

観測器による準周期生体信号からの周期の推定

吉川, 崇 / YOSHIKAWA, Takashi

(発行年 / Year)

2006-03-24

(学位授与年月日 / Date of Granted)

2006-03-24

(学位名 / Degree Name)

修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor)

法政大学 (Hosei University)

2005年度 修士論文

観測器による準周期生体信号からの
周期の推定

指導教授 渡辺嘉二郎 教授

大学院工学研究科

システム工学専攻修士課程

04R6126

ヨシカワタカシ

吉川 崇

ESTIMATION OF THE PERIOD FROM QUASI-PERIODIC BIO-SIGNAL BY THE OBSERVER

Abstract

This thesis describes how to estimate the varying periods from noise corrupted quasi-periodic bio-signals. Here a nonlinear observer based on the biological mathematical model named the Lotka-Volterra prey-predator equations is presented. The equation can express oscillations with different periods under constant coefficients in the equations. Mathematical properties of the model are summarized and a guideline of how to build a biological model for estimating the periods is shown. Simulations to estimate the periods for the heart-beat signals corrupted by various noise levels were carried out and the accurate changing periods of the signals were estimated. In the proposal method, the periods estimated from the noisy heart-beat signals measured by the pneumatic method were improved from the conventional method.

Key Words: period estimation, observer, bio-signal, Lotka-Volterra prey-predator equations

目次

第1章 序論	4
1. 1 序詞.....	4
1. 2 本論文の構成.....	5
第2章 生体情報と周期検出のための従来方法	6
2. 1 生体リズムと生体情報の取得方法.....	6
2. 2 生体情報の周期検出のための従来方法と問題点.....	7
第3章 対象とする準周期的生体信号	8
第4章 仮定と問題の記述	9
4. 1 仮定の設定.....	9
4. 2 問題の記述.....	10
第5章 Lotka-Volterraのprey-predator方程式	11
第6章 観測器とシミュレーションによる検証	15
6. 1 観測器.....	15
6. 2 計測データからのモデルの決定.....	17
6. 3 シミュレーションによる検証.....	19
第7章 空気圧方式による心拍脈波からの周期の推定	23
7. 1 空気圧方式による健康モニタリングシステム.....	23
7. 2 観測器を用いた心拍脈波からの周期の推定.....	24
第8章 まとめ	27
参考文献.....	28
付録.....	30
研究業績.....	31
謝辞.....	32

第 1 章 序論

1. 1 序詞

現在日本は少子高齢化により、2015 年には 65 歳以上の人口が 4 人に 1 人になり、2030 年には 3 割を超えると予想され、人口の高齢化が大きな社会問題となっている。厚生労働省の人口動態統計の年間推計によれば、日本人の人口は 2005 年に初めて減少に転じることが判明しており、国立社会保障・人口問題研究所の従来予想より速いスピードでの少子高齢化が進んでいる。少子高齢化に伴う人口減少は、年金など社会保障制度や労働力確保といった社会、経済へ深刻な影響を与えると予想され、年間 30 兆円にもなる医療費の増加が大きな問題となっている。これに対し医療費の抑制という観点から「治療から予防」の視点で健康を維持しようという「予防医療」への関心が高まっている。予防医療への取り組みは、日常の健康管理、健康維持や疾病の早期発見・早期治療のためにさらに重要になってきているといえる。予防医療の一つの形として、日々の生体情報を記録し日常的に健康管理をすることは、医療や介護、福祉サービスを受ける前の段階で病気を未然に防ぐことが可能になり、また、そのサービスをする側の目安にもなり得る。そのための日常的な長期間に渡る生体情報の計測は、無意識のうちに無侵襲・無拘束で取得され、物理的にも心理的にも圧力を加えないことが必須である[1]。そしてそのことが、人々が高い QOL (Quality Of Life) を維持し健康でいるためにも必要なことである。

このように無侵襲・無拘束下での生体情報計測の研究が脚光を浴びており、研究の報告も多くなされている。まず拘束型としてはホルター ECG や指輪型あるいは時計型がある。人に接触させる方式ではなく、人が接触するものとしてベッドセンシング方式がある。ベッドセンシング方式はスタティックチャージ法、ピエゾ素子を使用する方式、導電性繊維を使用する方法[2]、静電容量シートを使用する方法、空気圧変化を利用する方法[3][4]、音響を利用する方法[5]などがある。

