

# 福岡工業大学 学術機関リポジトリ

## Development of Heart Rate Monitoring System Using Smart Glass - Proposed of the New-algorithm for Reduced Noise of Electrocardiogram Derived from Head-

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2021-01-07 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 木原, 広夢, 李, 知炯 メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/11478/00001586">http://hdl.handle.net/11478/00001586</a>

# スマートグラスを用いた心拍数モニタリングシステム開発研究 — 頭部誘導心電図における新たなノイズ除去アルゴリズムの提案 —

木原 広夢 (工学研究科 情報システム工学専攻)

李 知炯 (情報工学部 情報システム工学科)

## Development of Heart Rate Monitoring System Using Smart Glass — Proposed of the New-algorithm for Reduced Noise of Electrocardiogram Derived from Head —

KIHARA Hiromu (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)

LEE Jihyoung (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)

### Abstract

We proposed the new digital filter algorithm for reduced noise of electrocardiogram (ECG) derived from the head. The proposed algorithm is based on the estimation technique of noise from one beat of ECG during exercise. The estimated noise is updated by 50% of noise derived from the latest beat and 50% of the noise derived from accumulated beat. The updated noise is devoted to ECG for detection of R-peak in next beat. In 3 healthy male participants, stationary state and 40, 50 W loads exercise using cycle ergometer for 30 seconds was performed, respectively. The results indicate that noise of ECG derived from head is decreased. In conclusion, these findings suggested that the proposed adaptive filter might be practical signal processing for reduced noise of ECG derived from head.

**Keywords** : Electrocardiogram, Adaptive-filter, Noise, Signal processing

### 1. はじめに

心拍数 (heart rate ; HR) とは、1 分間に心臓が拍動する回数であり、1 拍の心電図 (electrocardiogram; ECG) で振幅が最も高い R ピーク波を毎拍ごと検出し、その時間間隔を用いて算出する。HR は、心臓の健康状態の把握、ストレスのチェック、運動強度の評価などのために様々な分野でよく利用されている<sup>(1)</sup>。近年では、自己健康管理のために日常生活で簡便に利用できる HR モニタリングシステムに注目が集まっている<sup>(2)</sup>。

HR モニタリングのための ECG は、胸部や四肢の皮膚表面へ 1 つの不関電極と心臓を基準とした左右に 2 つの関電極を取り付けて計測でき、関電極の間の電位差を増幅した波形である。最近、IoT と集積回路などの半導体技術の発展に伴い、医療機関だけでなく、日常でも HR をモニタリングできる着衣型などのウェアラブル ECG 計測装置が開発されている<sup>(3)</sup>。主に、アスリートや体を鍛えている人に利用されているが、着脱の煩わしさや汗をかいた後の洗濯による電極のずれによる計測精度の低下などの課題が残っているため、使用には限界がある。そこで本研究では、着脱が容易で洗濯不要なスマートグラスなどのメガネを用いた HR モニタリングシステムを提案する。

提案したシステムは、スマートグラスのフレームに電極

を取り付け、頭部から ECG を計測し、算出された心拍数をレンズに投影する仕組みである。一方、頭部で得られた ECG は、2 つの関電極が近く、心臓から遠く離れた位置で計測しているため、得られる電位差が微弱であり、筋電・脳電・体動などによるノイズが多く含まれている<sup>(4,6)</sup>。そのため、頭部で計測した微弱な ECG から R ピークを正確に検出する信号処理方法は、本システムにおいて最も重要な核心技术だと言える。

ECG のノイズを除去するための信号処理方法として、周波数特徴を用いたバンドパスフィルタ (band pass filter; BPF) や予測値を用いたカルマンフィルタなどが使われている<sup>(7)</sup>。しかし、運動時や日常生活の動きは不規則的であるためノイズの特徴が予測不可能であり、動作の大きさによってノイズの振幅が頭部誘導 ECG の R ピーク波より大きくなる場合もある。さらに、筋電や脳電の周波数帯域は、心電と重なる帯域がある<sup>(8)</sup>。すなわち、定型的な ECG 信号処理方法だけで頭部誘導 ECG のノイズを除去するには限界がある。

