

## 着衣型ウェアラブル心電計を用いた実環境での心拍変動解析における RRI 異常値処理と心拍の時間特徴量の算出精度に関する検証

江口佳那<sup>1</sup> 青木良輔<sup>1</sup> 島内末廣<sup>†1</sup> 吉田和広<sup>1</sup> 山田智広<sup>1</sup>

**概要：** ウェアラブル心電計では、計測異常によるアーチファクトが生じやすい。アーチファクトは R 波と誤判定されやすく、RRI の誤算出を引き起こす。筆者らは、日常生活において正確な心拍変動解析を実現することを目標として、計測異常によって引き起こされた誤った RRI を異常値として除外する手法を提案し、着衣型ウェアラブル心電計で生じる計測異常を模した疑似 ECG を用いた評価でその有効性を検証してきた。本稿では、着衣型ウェアラブル心電計を用いた各種ヘルスケアサービスの実用化に向けて、着衣型ウェアラブル心電計で実際に計測した心電図を用いて心拍の時間特徴量を算出する場合における提案技術の有効性を調査した。計測異常の要因となる身体の曲げ伸ばしやひねりを含む運動である、ラジオ体操第一を対象とした初期評価において、ノイズに強い R 波検出アルゴリズムを用いるだけでは対応が不十分となる可能性があること、ならびに、ノイズに強い R 波検出アルゴリズムと提案手法の組み合わせによって心拍の時間特徴量の算出精度を向上できることを確認した。

### 1. はじめに

近年、衣服内部に電極と計測リード線を組み込み、非医療従事者でも容易に扱えるようにした着衣型ウェアラブル心電計が多数開発されている[1-4]。心電図 (ECG) 計測にかかるユーザの負担を着衣型ウェアラブル心電計によって低減し、心拍のゆらぎに着目した心拍変動解析[5, 6]を行うことで、日常生活におけるヒトの内面状態や身体状態を容易に把握できる可能性がある。実際、着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG から得られる心拍を用いたサービストライアルも実施されており[7]、日常環境におけるヘルスマonitoringへの期待が高まっている。

しかし、着衣型ウェアラブル心電計はウェア内部に電極が組み込まれているため、被験者の体格の影響を受けやすく、着用者全員の ECG を同一の計測点で計測することは不可能に近い。ECG の波形形状は一定ではなく、計測位置によって異なることが知られているため[8]、同じ被験者であっても計測点が異なる場合は、見かけが異なる心電波形を計測する可能性がある (図 1)。さらに、ウェアに組み込まれている電極の多くは乾式電極であるため、ひねりをはじめとした身体運動によって電極の接触点に変化しやすく、アーチファクト[9]やノイズ[9]が混入した ECG を計測してしまう場合も多々存在し、この結果として見かけが異なる心電波形が観測される場合もある (図 2)。しかし、内面状態や身体状態の推定に多く用いられている従来の心拍変動解析は、医療従事者の立ち会いの元で計測された、心筋の収縮に対応する QRS 群が正確に検出できる ECG を前提としている。このため、心電波形の一つである R 波の形状変化やアーチファクト・ノイズをはじめとする計測異常など、着衣型ウェアラブル心電計特有の問題に対応できているとは言い難く、着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG

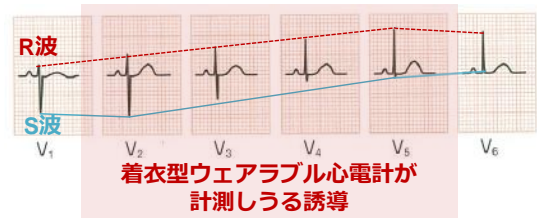


図 1 胸部誘導 V1~V6 の QRS 群の模式図

文献[8]より引用。着衣型ウェアラブル心電計が計測しうる誘導は筆者が追記

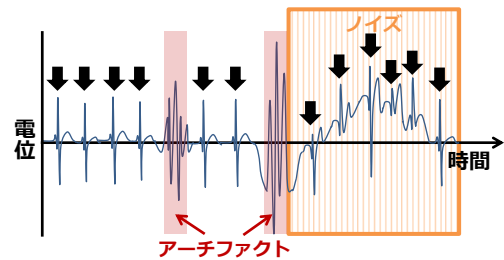


図 2 着衣型ウェアラブル心電計で生じる計測異常の例

黒矢印は R 波を示す。図中ノイズ領域に示すように、検出された R 波の形状が前半部分の正常に計測した R 波と異なる場合がある。

を従来の心拍変動解析手法で解析しても、正確な心拍特徴量を算出できない恐れがある。

これまでに筆者らは、着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG から心拍特徴量を高精度に算出するために、高度な R 波検出[10]と RRI 異常値除外[11]の二つのアプローチに取り組み、着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG と類似した特性を持つ疑似 ECG を用いて各手法の効果を検証してきた。本稿では、着衣型ウェアラブル心電計を用いた各種ヘルスケアサービスの実用化に向けて、着衣型ウェアラブル心電計を用いて実環境で計測した ECG を対象に各手法[10, 11]を適用し、日常環境の運動条件下におけるこれらのアルゴリズムの有効性について検証する。

