

アプリケーションノート 142 : AcqKnowledge レート検出

このアプリケーションノートでは、周期性を有する生理学的データから情報を引き出す AcqKnowledge の機能に不可欠な、レート検出について説明しています。レート検出を使用する生理学的データは以下のものを含みます：

波形	測定基準	波形の形状 ¹
呼吸流量	呼吸数	平滑
血液流量	流量のピーク値、最小値、平均値	平滑
血圧	収縮期、拡張期、平均、dP/dt 最大値、 dP/dt 最小値	平滑
ECG	心拍数または心拍間の間隔	スパイク状 (高スルーレートまたは鋭い振幅遷移)
EKG (胃電図)	ぜん動収縮	平滑
EMG	零交差または平均周波数分析	スパイク状
ゴニオメーター (関節角度)	反復運動/運動	平滑
神経	スパイク数、周波数	スパイク状
パルス容積脈波	パルスレート、心拍間の間隔、容積	平滑
呼吸	呼吸数	平滑

¹ 本来は周期的なほとんどの生理学的データは、滑らかに変化します。

しかしながら、ECG や EMG は “スパイク状” の重要なデータを含んでいます。

AcqKnowledge レート検出は、周期的な生理学的波形からデータを抽出する際に、性能を最適化するための柔軟性を有しています。レート検出に関して、3つの基本的な操作方法があります：

1. 固定閾値モード
2. 自動閾値検出モード (ノイズ除去を可能にします)
3. ベースライン除去および自動閾値検出モード

レート検出は、異なる操作方法を選択した際に特定のオプションを排除します。例えば、ベースライン除去の機能は、自動閾値検出モードで常に使用します。さらに、振幅に関連する周期的測定 (例：Pk-Pk 値、最大値、最小値、エリア平均値) は、自動的にベースライン除去の機能をオフにします。測定が時間に直接関

連する場合（例：Hz、BPM、間隔、ピーク時間、ピークカウント）、ベースライン除去と自動閾値検出モードは、必要に応じて使用して下さい。

一般的には、用途に適した最もシンプルなレート検出モードを使用することが最善です。最もシンプルなモードで検出がうまく機能しない場合は、1つずつ高度化していきます。例えば、固定閾値モードが動作しない場合、自動閾値検出モードを使用します。自動閾値検出モードでも正常に機能しない場合、ノイズ除去の調整、もしくはベースライン除去オプションを試してください。（使用可能である場合）

レート検出アルゴリズムは、波形のピークや谷を検索することによって波形の幾つかの特別なサイクル特性を決定する手順です。このノートでは、これらのピークの検索を容易にするレート検出アルゴリズムの主要な構成要素の機能を説明します。その後、レート検出ツールを用いて、最適な結果を求める際に役立つ信号調整方法を説明します。

1 モード概要

出力リセットイベント及びピーク間隔ウィンドウのオプションの考察に関しては、AcqKnowledgeソフトウェアマニュアルをご参照ください。

1.1 固定閾値モードでの動作

固定閾値検出モードは、レート検出における操作の最もシンプルなモードです。図 1a では、閾値は 0.00V に設定されています。波形が 0V を横断する場合、正または負のピークを検出します。

ノイズ除去及びレートウィンドウオプションではこのモードで使用できないことに注意してください。

1.2 自動閾値検出モードでの動作

自動閾値検出モードは、レート検出における更に高度な動作と柔軟なモードです。この場合レート検出は、可変閾値とノイズヒステリシスを作成し、ノイズの多い環境でピーク検出を容易にします。さらに、検出は閾値のトリガーイベントの一時的な損失から回復することが可能です。図 1b はこのモードにおけるダイアログを示しています。

1.3 ベースライン除去及び自動閾値検出モードでの動作

ベースライン除去は、自動閾値検出モードに連携して動作します。ベースライン除去のオプションは、波形データから自動的（および非表示で）に差分を実行します。これは、ベースラインドリフトに関連する低周波数信号要素を除去する効果があります。図 1c はこのモードにおけるダイアログを示しています。

2 主要なアルゴリズム要素の考察

レート検出の主要なアルゴリズム要素は表 1 に記載されており、ユーザーによって選択される“Find Rate”のユーザーインターフェースオプション（図 1 参照）に応じて 5 つの要素のうちのどれか 4 つを呼び出すことが可能です。

オプション	動作	ダイアログオプション
固定閾値	ユーザーは、正または負のピークを検索する際の固定閾値を指定します。	<input type="checkbox"/> Auto threshold detect <input checked="" type="checkbox"/> Output reset events Threshold level: <input type="text" value="0.00000"/> Volts
自動閾値検出	変動する波形の形状によって変化する閾値から、正または負のピークを検出します。	<input checked="" type="checkbox"/> Auto threshold detect
ヒステリシスを介するノイズ除去	閾値検出のノイズの影響を軽減します。	Noise rejection: <input type="text" value="5.00000"/> % of peak
ベースライン除去	波形内の低周波数信号によるベースラインドリフトを除去します。	<input checked="" type="checkbox"/> Remove baseline
ピーク検出	正または負のピークを確認し、レート値を計算するために使用されるアルゴリズム	無し

