

心電位データ活用のためのデータベースおよび R 波検出システム Database and R-Wave Detecting System for Utilizing ECG Data

長友毅* 清水郁子* 池田剛† 幸島明男† 車谷浩一†
Takeshi Nagatomo Ikuko Shimizu Takeshi Ikeda Akio Sashima Koichi Kurumatani

概要

本論文では、心電データを蓄積するためのデータベース、および、データベースに蓄積された心電データから R 波検出を行う解析機能を提案する。提案システムは、複数の心電データや生体センサの入力系に対応することで、規格によらないデータの蓄積を可能とし、また、必要に応じてファイル出力やディスプレイへの心電図の出力を行う機能を備えている。解析機能は、メディアンフィルタによって波形全体のぶらつきを減らし、しきい値を適切な値に更新しながら R 波検出を行う。MIT-BIH のデータセットによる検証の結果、人手でつけられた R 波のうち 90%程度が検出できた。

1. 序論

近年、個人の健康情報を各々が管理する需要が増加している。これは、計測機器の小型化やスマートフォンの普及によって、従来まで医療機関でしか計測することができなかった各種生体情報を収集することが容易となり、かつ客観的に確認することができるようになったためであり、これにより、個人の健康意識の向上が期待できる。生体情報には、心電位や脈拍、体温、発汗量、動作量などのセンサから得られる計測情報と、これらの解析結果である心拍、歩行量、位置情報などが含まれる。これらは個人情報のひとつとして位置づけられることから、近年では管理の主体を各個人に委ねることが求められるようになってきている。

このなかでも、心臓の鼓動情報を示す心電データは重要な生体情報である。心電データの認識について最も基本的な処理である R 波の検出は、心臓の疾患などの認識に必要不可欠であり、医療行為や自己診断を行うにあたって心臓の様子を客観的に示す基礎的な情報である。しかし、R 波の自動検出には、ノイズなど外的または内的要因あるいはこれらが複合した要因による技術的な課題も多い。

一方、心電データの管理は、原則として医療関係者のみに委ねられている。なぜならば、心電図の詳細な読み取りである読図は、専門家の手によって行われなければならないからである [1]。また、診断の内容によって、必要となる心電図の種類は異なる。たとえば、安静な状態で心電計等によって詳細に計測された短時間の心

電位情報、日常生活中において計測されるホルターと呼ばれる携帯型機器による長時間の簡略的な心電位情報などがある。これらは、それぞれの用途に対応した異なる機器やシステムによって計測および蓄積が行われる。蓄積されたデータの管理は、計測した医療機関に委ねられている。とくに、心電データを記録する仕様は、いくつかの規格が提案されているが、統一的またはデファクトとなるそれは存在していない [2]-[4]。さらに、心電データを含めた生体情報を個人が利用できる総合的な体系の整備はほとんど行われていない。これら一連の課題を解決するシステムが実現すれば、前述のような個人の健康管理意識が向上するだけでなく、専門家においても医療機関を超えた適切かつ効率的なデータの利用または管理ができるようになることが期待できる。さらに、このようなシステムが単にデータを蓄積するだけにとどまらず、入力されたそれから自動解析をする機能をもてば、医療においても診断の際の一次情報として有用であると考えられる。

そこで、本論文では心電データに着目し、それを蓄積するためのデータベースおよび心電位波形から R 波を検出する手法を提案する。このシステムは、心電データを管理するための規格 Medical waveform Format Encoding Rules(MFER)[5] と MIT-BIH[6]、および生体センサ ABS1[7] より出力されるテキストデータの規格に対応しており、複数の心電データ入力系から得られたデータを統合することが可能である。蓄積が可能なデータは、単なる心電位だけでなく、被験者の属性情報や波形ごとのアノテーションのようなそれに関連する情報も含まれる。また、本論文において提案する R 波検出手法は、様々な種類の心電データを入力した場合にも高精度な検出を実現すること目的としている。R 波検出は、波形全体に対してメディアンフィルタを適用することにより基線の変動を軽減したうえで、適応的に変化するしきい値処理により行う。本手法は検出の精度に関して、MIT-BIH のデータを用いて評価実験を行った。その結果、全体として 90 %前後の R 波が検出されることを確認した。また、比較実験より従来手法に対する優位性を確認した。

本論文の構成は次のとおりである。本章では、研究の目的を提示した。第 2 章では、先行研究における R 波検出手法を述べるとともに本研究の目指す方向性を示す。第 3 章において提案システムの概要とデータベース構築の詳細を述べる。第 4 章において波形の検出に関する手法を述べ、R 波検出に関する評価実験の結果を第 5 章に示す。最後に、第 6 章において本論文の結