筆者らは、一日のおよそ 3 分の 1 を占め心身の健康に重要な役割を果たしている睡眠に注目し、在宅環境における空気圧を利用した睡眠時の生体情報モニタリングの研究を進めてきた。この方式により、睡眠中における心拍脈波、呼吸、体動、いびきといった生体運動を無拘束・無侵襲で計測が可能であった。しかしこの方式においては、しばしば大きなアーチファクトやノイズの混入によって、心拍脈波の正確な周期検出が困難となっていた。

本論では、このような状況下に置いて、睡眠の状態と多くの相関がある心拍脈波などの準周期生体信号の正確な周期の検出を目的とするものである。

1. 2 本論文の構成

- 第1章 **序論**では、本論文の意義と目的、構成について述べる。
- 第2章 **生体情報と周期検出のための従来法**では、生体情報の意味と周期検出のための従来法について述べる。
- 第3章 **対象とする準周期的生体信号**では、本論文で対象とする信号について述べる。
- 第4章 **仮定と問題の記述**では、本研究を進めるにあたり設定すべき仮定と検討すべき問題について述べる。
- 第5章 **Lotka-Volterra の prey-predator 方程式**では、本論文で用いた Lotka-Volterra の prey-predator 方程式の性質について述べる。
- 第6章 **観測器とシミュレーションによる検証**では、観測器を構築しシミュレーションによって検証する。
- 第7章 **空気圧方式による心拍脈波からの周期の推定**では、上記で構築した観測器に対し、実際に空気圧方式で計測した心拍脈波を用いて検証する。
- 第8章 **まとめ**では、本研究についての結論を述べる。

第2章 生体情報と周期検出のための従来方法

2. 1 生体リズムと生体情報の取得方法

心拍脈波や呼吸などの生体情報には、人間の精神状態や健康状態など様々な情報が含まれている。例えば、睡眠中の生体情報(脳波・心拍・呼吸・体温・etc...)には睡眠の状態を示す睡眠段階に深く関係があることが知られている。一日の体温の変化は、普通目覚める前の明け方が最も低く、お昼になるにつれ上昇していく。そして夕方あたりが一番高く、ピークを越えて夜にいくにつれ徐々にまた体温は下がっていくなど時刻と大きく関わりがある。このような約 24 時間周期の振動をサーカディアン(概日)リズムといい、心拍や呼吸も時刻と連動して、一日の間で変化する。これら人の身体の生体情報は、常に決まったリズムを刻んでおり、準周期的な信号でもある。Table 1 に生体情報とそれに関係する生体リズムを示す。中でも睡眠中の睡眠段階と心拍数変動や体動の発生状況は睡眠段階と深い関係があることは古くから知られており、睡眠を脳波・眼球運動・顎筋電図より睡眠の状態を判定する国際基準の R&K 法が開発される以前から取り組まれている。内容としては、心拍数からレム睡眠を推定する方法[6][7][8]、焦電型赤外線センサにより睡眠中の体動を計測し、ニューラル・ネットワークを用い体動から睡眠段階を推定する試み[9]、静電荷方式センサ付きベッドにより心弾動計測し、睡眠状態を判断する方法がある。また、元来睡眠の質を表す睡眠段階(W, R, NR1, NR2, NR3, NR4)について順序尺度か名義尺度で与えられるにもかかわらず、間隔尺度で与えられると仮定して直接、睡眠段階と無拘束エアマットレスセンサから計測される心拍数の関係を求め、心拍数から睡眠段階を推定し、それを体動情報で補正し睡眠段階を推定する方法もある[3][4][10][11][12]。

Table 1 Information obtained from biological signal information.

Information	Relation
Brain wave	Sleep stage
Electromyogram	Sleep stage
Heart beat, Respiration, Snore, Body movement	Sleep stage
Bigger and higher frequency Body movement, Higher and random Heart beat	Shallower sleep (W,R,NR1)
Smaller and lower frequency Body movement, Lower and constant Heart beat	Deeper sleep (NR2,NR3,NR4)
Heart beat	Stress(mental status)
Temperature of the body	Biological rhythm

2. 2 生体情報の周期検出のための従来方法と問題点

雑音を含み周期がある一定の範囲で変化する準周期的信号から、周期を推定する方法は音声分析、機械振動解析、生体信号処理など多くの分野で必要とされ[13][14]、様々なアルゴリズムが提案されている[15][16][17][18][19][20][21]。脈波や呼吸数などのリズムの推定もその例である。医療用ポリグラフを用い、整備された環境で ECG のように電極をヒトの体に貼りつけ、体内から発生する電圧を計測する場合、体動による大きなアーチファクトの発生時間を除き、シャープなパルス状の波形が計測できる。これらの波形の周期は比較的容易に読み取れ、少し雑音に乗っている場合は、Pan-Tompkins の方法[20][21]により読み取ることができる。しかし在宅健康管理のように、無拘束・非侵襲に、また一般家庭での生体計測が必須な場合、計測された脈波や呼吸動の生体信号には、しばしば大きなアーチファクトやノイズの混入が避けられない。本論ではこのような状況下で、脈波周期検出のために新しいアルゴリズムを適用するものである。