表 1 Find Rate ダイアログを介して利用可能なアルゴリズム要素の一部。

検索アルゴリズム（下段）は、コードに内蔵されており、ユーザーがアクセスすることはできません。

2.1 自動閾値検出

レート検出は、図 2 で示されているように、ECG 波形のようなタイプの信号を処理するために設計されています。これらの波形は、時間で周期的なスパイク状の正/負偏位を含む特性を処理します。例：短い時間で急激に変化する波形

先のサイクルのピークを検出するための閾値は前のサイクルのピーク値から定義され、決定されます。図 3a、b は、どのように閾値が定義されるのかを図で表現しています。

正または負のピークにおける閾値の定義は、定義サイクルで負のピークを基準にしています。閾値の方程式は次の通りです：

方向

正

負

方程式

閾値 = (前の最大値 - 前の最小値) \cdot 0.75 + 前の最小値

閾値 = (前の最大値 - 前の最小値) \cdot 0.25 + 前の最小値

これらの定義からソフトウェアは、基本的にサイクルごとのレートまたはその他の周期的パラメーターを計算することができます。

2.2 ノイズ閾値

信号内のノイズは、自動閾値検出スキーム内での信号ピークの検出に大きく影響します。ヒステリシスでの軽減は、図 4（図 7a も参照）で示される様に使用することも可能です。ヒステリシス値 “h” は、前のサイクルの最大/最小信号値の一定の割合として定義されます：

$$h = (\text{前の最大値} - \text{前の最小値}) \times \text{ノイズの割合} / 100$$

このパラメーターは、サイクルごとの基準で動的に更新されます。

2.3 ベースライン除去

ベースライン除去は、ソフトウェアが波形内の低周波数信号のベースラインドリフトを除去します。この処理は、平坦な波形を提供することでピーク検出を助けます。

ベースラインドリフトの除去は、**シンプルな差分スキーム**が使用されます。波形は、サンプルの設定数によって最初に相殺され、その後それ自体で差分されます。1 サンプル以上のオフセットは、高サンプルレートが使用されている際の差分計算中に、プロセッサの負荷を軽減するために使用されます。オフセットで使われるサンプル数は、比率によって決定されます：

$$nDifSamples = \frac{25 \text{ m sec}}{\text{Sample Time (m sec)}}$$

図 5 を参照すると、パラメーター `nDifSamples` は、コードで使用されるオフセット変数となります。

波形の最初の 25 サンプル（サンプル時間が 1 ミリ秒の場合）は、波形の選択範囲内で最初のサンプル点への振幅に調整されます。その後波形は、シフトされる 25 サンプルに類似する変換をし、それ自体で差分されます。図 5 では、シンプルなランプ波形での手順を詳しく述べています。ベースラインドリフトが除去されることに注意してください。

ドリフトと共に ECG 信号に適用される場合、“シフト” はベースラインドリフトを除去している間に波形のいくつかのピーク部分を保持します。図 6a、b は、2 つの同一の ECG 信号で、1 つはもう 1 つに対して 25 サンプル遅延し、2 つは差分されます。

3 つ目の波形（差分）は、ベースラインドリフトがありません。

ベースライン除去は、**導関数を求めるのに類似しています**。ベースラインドリフトの要素を持つ信号は、徐々により少ない振幅に減少する要素を有します。

もしくは、ドリフト除去はハイパスフィルタを使用することに類似しています。遮断周波数 0.1Hz のデジタル FIR ハイパスフィルタ (Blackman-61dB ウィンドウ) を、図 6a 上部の波形へ行くと、同じ結果を表示します。-ドリフト除去ひいては ECG 波形の“平準化”

2.4 ピーク検出のためのアルゴリズム

検出スキームは、多少分かりやすいです。表 1 は論理の流れを示しています。表 1 の内容を読みながら、図 7a を参照してください。図 7b は、ヒステリシスレンジがノイズの振幅より大きい状況 (正のピーク検出) を表しています。“A” で示される “t+h” 閾値を超える複数の低～高交差があるかもしれませんが、ノイズによる “t-h” 閾値のスプリアス交差はないことに注意してください。つまり、ノイズをピークとして検出することはありません。

図 7c は、ヒステリシスレンジがノイズの振幅より小さい場合の状況を示しています。“t+h” 閾値を超える複数の交差があるだけでなく、“B” で示される “t-h” 閾値にも複数の高～低交差もあります。この状況は、ノイズをピークとして検出してしまいます。

No.	理論要素	説明
1	正または負のピーク	ユーザーはダイアログのラジオボタンを介して、どのようなピークの種類を検索するか選択します：正または負 (どちらか片方)
2	閾値	閾値は、ピークの種類によって設定します。2.1 のセクションでは、正または負のピークにおける閾値の定義が記載されています。波形に対する仮定閾値の配置は、図 7a に表示されています。
3	状態	この 2 進状態のフラグは、検索エリア内の値がヒステリシス閾値未満 (0) かそれ以上 (1) かに関わらず表示します。閾値と共に状態値は、正または負のピークの境界を定義します。
4	検索ルーチン	<p>図 7a に描かれている様に、ピークの検索ルーチンは、2 種類で表されます：</p> <ul style="list-style-type: none"> i. 1 つが閾値未満か (状態 0) ii. 1 つが閾値以上か (状態 1) <p>これは正のピークを検索するためのルーチンです；負のピークの論理も類似しています。図中の矢印が示すように：</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ 図上に A で示されている検索は、状態 0 から状態 1 に移行できる状態にあります。 ▪ 一度状態 1 になると、ルーチンはピーク値を連続して検索します。 ▪ 一度発見すると、後の処理や閾値の更新のために保存されます。 ▪ 図上に B で示された、状態 1 から状態 0 に移行すると、これはピークが見つかった状態を表します。 ▪ 適切な保存パラメーターは更新され、(前のピーク値に連携して) レ