<sup>1</sup> NTT サービスエボリューション研究所

<sup>†1</sup> 現在、金沢工業大学

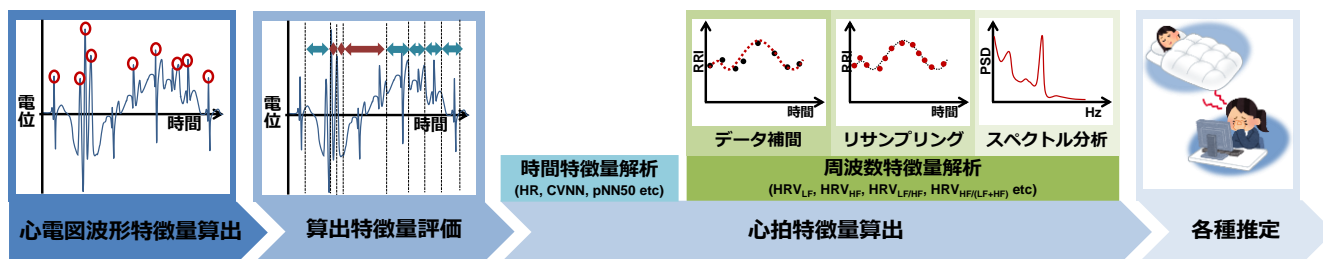


図3 一般的な心拍変動解析の処理フロー（文献[12]より引用）

## 2. 関連研究

### 2.1 心拍変動解析

ECGで計測される心電図波形のうち、心筋の収縮に対応する部分はQRS群、隣接する二つのR波の間隔はRRIと呼ばれ、RRIの周期的なゆらぎである心拍変動が自律神経活動を反映するとされている[5, 6]。一般的な心拍変動解析は、あらかじめ計測したECGを対象として、心電図波形特徴量算出、算出特徴量評価、心拍特徴量算出、各種推定の四つのプロセスで行われる（図3）[12]。なお、心拍特徴量算出は、時間特徴量と周波数特徴量の二つに大別され、それぞれで算出手法が異なる[5, 6]。

以降では、心拍特徴量の算出精度に関与する、心電図波形特徴量算出、算出特徴量評価の先行研究について述べる。

### 2.2 心電図波形特徴量算出

心電図波形特徴量算出では、ECGで確認される波形特徴量のうち、RRIの算出に必須であるQRS群の検出を行う。既存のR波検出手法は、フィルタリングによってアーチファクトやノイズなどの影響を低減する手法[10, 13-15]と、R波の特性を活かした検出手法[10, 16]の二つに大別されるが、筆者らが検討した非直交ウェーブレット展開に基づくR波検出手法（以降NCWE）[10]のように、これら両方の特性を持つR波検出手法もある。

しかし、いずれのアプローチにおいても、R波と近い周波数特性を持つアーチファクトの影響を抑制し、誤判定を完全になくすことは極めて困難である。また、アルゴリズムの特性によっては、ノイズの影響で誤判定が生じる場合もある。本稿では、以降、ノイズやアーチファクトを誤判定したものを計測異常R波、計測異常R波によって誤算出されたRRIを計測異常RRIと呼ぶ。心拍変動解析においては、このような計測異常RRIの影響を低減しつつ、心拍特徴量の算出精度の高度化を図ることが重要となる。

### 2.3 算出特徴量評価

算出特徴量評価では、後続処理である心拍特徴量算出で正確な特徴量を算出するため、計測異常RRIや期外収縮をはじめとするRRIの異常値を除外する[5]。

従来手法は、RRIの時間長の妥当性に基づく手法[17, 18]と、ECGの計測異常性とRRIの時間長の妥当性に基づく手法[11]に大別される。前者はRRIの時間情報のみを評価対

象とするため、時間長としては妥当な範囲内に存在する計測異常RRIを異常として検出できない。この問題点を解決するのが、後者のECGの計測異常性とRRIの時間長の妥当性に基づくRRIの異常値除外である。この手法では、ウェアラブル心電計が主として健常者を対象とすること、ならびにアーチファクトやノイズが電位的な変化を引き起こすことに着目し、QRS群の電位振幅（以降QRS電位）に基づいてR波の計測状態を判別する。さらに、RRIを構成する二つのR波の計測状態に基づいてRRIの計測信頼度を算出し、低信頼度のRRIを異常値として除外した上で、残ったRRIの時間長に基づいて異常値の可能性が高いものを除外する。これにより、時間的に正常な範囲内に存在する計測異常RRIと、期外収縮などのRRI両方を除外することが可能となり、心拍の時間特徴量の算出精度を向上できることが、疑似ECGを用いた評価で確認されている[11]。

## 3. 実験

### 3.1 実験概要

着衣型ウェアラブル心電計を用いて実環境で計測したECGにおける筆者らの提案手法、すなわち、NCWEによるR波検出[10]と、ECGの計測異常性とRRIの時間長の妥当性に基づくRRI異常値除外[11]の効果を検証するために、本稿では以下の実験を行う。なお、本実験では、特徴量算出に関する制約条件が少なく、適用範囲が広いと考えられる心拍の時間特徴量を対象とする。なお、実験1および実験2に先立って、計測ECGにおける計測異常の発生状況を別途目視で確認する。

**実験1:** 計測異常を含むECGを対象とした心拍変動解析におけるRRI異常値処理の影響を検証するため、RRIの時間長の妥当性のみに基づく従来のRRI異常値除外と、筆者らが開発したECGの計測状態とRRIの時間長の妥当性に基づくRRI異常値除外[11]とで、心拍特徴量の算出対象となったRRIを比較する。

**実験2:** 計測異常を含むECGを対象とした心拍変動解析におけるRRI異常値処理の影響を検証するため、実験2のRRIを用いて算出した心拍の時間特徴量を比較する。本実験では、後続処理である各種推定などで用いられている、平均RRI、SDNN、RMSSD、pNN50、CSI、CVIの6種の心拍の時間特徴量を対象とする[6, 19]（表1）。

### 3.2 実験条件

#### 3.2.1 被験者

健康な男性社員3名が実験に参加した。実験参加にあたっては、データの計測方法、実験手順、測定データの用途などを説明し、全被験者から同意書による参加承諾を得た。

#### 3.2.2 対象 ECG

着衣型ウェアラブル心電計で ECG を計測する場合、身体の曲げ伸ばしやひねりによって電極部そのものが伸びたり、電極部と皮膚との接地面がズレたりすることでアーチファクトやノイズなどの計測異常が生じる。本実験では、これらの計測異常が RRI や心拍特徴量に与える影響を調査するため、身体の曲げ伸ばしやひねりを含む運動のひとつであるラジオ体操第一[20, 21]を対象とし、その際に計測した ECG を解析対象とする。

今回使用したラジオ体操第一の動画[20]における各運動の所要時間を表2に示す。表2に示すとおり、「1.伸びの運動」から「10.身体を回す運動」までの10種の運動の所要時間は約15秒であり、「11.両脚で跳ぶ運動」が約10秒、「13.深呼吸」が約20秒となっている。そこで本実験では、計測開始から15秒ずつ区切った10個のデータそれぞれを1~10の運動、続く10秒を11の運動、その次の15秒を12の運動、最後の25秒を13の運動とみなすこととした。