*東京農工大学工学府，東京都小金井市中町 2-24-16
Tokyo University of Agri. and Tech.
2-24-16 Naka-cho, Koganei-shi, Tokyo 184-8588, Japan

†産業技術総合研究所，東京都江東区青海 2-3-26
Advanced Industrial Science and Technology(AIST)
2-3-26, Aomi, Koto-ku, Tokyo 135-0064, Japan

論を述べる。

2. R 波検出の先行研究

本章では、心電位解析の基礎機能である R 波検出の手法に関して先行研究をいくつかあげるとともに、本研究が目指す目標について述べる。

心電データから R 波の検出することは、心電データから読み取れる心疾患などを自動解析するための前提となる重要な課題である。精度のよい R 波を検出するための手法は、長年にわたって提案されている。

Pan-Tompkins(PT) アルゴリズム [8] は、R 波検出の中でもよく知られている手法のひとつである。波形全体にバンドパスフィルタを適用した後、波形の傾きの 2 乗を求め、しきい値よりも大きいものを検出をする。SQRS[9] は、PT アルゴリズムと同様に波形にバンドパスフィルタを適用したあと、Q 波の候補点から一定の時間内にしきい値よりも大きい電位が見つかったら R 波であるとする手法である。WQRS[10] は、波形にローパスフィルタを適用し、傾きや長さを利用して波形を検出する。Quad Level Vector(QLV)[11] は、波形の電位の平均偏差を用いる手法である。心電データのサンプルごとに電位の平均偏差を求める。基線の位置からずれた値を取るほど平均偏差の値は大きくなる。すなわち、QRS 波である部分は平均偏差が大きくなる。R 波検出は、縦軸に平均偏差、横軸に時間を取ったグラフに対して適当なしきい値を設定することで行われる。しきい値は、データ開始 10 秒の平均偏差の最大値を 1.8 でわった値である。Continuous Wavelet Transform(CWT)[12] は、Mexican hat によるウェーブレット変換を利用した手法である。心電データの各サンプルの前後 4 秒の区間に対してメキシカンハットと呼ばれる次のウェーブレットを適用する。

$$\psi(t) = (1 - 2t^2)e^{-t^2} \quad (1)$$

ここで、 $t[s]$ は波形の時間を表す。これによって、入力波形は R 波が突出し基線がある程度減衰した波形に変換される。R 波検出は、これにしきい値を設定することで行われる。しきい値は、データ開始 10s の電位の最大値の 0.67 倍である。Instantaneous HeartRate(IHR)[13] は、Short-Term AutoCorrelation(STAC)[14] の自己相関を利用した波形検出手法である。これは、しきい値による検出を行わないことが特徴的である。自己相関は一般に高コスト処理を要求するが、IHR は STAC を改良し 1 回の処理を短い範囲に限定することでリアルタイムによる実行を可能としている。

本研究は、これらを踏まえ、後述のデータベースによる心電データを蓄積するシステムを提示するとともに、R 波検出について、従来手法と同程度の精度をより少ない計算コストで行える手法を提案する。

3. 提案システムの概要

本章では、本論文において提案するシステムの全体像を概説し、心電データを管理する手法について述べる。

3.1. 提案システムの全体像

心電位情報を蓄積するためのシステム構成は、図 1 の通りである。

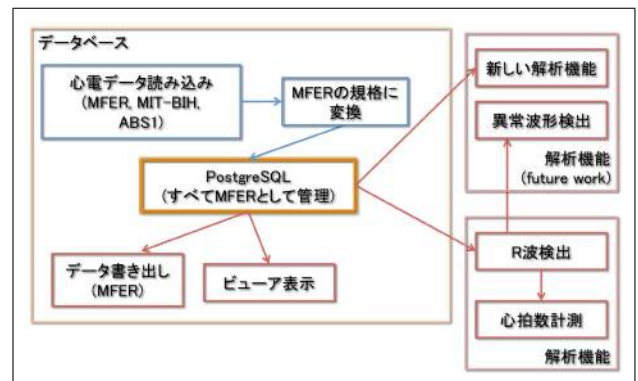


図 1: 提案システムの構成

提案システムは大きく 2 つに分けることができる。1 つ目は心電データを蓄積するためのデータベース機能であり、2 つ目は R 波検出を含む解析機能である。

データベース機能は、システムを中心となる機能であり、心電データを一元的に管理する。計測または読み込まれた心電データは一度この機能により蓄積されたのち、解析機能に利用される。