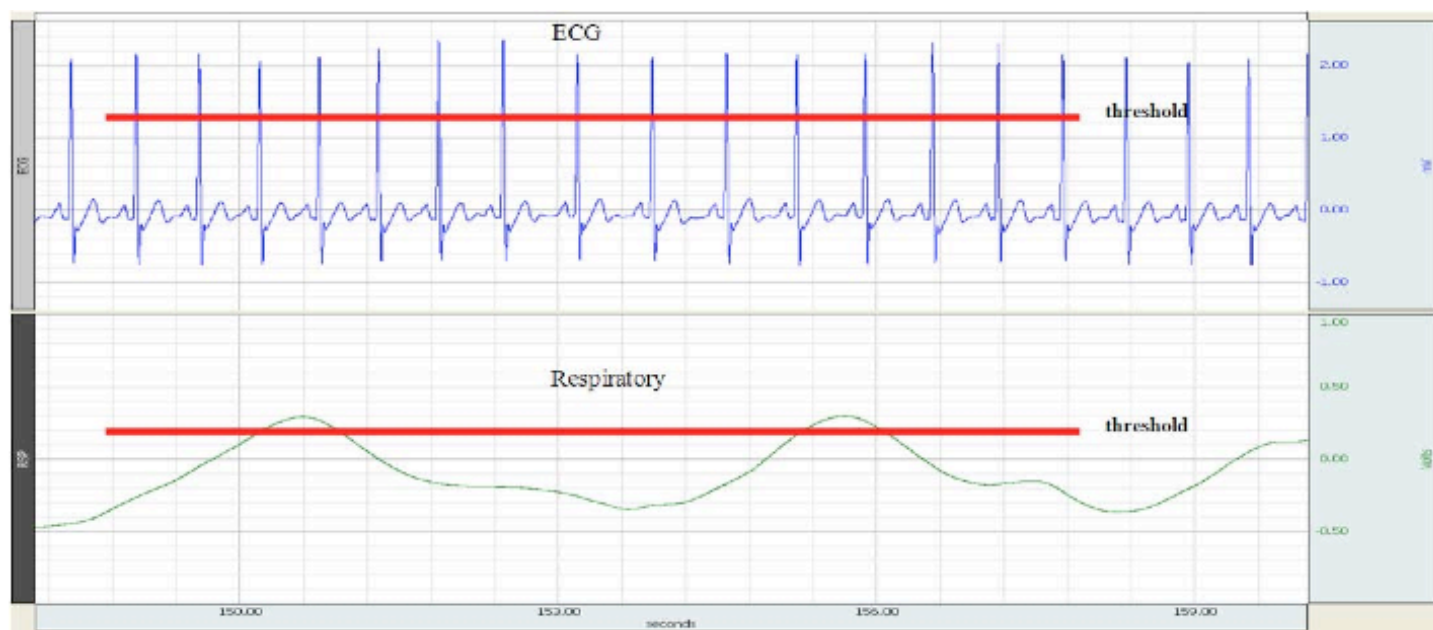
ート計算が行われます。

表1 検索アルゴリズム

3 レート検出前の信号調整アプリケーション

レート検出ツールで使用するのに最適な信号は、以下の特性を含みます：

周期性 明確に定義されたもの 最小ノイズ 安定したベースライン



上の図は、レート検出が上手く機能する2種類の信号を示しています。

3.1 ノイズ軽減のための信号調整

レート検出のルーチンがノイズ閾値の機能を含んでいるとしても、多過ぎるノイズはアルゴリズムに負担がかかる場合があります。フィルタリングでそれを助けることが可能です。

図 8a では、上の波形は、強いノイズを含んだ ECG 波形を示しています。FIR フィルタ (AcqKnowledge で利用可能な数多くのフィルタ技術の内の 1 つ) を適用すると下の波形が表示されます。図 8b は、フィルタダイアログと関連パラメーターを示しています。図 8c は、フィルタ処理前の信号と、フィルタ処理後の信号の両方のピーク波形を重ね合わせたものです。図から見られるように、フィルタリングは2つの目的を達成します：

- 波形の平滑化によるスプリアス閾値交差の抑制
- ピーク/谷の位置と振幅値の保存

4 操作上の提案

- 波形が明確に定義され、ピークが他の波形よりも常に高い（大きさ）正または負のピーク（ECG、呼吸、呼吸流量データなど）を有している場合、固定閾値オプションを使用します。
- 波形データが明確に定義されたゼロ交差（EMG など）を有している場合、固定閾値オプションは、これらの交差のレート決定するために使用することが可能です。
- 波形データは変動するベースラインを有していますが（血圧など）、ピークが波形の他の部分よりも大きい場合、自動閾値検出オプションを使用することが可能です。— パフォーマンスを最適化するために必要に応じてノイズ除去（ヒステリシス）を調整します。

