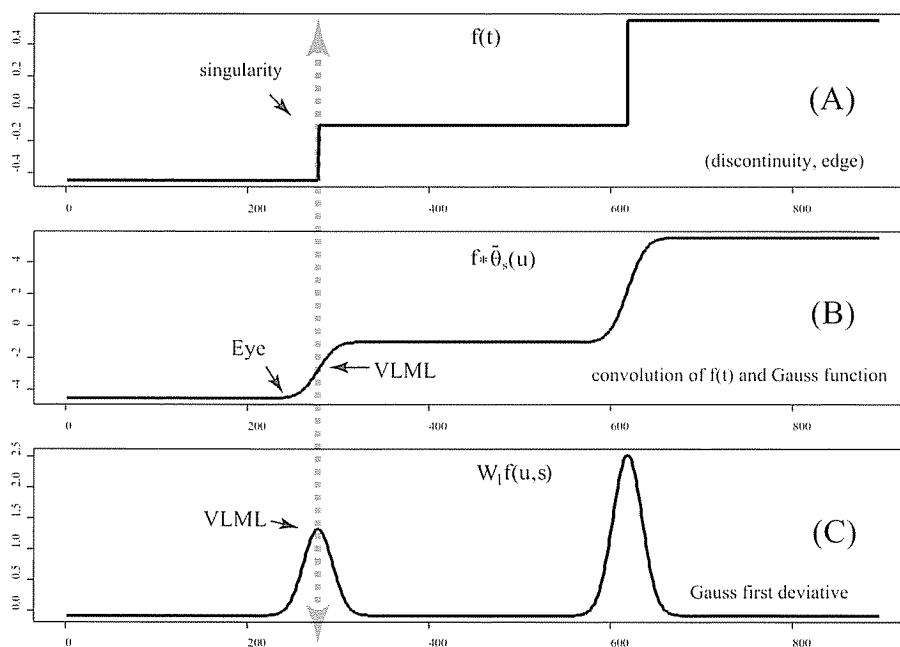


図 1 Mallat の仮説と心電図学の直感による定義の相違

Mallat らは、B、C で矢印で示した VLML の特異点を始点としているが、心電図の定義では、B の Eye の矢印で示した点が始点である。 $\theta$  を Gauss 関数とすると、B において、ある scale  $s$  において、A の不連続点を有する関数  $f$  は、 $\theta$  との畳み込みにより平均化される。C において、 $\psi$  (mother wavelet のこと) が  $-\theta'$  であれば、つまり Gauss の第一次導関数 (G1D) であれば、 $Wf(u,s) = s \cdot d/du (f * \theta)(u)$  が証明されている。 $f * \theta(u)$  の最も変化の鋭い点で、 $f * \theta$  のウェーブレット変換 (WT) が局所最大値をとる。すなわち、G1D の  $f * \theta$  の WT は、関数  $f$  の  $\theta$  による畳み込み積分の微分である。だから、 $f * \theta(u)$  の接線の傾きが  $Wf(u,s)$  である。したがって、接線の傾きの最も大きい点で、G1D の WT は極大値をとる。

