

第3章 ヘルスケア用センサの高感度化と計測技術

第28節 電磁波を用いた瞬時心拍数の非接触推定技術

吉澤 誠

東北大学 サイバーサイエンスセンター 先端情報技術研究部 教授 工学博士

(株)技術情報協会

2014年5月発刊 「【次世代】ヘルスケア機器の新製品開発」抜刷

第 28 節 電磁波を用いた瞬時心拍数の非接触推定技術

はじめに

自律神経は内臓機能を支配しており、健康状態は自律神経活動と関連がある。このため、何らかの方法で自律神経活動が評価できればこれを健康管理に応用することができる。

最も簡単に自律神経機能を評価するための手段として瞬時心拍数 HR [bpm] を用いる方法がある¹⁻⁵⁾。瞬時心拍数は、非侵襲的に計測できる心電図 (electrocardiogram : ECG) の R 波から R 波までの間隔である R-R 間隔 (R-R interval : RRI [s]) に基づいて、

$$HR = \frac{60}{RRI} \quad (1)$$

のように得られる。この値を複数計測し、その平均を取ったものが平均心拍数であり、一般に心拍数というと平均心拍数を指す場合が多い。R-R 間隔は心拍間隔 (beat-to-beat interval : BBI [s]) に等しい。 BBI を得るには、心電図に基づく R-R 間隔の代わりに、指先などに光を当てて簡単に得られる脈波信号の立ち上がりから立ち上りまでの間隔を用いることもできる。瞬時心拍数は拍ごとに変動しており、この心拍数変動が自律神経活動を反映する。心拍数変動から得られる自律神経機能の評価指標として、時間領域で解析することにより得られる $CVRR$ ^{1,2)} や、周波数領域で解析することにより得られる LF/HF ³⁻⁵⁾ などが存在する。

一般に、自律神経機能は 1 日中一定の状態を維持するわけではなく大きな日内変動を示すため、日常生活において健康管理を行うためには、継続的に瞬時心拍数を記録し、日内の複数の時間帯におけるデータに基づいて自律神経機能を推定することが望ましい。また、医療機関において血圧を計測すると、精神的緊張により通常時より血圧が上昇する白衣性高血圧のような症状も存在するため、正確な自律神経機能の評価には対象者が計測行為を意識しないことが理想的である。

日常的に簡単に瞬時心拍数を計測するためには、例えば携帯電話のカメラとフラッシュ光用の LED を使って指先部の脈波から心拍数を計測する方法などが提案されている⁶⁾。しかしこの方法では、指をカメラのレンズ部に合わせ続けなければならない、日常生活において無意識のうちに連続的に計測することはできない。このため、より手軽でユーザが計測行為を意識せずに心拍数を計測する方法が望まれている。

心電図や脈波の計測にはほとんどの場合電極やプローブを身体に接触する必要があるのに対して、空間を伝わる電磁波を用いると非接触で瞬時心拍数を計測することができる。そこで本節では、電磁波を用いた瞬時心拍数の計測法について紹介する。

1. 電磁波を用いた従来の心拍数推定法

電磁波によって非接触で心拍数を推定する方法としてドップラーレーダーを用いたものが多く提案されている⁷⁻¹⁰⁾。ドップラーレーダーは動く対象物に電磁波が当たる際に生じるドップラー効果から対象物の移動速度を観測するものである。人間の身体は心臓の拍動によって体表面の位置がわずかに変動する。ドップラーレーダーはこの位置変動をとらえることで心拍数に対応する情報を得るものである。

Xiao ら⁷⁾ は、図 1 (a) のようなドップラーレーダーの受信波のワースペクトル密度を求めることで、同図 (b) のように呼吸成分と心拍成分とを抽出している。この研究で用いた電磁波の周波数帯は 26.54GHz と 27.66GHz であるが、日本の電波法ではこの帯域の使用に際しては制限がある。また、この研究では安静座位状態での計測のみを行っているが、日常生活での使用には体動の除去等の処理が必要である。