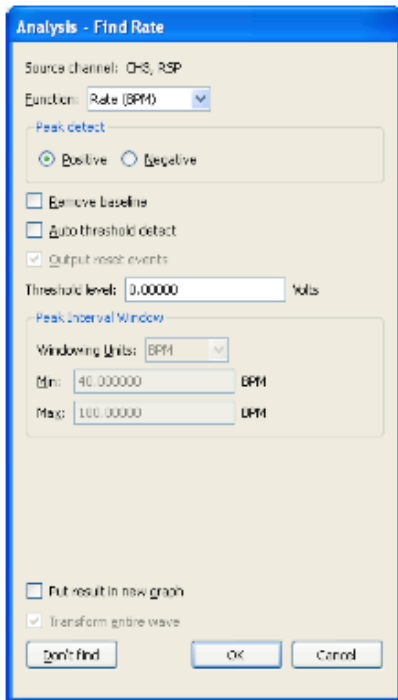


図 1a

固定閾値モード

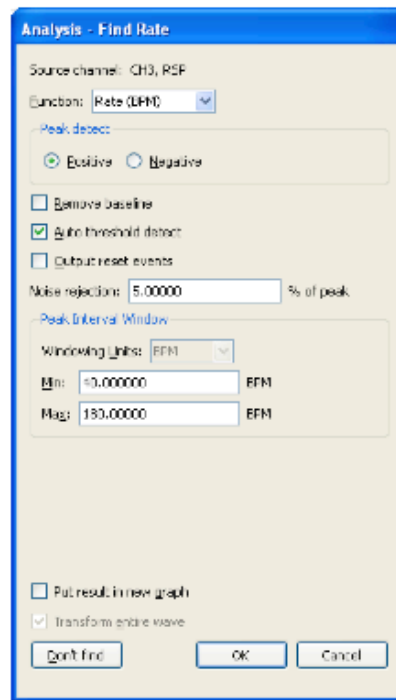


図 1b

自動閾値検出モード

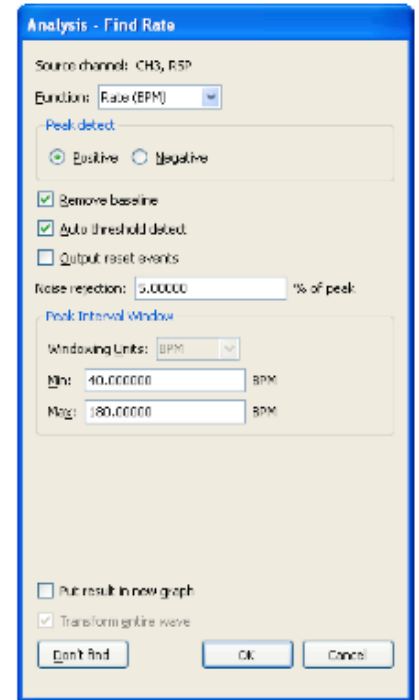


図 1c

ベースライン除去 + 自動閾値

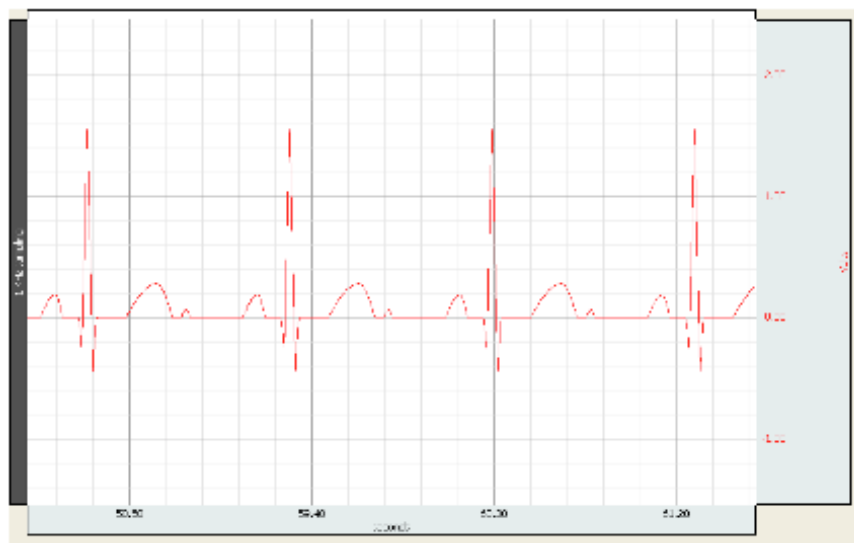


図 2 レート検出アルゴリズムを表示するためのサンプル ECG 波形

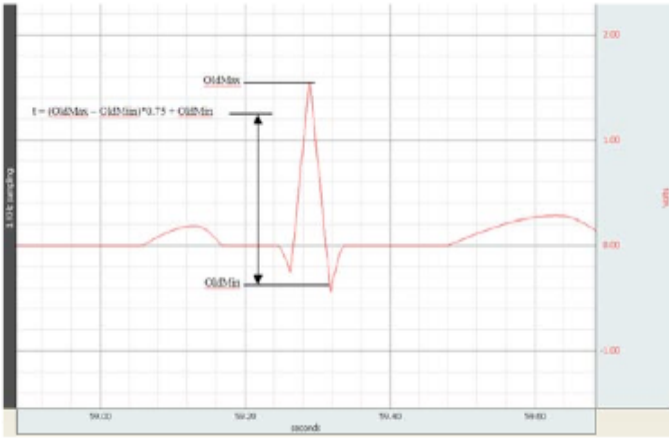


図 3a 正のピークの閾値定義

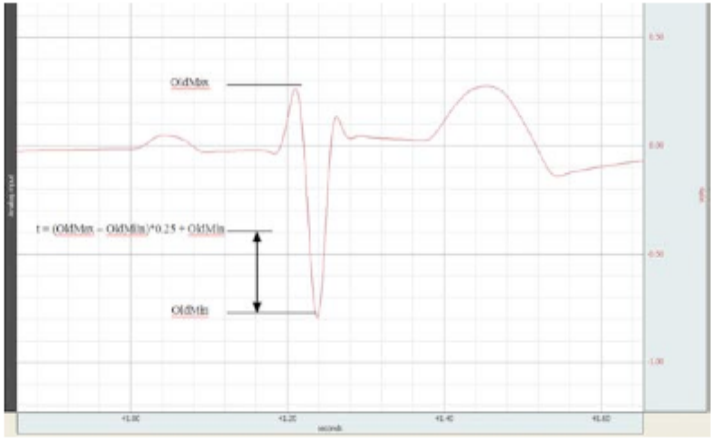


図 3b 負のピークの閾値定義

“t” は次のサイクルのピークで閾値を定義します

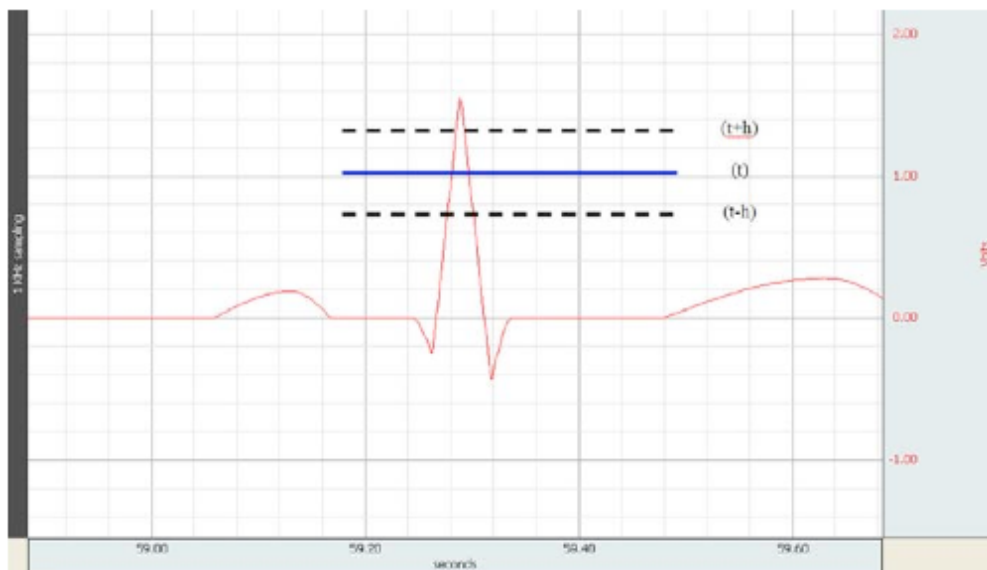