#### 3.2.3 参照 ECG

着衣型ウェアラブル心電計は身体運動によってアーチファクトやノイズを計測する恐れがあるため、常に正常な ECG を計測できるとは限らない。したがって、着衣型ウェアラブル心電計を用いて計測した RRI および心拍特徴量を評価する場合、着衣型ウェアラブル心電計よりも種々の運動の影響を受けにくい心電計を用いて参照 ECG を同時に計測し、当該 ECG を正解値として RRI や心拍特徴量を評価する必要がある。

本実験では、ホルター心電計(株式会社スズケン製, Cardy 303 pico+)で同時に計測した RRI, および当該 RRI から算出された心拍特徴量を正解値として、着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG を解析して得られた RRI および心拍特徴量を評価する。本実験では、着衣型ウェアラブル心電計の評価に先立って、あらかじめホルター心電計の ECG および RRI を目視確認し、著しい計測異常が生じていないことを確認した。ホルター心電計で検出した RRI のうち、R波が適切に検出できず NG 判定となった RRI については、計測値を 0[sec]に置き換えて特徴量算出を行った。なお、本処理の対象となったのは、1データあたり最大2計測点のみであり、ホルター心電計では参照値として妥当な ECG および RRI が計測できたと考えられる。心拍特徴量の算出にあたっては、ホルター心電計の計測 ECG はすべて正常であるとみなし、3.2.5 で述べる時間情報に基づく RRI 異常値除外のみを行った。

表1 算出対象とする心拍の時間特徴量[6, 19]

#	特徴量名	単位	概要
1	平均 RRI	ms	RRI の平均値
2	SDNN	ms	正常に計測した RRI <sup>*1</sup> の標準偏差
3	RMSSD	ms	隣接する正常に計測した RRI <sup>*1</sup> の二乗和の平均の平方根
4	pNN50	%	NN50 <sup>*2</sup> を正常に計測した全 RRI <sup>*1</sup> で割った割合
5	CSI		L/T
6	CVI		log <sub>10</sub> (LxT)

\* Normal-to-normal (NN) interval  
 NN50 : 正常に計測した RRI (NN interval) の差が 50ms を越えた数  
 L : ローレンツプロットの縦軸  
 T : ローレンツプロットの横軸

表2 ラジオ体操第一を構成する運動と所要時間[20, 21]

今回使用した動画[20]を、筆者がストップウォッチで簡易計測して作成

#	運動詳細[21]	所要時間[sec]
1	伸びの運動	15.83* *うち、イントロ 8.58
2	腕を振って脚を曲げ伸ばす運動	14.38
3	腕を回す運動	14.28
4	胸を反らす運動	15.13
5	体を横に曲げる運動	14.32
6	体を前後に曲げる運動	13.99
7	体をねじる運動	13.26
8	腕を上下に伸ばす運動	13.74
9	体を斜め下に曲げ、胸を反らす運動	15.80
10	体を回す運動	15.49
11	両脚で跳ぶ運動	9.41
12	腕を振って脚を曲げ伸ばす運動	14.70
13	深呼吸	21.27

#### 3.2.4 R 波検出アルゴリズム

着衣型ウェアラブル心電計を用いて、身体の曲げ伸ばしやひねりを含む運動中に計測した ECG においては、アーチファクトやノイズなどの計測異常が生じやすい。従来、R波検出のベンチマークとして多用されてきた Pan-Tompkins Algorithm[15]などでは、これらの計測異常を適切に対処することが難しく、R波の未検出や誤検出による計測異常 RRI が生じやすい[22]。このような計測異常 RRI による影響を低減しつつ、RRI 異常値除外の効果の違いが心拍の時間特徴量の算出精度に与える影響を検証するため、本実験では着衣型ウェアラブル心電計で散見されるノイズに強い NCWE を R 波検出に用いた[10]。

NCWE は、ノイズを低減するフィルタを適用した ECG を対象として、R波検出用フィルタを用いて R 波の検出を行う[10]。NCWE の検出 R 波の時刻は、R 波の観測時刻と合致することから、R 波検出時刻から起算して 0.10 秒以内に観測した極小値を S 波とみなし、R 波と S 波の電位差を QRS 電位として用いることとした。

#### 3.2.5 時間情報に基づく RRI 異常値除外

時間情報に基づく RRI 異常値除外では、下限値 250[ms]以下、上限値 1500[ms]以上の RRI をまず除外する[16, 17]。残った RRI のうち、平均±3×標準偏差の範囲 (3σ) に収まらないものを異常値としてさらに除外し[18]、残った RRI

のみを心拍変動解析の対象とした。

### 3.2.6 ECG の計測状態と時間情報に基づく RRI 異常値除外

ECG の計測状態と RRI の時間情報に基づく RRI 異常値除外では、まず、除外対象となる計測異常 RRI 判別に必要となる、R 波の計測状態の判別を行う。検出した R 波すべてについて QRS 電位を算出し、QRS 電位が左室肥大の判別基準である 4.0[mV] [8]以上のものをアーチファクトと判定する[11]。アーチファクトと判別されなかった R 波のうち、R 波のピーク電位と QRS 電位振幅の絶対値の差分値が 1.0[mV]を越えるものをノイズと判定し、アーチファクト・ノイズのいずれでもなかった R 波のみを正常計測状態とみなす[11]。本手法は ECG の電位に基づいてアーチファクトとノイズの判別を行うことから、R 波検出アルゴリズムの種別を問わず、正常計測、ノイズ、アーチファクトの順に正しい R 波である可能性が低くなる。次に、表 3 に示す通り、RRI を構成する二つの R 波の計測状態に基づいて RRI の計測信頼度を算出し、計測信頼度が低い RRI を異常値として除外する。さらに、計測信頼度の閾値未満の RRI を計測異常 RRI として除外して残った RRI を対象として、3.2.5 で述べた時間情報に基づく RRI 異常値除外を行い、残った RRI のみを解析対象とした。