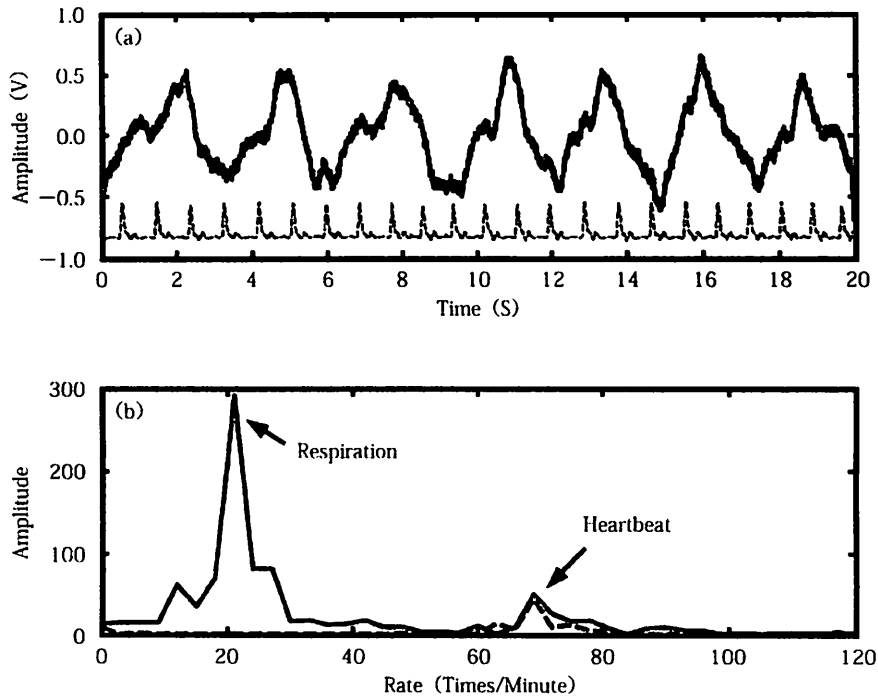


図1 Xiaoら⁷⁾における (a) ドップラーレーダー受信波波形 (実線) と参照信号 (脈波信号; 破線), (b) 受信波波形 (実線) と参照信号 (破線) のパワースペクトル密度

Liら⁸⁾は、被験者を前後ではさむようにドップラーレーダーを2つ配置し、両側からの波形に対して、複素信号復調法や逆正接復調法を用いて体動を除去した後にフーリエ変換することで呼吸成分と心拍成分とを抽出している。この研究で用いられる電磁波の出力周波数帯は4～7GHzであるため、Xiaoら⁷⁾と同じ電波法の問題が存在する。さらにこの研究はレーダー装置を複数使用しており、計測できる環境が極めて限られてしまう。

またObeidら⁹⁾は、ベクトルネットワークアナライザの受信波波形を計測することで心拍数の非接触推定を行った。この装置は、高周波回路網の通過・反射電力の周波数特性を測定するものであり、20GHz以上の電磁波を使用している。この研究では、受信波をウェーブレット変換することで心拍成分の抽出を行うことで高精度の心拍成分の推定を可能としている。しかし、高価な機器であるベクトルネットワークアナライザの使用は日常生活での計測には不向きである。

これらの研究では、ある時間区間内における平均心拍数を求めるものであり、いずれも瞬時心拍数の推定は困難である。これに対しNagaeら¹⁰⁾は、観測信号から平均的な波形、すなわちテンプレートを作り、このテンプレートと観測信号との相互相関関数を計算することで明確なピークを再構成し、その間隔を読み取ることで瞬時心拍数を推定する手法を提案している。観測信号を直接利用する手法と比べて精度が高いが、信号全体の平均的な波形をテンプレートとして使用しているため、拍ごとの信号の形状の変動が大きい場合には誤差が大きくなる。

2. 小型RF モーションセンサを用いた瞬時心拍数の推定

2.1 RF モーションセンサ

上で紹介した方法ではいずれも大掛かりな装置を使用しており、日常生活における簡便な計測ができない。そこで当研究室では、図2および表1のようなRF モーションセンサ (アルプス電気社製) を用いた。これは、ISM (産業科学医療用) 周波数帯に属する2.4GHzの無線通信モジュールを応用したドップラーセンサー (位相干渉計) であり、小型・軽量である。また、出力信号は無線で伝送できるため、出力用のコード類がない。このため、胸ポケット内にも設置することが可能であり、無拘束で日常生活下において簡単に連続した計測が可能である。

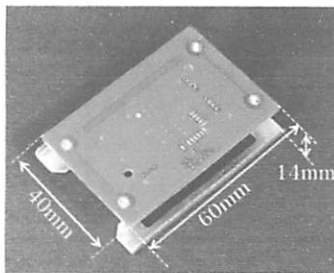


図2 RF モーションセンサ (アルプス電気社製)

表1 RF モーションセンサの仕様

電源電圧	+ 5V
消費電流	15mA
電波周波数	2.403 ~ 2.480GHz
RF パワー	0dBm (1mW)
信号出力	0 ~ 3.0V
外形	40 × 60 × 14mm
重量	14g

2.2 平均心拍数の推定

まず、RF 信号の全時間データに対して高速フーリエ変換 FFT (Welch 法, ハミング窓幅: 90 秒) を行い、パワースペクトル密度 PSD を算出する。得られた PSD の中で、0.67 ~ 2.00Hz (心拍数 40 ~ 120bpm に相当) の範囲において極大となる周波数を f_{mean} [Hz] とする。これに 60 を乗じたものを、全計測時間における平均心拍数 HR_{mean} [bpm] とする。また、 f_{mean} の逆数を平均心拍間隔 BBI_{mean} [s] とする。