図 4 閾値とヒステリシスの定義。ヒステリシスは、ノイズスパイクを軽減するために閾値設定に組み込まれています。“t” は前のサイクルのピークから定義されます。閾値交差の上限 (t+h) と下限 (t-h) の “h” はセクション 2.2 で定義されたノイズ閾値となります。

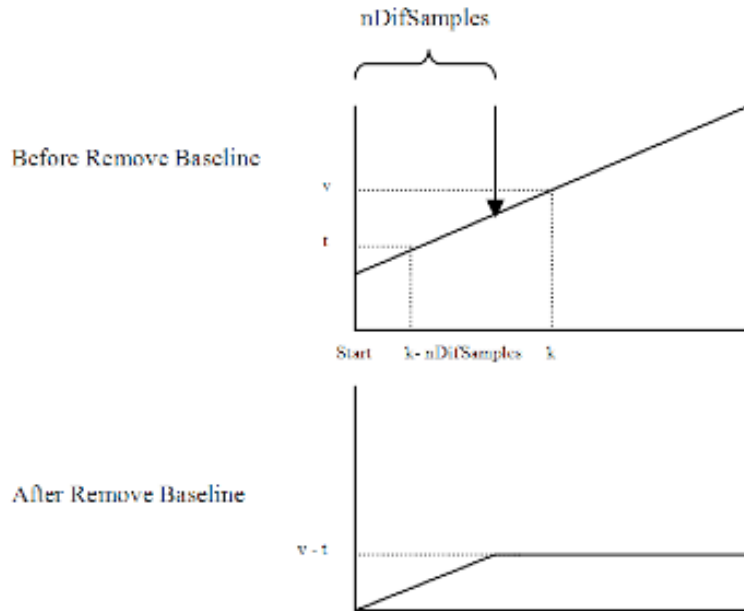


図 5 ECG 信号上の線形ドリフトには、ベースライン除去オプションが効果的です。ここでの nDifSample は、サンプルのオフセットを表します。ベースライン除去オプションの適用後、ECG 信号上に重畳されていたベースラインドリフトは軽減されています。“Start” はサンプルの開始を表します；k は次のサンプルの指数です。サンプル > (Start + nDifSamples) において、ドリフト曲線のサンプル値は、“v-t” の値によって調整されます。ここでの “t” は指数 (k-nDifSamples) でのサンプル値で、“v” は指数 (k) でのサンプル値です。nDifSamples=25/サンプル時間、サンプル時間はミリ秒となります。