解析機能は、データベースに蓄積された値を利用して心電図の特徴を抽出したり、異常波形を検出したりする。本論文では R 波検出を実装した。

3.2. データベースの構造

本システムで扱う心電データは、すべて Relational Database に蓄積される。提案システムの実装においては、PostgreSQL を使用した。心電データはテーブルごとに次の 4 つに分けられる。

波形データ

サンプリング間隔ごとに計測されたすべてのチャンネルの心電位波形が蓄積される。

波形の付属情報

このテーブルには、上記波形データの換算に必要な値やデータの管理に関わる情報が蓄積される。具体的には、心電図の種類、測定者、測定場所、測定開始日時、サンプリング間隔やサンプリング周波数、データブロックの数、チャンネルの数、シーケンスの数、プリアンプル、計測機器の機種情報、コメントである。

アノテーション

R 波の位置、正常や異常などの種類を表す状態がすべてのビートについて蓄積される。

個人の属性情報

各個人の ID、氏名、年齢、生年月日、性別が蓄積される。

各テーブルのすべての行にはデータ番号が割り当てられており、この値によってテーブル間の各個人のデータのひも付けが行われている。

ここで、各データを 4 つのテーブルに分類する利点は次の 2 つがあげられる。

1) 蓄積されるデータの構造化

データを一定のカテゴリに従って分けるため、データの管理が容易になるとともに保守性が高まる。

2) 各情報を機密性に応じて管理可能

本研究は、不特定多数に公開すべきでない情報が含まれており、すべてを同じ権限でアクセス可能とすることは望ましくない。よって、機密性に応じて情報の区分を決定し、データへのアクセスに対する個別の権限を付与可能とするためにテーブルとして分離している。

3.3. 心電データの読み込み

提案システムは、蓄積の対象として心電データが記録されたローカルファイルの読み込み機能を実装している。現状、本システムが対応しているデータ記述フォーマットは、1)MFER[5]、2)MIT-BIH[6]、3)産業総合技術研究所において開発された生体センサ ABS1[7] によるデータである。

本システム内部は、原則として MFER の規格に含まれている情報を記録する。そのため、MFER でない規格によって記述された心電データは、対応する MFER の記録要素へ読みかえられた後に変換される。ここで、仮に本データベースに新しい規格の入力系を対応させたい場合、その規格を MFER の記録要素に変換する処理を実装に組み込むだけで現在対応している規格と同様に提案システムを利用できる。

3.4. ビューア表示

本システムは、心電図をビューアとして画面上に出力させることができる。その様子を図 2 に示す。



図 2: ビューア表示例

ビューアは大きく 2 つのウィンドウに分けられる。上図の左側は心電図を表示するメインウィンドウである。1 行につき 1 つのチャンネルの心電図が割り当てられている。心電図の表示領域は、現在医療機関において広く普及している心電図の記述に従っている。右側はメインウィンドウにおいて表示させたい波形を指定するための時間指定ウィンドウである。確認したい波形の時刻を入力すると、メインウィンドウにおいてその時間から始まる心電図を表示させることができる。

4. 解析システム

本章では、提案システムに実装した R 波検出手法を述べる。

4.1.R 波検出

本システムにおける R 波検出手法は、R 波の最大値を取る点につき、しきい値を設定して検出することを目指した。実際の処理は、1) ぶらつき除去、2) R 波探索、3) しきい値の更新の 3 つの過程によって R 波を検出する。

1) ぶらつき除去 はじめに、入力波形にメディアンフィルタを施した波形を求める。この手法は [15] を引用、また改良することにより実装した。心電位は人間の身体に直接装着された機器により収集されるため、人間の行動や外部の衝撃、機器そのもののノイズの影響を受けやすい。したがって、これを抽出および除去するための処理を行う。メディアンフィルタは、短い時間の間に急激に電位の変化する P 波や QRS 波、T 波と異なる、なだらかに変化する基線のみを抽出する。フィルタの範囲は予備実験の結果より、各時間において前 225 ms、後 225 ms、あわせて 450 ms とした。最後に、元の波形からフィルタを適用した波形の値を引くことで、ぶらつきが除去された波形が求められる。図 3 に、元の波形とこの処理の結果を示す。



図 3: フィルタ適用の結果の例 (上が元の波形、下が処理を施した波形。縦軸は電位の計測値を表し 1 めもり当たり 0.1 mV であり、横軸は時間を表し 1 めもり当たり 40 ms である。各波形の中央付近に横に引かれている黄緑色の線は、それぞれ電位が 0 mV であることを示す軸である (以下心電図について同じ)。)