2.3 RF 信号の極大点に基づく瞬時心拍数推定法

図 3 (a) の上段の波形は、ある被験者から 250Hz で計測した RF 信号であり、下段は心電図信号である。心電図の R 波に対応する RF 信号の極値が一意に判明できれば心拍間隔が得られるが、一般には体動などのアーチファクトにより、どの極値を採用すべきかわからない場合が多い。同図 (b) の上段の実線は、後述する方法で通過帯域幅を決めた 3 次のバターワース型バンドパス・デジタルフィルタに RF 信号を通した後の信号である。高周波雑音の細かい凹凸が消えたため、R 波に対応する極値が一意に得られる拍と、同図の楕円で示された部分のように一意には得られない拍があることがわかる。

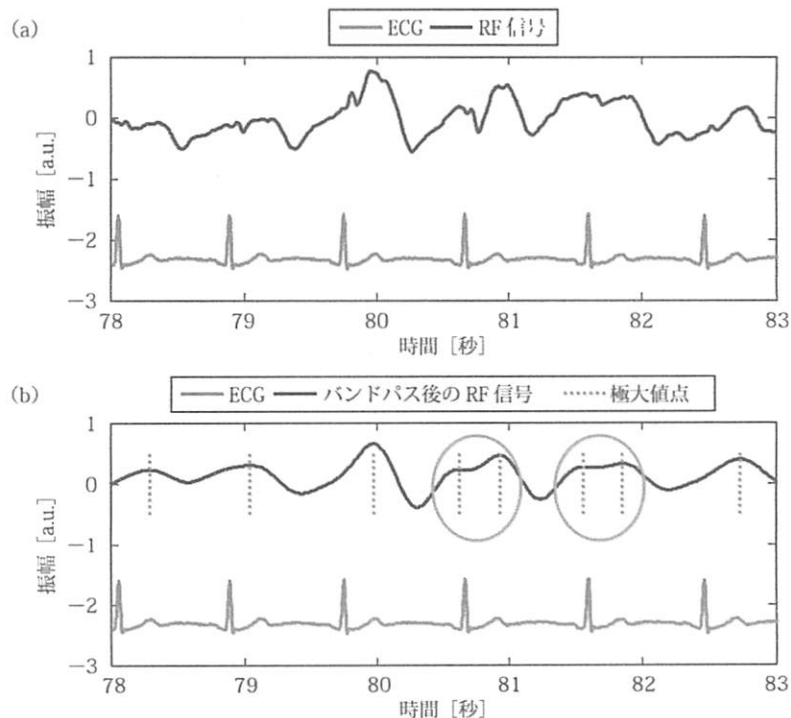


図3 ある被験者の RF 信号、心電図信号、および RF 信号のバンドパスフィルタ後の波形。点線はバンドパスフィルタ後の波形の極大点を示す

そこで本方法^{11,12)}では、狩野ら¹³⁾の方法を改良し、心拍間隔の候補となるRF信号の極大点の間隔が平均心拍数に近くなるような点の組合せが真の心拍間隔であると考えて、これを最短経路問題のアルゴリズムで探索する。

いま、 m 番目と n 番目の極大点の間隔を $\tau_{m,n}$ で表す。 $\tau_{m,n}$ と2.2で求めた心拍間隔の平均値 BBI_{mean} の間の差の絶対値を、ノード m とノード n の間のコストとして

$$C_{m,n} = |\tau_{m,n} - BBI_{mean}| \quad (2)$$

のように定義する。このコストが最小となるノード m とノード n の組み合わせを心電図のR波に対応する点列として最短経路問題のアルゴリズムで求める。この結果、いくつかのノードが排除され、残ったノードの間隔の平均値は BBI_{mean} に最も近くなる。残ったノードの間隔を心拍間隔 BBI の推定値とし、(1)式で $RRI = BBI$ とにおいて瞬時心拍数の時系列とする。

ただし、任意のノードから出発すると、その間隔がたまたま真値から大きくずれている可能性があるため、初期のノードは次のように求める。すなわちまず、2つの隣り合わせの番号 m 番目と $m+1$ 番目のコスト $C_{m,m+1}$ が最小の番号 m^* を求める。図4(a)の例では、③と④の間隔が最も BBI_{mean} に近かったとすれば、 $m^* = 3$ となる。次に、全データを m^* から左向きの部分と m^*+1 から右向きの部分に分割する。分割されたそれぞれのデータに対して最短経路問題を適用する。

図5は、最短経路問題のアルゴリズムの一つであるDijkstra法¹⁴⁾により、ノード①を初期値として最短経路を探索した結果である。この例の場合には、極大値の④と⑥がアーチファクトとして排除された。