そこで本研究では、頭部誘導 ECG から正確な HR の検出を目指して、1 拍ごとの ECG に対し、動作によって変動するノイズのパターンを抽出及び学習してノイズを減らす新たなフィルタアルゴリズムを提案し、プログラム化した。また、運動課題中に計測した頭部誘導 ECG を用いて、提案したアルゴリズムの評価を行った。

## 2. 計測装置と適応フィルタ

### 2.1 頭部誘導 ECG 計測装置

微弱な信号を計測するため、計測装置は入力インピーダンスの高い計装アンプ ( $10^{15} \Omega$ , INA116, Texas Instruments, USA) を用いて試作した。また、ECG の周波数帯域である 0.01 ~ 250 Hz の信号を 50,000 倍増幅している。

### 2.2 新たなフィルタアルゴリズム

提案する新たなフィルタアルゴリズム (以下、適応フィルタ) は、1 拍ごとのノイズを学習する設計となっており、図 1 のような手順でフィルタ処理を行っている。

アルゴリズムの始まりでは BPF 処理されたデータに対して、R ピークだと予測される時点を中心として 1 拍ごとに切り分け、安静時と仮定される初期時間から 5 拍の平均値を ECG の教師データ、及び偏差値をノイズの教師データとして抽出する。次の段階では、ノイズを学習して除去する。

ノイズの学習と除去方法については、図 1 の赤い点線で表している。ノイズの学習を行うために 1 拍目における学習ノイズ ( $f(k)$ ) を算出した。算出には、筋電や体動アーチファクトなどの運動によって生じる運動ノイズ ( $g(k)$ )、安静時の頭部誘導 ECG の 1 拍の基準となる平均 ( $tECG$ ) 及

び筋電以外の電磁波や脳波などのランダムノイズを算出するための標準偏差 ( $nECG$ ) を用いた。運動ノイズ ( $g(k)$ ) は運動時の頭部誘導 ECG から教師データの差分を行うことで、安静時には生じない運動時のみに生じるノイズを算出した。差分を行うにあたり、運動時と安静時の頭部誘導 ECG の 1 拍の間隔は異なるため、1 拍ごとの間隔を一定にする線形補間を行った。1 拍目のベースラインとなる  $f(k)$  は  $g(k)$  に対し、安静時や運動時にも共通して生じるランダムノイズ ( $nECG$ ) を 1 対 1 の重みで合成し算出した。2 拍目以降の学習ノイズ ( $f(k)$ ) は、1 拍前の学習ノイズ ( $f(k-1)$ ) に  $g(k)$  を加算することで 1 拍前までのノイズの情報が蓄積された学習ノイズを算出している。

最後にノイズの除去方法についてである。運動時の頭部誘導 ECG の 1 拍に対し、ノイズの学習により得られた  $f(k)$  を差分することで、運動時の頭部誘導 ECG からノイズが除去された頭部誘導 ECG ( $y(k)$ ) を算出している。また、学習ノイズ ( $f(k)$ ) は差分の前に、入力データにおける運動時の頭部誘導 ECG と同じ時間軸にするために線形補間を行っている。

## 3. 実験

### 3.1 性能評価試験

頭部誘導 ECG 計測装置を用いて頭部誘導 ECG の計測及び、R ピークの検出率の算出のため、ECG から得られる R ピークと強い相関関係を持つ光電容積脈波 (photoplethysmogram; PPG) との同時計測を行った。また、日常生活の様々な体動を考慮し、安静状態と自転車エルゴメータを用いた運動負荷課題を実施した。本実験は、ヘルシンキ宣言の精神に則り、対象者には本研究に関する十分な実験主旨説明を行い、参加への任意性を文書および口頭にて説明し、書面にて同意を得た上で実施した。

### 3.2 計測対象量

頭部誘導 ECG はフォームテープタイプ Ag・AgCl である 3 つのケンドール電極アルボをスマートグラスと頭部の接触位置を考慮し、両耳裏に取り付け、頭部誘導 ECG 計測装置を使用し、計測を行った。また、PPG は指尖部に反射型の緑光センサモジュール (525 nm) を取り付けて計測を行っ