2) R 波探索 R 波探索は、しきい値を用いて行う。アルゴリズムは次のとおりである。

1. 電位がしきい値を超える点を探す (R 波が上に凸である場合。下に凸である場合も同様)。これを探索開始点とする
2. 電位がしきい値を下回る点を探す。これを探索終了点とする
3. 探索開始点と探索終了点の間のピーク値を探索し、必ず 1 つだけ検出候補点と決定する
4. 検出候補点における時間が直前の R 波から 0.03 秒以上経過していれば R 波とする
5. 1. に戻る

また、このアルゴリズムにおける心電波形の着目場所を図 4 に示す。

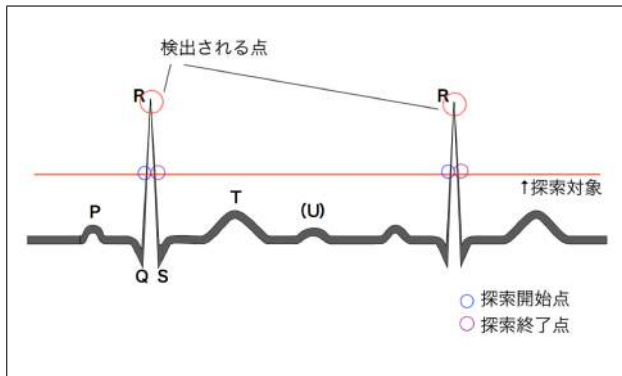


図 4: R 波検出のイメージ図 (波形はすでにメディアンフィルタを通していているとする。)

ここで、検出候補点が直前の R 波から 0.03 秒以上経過していないと R 波と決定しない理由は、ヒトの心拍数が 1 分あたり 200 回を超えることはないためである。誤検出を防ぐため、R 波同士の間隔は 0.03 秒以上であるとする。

3) しきい値更新 提案手法では、R 波検出のたびにしきい値を更新する。R 波の電位のピーク値は、時間の経過に従って少しずつ変化するためである。しきい値は、R 波が 10 個検出されるまでの間はデータ開始 10s の電位の最大値の 0.66 倍に固定する。R 波を 10 個以上検出している場合、しきい値は R 波が検出されるたびに更新される。新しいしきい値は、予備実験の結果より検出されたものを含めた直近の R 波のピーク 10 個の平均の 0.66 倍とする。

4.2. 心拍数計測

心拍数は、前節の結果をもとに算出される。心電図を R 波によって区切り、隣の R 波との時間間隔を 1 ビートに要する時間とすると、それは次の式で求められる。

$$\text{心拍数} = \frac{60}{1 \text{ ビートに要する時間 [s]}} [\text{/min}] \quad (2)$$

5. 評価実験

本章では、提案した R 波解析アルゴリズムの性能評価の結果を報告する。

5.1. 実験に用いるデータおよび実験方法

評価は、R 波の位置と人手でつけられたそれとの一致度合いをもっておこなう。評価対象データは、MIT-BIH のデータ 48 個である。MIT-BIH は、専門家によって全データのすべての波形に R 波の位置がアノテーションとして記録されている。本実験は、このアノテーションを正解 (ground truth) として扱う。

なお、R 波検出では、手法によって検出を得意とする波形とそうでない波形が存在する。各手法において検出を不得意とする一部のデータは、全体の精度を大きく下げる。提案手法および従来手法について検出を得意とするデータ同士を比較する場合、精度の良くないデータが含まれていることは望ましくない。そのため、解析対象データを分類して解析を行った。実験では、各手法の適合率と再現率の両方が高いデータを区

分 A、そうでないものを区分 B として実験結果を解析した。

5.2. 実験結果

提案手法は従来手法 QLV および CWT と精度を比較した。その結果は、図 5 から 8 に示す通りである。

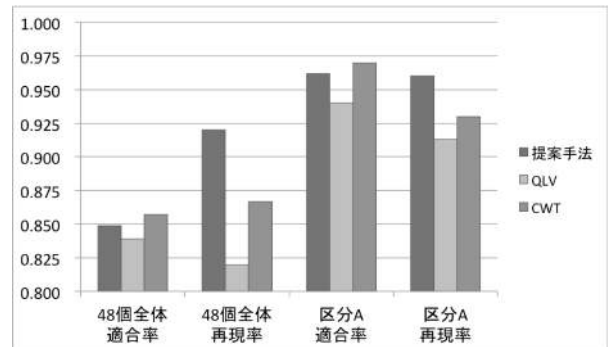


図 5: 従来手法との結果比較 1(「区分 A」とは、それぞれの手法において適合率・再現率がともに 0.7 以上であったデータである (以下同じ)。全 48 個中 QLV は 39 個、CWT は 36 個が該当している。)