この方法が成り立つためには、アーチファクトではない心拍に対応する真の極大点が存在し、初期ノードとして選ばれるものは真の心拍間隔に近い必要がある。これはバンドパスフィルタの帯域幅が適切に選ばれて、真の極大点の近傍にはアーチファクトがほとんどないように波形が滑らかになっており、かつ、滑らか過ぎて真の極大点が消えることはないようになっていることに対応する。健康な人間の心拍間隔は常に揺らいでおり、全く等間隔な心拍が続くことはあり得ない。しかし、真の極大点の近傍に、それを選択するともっと等間隔に近づくような嘘の極大点が存在すると、嘘の方を選んでしまい、真値の方が捨てられる可能性がある。

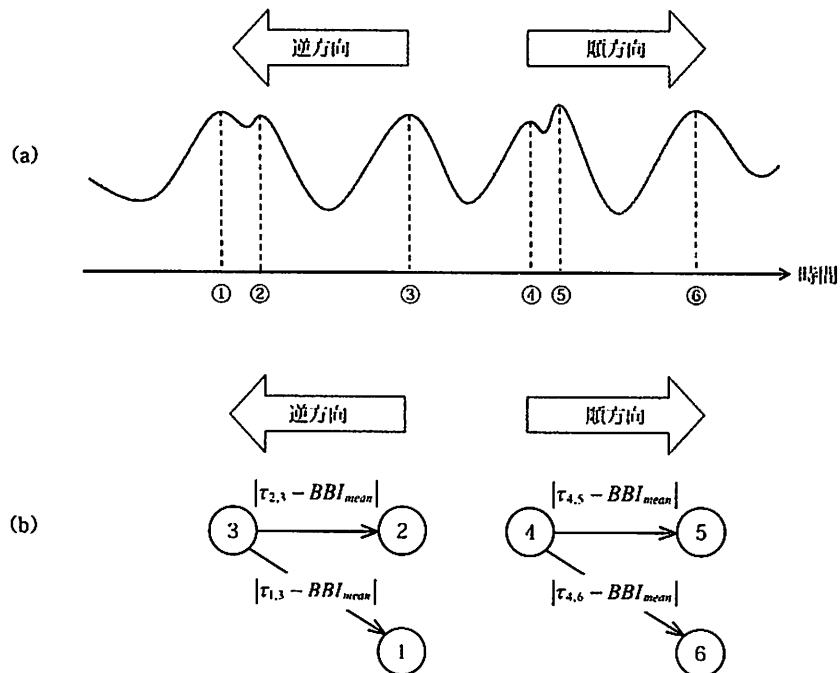


図4 初期ノードの例。③を初期ノードとして逆方向に探索する部分と、④を初期ノードとして順方向に探索する部分に分ける

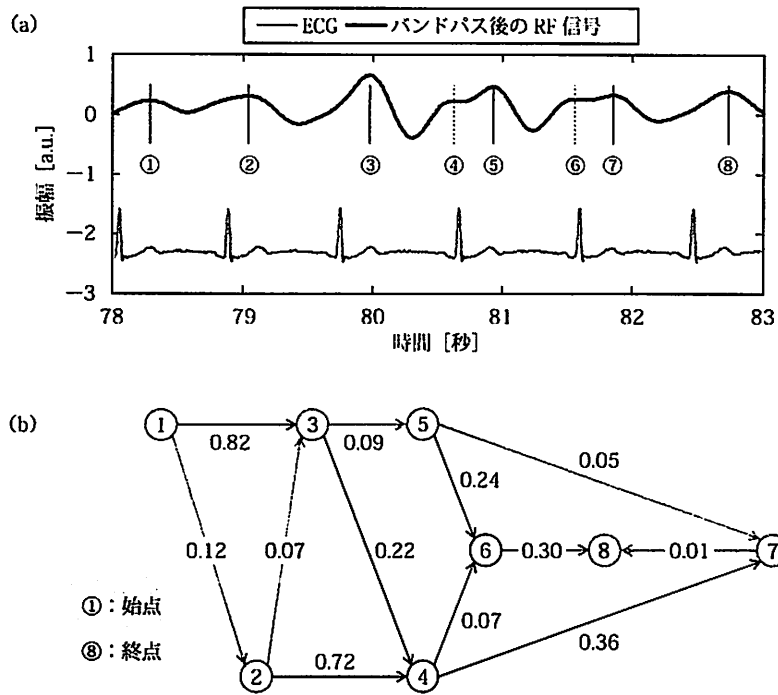


図5 最短経路問題としての心拍間隔推定の例。(a)の番号が(b)の番号に対応する。Dijkstra法により、④と⑥を通る経路が捨てられ、コスト最小となる①②③⑤⑦⑧が心拍間隔とされる