### 3.2.7 RRI および計測 ECG の解析条件

本実験では、RRI 異常値処理手法の違いや、計測信頼度の閾値の違いが RRI や心拍特徴量に与える影響を検証するため、次の四つの条件で算出した RRI および心拍特徴量を比較することとした。(a)ホルター心電計で計測した RRI を基に、時間情報に基づく RRI 異常値除外を行ったもの、(b) 着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG から NCWE で R 波を検出し、時間情報に基づく RRI 異常値除外を行ったもの、(c)着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG から NCWE で R 波を検出し、ECG の計測状態と時間情報に基づく RRI 異常値除外を行ったもの(計測信頼度の閾値:0.6)、(c2) 着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG から NCWE で R 波を検出し、ECG の計測状態と時間情報に基づく RRI 異常値除外を行ったもの(計測信頼度の閾値:1.0)。

条件(c1)と(c2)の違いは計測信頼度の閾値であり、(c1)は 3.2.6 で述べた RRI 異常値除外でノイズとみなされた R 波から構成される RRI を許容する。一方、(c2)は、3.2.6 で述べた RRI 異常値除外において、正常に計測したと判別された RRI のみを許容する。

## 4. 実験結果

### 4.1 予備実験：計測 ECG の確認

本実験において、着衣型ウェアラブル心電計を用いて計測した ECG を図 4 に示す。各図の縦線は、3.2.2 の対象 ECG で述べたラジオ体操第一の各運動の切り替わりタイミングを示す。本実験の被験者は全員健常者であったことから、図中 4.0[mV] (=4000[μV]) を超過した部分はアーチファクト

表 3 R 波の判別結果と RRI の計測信頼度[11]

左側がひとつめ、右側がふたつめの R 波の計測状態判別結果を示す。

(R: 正常計測状態, N: ノイズ, A: アーチファクト)

#	判別結果	計測状態	計測信頼度
1	R R	二つとも正常計測	1.0
2	R N	片方は正常計測だが、 他方はノイズ	0.8
3	N R		
4	N N	二つともノイズ	0.6
5	R A	片方は正常計測だが、 他方はアーチファクト	0.4
6	A R		
7	N A	片方はノイズだが、 他方はアーチファクト	0.2
8	A N		
9	A A	二つともアーチファクト	0

トをはじめとする計測異常であると考えられる。図 4(1)~(3)を確認すると、被験者 3 ではほぼラジオ体操第一を通してほぼ正常に ECG が計測できている一方、被験者 1 や被験者 2 では散発的に計測異常が生じていることが確認できる。

### 4.2 実験 1：異常値除外後の RRI

本実験で計測した ECG から、NCWE で R 波を検出した後、3.2.5 または 3.2.6 で述べた RRI 異常値除外を行った結果を図 5 に示す。各図の縦線は、3.2.2 の対象 ECG で述べたラジオ体操第一の各運動の切り替わりタイミングを示す。

被験者 1~3 において、各条件で算出した RRI を比較すると、被験者 3 はすべての条件でほぼ同数かつ同一の RRI を算出できていることから、着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG がほぼ正常であったことが示唆された。一方、被験者 1 および被験者 2 については、時間情報に基づく従来の RRI 異常値除外(条件(b))では計測異常由来と考えられる RRI の瞬発的な変動が見られた。筆者らが提案した ECG の計測状態と時間情報に基づく RRI 異常値除外のうち、計測信頼度の閾値を 1.0 に設定した場合(条件(c2))に着目すると、RRI 異常値除外によってこれらの変動を抑制し、参照値としたホルター心電計に近い RRI が得られることが確認できた。しかし、RRI 異常値除外後に残った RRI の総数は半分以下となっていることから、被験者 1 および 2 については計測異常が多発している可能性が高いことが示唆された。ここで、筆者らが提案した ECG の計測状態と時間情報に基づく RRI 異常値除外において、計測信頼度の閾値を 0.6 に設定した場合に着目すると(図 5(1)(c1)および図 5(2)(c1))、被験者 1 や 2 においてもホルター心電計の 9 割以上の計測点数を確保でき、大局的な変動が捉えやすくなるのがわかる。

### 4.3 実験 2：心拍の時間特徴量

実験 1 の RRI から計算した心拍の時間特徴量を図 6 に示す。今回算出対象とした 6 種の特徴量のうち、隣接する RRI を基に算出する RMSSD, pNN50, CVI, CSI については、筆者らが提案した RRI 異常値除外において、計測信頼度の閾値を 1.0 に設定することで、より高精度な特徴量を算出できることがわかった。しかし、平均 RRI や SDNN につい

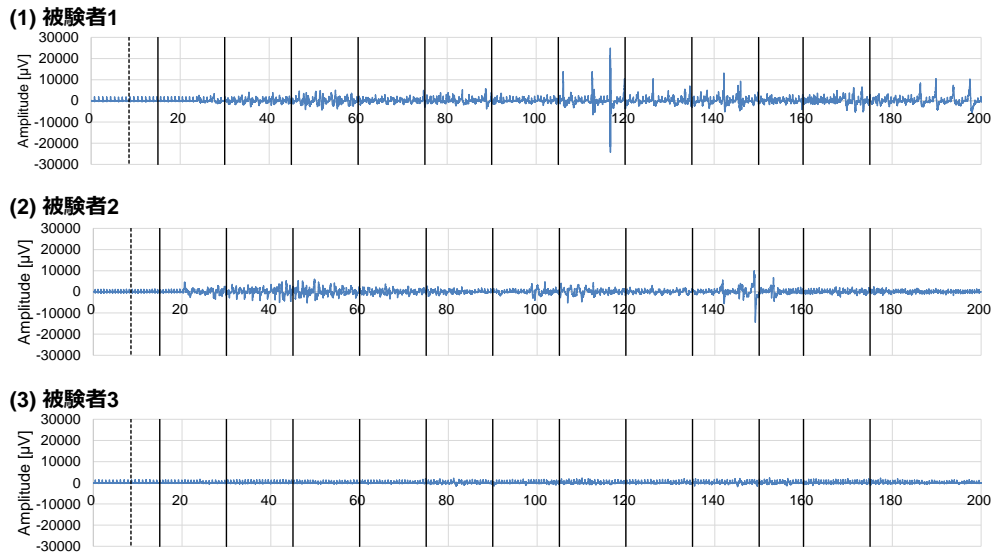


図4 着衣型ウェアラブル心電計で計測した ECG (ラジオ体操第一の全データ)