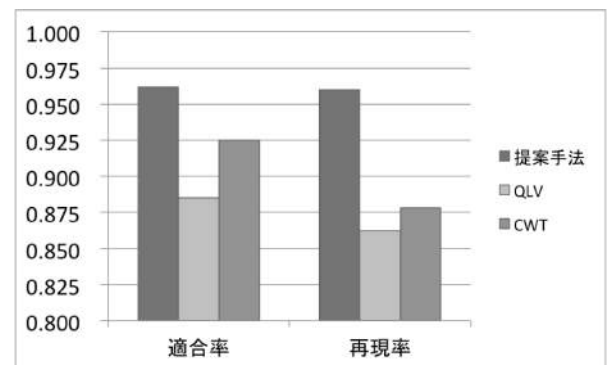


図 6: 従来手法との結果比較 2(提案手法で区分 A であったデータ 40 個でそれぞれ評価した。)

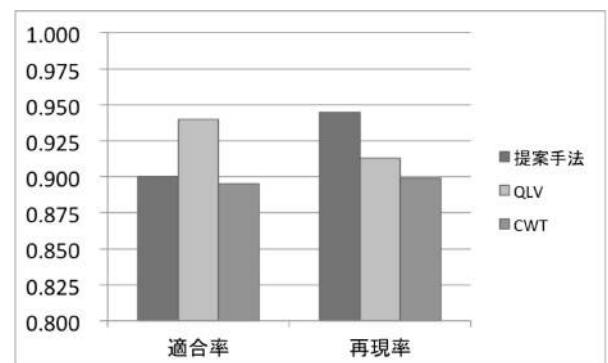


図 7: 従来手法との結果比較 3(QLV で区分 A であったデータ 39 個でそれぞれ評価した。)

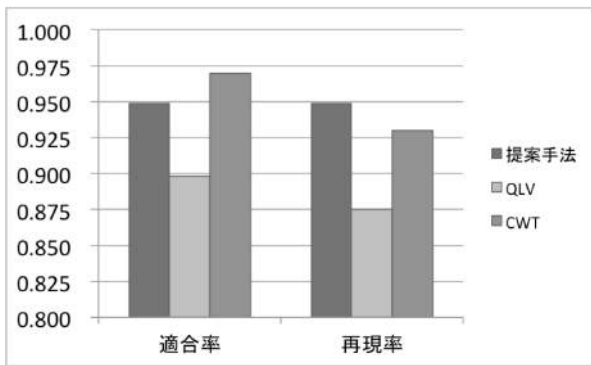


図 8: 従来手法との結果比較 4(CWT で区分 A であったデータ 36 個でそれぞれ評価した。)

各手法において良い精度となるデータセットで評価を行った場合も、提案手法はそれぞれ、最も高い再現率を示した。一方で、適合率は、評価対象となるデータセットによって一定の差が生じた。

ここで、解析対象データは、上述のように適合率と再現率がともに 0.7 以上であったデータとそうでないものに分類した。図 9 から 11 に各手法の精度の内訳を示す。

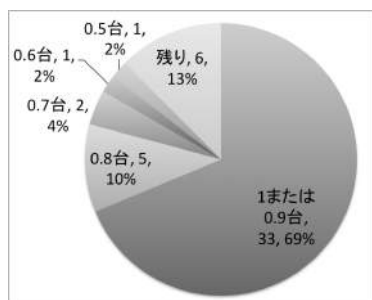


図 9: 提案手法の精度の内訳 (対象となるデータは MIT-BIH のデータ全 48 個である。グラフ中の値は順に、適合率と再現率がともにみたす値、該当するデータの数、割合である (以下同じ)。)

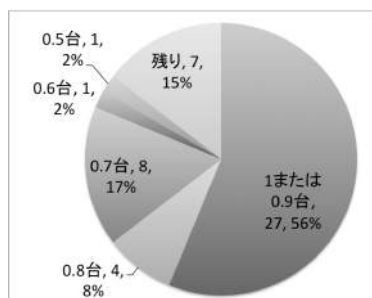


図 10: 従来手法 QLV の精度の内訳

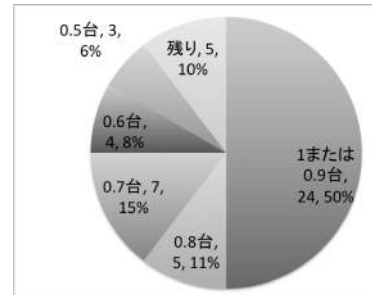


図 11: 従来手法 CWT の精度の内訳

図を見てわかるように、提案手法および従来手法の R 波検出の精度は、0.7 前後で良し悪しを二分する。このことから、区分は適合率と再現率がともに 0.7 以上であるかによってヒューリスティックに分類した。