従来このような場合、毎 R-R 間隔のような周期の推定は困難であり、通常、遮断周波数や中心周波数固定の線形フィルタにより雑音を除去し、その後にピークとピークを読み取るか、1 分毎の平均周期を求めている[3][22][23]。その方法としては、一定の時間区間のデータに FFT や自己回帰法 (AR 法) あるいはウェーブレット変換を適用する方法が採られてきた[13]。あるいは、対象とする信号の発生モデルを線形状態方程式で表し、カルマンフィルタ[24]や観測器などを用いる方法も考えられる。しかし、前者で遮断周波数固定型のローパスフィルタにする場合、雑音を小さくするために遮断周波数を低めに設定すると信号波形のシャープさが欠けてピークの読み取り精度が低下する。遮断周波数を高めに設定するとノイズが残りピークが読みにくくなる。また、FFT や自己回帰法は基本的に定常信号に対する方法であり、周波数が変動する場合それらの平均値しか求められない。ウェーブレット変換は短時間間隔の信号処理法であるが、心拍の R-R 間隔を推定できるほど短時間処理ではない。後者の方法や狭帯域バンドパスフィルタを用いた場合は、信号通過帯域が固定されているために信号の周波数が変化した場合、それを正確に捉えきれない。このような問題を解決するために、拡張カルマンフィルタを用い、周波数も推定対象とするアルゴリズム[17]もあるが、収束の保障がない。

本論では、空気圧方式[3][22][23]によって在宅環境において無拘束無侵襲で計測された心拍脈派に、周期が容易に求められる程度にフィルタリングし、提案する新たな観測器を適応し脈拍を推定する。シミュレーションと実験によって、その有効性を検討する。

第3章 対象とする準周期的生体信号

Fig.1 に示すような、準周期的生体信号を考える． ECG にバンドパスフィルタを施し雑音を抑制し、微分演算、二乗演算、ローパスフィルタを施す Pan-Tompkins の方法[20][21]で求められる波形は Fig.1 の波形に似ている． 空気圧方式は、寝具の下に薄いエアマットレスを敷き、そこに伝わる心拍脈動、呼吸動、イビキ、寝返りなどの体動を高感度圧力センサでとらえ、それぞれの生体信号をフィルタで分離し検出する方法である． この圧力変化としてとらえられる生体信号に対しても Pan-Tompkins の方法と同じような処理が施され、 Fig.1 に示すような波形が得られる． ECG の場合、 Fig.1(a)のような雑音がほとんど含まれない [18][19]が、空気圧方式の場合には大きな雑音が重畳し、 Fig.1(b)に示すような波形になる． 本論では、 Fig.1(b)に示すような生体信号を取り扱う．

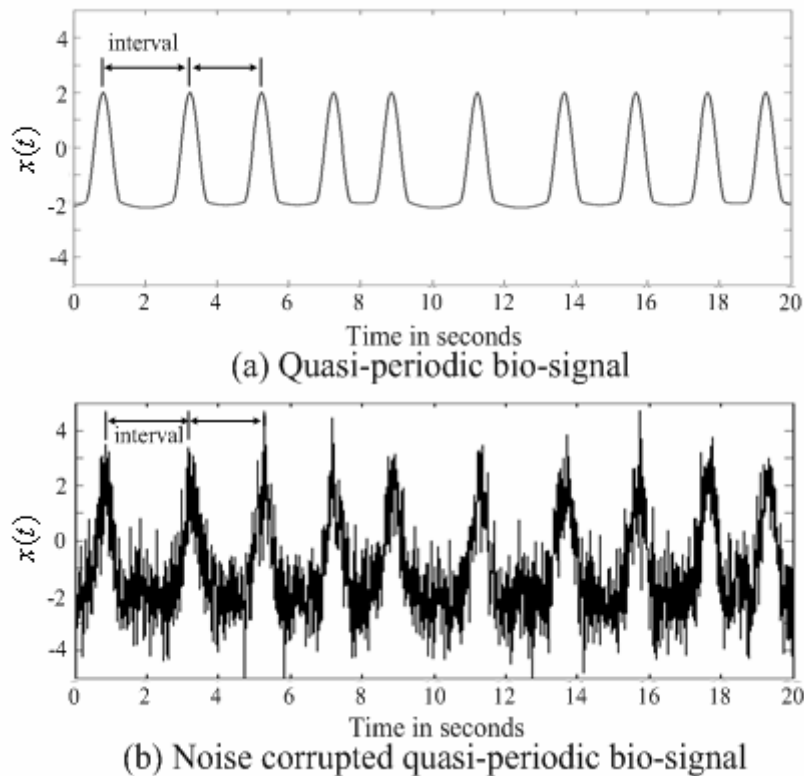


Fig.1 Quasi-periodic signal corrupted by stationary noise.