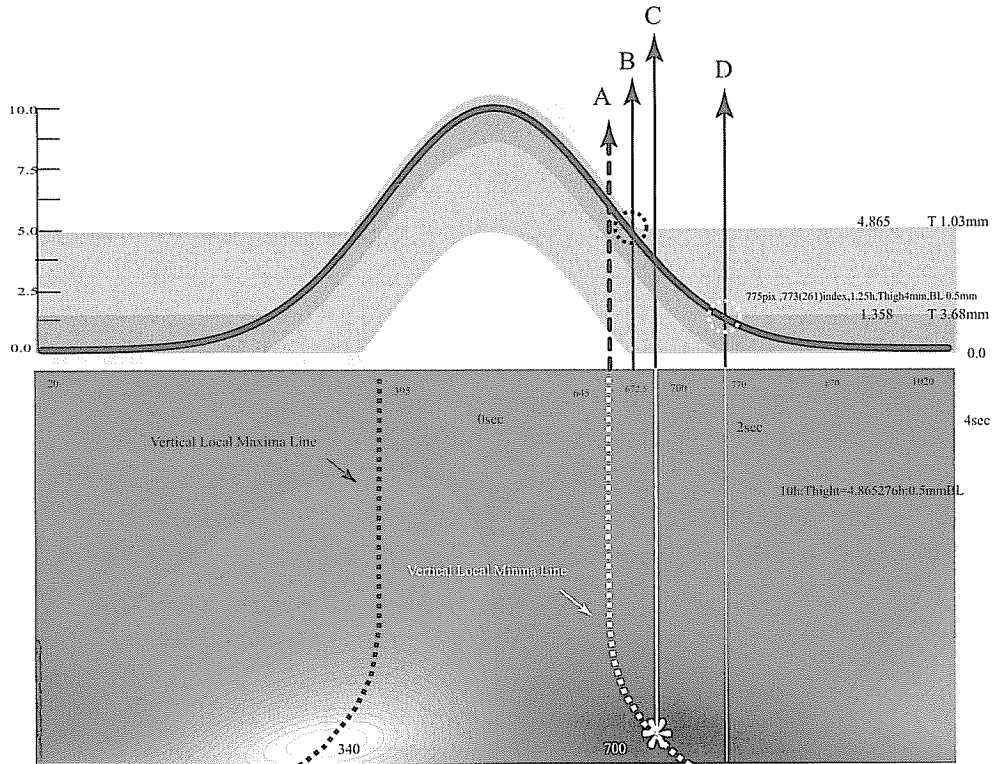


図 2 T 波のシュミレーション

T 波は Gauss 関数を想定した。下降脚の変曲点の一つである。Gauss の第一次導関数 (G1D) による CWT で, VLML の特異点は, A で示した直線上にある。Min は VLML の最小点であり, 直線 C はここよりあげた垂線である。A と C の中間点での垂線が B である。T 波の高さを 10 とした時, T 波と直線 B との交点の高さは 4.865 であり, これが基線の太さ 0.5 mm である。したがって, T 波の高さは 1.03 mm である。

的である<sup>4-6)</sup>。サンプリング周波数を 2kHz まであげると, この VLML の特異点と目視による T 波の終点には明白な差がある。この理由は図 1 に示すように, ウェーブレットによる始点終点の決定方法では, 元の関数を Gauss 関数にて畳み込み積分し, この積分された関数について VLML の収束点 (図 1-B と図 1-C の矢印) を終点とするが, ECG の始点終点の定義は目視による基線との交点 (図 1-B の Eye の矢印) とされるために差が生じたと考え, シュミレーションによる分析を行った。また, 実際の心電図の T 波の終点について, 連続ウェーブレット変換 (CWT) と FDWT において, 定義の異なる T 波の終点について検討を加えた。

## 1 方 法

図 2 に示すごとく, シュミレーションでは変曲点の一つある bell 型の Gauss 関数について検討した。また, ECG II, V5 にて T 波の終点の定義の異なる QTc を比較した。図 3 に示すごとく, Gauss 第一次導関数 (G1D) での CWT では, T 波の終点を VLML の収束点とするもの (cVLML), VLML の最小点とするもの (cMin), 目測によるもの (cEye) とし, 図は省略するが FDWT では T 波の終点を VLML の収束点とするもの (fVLML), VLML の最小点とするもの (fMin), 目測によるもの (fEye), 図 4 のごとく, 自動測定では T 波の下降脚の傾きが最小になる点からの接線が基線と交わる点 (Auto) を