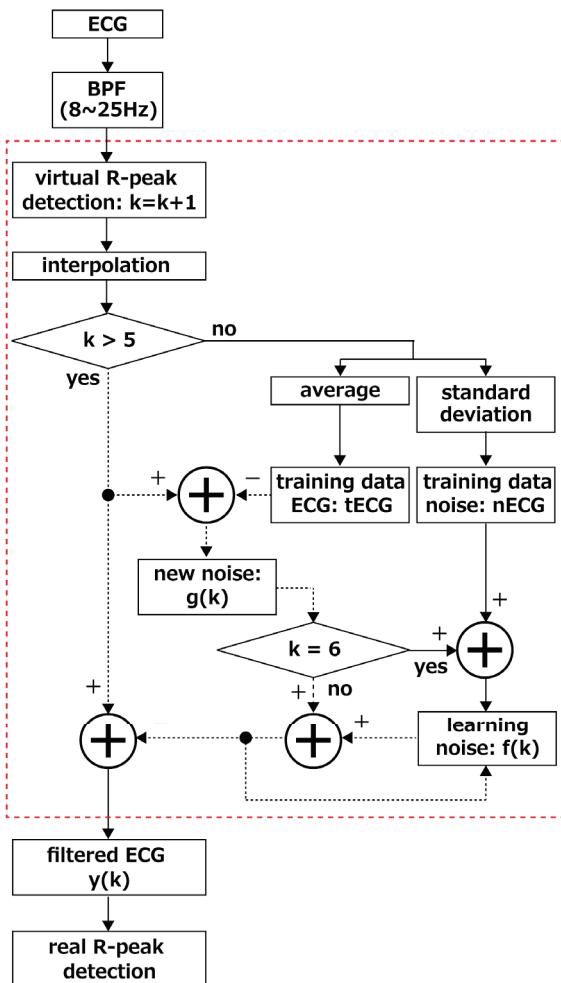


図 1 提案したアルゴリズムのフローチャート  
Fig. 1 Flow chart of proposed algorithm.

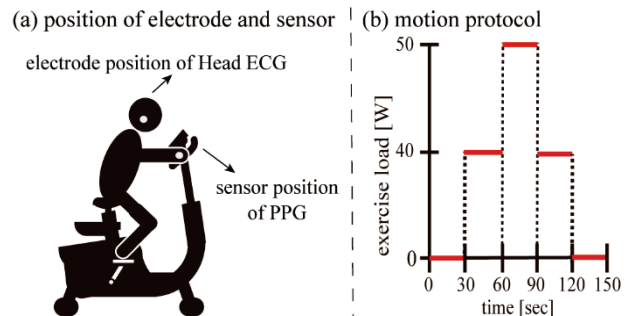


図 2 電極及びセンサの位置 (a) と運動負荷課題 (b)  
Fig. 2 The position of electrode and sensor (left; a), motion protocol (right; b).

た。ECG の電極及び PPG の緑光センサモジュールには伸縮性テープを使用し、固定した (図 2 (a) 参照)。各計測装置からのアナログ信号は 1 kHz でサンプリングを行った。

### 3.3 実験手順

計測実験は健康成人男性 3 名を被験者とし、室温が約 24.3°C に保たれた福岡工業大学情報システム工学科 B7280 の研究室に内蔵されたシールドルーム (遮断 40 dB) を使用した。被験者はシールドルームに入室後電極及びセンサを装着して待機した。その後自転車エルゴメータに乗り、安静及び運動負荷の実験課題とともに頭部誘導 ECG 及び PPG の同時計測を行った。実験課題は、安静 (0 W)、40 W、50 W、40 W の運動負荷、安静 (0 W) の順に各 30 秒の計測を実施した (図 2 (b) 参照)。運動負荷後は自転車エルゴメータから降車し、電極及びセンサを取り外して実験を終了した。運動負荷後には運動負荷に対する被験者の主観的な感覚を確認後、被験者の意志に従って実験の継続及び中止を判断した。運動負荷時の身体の動きに関してコントロールはなかった。また、運動負荷課題は約 2 分間であった。