第4章 仮定と問題の記述

4.1 仮定の設定

Fig.1 に示すような生体信号に対し次の仮定を設ける.

(A1) Fig.1(a)に示すような生体信号は以下の非線形方程式(Lotka-Volterra の prey-predator 方程式)で記述できる.

$$\begin{aligned} \frac{dx(t)}{dt} &= ax(t) - bx(t)y(t), & x(0) &= x_0 \\ \frac{dy(t)}{dt} &= cx(t)y(t) - py(t), & y(0) &= y_0 \\ a, b, c, p &> 0, & x_0, y_0 &> 0 \end{aligned} \quad (1)$$

(A2) Fig.1(b)に示すように重畳している雑音は定常的であり, その成分には Fig.1(a)の波形の最短周期より短い周期成分しか含まない.

生体信号は, (1)式の変数 $x(t)$ で与えられる. 雑音を $n(t)$ とすると, 計測される準周期波 $x_m(t)$ は次式で与えられる.

$$x_m(t) = x(t) + n(t) \quad (2)$$

仮定 (A1)の(1)式は Lotka-Volterra の prey-predator 方程式と呼ばれ, 第1種が第2種を捕食する2つの種に関する生物学における数学モデルである[25]. これは, 第2種が増えると後追して第1種が増える. 第1種が増え過ぎると第2種を多く捕食し第2種は減る. 第2種が減れば第1種も後追し減る. 第1種がさらに減ると第2種が増加に転じるという振動的な食物連鎖を現している.

対象とする振動現象が(1)式で記述できる場合, $x(t)$ は真値であり仮定(A1)は不要である. しかし, (1)式を単に計測データに合わせこむテンプレート数学モデルと考える場合, 厳密な理論展開上, 仮定(A1)が必要となる.

實際上, (1)式はテンプレートとして妥当かが問われる. (1)式の解は, 係数 a, b, c, p が一定であっても, 初期値 x_0, y_0 により波形の振幅, 形状および周期が変わるという特徴をもつ. 特に周期が変わるという性質は, 周期追従のための数学モデルとして魅力がある.

仮定(A2)については, 計測信号 $x_m(t)$ にあらかじめハイパスフィルタを施し, 準周期波の最短周期より長い周期成分を除去しておけばよい.

4. 2 問題の記述

上記の仮定のもとで，次の問題を考察する．

(P1) (1)式の数学的な性質を調べる．

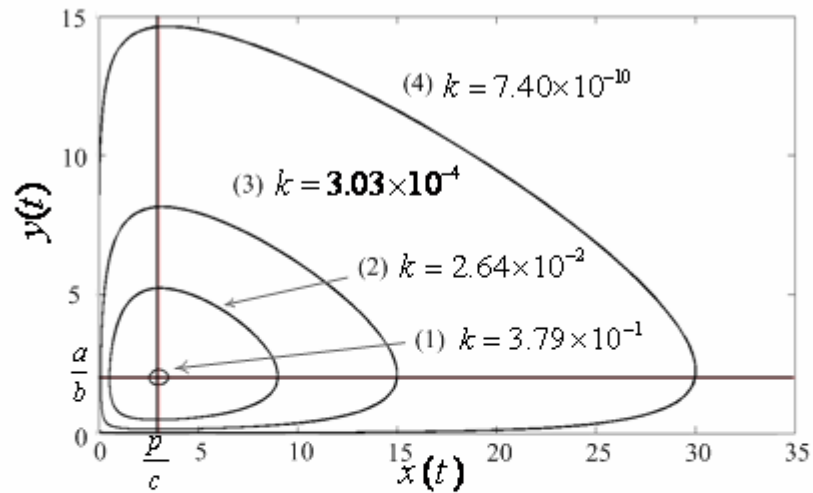
(P2) (1)式，(2)式を基に観測器を構築し，特性をシミュレーションにより調べる．