図中の縦線はラジオ体操の各運動のおおよその切り替わりタイミングを示す。

被験者3ではほぼ計測異常が見られなかったものの、被験者1および被験者2では散発的に計測異常が生じていることが確認できる。

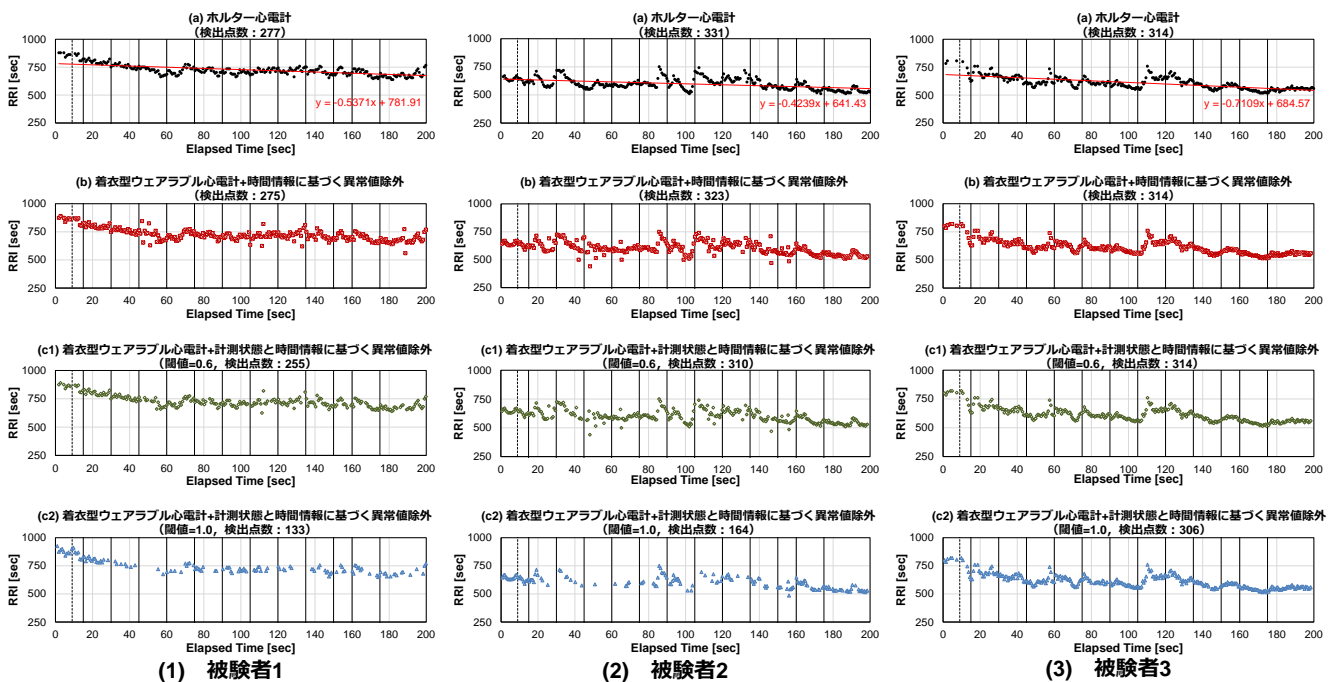


図5 RRI 異常値除外後の RRI (ラジオ体操第一の全データ)

図中の縦線はラジオ体操の各運動のおおよその切り替わりタイミングを示す。

ホルター心電計の RRI の線形近似式 (赤線) から、全被験者において時間経過に伴って RRI が短縮していることがわかる。

では、筆者らが提案した RRI 異常値除外において計測信頼度の閾値を 0.6 に設定することで、最も精度よく特徴量算出できることがわかった。

## 5. 考察

実験 1 および 2 の結果より、筆者らが提案した RRI 異常値除外によって、計測異常 RRI を心拍特徴量の解析対象か

ら除外し、計測状態が正常と考えられる RRI のみを元に心拍の時間特徴量を算出できる可能性が示唆された。しかし、平均 RRI や SDNN については、正常な RRI と思われる RRI のみを残すよう計測信頼度を 1.0 に設定した場合の算出精度が、従来の RRI 異常値除外よりも低い算出精度となる場合も見られた。この現象が生じた被験者 1 の RRI を図 5 で確認すると、筆者らが提案した RRI 異常値除外後に残った



RRI が他条件の半分以下であること、および、残った RRI がラジオ体操第一の前半部分に集中し、それ以外は全体に散在していることが確認できる。平均 RRI や SDNN は、正常に計測された RRI 全体の平均や標準偏差に着目した時間特徴量であるため、RRI 異常値除外後に残った RRI が集中している部分の影響を受けやすい。ラジオ体操第一における被験者 1 の RRI は、被験者 2 や被験者 3 と比較すると上下変化が少なく、比較的線形に短縮していることから、異常値除外後に残った RRI が集中した前半部分の影響をより強く反映してしまったために、平均 RRI や SDNN の算出精度が低下してしまった恐れがある。

今回使用した NCWE はノイズ変化には比較的強く、ノイズに埋没した R 波もある程度は正常に検出できている可能性がある[10, 22]。ここで、計測信頼度の閾値を 0.6 に設定した場合における平均 RRI と SDNN に着目すると、計測信頼度の閾値が 1.0 の場合よりも 0.6 の場合の方が精度よく特徴量算出できていることがわかる(図 6(a)(b))。しかし、隣接する RRI の関係に着目する RMSSD, pNN50, CSI, CVI に着目すると、従来手法よりは高い算出精度ではあるものの、計測信頼度の閾値を 1.0 に設定したときより算出精度が低下していることがわかる。図 5 に示す、各条件で解析対象となった RRI に着目すると、被験者 1, 被験者 2 ともに、計測信頼度の閾値を 0.6 に引き下げ得られる RRI にはホルター心電計と合致していない RRI もあることから、計測異常 RRI を心拍特徴量の算出対象に含めてしまっている恐れがある。これは、今回使用した RRI の異常値除外が、ECG の電位のみに基づいてアーチファクトやノイズの判別を行っているため、QRS 電位と同等の電位振幅を有するアーチファクトを計測異常 RRI として適切に除外できず、解析対象に含めてしまったことに起因すると考えられる。