### 3.4 データ解析

計測した頭部誘導 ECG は 10 倍の増幅、8 ~25 Hz の BPF の及び適応フィルタの信号処理を行った。計測した PPG には 0.3 ~30 Hz の BPF の信号処理を行った。また、閾値を利用した R ピークの検出アルゴリズムを使用し、R ピークの検出を行った。R ピークの検出精度の指標となる検出率 (detection ratio; DR) には、正確に検出された R ピーク (true

positive; TP), 誤検出 (false positive; FP), 未検出 (false negative; FN), PPG から得られた正確な R ピークの数を利用し、以下の計算式を用いて算出されている<sup>(9-10)</sup>。

$$DR = \left( 1 - \left( \frac{FP+FN}{\text{Total number of peaks}} \right) \right) \times 100 \quad (1)$$

## 4. 結果

### 4.1 適応フィルタの適用前後における頭部誘導 ECG の比較

図 3 は 8 ~ 25 Hz の BPF と適応フィルタの信号処理を行い、頭部誘導 ECG 波形を運動負荷ごとに比較した結果である。0 W、40 W、50 W、40 W、0 W のいずれの運動負荷においても頭部誘導 ECG 波形の中央に存在するノイズの大きさは適応フィルタの適用前に比べ、小さくなった。

### 4.2 適応フィルタと BPF における R ピークの検出率

表 1 は適応フィルタと BPF における R ピークの検出率をまとめた結果である。適応フィルタと BPF を適用した頭部誘導 ECG の R ピークの検出率に変化は見られなかった。

## 5. 考察

本研究の目的は、日常生活の簡便な HR モニタリングのためのスマートグラスを用いた HR モニタリングシステムの開発を目指し、日常的な予測不可能なノイズにも対応可能な計測環境によって異なるノイズを学習する適応フィルタを開発し、適応フィルタの適用前後における頭部誘導 ECG の比較を行うことでノイズ除去の性能について検討を