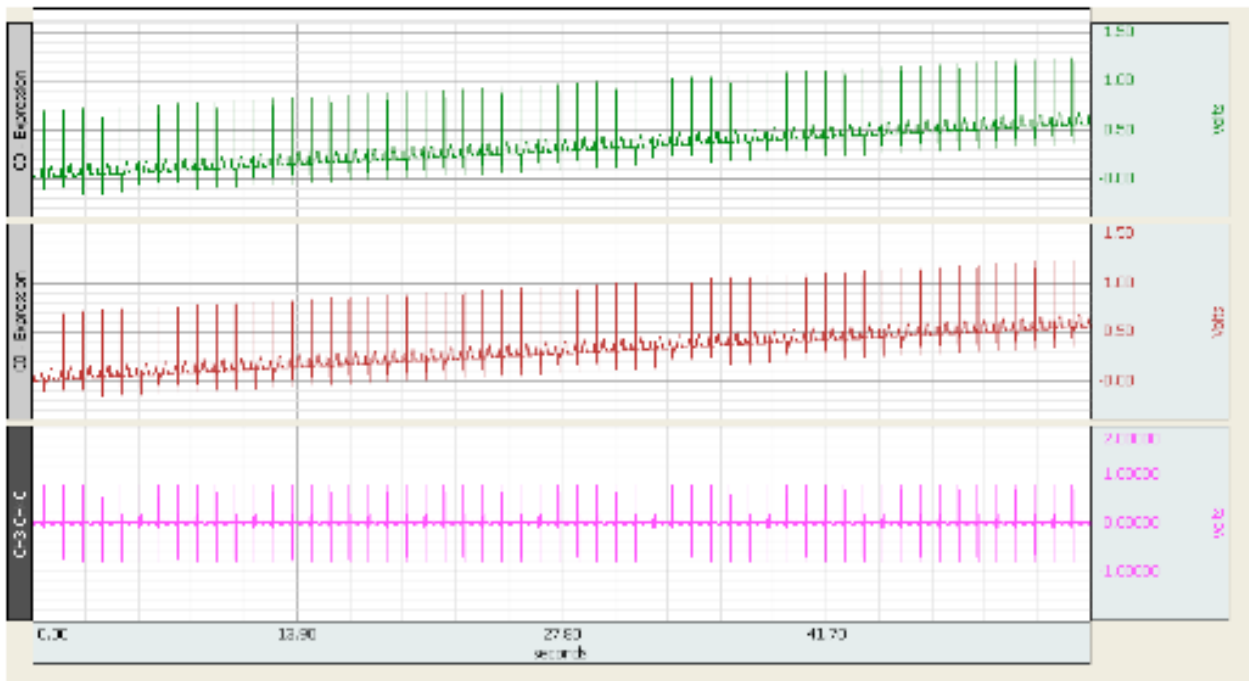


図 6a ECG 信号：上部の波形は線形ドリフト、中央の波形はドリフトと 25 サンプルの遅延を有しており、下部の波形は上部と中央の波形間の差異となります。

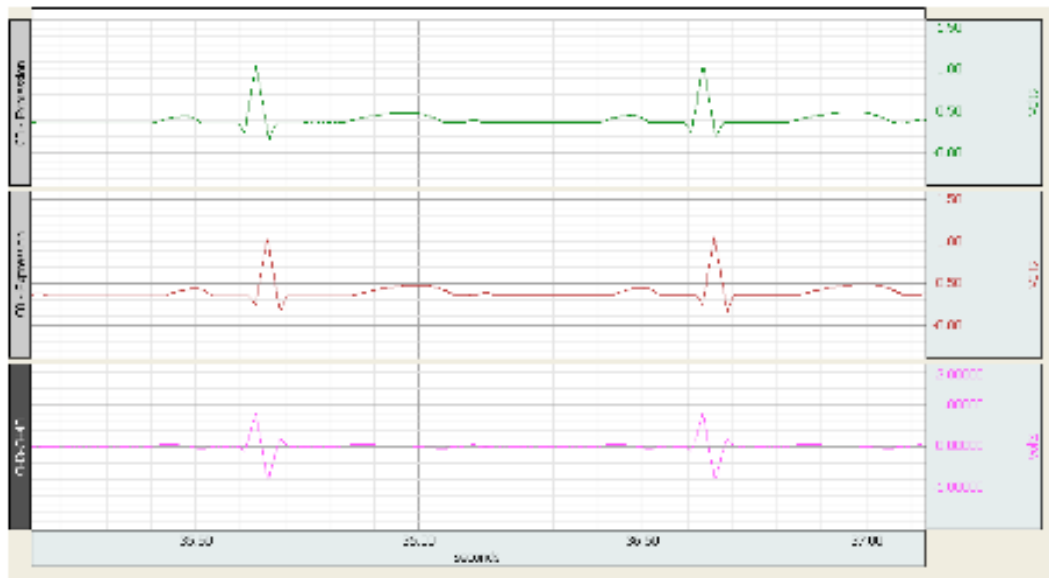


図 6b 拡大図：上部の波形はベースラインドリフトを含み、2つ目の波形は上部のグラフから 25 サンプル遅延があります。下部の波形は（第一波 - 第二波）を表しています。ベースラインドリフトがなくなっていることと、“差分”波形が作成されることに注意してください。

