

令和 4 年 6 月 17 日現在

機関番号：52501

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2018～2021

課題番号：18K04219

研究課題名(和文) 制御工学的手法を用いた心拍変動周波数解析の高速化と疲労度提示システムへの適用

研究課題名(英文) Fast calculation of heart rate variability parameters using state space methods and application to a visualisation system for physical fatigue

研究代表者

沢口 義人 (Sawaguchi, Yoshihito)

木更津工業高等専門学校・電子制御工学科・准教授

研究者番号：50455119

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,400,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、制御工学分野で広く活用される状態空間法を用いて、不等間隔時系列に対して線形フィルタを適用する手法を提案した。そしてこの手法を、心拍間隔時系列が含む特定帯域パワー和を意味するLFやHF、VHFと呼ばれる心拍変動指標の推定に適用し、従来手法よりも高速に指標を推定できることを示した。さらに、これらの心拍変動指標の比で定義され、身体的疲労度を反映するとされる呼吸反射指標に着目し、この指標を算出しサーバ送信する腕時計型ウェアラブル端末と、ウェブブラウザ上に複数名の指標値を集約表示するウェブアプリにより構成される疲労度提示システムを構築した。

研究成果の学術的意義や社会的意義

本研究の主要な成果である不等間隔時系列に対する線形フィルタの適用法は、状態空間法を用いるオブザーバなどにも応用できる。このため心拍変動解析に限らず、必ずしも一定間隔で測定値が得られるとは限らない系の状態推定や制御に有効と言える。また、本研究の成果を大学や民間企業の共同研究者に提供し、消防隊員や海上保安官などの高負荷活動従事者を対象とした安全管理システムを共同開発している。このシステムの実現により高負荷活動従事者の安全性向上が見込め、このような社会的意義のあるシステムへの応用も、本研究の成果のひとつと言える。

研究成果の概要(英文)：In this study, I have proposed a linear filtering method for unevenly sampled time series using the state-space methodology, which is widely used in control engineering. Moreover, I have applied the method to the estimation of heart rate variability indices called LF, HF and VHF, which refer to the sum of specific bandpowers contained in the heartbeat interval time series and showed that the computational burden of the proposed method is much lower than that of the conventional methods for heart rate variability analysis. Focusing on the reflection index of respiration, which is defined as the ratio of these heart rate variability indices and is said to reflect the degree of physical fatigue, I have constructed a fatigue visualization system consisting of wristwatch-type terminals that calculate and transmit this index to a server and a web application that displays the index values of several persons on a web browser.

研究分野：工学

キーワード：生体計測 心拍変動 不等間隔時系列 状態空間フィルタ 帯域パワー推定 安全管理

1. 研究開始当初の背景

生体の状態推定に有用な生体信号として、体表面に貼付した数個の電極から得られる心電図がある。心電図上で肺および全身に血液を送り出す心室の収縮に応じて観測されるピークは R 波と呼ばれる。この R 波を検出して、その個数を単位時間あたりで積算して得られる心拍数は最も基礎的なバイタルサインであり、近年では常時心拍数を測定・記録できるウェアラブル機器が多数市販されており、健康管理や運動促進に用いられている。この心拍数の逆数をとると、心電図波形の周期が得られる。R 波はおおむねこの周期で発生しているが、具体的な発生時刻を検出し、隣り合う R 波同士の間隔である RR 間隔を算出すると、その値は一定ではなく、常にゆらいている。この RR 間隔の変動は心拍変動と呼ばれ、交感神経系と副交感神経系から成る自律神経系の評価に用いられている[1]。例えばストレスや身体運動は交感神経系を亢進し、心拍数を上昇させるとともに心拍変動の 0.04~0.15Hz 帯域の成分を増強するとされる。逆に休息時には副交感神経系が優位となり、心拍数は低下し心拍変動の 0.15~0.4Hz 帯域の成分が増強されると言われる。これらの自律神経系活動は、糖尿病や腎不全などの疾患や、喫煙や飲酒、運動などの生活習慣とも密接に関連しており、これらの疾患等と心拍変動との関係について多数の研究がなされている。