5.3. 本実験の考察

前項の結果より、提案システムでは心電図の波形が特殊な形をもたなければ適切な R 波検出が可能であることが示された。提案手法は高い精度で検出できる波形と極端に検出が行えない波形に 2 分されており、このうち区分 A に該当した心電図は、一部において必ずしも実用になう精度を示さなかったデータが存在した。R 波検出は、P・T 波や Q・S 波の検出、異常波形検出や心拍数計測へつながるもっとも重要な解析システムである。現在の精度を維持しながら、波形の形状によらずより正確に波形を抽出できるシステムへの改善が求められる。

また、提案手法は既存手法との比較の結果、従来よりも正確に波形を検出することについて優れていることが明らかになった。すなわち、ある一定の R 波検出が可能である心電図波形において、従来手法と比較して誤検出の少ない安定した R 波の検出を行うことが可能である。さらに、提案手法は、前節で比較した既存手法で検出が困難であった波形のうち、図 12 から 14 のようなそれを検出することが可能となった。

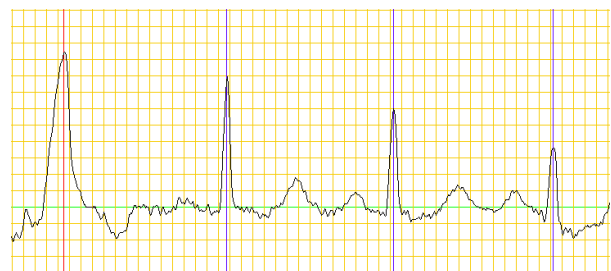


図 12: 波形検出に成功する例 1(図はフィルタリングなどの処理がされた心電図の一部。縦に引かれている赤い線は正しい R 波の位置でかつ異常波形であり、青い線はその正常波形であることを表す (以下同じ)。)

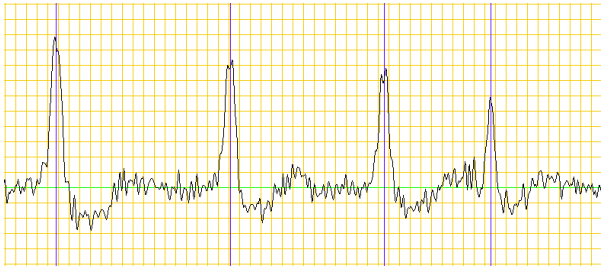


図 13: 波形検出に成功する例 2

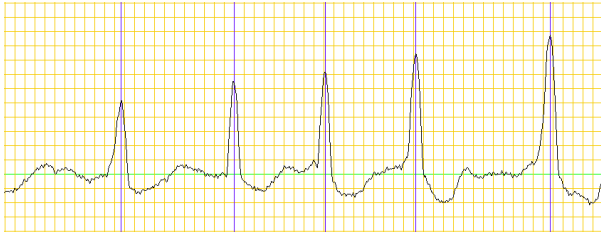


図 14: 波形検出に成功する例 3

以上に示した波形は、それぞれ R 波の電位がなだらかに上昇あるいは下降している。しきい値を不変とする手法は通常、それがデータ開始 10 秒程度の電位によって決定されることが多く、上図のような波形において検出されない R 波が発生することがあった。提案手法は、直近 10 個の R 波のピーク値の平均をとることによってこの問題を解決した。

別の例として、図 15 に示すような波形は、既存手法と比較して特に優れた検出精度であった。



図 15: 波形検出に成功する例 5(図の上が入力波形、下が提案手法で処理を施した波形である。)

CWT のようなウェーブレット変換などを施す手法は、このような心電データにおいて R 波だけでなく Q 波や S 波、T 波も立ち上がらせ、誤検出を招くことがある。これの一例である図 15 では、R 波が下に凸なビートに付随する Q 波や T 波が R 波として検出される。その一方で、提案手法はあくまでもぶらつきを取り除いただけの波形から R 波を抽出するため、このような問題が発生しない。

さらに、波形のぶらつきをなくした上でしきい値を可変とした提案手法が心電図の R 波検出に適応できたことがあげられる。従来手法は、心電データ特有のノイズやぶらつきの影響を受けやすい。基線が安定していないことや個人差によって、通常より電位の大きい T 波が誤って R 波として検出されることが多く存在した。