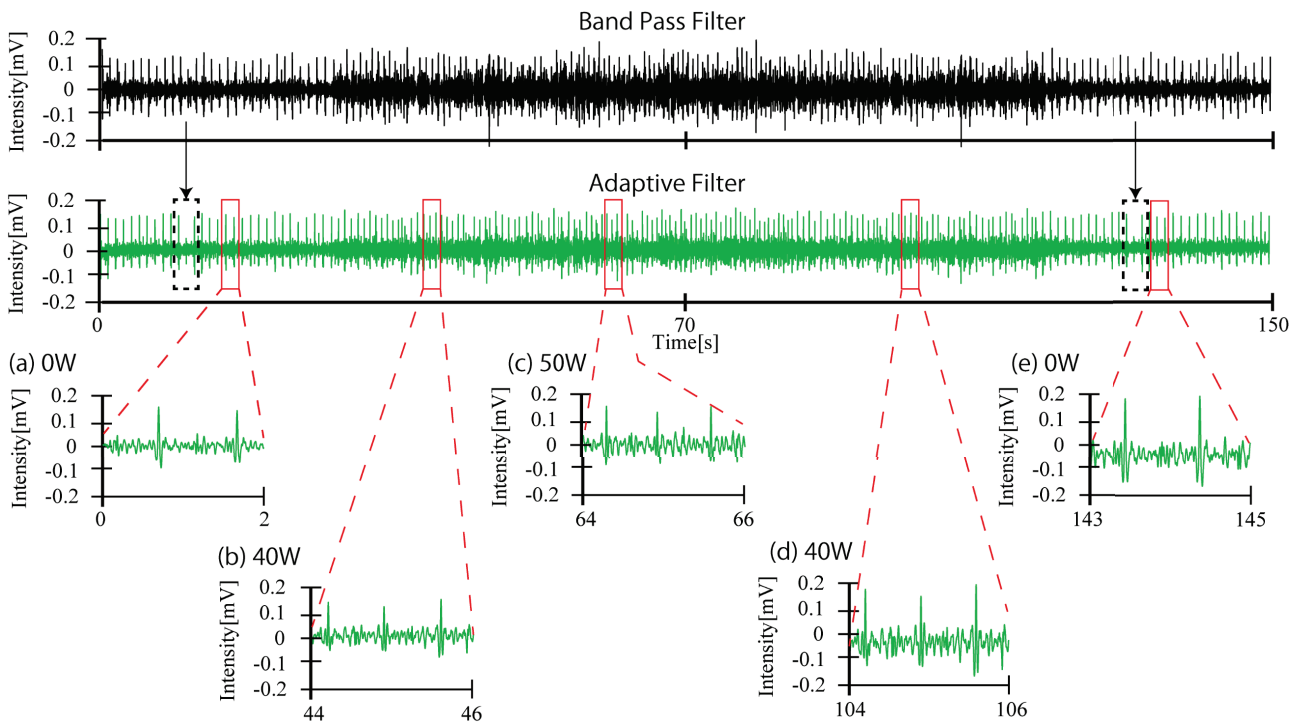


図 3 バンドパスフィルタ及び適応フィルタを適用した安静時と運動負荷時 (0 W (a), 40 W (b), 50 W (c), 40 W (d), 0 W (e)) の頭部誘導心電図波形

Fig. 3 The Waves of ECG derived from the head adapted band pass filter and adaptive filter during stationary state and exercise load (0 W (a), 40 W (b), 50 W (c), 40 W (d), 0 W (e)) .

表1 適応フィルタと BPF 適用した頭部誘導心電図における R ピークの検出率の結果

Table 1. Detection ratio of R-peak from ECG derived from head adapted adaptive filter and BPF

	Total number of R-peak	False Positive	False Negative	Detection ratio [%]
Band pass filter	624	75	16	85.42
Adaptive filter	624	75	16	85.42

行う事であった。図3の結果より、いずれの運動負荷時においても適応フィルタを適用した頭部誘導 ECG の波形がノイズを低減している事を確認できた。このことにより、今回構築を行った適応フィルタには、胸部から計測された ECG に用いられる周波数特性を利用した BPF より、ノイズを低減できる事が確認された。さらに、運動負荷を変動させた連続的な波形についてもノイズを低減できることが確認された。これは、構築した適応フィルタが一拍前までのノイズの情報及びベースラインの頭部誘導 ECG を 1 対 1 の割合で合成する処理を行っているため、計測環境に変化が生じても様々なノイズを除去できていると考えられ、ノイズの学習効果がある事を示した。したがって、構築した適応フィルタはこれまで用いられてきた BPF 以上のノイズを低減できることが明らかになり、頭部誘導 ECG におけるノイズ除去のためのデジタル信号処理方法の 1 つとして有用であると考えられる。

表1の結果から、BPF と適応フィルタをそれぞれ適用した頭部誘導 ECG の R ピークの検出率に変化がなかった事が確認された。今回使用した R ピークの検出方法が一定の閾値を用いていることが要因であると考えられる。運動負荷によって R ピークの高さやノイズの大きさの変動に一定の閾値では対応できず、閾値の高さを超えなかった未検出の R ピークがノイズとして除去され、閾値の高さを超えた一部のノイズは正しい R ピークとして誤検出となり、ノイズとしての除去がされなかったと考えられる。また、図3の 10~15 秒区間・130~135 秒区間のように R ピークが小さく計測された場合は、提案した適応フィルタがノイズとして処理するので、R ピークの高さがもっと小さくなり、同じ位置での検出ミスが発生する。従って、高い精度の R ピークを検出するために、R ピークが出る時間の前後の波形特徴を分析して R ピークを推定する新たな検出方法が必要と考えられる。