したがって、R 波検出アルゴリズムの種別を問わず、正常に計測した ECG で検出した RRI のみを解析対象とする場合や、隣接する RRI 同士の特性に着目した特徴量を算出する際には、計測信頼度 1.0 未満の RRI を計測異常 RRI とみなして除外する必要があるが、運動時など心拍が一定方向に変化する可能性が高い条件で平均 RRI や SDNN を正確に算出するためには、当該特徴量の算出に十分な数の正常に計測した RRI を確保することが重要であると考えられる。このような場合、ノイズに埋没した R 波を正確に検出できる R 波検出アルゴリズムを採用している場合には、二つの R 波がノイズである RRI を解析対象に含めることで平均 RRI や SDNN の算出精度を高めることが可能ではあるが、より正確な解析を実現するためには、QRS 電位と同等の電位振幅を有するアーチファクトを適切に除外する RRI 異常値処理が必要になると考えられる。

計測点数を増やす以外の方法で心拍特徴量の算出精度を向上させる方法としては、特徴量の算出窓を調整し、解析対象となる RRI を絞ることが考えられる。今回対象とし

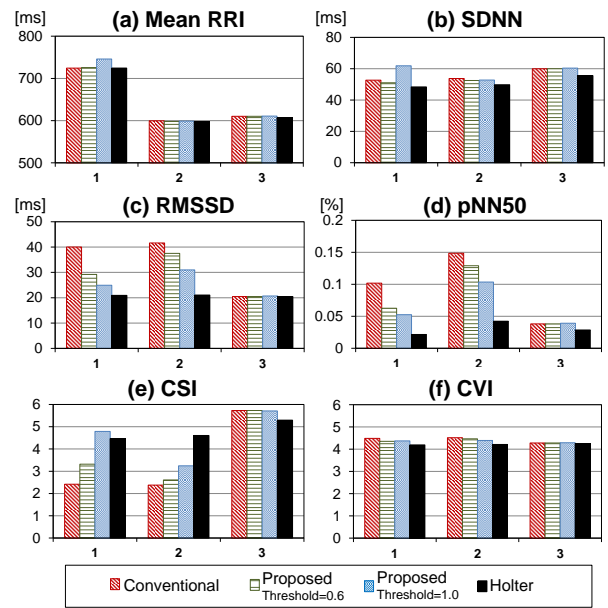


図 6 RRI 異常値除外と心拍の時間特徴量

ラジオ体操第一の全データを対象として算出した時間特徴量を示す。

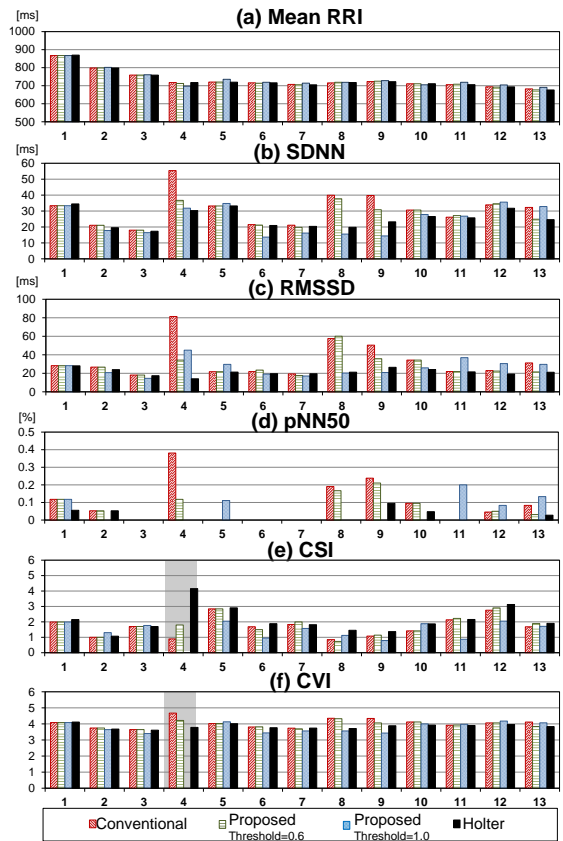


図 7 RRI 異常値除外と心拍の時間特徴量 (被験者 1)

網掛けは計測信頼度の閾値=1.0 で特徴量算出が出来なかった条件を示す

たラジオ体操第一は、身体の曲げ伸ばしやひねりを含む 12 種類の運動で構成されている[21] (表 2)。着衣型ウェアラブル心電計におけるアーチファクトやノイズの発生には、被験者の体格と着衣型ウェアラブル心電計のサイズの組み合わせや、被験者の動作そのものなど複数の要因が考えら

れる。そこで本実験では、各運動に対応する時間で RRI 時系列データを分割して心拍の時間特徴量を再度算出し、計測異常が心拍特徴量の算出精度に与える影響を検証する。

ラジオ体操第一の運動ごとに分割した RRI を基に、異なる RRI 異常値処理を用いて算出した心拍の時間特徴量を被験者ごとに図 7~9 に示す。着衣型ウェアラブル心電計の計測状態が比較的安定していた被験者 3 (図 9) については、運動ごとに RRI を分割しても、各条件間で心拍の時間特徴量の算出精度に大きな差が見られなかった。一方、被験者 1 および被験者 2 については、運動ごとに RRI を分割することで心拍特徴量の算出精度が向上するとは一概に言い切れず、RRI 異常値処理の違いによって心拍特徴量の算出精度にばらつきがある運動とそうでない運動とに分かれた。いずれの運動においても、従来用いられてきた時間情報に基づく RRI 異常値除外よりも、筆者らが提案する RRI 異常値除外の方が特徴量の算出精度は向上したが、特徴量の算出精度は、R 波検出アルゴリズムの性能や、特徴量が着目している RRI の特徴、当該領域で RRI 異常値除外後に残った RRI によって変わるため、計測信頼度の閾値として 0.6 と 1.0 のどちらが適切かを判断するためには、データを追加してさらに検証を重ねる必要があると考えられる。