提案手法はしきい値を適切に更新させることによってこの問題を改善した。その結果、従来手法と比べて正確さを保障した精度を示すことができるようになった。

一方で、提案手法において検出の精度がよくなかった心電波形も少なからず存在する。これは、主に区分 B に分類した 7 つのデータに多く含まれていた。図 16 から 22 に検出できなかった波形の例を示す。

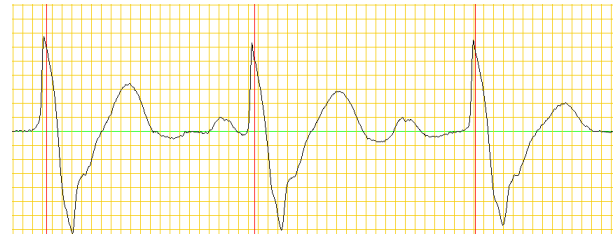


図 16: 波形検出に失敗する例 1

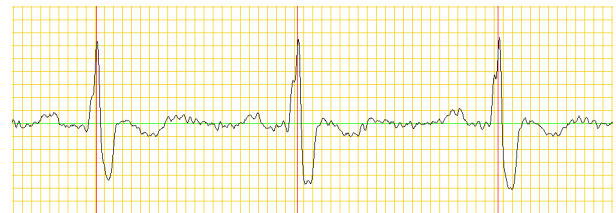


図 17: 波形検出に失敗する例 2

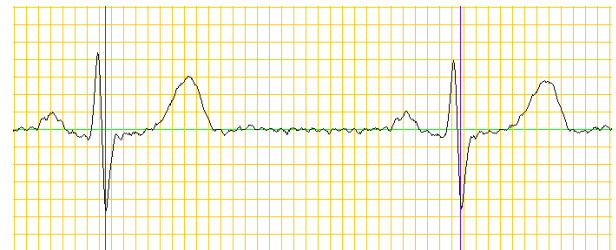


図 18: 波形検出に失敗する例 3

図 16 から 18 に示された波形では、本来 R 波として検出される波と逆方向に位置する電圧の大きな揺れをともなう Q 波または S 波が誤って検出される。提案手法は、しきい値を上回るか下回る電位を検出した場合、その区間に必ず 1 つ R 波が存在するとしているため、Q 波または S 波が誤検出される。

また、図 18 に示されるような波形について、Q 波を誤って R 波として検出した場合、その直後にある検出されるべき R 波は未検出となる。なぜならば、提案手法は、1 度 R 波を検出した後 0.03 秒以内に再度しきい値を超える電位が見つかった場合、それを検出としないうにしているからである。

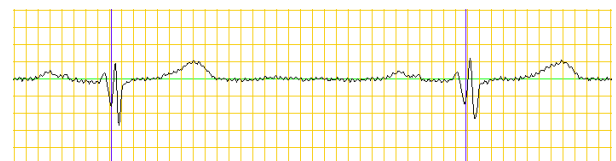


図 19: 波形検出に失敗する例 4

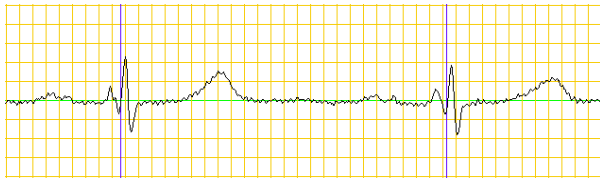


図 20: 波形検出に失敗する例 5

図 19 および 20 に示された波形は、R 波の電位の特殊性によって正しい検出が行われない。上図はいずれも R 波が下に凸である波形であるが、近傍に同等またはそれ以上 (上に凸である波を含む) の電位を持つ R でない波の存在によって、検出されるべき R 波が誤検出または未検出となる。

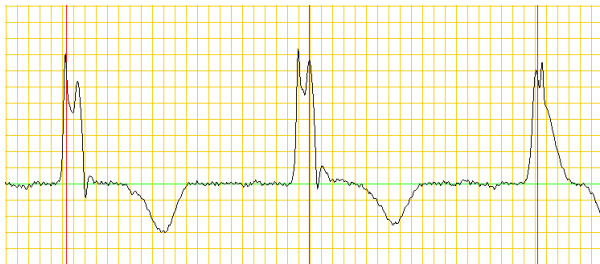


図 21: 波形検出に失敗する例 6

図 21 に示された波形は、しきい値を超える区間 1 か所のうち、局所的に最大の電位が 2 点存在することによって一部の R 波が正しく検出されない例である。提案手法は、しきい値を超えた区間のうち局所的な最大は 1 箇所のみであると推定している。この心電図は、ペースメーカを装着している人の一部に現れる特有の波形である。図 21 の 2 つ目あるいは 3 つ目のビートに見られるように、本実験で真値としている MIT-BIH 付属のアノテーションは、必ずしもこのうちの最大値を取る側を R 波としていない。したがって、このようなケースにおいて誤検出が発生する。