この心拍変動の解析に際しては、周波数領域での手法が広く用いられる。これは高速フーリエ変換(FFT)などを用いてパワースペクトル分布を求め、特定の周波数帯域のパワー和を算出して、様々な特徴量を求めるものである。特に、前述の副交感神経系の活動を反映するという 0.15~0.4Hz の成分を HF(High Frequency)成分、交感神経系の活動を反映するという 0.04~0.15Hz の成分を LF(Low Frequency)成分として、それぞれのパワーの総和を求め、両者の比(LF/HF)を特徴量とする手法が代表的なものである[1]。また HF 成分や LF 成分に加え、0.4~1.0Hz の成分を VHF(Very High Frequency)成分として、これら三者のパワー比により身体的疲労度を指標化する試みもなされている[2]。このように心拍変動の周波数解析は、医学や健康科学の分野において基礎研究から臨床まで、幅広く用いられる技術となっている。

この一方で心拍変動周波数解析の従来手法は、その用途に照らして、必ずしも最適な手法とはなっていない。従来手法では一般的に、心拍変動の時系列を三次スプライン関数などで補間して等間隔の時系列に変換し、その後 FFT や自己相関(AR)法あるいは最大エントロピー法(MEM)[3]を用いてパワースペクトル分布を求める。これは心拍変動の測定値が R 波検出時刻ごとに得られる RR 間隔の値であり、サンプリング間隔が不等間隔となる一方で、FFT や AR、MEM は等間隔の時系列にしか適用できないためである。このように補間を用いて、いわばデータを水増しした上でパワースペクトル分布という高次元な数量を求めているが、その後は HF や LF、VHF といった低次元の特徴量に変換することとなる。Lomb-Scargle 法[4]と呼ばれる不等間隔時系列に対するスペクトル解析法も知られているが、最終的に必要な特徴量の算出に対し無用に複雑な計算であるものと考えられる。ここで心拍変動周波数解析の用途に合わせ、最低限の計算量で目的とする特徴量を得る手法があれば、近年の発展が著しいウェアラブル機器に心拍変動解析の機能を持たせ、各種疾患の兆候発見やストレス状態の可視化、疲労度の管理などに活用できるものと考えられる。

2. 研究の目的

本研究では制御工学的手法を援用して、心拍変動の特定の周波数帯域成分を抽出する高効率なアルゴリズムを開発し、その有効性を検証することを目的とする。アルゴリズムの効率化を実現できれば、従来は困難であった小型組み込み機器による心拍変動解析を実現できるものと考えられる。そこで提案アルゴリズムの有効性検証の一手段として、ウェアラブル型の心電図測定装置でリアルタイムに心拍変動を解析し、前述の疲労度指標[2]などの有用な情報を着用者に提示するシステムを構築することも試みる。

3. 研究の方法

(1) 不等間隔時系列に対する状態空間フィルタによる心拍変動解析の高速化

計算機資源の乏しいウェアラブル端末でも、心拍間隔時系列から LF や HF を高速に推定できるアルゴリズムを提案し、従来手法との比較により有用性を検証した。以下、まず問題を定式化し、続けて提案手法について概説する。

連続時間関数 $u(t)$ を考える。 $u(t)$ のパワースペクトル密度関数を $U(f)$ とする。 $u(t)$ について、サンプリング時刻系列 $t_0 < t_1 < \dots < t_k$ によるサンプル値系列 $u_j = u(t_j)$, $j = 0, 1, \dots, k$ が得られたものとする。この際、サンプリング間隔 $T_j = (t_j - t_{j-1})$, $j = 1, 2, \dots, k$ は一定値とは限らないことに注意する。このサンプル値系列 u_j から、 $U(f)$ の帯域パワーを推定する問題を考える。ここで帯域パワーとは、特定の周波数帯域 $[f_l, f_h]$ について $U(f)$ を積分した値である。帯域パワーを $P[f_l, f_h]$ とすると

$$P[f_l, f_h] = \int_{f_l}^{f_h} U(f) df$$

となる．この推定値は，時刻とともに変化する．そこで時刻 t における帯域パワー推定値を $P[f_l, f_h](t)$ と書くことにする．すると LF や HF を求める問題は，サンプル値系列 $u_j, j = 0, 1, \dots, k$ を用いて，時刻 t_k における帯域パワー推定値 $P[f_l, f_h](t_k)$ を求める問題として定式化できる．