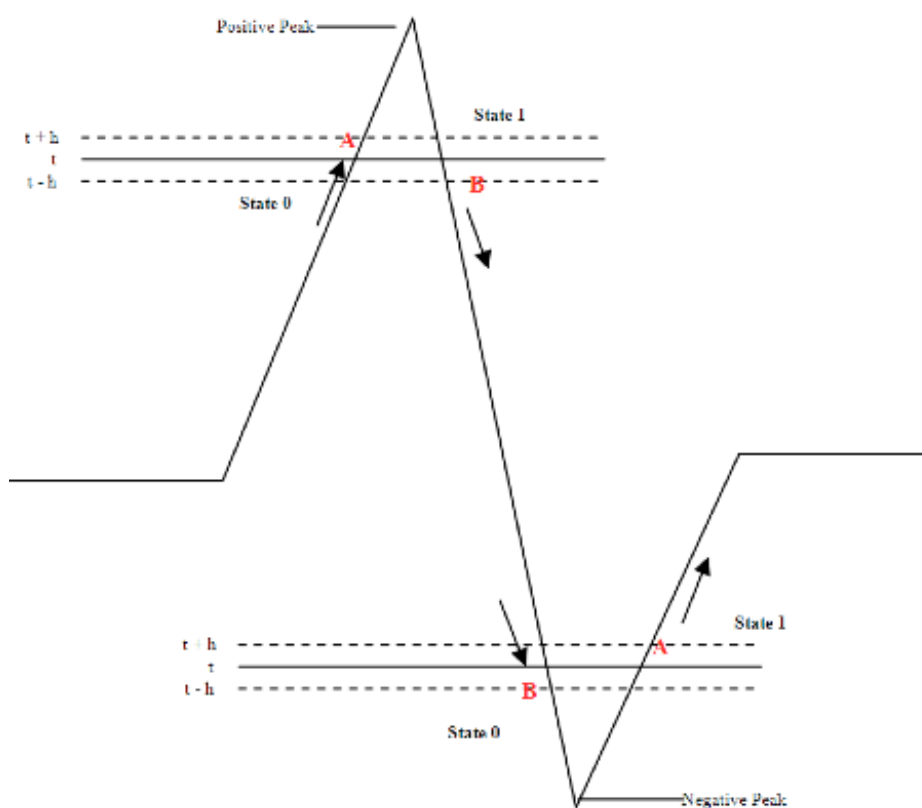


図 7a ピークを見つけるアルゴリズムの図です。ユーザーは正または負のピークのどちらか片方で、好みの方向を選択します。アルゴリズムの説明に関しては、セクション 2.4 を参照してください。

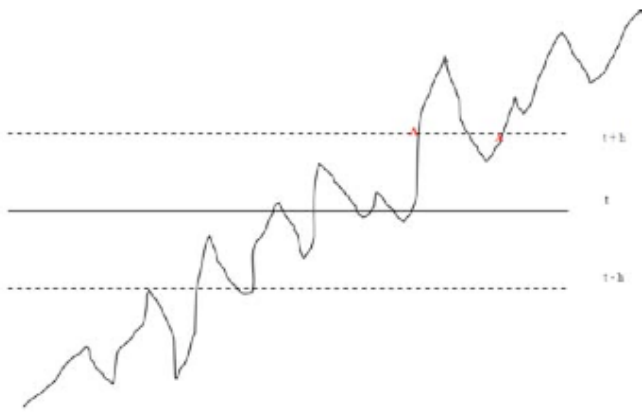


図 7b 閾値のスペンは信号上のノイズよりも大きくなります。(正のピーク検索)

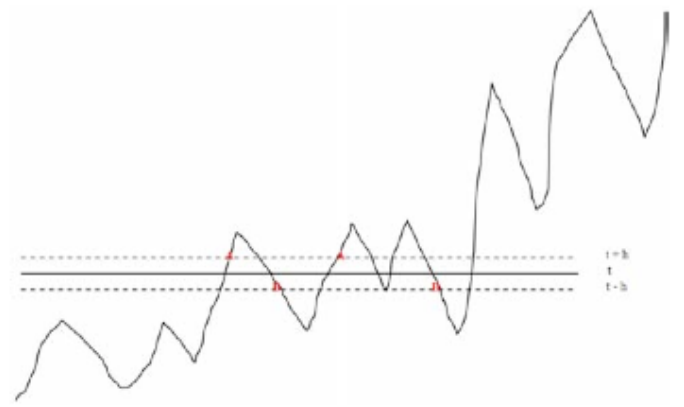


図 7c 閾値のスペンは信号上のノイズよりも小さくなります。(正のピーク検索)