ラジオ体操第一の運動の中で、被験者 1 と被験者 2 の両方で心拍特徴量の算出精度に特に大きな差が出たのは、「4. 胸を反らす運動」であった。特に、計測信頼度の閾値を 1.0 とした場合に残った RRI は被験者 1 が 2 点、被験者 2 が 1 点と極端に少なく、被験者 2 では心拍の時間特徴量を算出できなかった(被験者 1 も CSI, CVI は算出できなかった)。胸を反らす動きを同様に含む「9. 体を斜め下に曲げ、胸を反らす運動」についても、被験者 1、被験者 2 ともに RMSSD などの特徴量の算出精度が低下していたことから、今回の被験者 1 および被験者 2 においては「胸を反らす」ことによってウェアのズレや電極の伸縮が生じたことで計測異常が生じた恐れがある(図 4)。アーチファクトをはじめとする計測異常による心拍特徴量の算出精度低下を回避するためには、被験者の体格にあった着衣型ウェアラブル心電計を計測に用いるなどの対策を講じて ECG の計測精度そのものを向上させることも必要であると考えられる。

以上より、着衣型ウェアラブル心電計を用いて実環境で計測した ECG を対象として心拍の時間特徴量を算出する場合、アーチファクトやノイズの影響を受けにくい R 波検出アルゴリズムを用いることは重要であるが、それだけでは十分な対処になりえるとは限らず、ECG の計測状態にも着目した RRI 異常値処理を併用することが重要であると考えられる。なお ECG の計測状態に基づく RRI 異常値除外で許容する計測信頼度については、計測対象となる行動だけでなく、ECG 解析に用いる R 波検出アルゴリズムや算出対象となる心拍特徴量の特성에基づいて決定することが望ましい。このため、着衣型ウェアラブル心電計を用いて図

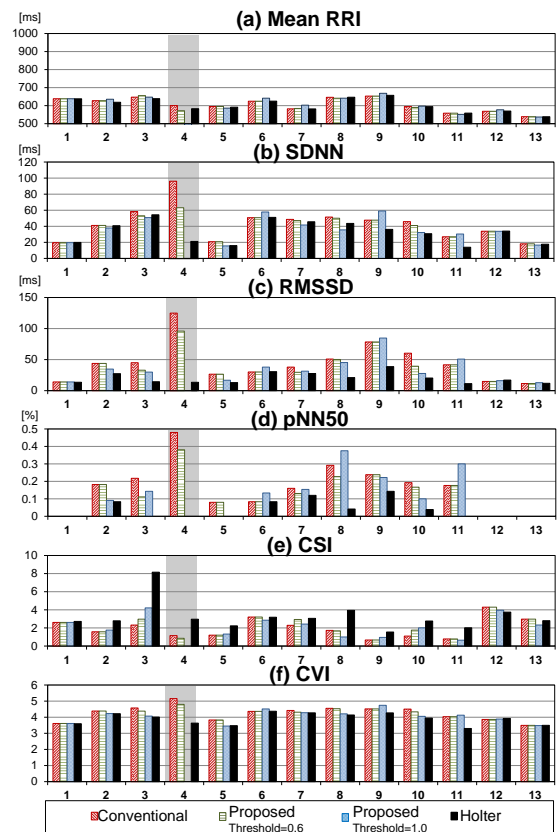


図 8 RRI 異常値除外と心拍の時間特徴量 (被験者 2)

網掛は計測信頼度の閾値=1.0 で特徴量算出が出来なかった条件を示す

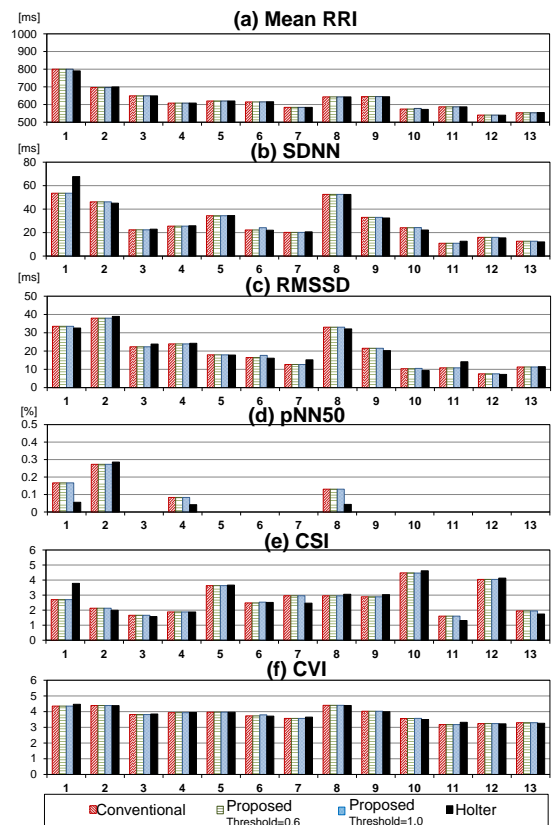


図 9 RRI 異常値除外と心拍の時間特徴量 (被験者 3)

3 に示す各種推定までを含む心拍変動解析を行う際には、実験に先立って計測 ECG や、各条件における心拍特微量の算出精度を検証することが必要と考えられる。これに加え、身体の曲げ伸ばしやひねりを含む運動を計測対象とする場合については、当該運動が着衣型ウェアラブル心電計におよぼす影響を確認し、被験者の体格等を鑑みて適切なウェアを使用するなど、安定して ECG を計測できる条件で実験を行う必要があると考えられる。

## 6. おわりに

計測異常が発生しうるウェアラブル心電計などのデバイスで取得した ECG において、心拍特微量を高精度に算出することを目的として筆者らが提案した RRI 異常値除外の有効性を検証するため、着衣型ウェアラブル心電計で実際に計測した心電図を対象として、異なる RRI 異常値除外処理を経て算出した RRI および心拍の時間特微量を比較した。