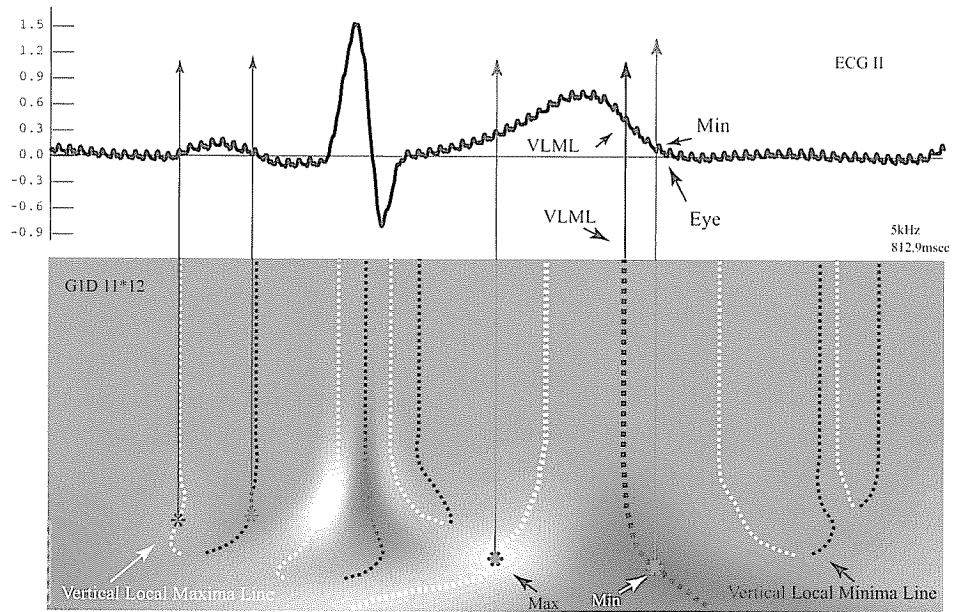


図3 G1DによるCWT

矢印のVLMLは、VLMLの特異点によるT波の終点。Minは、VLMLによる最小点による終点。Eyeは、目視によるT波の終点を指す。

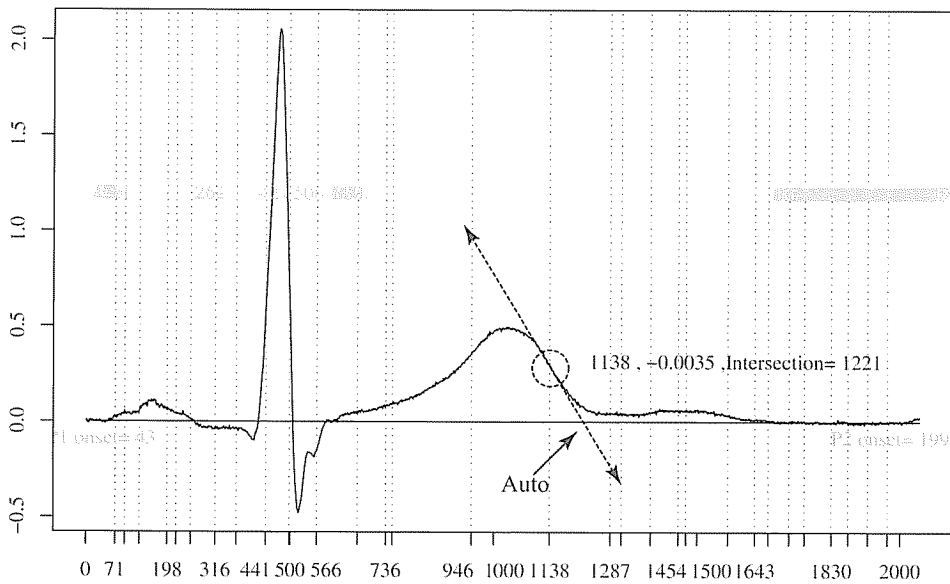


図4 T波終点の自動測定

破線の垂線は、第二次導関数が0をとる位置を示した。第二次導関数が0をとる点は、第一次導関数の変曲点であり、局所最大・最小値を示す点でもある。したがってT波の下降脚の傾きの最小値が含まれる。第一次導関数は、T波の傾きを表す。よってT波の下降脚と破線の交点（破線の円で囲まれた点）から、接線を引けば、基線との交点（Auto）が自動測定でのT波の終点を与える。