そこで本方法では、バンドパスフィルタの通過帯域幅 $[f_1, f_2]$ [Hz] を経験的に

$$f_1 = \frac{1}{BBI_{mean} + 2BBI_{SD}}, f_2 = \frac{1}{BBI_{mean} - 2BBI_{SD}} \quad (3)$$

のように選んでいる。ここで BBI_{SD} は心拍間隔の標準偏差である。推定すべき BBI の時系列を求める前に BBI_{SD} を与えるために、次のようにする。すなわち、心拍数変動の平均値に対する標準偏差の百分率である $CVRR$ ^{1,2)}

$$CVRR = \frac{BBI_{SD}}{BBI_{mean}} \times 100\% \quad (4)$$

は副交感神経の活動を評価する指標とされており、安静時の健常者でほぼ12%以下となることがわかっている。そこで(4)式の左辺に12%を代入すると、

$$BBI_{SD} = 0.12 \times BBI_{mean} \quad (5)$$

となるから、(3)式は次式となる。

$$f_1 = \frac{1}{1.24BBI_{mean}} = 0.81f_{mean}, f_2 = \frac{1}{0.76BBI_{mean}} = 1.32f_{mean} \quad (6)$$

また本方法は、平均値の周りで心拍間隔がわずかに揺らいでいることが前提となっているので、突発的な期外収縮がデータに存在すると正しい結果が出ない可能性がある。

2.4 RF 信号の 2 階微分波形のクラスタリングに基づく瞬時心拍数推定法

2.3 で述べた瞬時心拍数の推定方法では、主として RF 信号の低周波数成分に基づいて決定している。心臓の収縮に伴う急峻な動きに対応する推定を行うためには、極大点より先行している立ち上りの波形を利用する方法が考えられる。小澤らは¹⁵⁾ 光電容積脈波信号の 2 階微分波形に着目することで立ち上り時刻を求めている。そこで松岡¹²⁾ は、次に述べるような 2 階微分波形に基づく方法を提案した。

図 6 に、ある被験者の ECG 信号（最下段）および RF 信号の 2 階微分波形（最下段から 2 番目）を示す。同図から、2 階微分波形には ECG 信号の R 波に対応するような急峻なパルスが含まれ、振幅の大きな振動の部分と小さな振動の部分が周期的に繰り返されていることがわかる。そこで、楕円で囲われた領域のような、比較的大きな振動が集中している箇所（以下、クラスターと呼ぶ）をクラスター分析¹⁶⁾ の手法を使って探し、各クラスター内において代表となる 1 点を選び出すことで心拍の発生位置を推定する。

本方法の手順は次の通りである。

- 1) RF 信号を 2 階微分する。
- 2) 2 階微分波形を利用して、各クラスターに対応する図 6 の * 印で示されるような仮のセントロイド（重心）を決定する。
- 3) 2 階微分波形に対して閾値処理を行い、クラスタリングの対象とする点を選定する。
- 4) セントロイドと各対象点とのユークリッド距離が最短となるように k-means 法¹⁶⁾ によってクラスタリングを実行する。
- 5) 各クラスターの中において代表点を 1 点選出する。
- 6) 得られた代表点の間隔を用いて心拍間隔 BBI を算出する。

上記のうち、2) の仮の初期セントロイドの決定は次のように行う。すなわち、RF 信号に対して通過帯域幅が $[0.67, f_h]$ [Hz] ($f_h = 2, 3, \dots, 6$) であるバンドパスフィルタをかけた信号を d_h で表す。これらは図 6 の最上段からの 5 つの波形に対応する。このとき、 $f_h = 2\text{Hz}$ から開始して $f_h = 3\text{Hz}$ までは、 d_h の極大値を 2.3 で述べた方法により探索する。 $f_h = 4\text{Hz}$ では d_3 の極大値より手前でそれに最も近い極小値を探索する。 $f_h = 5, 6\text{Hz}$ および RF 信号の 2 階微分波形では、それより前で求めた極小点に最も近い極小点を求める。この最後の極小値を初期セントロイドとする。