提案手法では帯域パワー推定のために，通過域を $[f_l, f_h]$ とする連続時間線形フィルタ $G(s)$ を導入する．ここで $G(s)$ は，バターワースフィルタ，ベッセルフィルタ，チェビシェフフィルタなど重視する特性に応じた構成のフィルタの伝達関数である．続いて適当な実現法により， $G(s)$ に対応する連続時間状態方程式を求める．すなわち， $G(s) = C(sI - A)^{-1}B$ を満足する行列 A, B, C を求めて， $u(t)$ を帯域制限したフィルタ出力 $y(t)$ を下式で得ることを考える．

$$\frac{dx(t)}{dt} = Ax(t) + Bu(t), \quad y(t) = Cx(t).$$

ここで $x(t)$ はフィルタの状態である．なおこの際，行列 A を対角行列とする対角正準形の状態方程式とできれば，後述する状態推定演算の計算量を大幅に低減できる．

問題設定より $u(t)$ は直接観測できず，上式のフィルタはこのままでは実装できない．そこで $u(t)$ の推定値 $u^{\wedge}(t)$ をサンプル値系列 $u_j, j = 0, 1, \dots, k$ から求めて下式によりフィルタ出力の推定値 $y^{\wedge}(t)$ を求めることとする．

$$\frac{dx^{\wedge}(t)}{dt} = Ax^{\wedge}(t) + Bu^{\wedge}(t), \quad y^{\wedge}(t) = Cx^{\wedge}(t).$$

ここで $x^{\wedge}(t)$ は状態推定値である．

いま，時刻 t_{j-1} における $x^{\wedge}(t_{j-1})$ と，時間区間 $[t_{j-1}, t_j]$ における $u^{\wedge}(t)$ が得られたものとする．このとき，時刻 t_j における $x^{\wedge}(t_j)$ と $y^{\wedge}(t_j)$ を下式により算出できる．

$$x^{\wedge}(t_j) = e^{AT_j} x^{\wedge}(t_{j-1}) + \int_0^{T_j} e^{A(T_j-\tau)} B u^{\wedge}(t_{j-1} + \tau) d\tau,$$

$$y^{\wedge}(t_j) = Cx^{\wedge}(t_j).$$

上式において $u^{\wedge}(t)$ が時刻 t に関する多項式であれば，その多項式の係数とサンプリング間隔 T_j を用いた式として，積分部の解析解を表現できる．そこでサンプリング時刻間の $u^{\wedge}(t)$ を多項式で補間し，対応する解析解により上式の左辺値を得ることとした．そして時刻 t_0 における状態推定値 $x^{\wedge}(t_0)$ を適当に定め，時間区間 $t \in [t_0, t_k]$ におけるフィルタ入力 $u^{\wedge}(t)$ を用いて各サンプリング時刻における状態推定値 $x^{\wedge}(t_j), j = 1, 2, \dots, k$ を逐次求め，対応するフィルタ出力推定値 $y^{\wedge}(t_j)$ を得ることとした．さらに，フィルタ出力値を二乗して適当な時間幅で時間平均した値を，考慮している帯域の帯域パワー推定値として扱うこととした．

以上のようにして帯域パワーを求める手法を，計算機上で生成した擬似的な心拍間隔時系列に適用した．また同じ時系列に対し，心拍変動解析の従来手法として広く用いられている Lomb-Scargle 法，Welch 法，Burg 法，FFT 法をそれぞれ適用し，提案手法の結果と比較した．

(2) 心拍変動指標の集約表示システムの構築

上記のように提案した心拍間隔時系列から LF や HF を推定するアルゴリズムを腕時計型ウェアラブル端末に実装し，各端末でオンライン計算させた心拍変動指標を独立無線 LAN を介して複数人から収集し，ウェブブラウザにより集約表示するシステムを構築した．

開発システムの全体像を図 1 に示す．このシステムでは，LF/HF と RiR という 2 つの心拍変動指標を取り扱うこととした．ここで RiR と

は，VHF 成分のパワー和の，LF 成分と HF 成分および VHF 成分のパワー総和に対する比として定義される，高負荷活動時の心肺機能への負荷状態を反映する呼吸反射指標であり，呼吸の乱れにより増加するものとされる [2]．これらの心拍変動指標を得るために，複数の対象者がそれぞれ心拍センサとウェアラブル端末を装着しており，前項で提案したアルゴリズムが実装されたウェアラブル端末にて心拍変動指標がリアルタイムに算出される．またモバイルサーバは独立無線 LAN を提供するとともに，対象者それぞれの心拍変動指標を集約する．そしてタブレット端末等からウェブブラウザを介してモバイルサーバにアクセスすることで，全対象者の指標値をリアルタイムで確認するものとした．