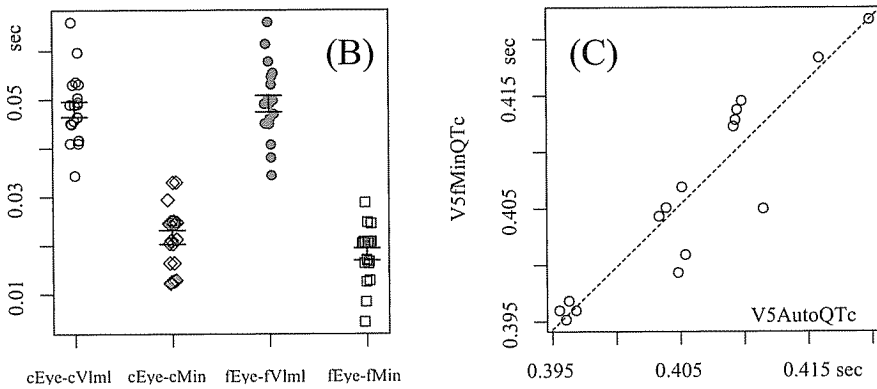
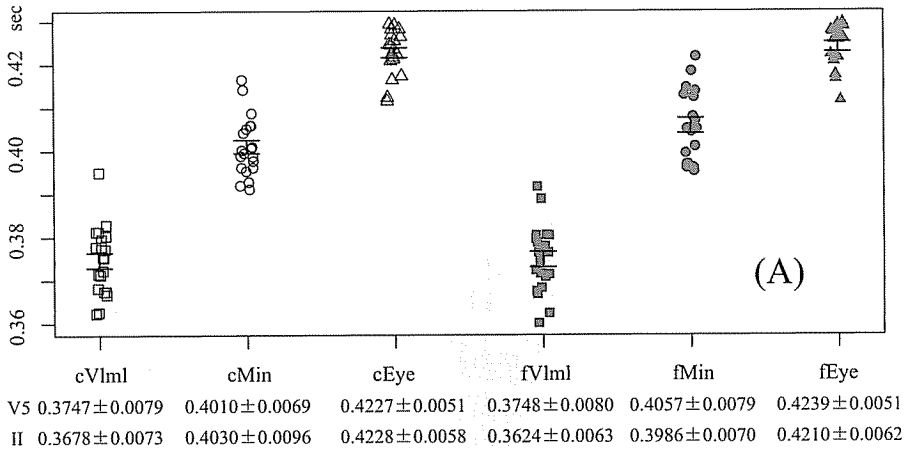


図 5 VLML, Min, Eye, 自動決定による QTc

A : V5 の 6 種類の QTc を示す。V5 と第II誘導の平均と標準偏差をラベルの下に示す。

B : V5 での Min と Eye の QTc の差が VLML と Eye の差より有意に小さいことを示す。

C : V5 の Min と Auto にはよい相関があることを示している。破線は回帰直線である。

測定した。心電図波形は P 波の始点と次の P 波の始点を結ぶ直線で補正した後解析した。心電図波形の一次微分は差分をスプライン補間<sup>7)</sup>することで求めた。二次微分は一次微分の差分をスプライン補間した。一元配置分散分析と Turkey の HSD などの多重比較で QTc の統計的分析<sup>7,8)</sup>を行った。

## 2 結 果

T 波のシュミレーションでは、bell 型 (Gauss 関数) で基線の太さが 0 であれば T 波の終点は無限大となる。基線に太さを想定することで T 波は基線と交差する。基線の幅を 0.5 mm とし

た時、図 2 に示したごとく、T 波の高さが 1 mm 以上では、Min の方が VLML より Eye の近傍にあるという結果を得た。基線が太くなれば、T 波の高さはさらに低くても上の結果が成立する。