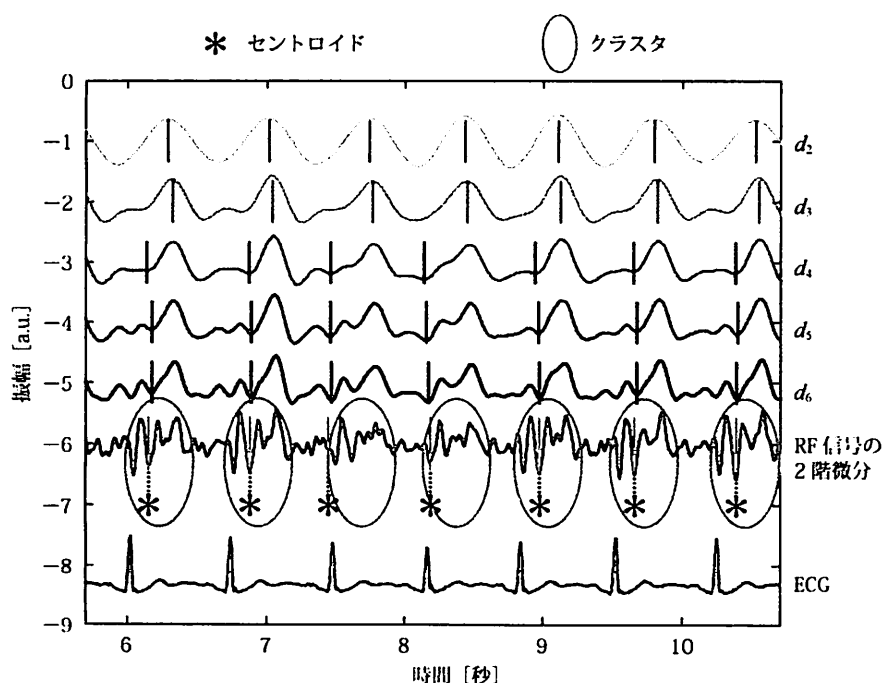


図 6 クラスタリング用のセントロイド選定のための RF 信号の 2 階微分波形と、通過帯域幅が $[0.67, f_h]$ [Hz] ($f_h = 2, 3, \dots, 6$) であるバンドパスフィルタ通過後の波形 d_h の例

上記のうち、3) の対象となる点の選定は次のように行う。すなわち、RF 信号の 2 階微分波形のうち、閾値 th_{max} を上回る極大値あるいは閾値 th_{min} を下回る極小値のみをクラスタリング対象とした。ここで、 th_{max} は極大値の適当な度数分布における最頻値に対応するビンの上限値、 th_{min} は極小値の適当な度数分布における最頻値に対応するビンの下限値とした。

4) のクラスタリングを行った後、次のようにして心拍に対応していると考えられる極値点（以下、代表点）を得る。すなわち、各クラスター内には 1 点ずつ代表点が存在すると仮定し、閾値処理後に各クラスター内に残された極値点の中から以下の条件でそれぞれを満たす点を代表点の候補として選出する。

条件 1：隣接する 2 つの極値点の極値の差が最も小さくなる箇所の後ろ側の点

条件 2：隣接する 2 つの極値点の極値の差が最も大きくなる箇所の後ろ側の点

2 階微分波形の特徴は被験者によって異なるため、条件 1 と 2 どちらが適した選択であるかを定める必要がある。これについては、各選択法から得た各々の候補点間隔の分散に応じた選択アルゴリズムを考案しているが、詳細は文献 12) に譲る。

以上の手順を経て、最終的な代表点を選出した結果の例を図 7 に示す。これらの代表点間隔を用いることで BBI を計算する。

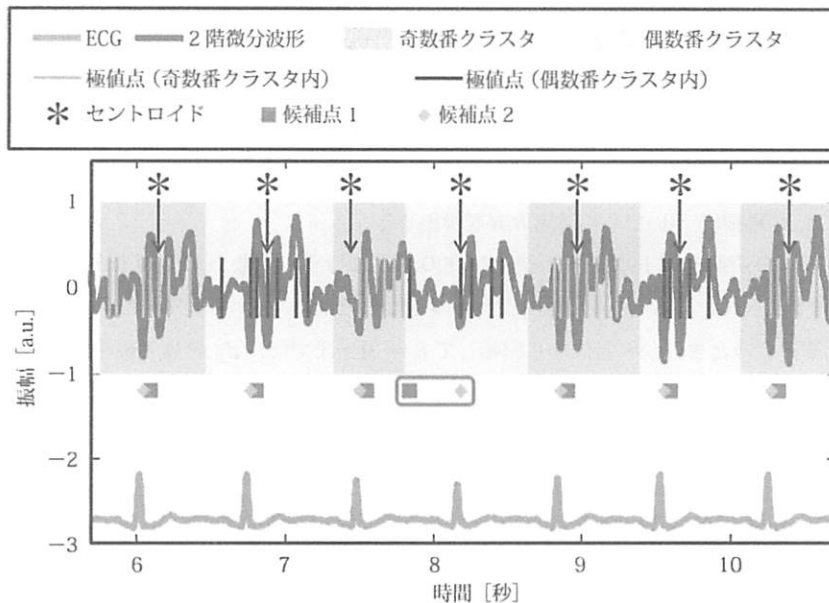


図 7 クラスタリングの結果の例。クラスタリングした後の代表点の候補が、■と◆に示されるように得られる。長方形で囲まれた部分のように両者の差が大きいときには、候補点間隔の分散に応じた選択アルゴリズムによってより心拍数変動らしい代表点の方が選定される