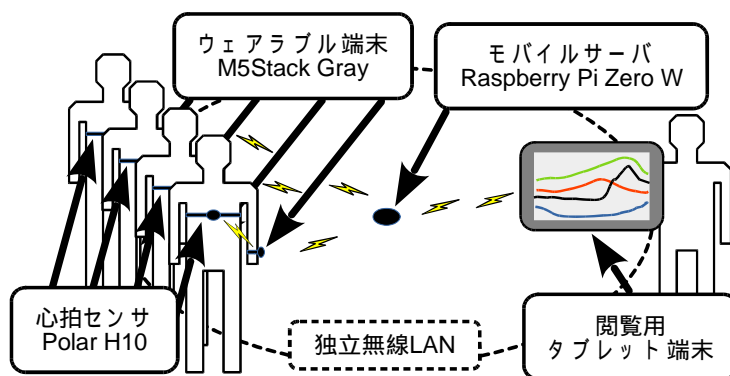


図 1 開発システムの全体像

4. 研究成果

(1) 不等間隔時系列に対する状態空間フィルタによる心拍変動解析の高速化

提案手法について、3次バターワース帯域通過フィルタを用いることとして対角正準形の状態方程式を求め、サンプリング時刻間の入力を3次関数によりスプライン補間することとした。計算機上で生成した擬似的な心拍間隔時系列に適用したところ、LFやHFといった心拍変動指標について、ほぼ理論値どおりの推定値が得られた。この推定精度は、比較対象としたオープンソースのMATLAB 用心拍変動解析 Toolbox による従来手法の結果よりも高くなった。また計算時間を比較したところ、表1に示すとおり従来手法と比較して大幅な高速化を実現できた。

表1 計算時間の比較

	計算時間 (相対値)
提案手法	1
Lomb-Scargle 法	1200
Welch 法	54
Burg 法	151
FFT 法	18

(2) 心拍変動指標の集約表示システムの構築

以下に示す要素を組み合わせることで、心拍変動指標の集約表示システムを構築できた。

心拍センサ: Polar 社 H10(以下, H10 と略記)

ウェアラブル端末: M5Stack 社 M5Stack Gray(以下, M5Stack と略記)

モバイルサーバ: Raspberry Pi 社 Raspberry Pi Zero W(以下, RasPi と略記)

閲覧用端末: 適当なタブレット PC やスマートフォン

対象者が と を装着した際のイメージ図を図2に示す。

の H10 は本体部サイズ $34 \times 65 \times 10\text{mm}$ 、質量 21g の胸バンド式心電計である。図2では上衣内側に装着しているが、装着イメージの明確化のために上衣外側にも装着して写真撮影した。H10 は $(1/1024)\text{s}$ 単位で検出した心拍間隔値を、Bluetooth 通信により外部端末へ送出する。

の M5Stack はサイズ $54 \times 54 \times 20\text{mm}$ 、質量 72g 、デュアルコア CPU が 240MHz で動作するマイコンボードであり、腕時計化キットを用いて手首に装着することとした。この M5Stack には、H10 から心拍間隔値を収集し、前項で示したアルゴリズムにより LF 成分、HF 成分、VHF 成分のパワーをそれぞれ推定して心拍変動指標を高速演算するとともに、モバイルサーバが提供する独立無線 LAN に接続してデータ送信するプログラムが実装されている。

の RasPi はサイズ $31 \times 68 \times 6\text{mm}$ 、質量 10g 、シングルコア CPU が 1GHz で動作するコンピュータモジュールである。モバイルバッテリーで駆動させ、独立無線 LAN 親機の機能やデータベースサーバ機能、ウェブサーバ機能を持たせた。また M5Stack から心拍変動指標を受信してデータベースに登録するとともに、適当な時間幅で受信データをリアルタイムでグラフ表示させるウェブアプリケーションを実装した。これにより、の閲覧用端末を独立無線 LAN に接続し、ウェブブラウザからモバイルサーバにアクセスすると、複数の対象者の心拍変動指標を集約表示できることとなった。この集約表示時のウェブブラウザの表示例を図3に示す。図3は1分間ぶんの心拍変動指標の変動をグラフ表示させたものであり、3組の と を同一の対象者に装着して、30秒の間隔を空けて を順に起動させた。このため心拍数は重なって表示されているが、他の心拍変動指標は状態空間フィルタの初期値に起因する変動が観測されている。この開発システムについて、COVID-19の影響により本格的な実証試験には至らなかったが、実験室レベルの試験では適切な動作を確認できた。