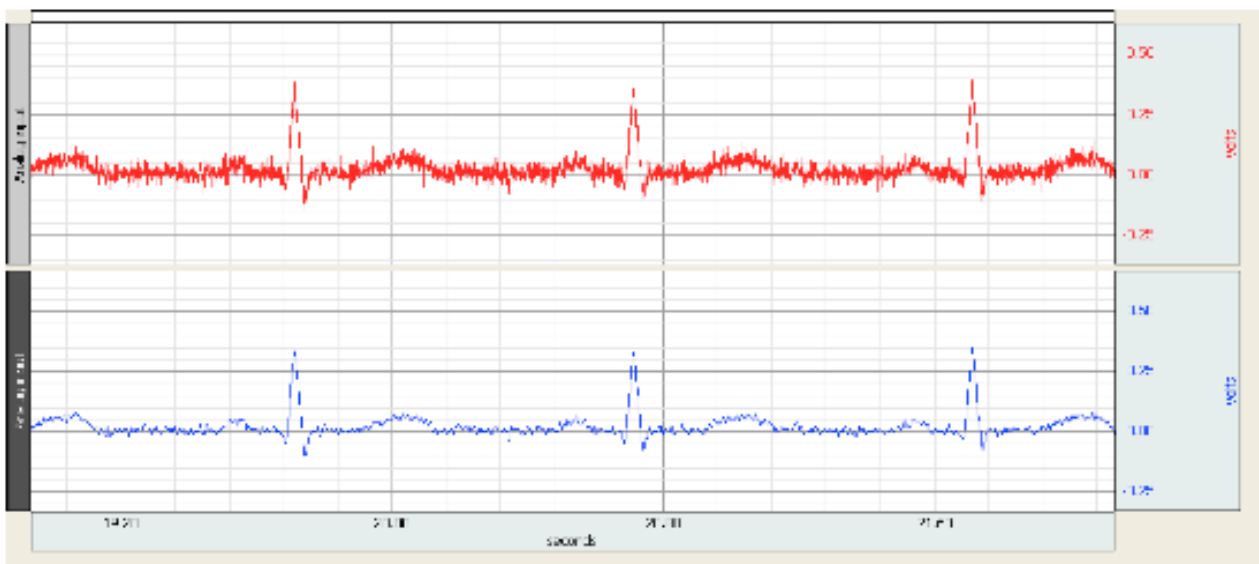


図 8a 上の波形はノイズを含む ECG 信号です。下部の波形は、ローパス FIR フィルタを使用した後の同じ ECG 信号を表示しています。フィルタパラメータの詳細に関しては図 8b をご参照ください。

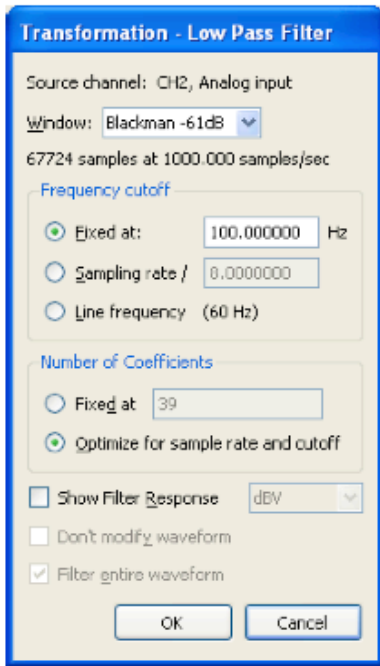


図 8b フィルタのパラメーター

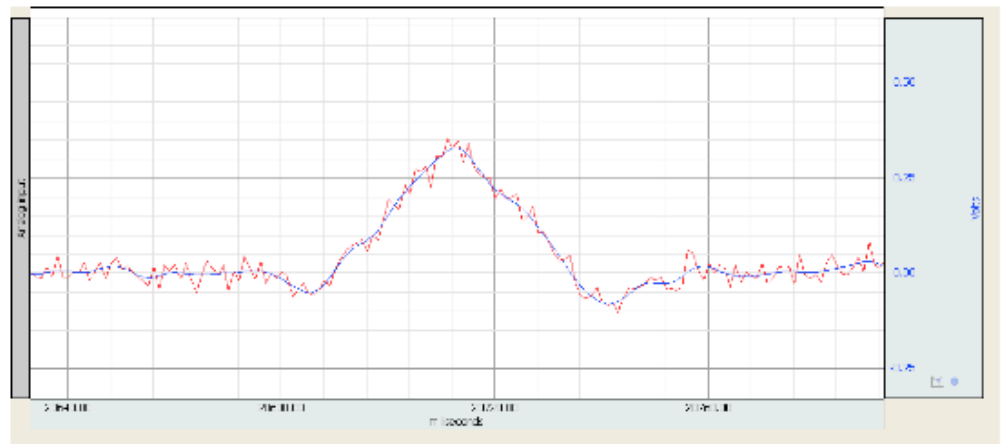


図 8c ([Transform]>[Digital Filters]>[FIR]>[Low Pass])
元のノイズの多い ECG 信号とフィルタ処理した信号を重ねた図