3. 小型 RF モーションセンサを用いた瞬時心拍数推定法の評価

ここでは、2. で述べた瞬時心拍数の推定方法を被験者実験データに基づいて評価する。

3.1 実験方法

健康な成人男性 23 名 (23.0 ± 1.2 歳)、成人女性 6 名 (22.7 ± 0.8 歳) を被験者とし、同一のシャツの胸ポケット内に RF センサを設置した。座位安静状態で 7 分間の計測を行った。RF センサから得られる信号と ECG 信号は 250Hz でサンプリングした。データのうち開始 30 秒後から終了 30 秒前までの計 6 分間を解析対象とした。被験者 29 名で各被験者について 6 回ずつ計測を行ったため、データとしては 174 例存在するが、平均心拍数の平均値と分散に関する判定基準に基づいて有効とみなした 90 例のみを解析対象とした。同じ被験者であっても計測回によって心拍情報が正確に得られる場合とそうでない場合とが存在した。この違いは、計測毎に RF センサの位置が微妙に異なり、電磁波の照射位置によって心拍の振動を観測しやすい場所とそうでない場所が存在するためであると思われる。

3.2 推定結果

ECG, Nagae ら¹⁰⁾の従来法および提案法から得られる心拍間隔 *BBI* は時間的に不等間隔のデータであるため、これらを3次スプライン曲線で補間した後、0.5秒間隔で再サンプリングを行い等間隔データとした。ECGによる*BBI*を真値として、他の方法から得た*BBI*の平均絶対誤差 (mean absolute error : MAE) と相関係数を表2のように求めた。ここでは、2.3のRF信号の極大点に基づく推定法を提案法1と呼び、2.4のRF信号のクラスタリングに基づく推定法を提案法2と呼ぶ。また、提案法1と提案法2から得た*BBI*を比較してより分散の小さい方を選択する手法を提案法3とした。また表2には、従来法、提案法1と2の3つの中で最もMAEが小さかった例数と比率も示している。さらに、図8にある被験者の従来法、提案法1と2から推定された*BBI*の時系列を示す。

表2 各方法による心拍間隔推定精度の比較 ($n = 90$)

	MAE [秒]	相関係数	MAEが最小となった例
従来法 ¹⁰⁾	0.10 ± 0.33	0.27 ± 0.35	9例 (10.0%)
提案法1	0.02 ± 0.01	0.74 ± 0.18	46例 (51.1%)
提案法2	0.03 ± 0.02	0.61 ± 0.24	35例 (38.9%)
提案法3	0.02 ± 0.01	0.77 ± 0.16	—

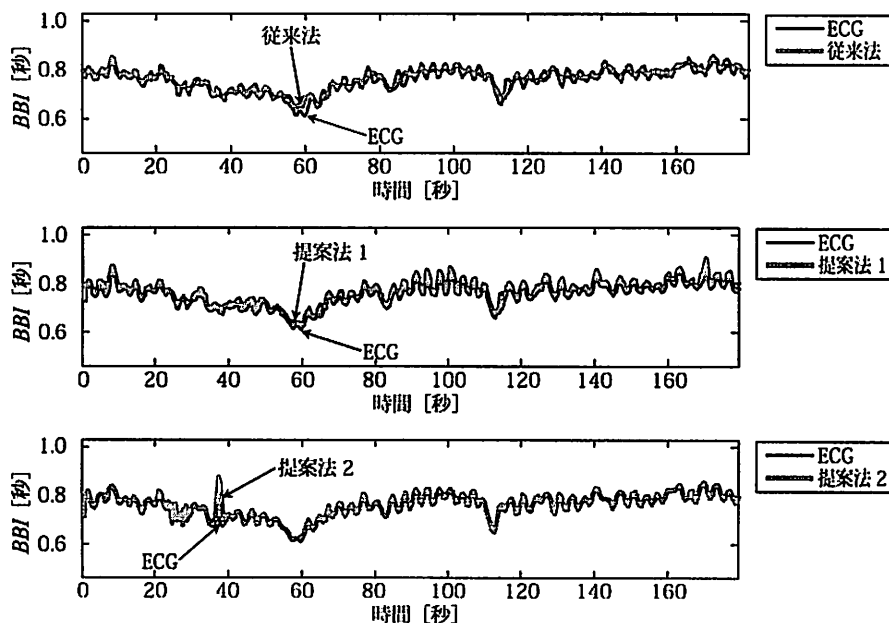


図8 ある被験者の従来法、提案法1と2から推定された*BBI*の時系列

表2より、従来法¹⁰⁾と比べて提案法1～3はいずれもMAE、相関係数ともに良好であり、心拍間隔*BBI*あるいは心拍数*HR*の瞬時値の推定がある程度可能であることがわかる。MAEが最小かつ相関係数が最大なのは提案法1であるが、MAEが最小となる例の比率は提案法1と提案法2で5:4程度なので大幅な開きはない。これはデータによっては提案法1よりも提案法2の方がよい場合が少なくないことを示している。*BBI*の分散が小さい方を選ぶという提案法3が、提案法1だけを使う場合よりも相関係数が少し高くなったのはこの理由によると考えられる。