図 5-A に示した V5 の 6 種類の QTc のデータでは一元配置分散分析にて、 $p < 2.2e-16$  と有意差があったので、どの群の組み合わせに有意差があるかを Tukey の HSD で多重比較した。cVLML と fVLML, cMin と fMin, cEye と fEye の間では有意差がみられず、他の組み合わせでは有意差を認めた。また、常に  $cVLML < cMin < cEye$ ,  $fVLML < fMin < fEye$  という関係がみら

れた。第II誘導でも同様の結果を得た。

EyeとMinのQTcの差はIIでCWTでは $19.8 \pm 9.7$  (msec), FDWTで $22.3 \pm 5.5$  (msec)であり、図5-Bに示したごとく、V5ではCWTで $21.7 \pm 6.3$  (msec), FDWTで $18.2 \pm 5.6$  (msec)で、両誘導ともEyeとVLMLのQTcの差に比べ、TukeyのHSDで有意に小さかった。

IIのAutoは $399.1 \pm 11.1$  (msec), V5のAutoは $405.8 \pm 7.1$  (msec)であり(図5-C), 各々のfMinとはTukeyのHSDで両誘導とも有意差がみられなかった。また、よい相関を示しII, V5で $p$ 値は0.001以下, V5での相関係数は0.924, 一致率0.8534であった。

### 3 考 察

T波の終点を論じる際, T波の下降脚が上方に凸で, 変曲点の一つ持つかあるいは変曲点を持たず単調減少である場合を論ずれば十分である。もし二つ以上の変曲点を持ってもLipschitz係数<sup>4,9)</sup>を有する最後のVLMLについて論ずればよいからである。頂点との間に変曲点を持たない1/4円のT波ではT波と基線の交わる角度が大きいため, 目視による判定に困難を感じることはないが, 基線の太さを0.5mmとした際, T波の高さが2mm以上あればVLMLはMinより終点に近くなる。

### 結 論

目視によるT波の終点に対しては, VLMLによる特異点よりVLMLによる最小点のほうがよい近似を与える。その誤差はたかだか20

msec程度であり, 心電図の計測精度が40msecであることを考慮すれば目視によるT波の終点の判定の補助となりうる。

(本研究は, 平成17年度さいたま市地域医療研究費補助事業の補助による。)

### 文 献

- 1) Goldschlager N, Epstein AE, Grubb BP, et al. Etiologic considerations in the patient with syncope and an apparently normal heart. Arch Intern Med 2003; 163;51-62.
- 2) Fujiki A, Sugao M, Nishida K, et al. Repolarization abnormality in idiopathic ventricular fibrillation: assessment using 24-hour QT-RR and QaT-RR relationships. J Cardiovasc Electrophysiol 2004;15: 59-63.
- 3) Wernicke JF, Faries D, Breitung R, et al. QT correction methods in children and adolescents. J Cardiovasc Electrophysiol 2005;16:76-81.
- 4) Mallat S. Wavelet tour of signal processing, 2nd edition. San Diego:Academic Press;1998. p.163-219.
- 5) Sahambi JS, Tandon SN, Bhatt RKP. Wavelet based ST-segment analysis. Med Biol Comput 1998;36: 568-72.
- 6) Martinez JP, Olmos S, Laguna. Evaluation of a wavelet-based ECG waveform detector on the QT database. Computers in Cardiology 2000;27:81-4.
- 7) Venables WN, Ripley BD. Modern applied statistics with S, 4th edition. New York: Springer; 2002. p.178-181, 230.
- 8) Dalgaard P. Introductory statistics with R. New York: Springer; 2002. p.115-117, 172-182.
- 9) Mochimaru F, Fujimoto Y, Ishikawa Y. Detecting the fetal electrocardiogram by wavelet theory-based methods. Prog Biomed Res 2002;7:185-93.