計測異常の要因となる身体の曲げ伸ばしやひねりを含むラジオ体操第一を対象とした実験において、ノイズに強い R 波検出アルゴリズムを用いるだけでは対応が不十分となる可能性があること、ならびに、ノイズに強い R 波検出アルゴリズムと提案手法の組み合わせによって、隣接する RRI の特徴に着目した RMSSD, pNN50, CSI, CVI などの心拍の時間特微量の算出精度を向上できることを確認した。

一方、心拍の時間特微量のうち、計測した RRI 全体の傾向に着目する平均 RRI や SDNN については、RRI 異常値除外処理後に残った RRI の影響が出やすくなるため、正常に計測した可能性が高い RRI だけを残すことが必ずしも有効であるとは限らないこともわかった。今回の実験のように、心拍が一定の変化を示す条件において平均 RRI や SDNN を算出する場合については、R 波検出アルゴリズムの性能を鑑みて許容する計測信頼度の閾値を引き下げるなどして、RRI 全体の傾向を適切に捉えられる計測点数を確保する必要があることが示唆された。

## 参考文献

- [1] T. Takagahara, K. Ono, N. Oda, and T. Teshigawara, “hitoe” – A Wearable Sensor Developed through Cross-industrial Collaboration,” NTT Technical Review, Vol.112, No.9, pp.1-5, 2014.
- [2] N. Shiozawa, J. Lee, A. Okuno, and M. Makikawa, “Novel Under Wear “Smart-Wear” with Stretchable and Flexible Electrodes Enables Insensible Monitoring Electrocardiograph,” Proc. of World Engineering Conference and Convention 2015, OS7-6-3, pp.1-2, 2015.
- [3] ミツフジ株式会社, hamon®, <<http://www.hamon.tech/>> (参照 2018-05-07)
- [4] クラボウ, Smartfit for work, <<http://www.smartfit.jp/>> (参照 2018-05-07)
- [5] 井上博 (編), 循環器疾患と自律神経機能 第2版, 医学書院, 2001.
- [6] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, “Heart rate variability: Standards of measurement,

- physiological interpretation, and clinical use,” European Heart Journal, Vol.17, pp.354-381, 1996.
- [7] 近藤利彦, 山登庸次, 中山実, 千葉昭宏, 坂口健, 西口孝広, 増田知彰, 吉田徳太郎, “hitoe®によるナチュラル・センシングとその活用に向けた取り組み,” NTT 技術ジャーナル, Vol.29, No.7, pp.13-18, 2017.
- [8] 奥出潤, これならわかる! かんたんポイント心電図 第2版, 医学書院, 2011.
- [9] Physionet, “The MIT-BIH Noise Stress Test Database,” <<http://physionet.org/physiobank/database/nsttdb/>> (参照 2018-05-07)
- [10] S. Shimauchi, K. Eguchi, T. Takeda, and R. Aoki, “An Analysis Method for Wearable Electrocardiogram Measurement Based on Non-orthogonal Complex Wavelet Expansion,” Proc. of the 39<sup>th</sup> Intl. Conf. of the IEEE EMBS (EMBC 2017), pp.3973-3976, 2017.
- [11] K. Eguchi, R. Aoki, K. Yoshida, and T. Yamada, “Reliability Evaluation of R-R Interval Measurement Status for Time Domain Heart Rate Variability Analysis with Wearable ECG Devices,” Proc. of the 39<sup>th</sup> Intl. Conf. of the IEEE EMBS (EMBC 2017), pp.1307-1311, 2017.
- [12] 江口佳那, 青木良輔, 吉田和広, 山田智広, “ウェアラブル心電計から計測された心拍の周波数特微量解析を対象とした欠損 RRI の補完手法,” マルチメディア, 分散, 協調とモバイルシンポジウム (DICOMO2017), pp.888-897, 2017.
- [13] D. A. Tong, K. A. Bartels, and K. S. Honeyager, “Adaptive Reduction of Motion Artifact in the Electrocardiogram,” Proc. of the Second Joint EMBS/BMES Conf., pp.1403-1404, Houston TX, USA, Oct. 2002.
- [14] J. M. Leski and N. Henzel, “ECG Baseline Wander and Powerline Interference Reduction using Nonlinear Filter Bank,” Signal Processing, Vol.85, pp.781-793, 2005.
- [15] J. Pan and W. J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 32, No. 3, pp.230-236, 1985.
- [16] T. Fujii, M. Nakano, K. Yamashita, T. Konishi, S. Izumi, H. Kawaguchi, and M. Yoshimoto, “Noise-Tolerant QRS Detection using Template Matching with Short-term Autocorrelation,” Proc. of the 35<sup>th</sup> Intl. Conf. of the IEEE EMBS (EMBC 2013), pp.7330-7333, 2013.
- [17] 佐久間大輝, 神田尚子, 吉見真聡, 吉永努, 入江英嗣, “座位状態での心拍測定を用いたリアルタイムなストレス緩和システム,” マルチメディア, 分散, 協調とモバイルシンポジウム (DICOMO2013), pp.1188-1195, 2013.
- [18] 横田康成, 河村洋子, 松丸直樹, 白井邦博, “心拍変動系列変化を用いた敗血症の前駆症状モニタリング,” 第54回自動制御連合講演会, pp.1258-1261, 2011.
- [19] M. Toichi, T. Sugiura, T. Murai, and A. Sengoku, “A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval,” Journal of the Autonomic Nervous System, Vol.62, pp.79-84, 1997.
- [20] ラジオ体操第一, <[https://www.youtube.com/watch?v=b4SH\\_lap4ag](https://www.youtube.com/watch?v=b4SH_lap4ag)>, (参照 2018-05-07)
- [21] かんぼ生命, <図解>ラジオ体操第一, <[http://www.jp-life.japanpost.jp/aboutus/csr/radio/abt\\_csr\\_rdo\\_dai1.html](http://www.jp-life.japanpost.jp/aboutus/csr/radio/abt_csr_rdo_dai1.html)>, (参照 2018-05-07)
- [22] R. Aoki, K. Eguchi, S. Shimauchi, K. Yoshida, and T. Yamada, “Consideration of Calculation Process Assuming Heart Rate Variability Analysis Using Wearable ECG Devices,” (Accepted to the 40<sup>th</sup> Intl. Conf. of the IEEE EMBS (EMBC 2018))