おわりに

本節では、小型RFモーションセンサを用いて自律神経活動に関する指標が得られる瞬時心拍数(心拍間隔)を推定する方法について紹介した。これまでドップラーレーダー方式で平均心拍数がある程度の精度で推定することは可

能であったが、瞬時心拍数を連続的に高い精度で推定することは困難であった。一方、上述したような推定方法を使えば、小型 RF モーションセンサにより日常生活であっても手軽に十分な精度で瞬時心拍数を得ることができるようになる。今回はシャツの胸ポケット内にセンサを装着することを想定したが、理想的にはスマートフォン内にセンサを仕込んで机の上などの身体から離れたところに置いて計測できることが望ましい。そのためには電波強度や指向性などの課題を解決する必要がある。

2.3 および 2.4 で述べた方法では突発的に生じる期外収縮に対応できない可能性があるが、文献 12) では 2.4 のクラスター内に関心領域を設定して期外収縮にも対応できるような改良も試みている。

文 献

- 1) Shimazaki M, Kikuchi K, Kobayakawa H, Yamamoto M, Kudoh C, Wada A, Sakamoto T, Sawai N, Mukai H, Jimura O : The coefficient of variation of RR80 intervals (CVRR) on electrocardiogram in patients with essential hypertension with reference to aging, hemodynamics and sympatho-adrenomedullary function, Japanese Journal of Geriatrics, vol. 28, no. 5, pp. 640-645 (1991)
- 2) 浅井宏祐：自律神経機能検査 第4版, 文光堂, (2007), pp. 159-163
- 3) Bigger JT, Fleiss JL, Steinman RC, Rolnitzky LM, Kleiger RE, Rottman JN : Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction, Circulation, vol. 85, pp. 164-171 (1992)
- 4) Sevre K, Lefrandt JD, Nordby G, Os I, Mulder M, Gans RO, Rostrup M, Smit AJ : Autonomic function in hypertensive and normotensive subjects : the importance of gender, Hypertension, vol. 37, no. 6, pp. 1351-1356 (2001)
- 5) 大塚邦明, 渡邉晴雄：生体リズムの異常と自律神経：新しい自律神経機能の指標, 1/f 揺らぎとその臨床的意義, 東京女子医科大学雑誌, vol. 63, no. 1, pp. 40-47 (1993)
- 6) Pelegris P, Banitsas K, Orbach T, Marias K : A novel method to detect heart beat rate using a mobile phone, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina (2010)
- 7) Xiao Y, Lin J, Lubecke OB, Lubecke VM : Frequency-tuning technique for remote detection of heartbeat and respiration using low-power double-sideband transmission in the Ka-band, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 54, no. 5 (2006)
- 8) Li C, Lin J : Random body movement cancellation in doppler radar vital sign detection, IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques, vol. 56, no. 12 (2008)
- 9) Obeid D, Sadek S, Zaharia G, Zein G EL : Touch-less heartbeat detection and measurement-based cardiopulmonary modeling, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina (2010)
- 10) Nagae D, Mase A : Measurement of vital signal by microwave reflectometry and application to stress evaluation, Microwave Conference (2009)
- 11) 松岡成己, 杉田典大, 吉澤 誠, 本間経康, 阿部 誠, 荻原 健, 大竹秀晴, キムジョンヒョン：小型 RF モーションセンサによる心拍数の推定, 生体医工学シンポジウム 2012 論文集 (CR-ROM) (2012)
- 12) 松岡成己：小型 RF モーションセンサを用いた心拍数変動推定に関する研究, 東北大学修士学位論文 (2012)
- 13) 狩野佑介：体動アーチファクトを含む脈波データにおける Dijkstra 法を用いた脈波伝播時間の決定手法に関する研究, 第 44 回日本生体医工学会東北支部大会講演論文集 (2010)
- 14) Dijkstra EW : A note on two problems in connection with graphs, Numerische Mathematik, vol. 1, no. 1, pp. 269-271 (1959)
- 15) 小澤禎治：指先容積脈波の二次微分波（加速度脈波）のパターンと非観血的心機能計測値（STI）との相関並びに Preloading の影響, 脈波 8, pp. 22-28 (1978)
- 16) 宮本定明：クラスター分析入門, 森北出版株式会社 (1999)