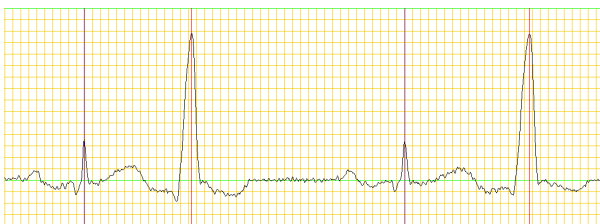


図 22: 波形検出に失敗する例 7

図 22 に示された波形は、ビートによって R 波の電位が大きく異なる例である。提案手法は、しきい値を間近の R 波の電位 10 ビート分の平均としているため、とくに電位が小さい R 波を検出することができない場合がある。例えば、一定時間 R 波が検出されない場合、しきい値を変更して再度検出を試みるといった手法によって、この問題を解決することが望まれる。

6. 結論

本論文では、心電データを管理するためのデータベースの構築を行い、複数の心電データの規格の入力系に

対応することによってそれを広い範囲で蓄積することが可能となった。また、R 波検出を行う解析機能を実装し、検出するときにおいて障害となるノイズをメディアアンフィルタによって除去してから可変なしきい値により検出する手法を提案した。提案手法は、評価実験において比較的精度のよい結果を示した波形とそうでない波形に分かれることを示した。本手法は、現状でも正常に近い概形の波形であれば良好な解析の結果を得ることが可能であるが、今後は異常時の心電位波形を含む幅広いデータにおいて、さらなる検出率向上のための検討が必要がある。

本研究の展望として、心電データをリアルタイム処理するための基板の拡張や、体に装着する生体センサや携帯端末と無線環境の下で連携した遠隔的な通信環境を提供することなどがあげられる。これらを通じて、心電データに限らない様々な種類の健康情報の管理を目指し、それを達成するためのプラットフォーム構築に関する考究を続けていく予定である。

参考文献

- [1] "DscyOffice" (<http://dscyoffice.net/office/law/010320.htm>)
- [2] オムロン 「携帯心電計のご紹介」 (http://www.omron-portable-ecg.jp/medical/portable-ecg/software_pag_index.php)
- [3] フクダ電子 「心電図検査」 (<http://www.fukuda.co.jp/medical/products/ecg/>)
- [4] 日本光電 「心電計」 (http://www.nihonkohden.co.jp/iryo/products/physio/01_ecg/)
- [5] 「医用波形記述規約」 (<http://www.mfer.org/jp/WhatIsMFER.htm>)
- [6] Ary L. Goldberger, et al. "Physiobank, physiokit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals." *Circulation* 101,23, e215-e220 (2000)
- [7] 幸島 明男, 池田 剛, 山本 晃, 車谷 浩一. "データサーバレス方式による遠隔生体情報モニタリングシステムの構築." *ITヘルスケア学会第7回学術大会*, Vol.8, No.1, 54-57 (2013)
- [8] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins. "A real-time QRS detection algorithm." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.3, 230-236 (1985)
- [9] "PhysioNet WFDB Applications, sqrs" (<http://www.physionet.org/physiotools/wag/sqrs-1.htm>)
- [10] "PhysioNet WFDB Applications, wqrs" (<http://www.physionet.org/physiotools/wag/wqrs-1.htm>)

- [11] Hyejung Kim et al. "ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system." IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, Vol.14, No.1 93–100 (2010)
- [12] Inaki Romero, et al. "Low-power robust beat detection in ambulatory cardiac monitoring." Proc. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (2009)
- [13] Masanao Nakano, et al. "Instantaneous Heart Rate detection using short-time autocorrelation for wearable healthcare systems." Proc. Engineering in Medicine and Biology Society (2012)
- [14] Shintaro Izumi, et al. "Low-power hardware implementation of noise tolerant heart rate extractor for a wearable monitoring system." Proc. IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (2013)
- [15] Wenli Chen, et al. "Detection of QRS complexes using wavelet transforms and golden section search." Proc. International Conference on Intelligent Systems and Knowledge Engineering (2007)