図2 心拍センサとウェアラブル端末の装着イメージ

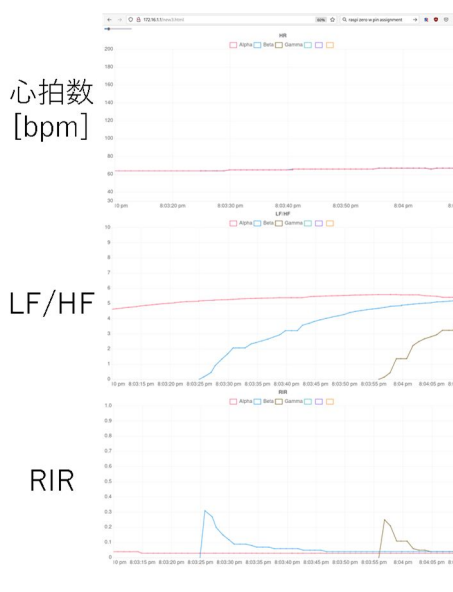


図3 心拍変動指標の集約表示画面

以上のように本研究では、制御工学分野で広く活用される状態空間法を用いて、不等間隔時系列に対して線形フィルタを適用する手法を提案した。そしてこの手法を、心拍間隔時系列が含む特定帯域パワー和を意味する LF や HF、VHF と呼ばれる心拍変動指標の推定に適用し、従来手法よりも高速に指標を推定できることを示した。さらに、これらの心拍変動指標の比で定義され、

身体的疲労度を反映するとされる RiR と呼ばれる呼吸反射指標に着目し、この指標を算出しサーバ送信する腕時計型ウェアラブル端末と、ウェブブラウザ上に複数名の指標値を集約表示するウェブアプリにより構成される疲労度提示システムを構築した。

本研究の主要な成果である不等間隔時系列に対する線形フィルタの適用法は、状態空間法を用いるオブザーバなどにも応用できる。このため心拍変動解析に限らず、必ずしも一定間隔で測定値が得られるとは限らない系の状態推定や制御に有効と言える。また、本研究の成果を大学や民間企業の共同研究者に提供し、消防隊員や海上保安官などの高負荷活動従事者を対象とした安全管理システムを共同開発している。このシステムが実現できれば、高負荷活動従事者の安全性向上が見込める。

<引用文献>

- [1] U. R. Acharya, et al.: "Heart rate variability: a review," Med. Bio. Eng. Comput., 44, 1031-1051 (2006)
- [2] Y. Oka and Y. Kuriyama: "Proposal of index for alerting firefighting activity continuation based on metabolic index for respiratory circulation to improve firefighters' occupational safety," Safety Science, 113, 298-309 (2019)
- [3] 田中幸雄ら, "非線形時系列データ解析 : 2. 汎用時系列データ解析システム MemCalc の構成," 北海道大学工学研究報告 160, 11-23 (1992)
- [4] J. D. Scargle: "Studies in astronomical time series analysis. II. Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data," Astrophysical Journal, 263, 835-853 (1982)

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計3件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 0件）

1. 発表者名 沢口義人
2. 発表標題 心拍変動指標の高速演算・集約表示システムの開発
3. 学会等名 スマートライフ学会2022年大会
4. 発表年 2022年

1. 発表者名 沢口義人
2. 発表標題 不等間隔時系列に対する帯域パワー推定法の提案
3. 学会等名 第65回システム制御情報学会研究発表講演会
4. 発表年 2021年

1. 発表者名 沢口義人
2. 発表標題 不等間隔時系列に対する状態空間フィルタによる心拍変動周波数解析の高速化
3. 学会等名 第61回自動制御連合講演会
4. 発表年 2018年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
---------------------------	-----------------------	----

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8 . 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------