今後の課題として 2 つの事が挙げられる。1 つ目はノイズの学習効果についてである。今回、1 拍前までのノイズ及びベースラインの頭部誘導 ECG を 1 対 1 の割合で合成する処理を行っていることにより、ノイズの学習効果を示したが、学習の重みが 1 対 1 での検証しか行っていないため、ノイズ除去に対し、更なる高性能の適応フィルタ構築に向け、複数の重みでの比較検討を行う必要があると考えられる。

る。2 つ目は R ピークの検出率向上に向けた検出方法の改善についてである。運動負荷が大きくなるにつれ R ピークの高さ及びノイズの大きさも増える。そのため、現在使用している一定の閾値を利用した R ピークの検出であると、環境の変化に対し、R ピークの検出が対応できない。したがって、計測環境に適した閾値に変更可能な学習効果のある R ピークの検出方法について検討を行う必要があると考えられる。

## 6. 結言

本研究では、頭部誘導 ECG の計測環境によって異なるノイズを学習する適応フィルタを開発し、適応フィルタの適用前後における頭部誘導 ECG の比較を行い、ノイズ除去性能について検討を行った。その結果、構築した適応フィルタはこれまで ECG のノイズ除去に使用されてきた周波数特性を用いたデジタル信号処理以上のノイズ除去性能を示し、頭部誘導 ECG における新たなノイズ除去フィルタとして有用であることが示唆された。一方で、構築した適応フィルタによって、R ピークの検出率向上は見られなかったが、ノイズ除去により、これまで確認が困難であった R ピークを多く確認することができた。そのため、本研究の検証は頭部誘導 ECG の R ピークの検出率を向上させる一歩となり、日常生活の HR モニタリングシステムを実現する目標に近づいたと考えられる。

## 謝辞

本研究は、本学情報科学研究所の平成 31 年度研究費（研究インセンティブ制度）及びカシオ科学振興財団の研究助成により実施したものである。ここに謝意を表す。さらに、実験にご協力頂いた出口修平（福岡工業大学工学研究科修士課程 1 年生）君及び本研究に参加した学生諸氏に感謝を表す。

## 文 献

- (1) 小野寺 孝一・宮下 充正：「全身持久性運動における主観的強度と客観的強度の対応性：Rating of perceived exertion の観点から」、体育学研究, Vol. 21, No. 4, pp.191-203 (1976)
- (2) S. Muangsrinoon and P. Boonbrahm, "Burn in Zone: Real time HeartRate monitoring for physical activity," International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering, pp.1-6 (2017)
- (3) Jerald Yoo, L. Yan, Seulki Lee, Hyejung Kim, and Hoi-Jun Yoo, "A Wearable ECG Acquisition System With Compact Planar-Fashionable Circuit Board-Based Shirt", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 2009, Vol.13, No.6, pp.897-902 (2009)
- (4) Andres L. Bleda, Rafael Maestre, Björn Schmitz, Christian Hofmann, Jose M. Nacenta, Guadalupe Santa, Soledad Pellicer, and Vivien Melcher, "Electrical cardiac monitoring in the head for helmet applications", 2015 Computing in Cardiology Conference, pp.413-416 (2015)
- (5) David Da He, E. S. Winokur, and C. G. Sodini, "A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG)", Proceeding IEEE Engineering in Medicine and Biology conference 2011, pp.4729-4732 (2011)
- (6) Z. Sijercic and G. Agarwal, "Tree structured filter bank for time-frequency decomposition of EEG signals," Proceedings of 17th International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, vol.2,

pp.991-992 (1995)

- (7) N.V. Thakor, Y.-S. Zhu, "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.38, pp.785 - 794 (1991)
- (8) XIAOJUN. Z, XIULI. M. & YANG, Li, "An adaptive threshold algorithm based on wavelet in QRS detection", 2014 International Conference on Audio, pp.858-862 (2014)
- (9) Y. Wang, C. J. Deepu, and Y. Lian, "A computationally efficient QRS detection algorithm for wearable ECG sensors" 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5641-5644 (2011)
- (10) F. Zhang and Y. Lian, "QRS detection based on multiscale mathematical morphology for wearable ECG devices in body area networks", IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Vol.3, No.4, pp.220-228 (2009)