(P3) 空気圧法で計測される心拍脈波に本方式を適用し本方式の有効性を検証する．

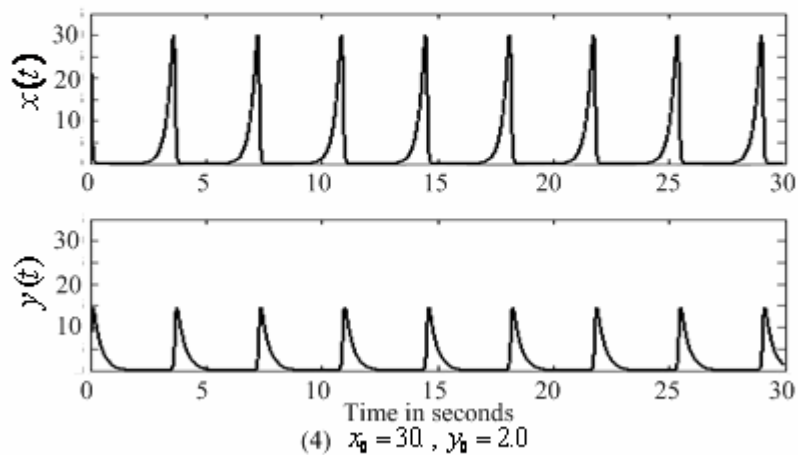
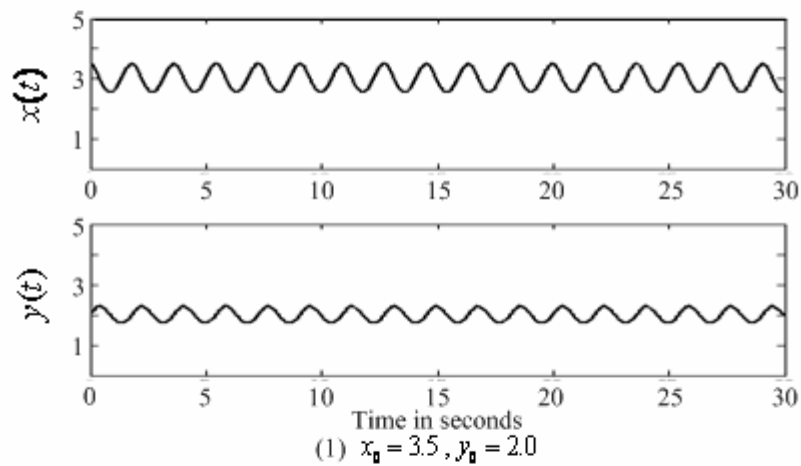
第5章 Lotka-Volterra の prey-predator 方程式

問題(P1)を検討する.

(1)式の数学的性質については既に多くの成果が得られている[25][26][27]. これらを整理し, 併せて観測器に必要な性質について検討する. Fig.2 に(1)式の係数 $a = 4.0$, $b = 2.0$, $c = 1.0$, $p = 3.0$, 初期値 $y_0 = 2.0$ を固定し, $x_0 = 3.5, 9.0, 15.0, 30.0$ とした場合の $\{x(t) y(t)\}$ の位相平面軌跡と $x_0 = 3.5, 30.0$ の場合の解の時系列を示す.



(a) Phase plane loci when the initial conditions are (1) $x_0 = 3.5$, $y_0 = 2.0$,
 (2) $x_0 = 9.0$, $y_0 = 2.0$, (3) $x_0 = 15$, $y_0 = 2.0$ and (4) $x_0 = 30$, $y_0 = 2.0$



(b) Solutions when the initial conditions are (1) $x_0 = 3.5$, $y_0 = 2.0$
 and (4) $x_0 = 30$, $y_0 = 2.0$

Fig.2 Phase plane loci and solutions under different initial conditions.

Fig.2 に示したように、解は以下のような性質をもつ。

- (C1) $x(t)$, $y(t)$ はそれぞれ, $\bar{x} = p/c$, $\bar{y} = a/b$ を平均値とし持続振動する。
 (C2) $x_0 > 0$, $y_0 > 0$ のとき $x(t) > 0$, $y(t) > 0$ である。
 (C3) 位相平面軌跡は $x(t) = \bar{x} = p/c$ のとき $y(t)$ は最大値または最小値をもつ。同様に,
 $y(t) = \bar{y} = a/b$ のとき $x(t)$ は最大値または最小値をもつ。
 (C4) $b = 0$, $c = 0$ の場合, (1)式は線形の振動方程式となり周期は次のようになる。

$$T = \frac{2\pi}{\sqrt{ap}} \quad (3)$$

- (C5) $x(t)$, $y(t)$ は与えられる初期値 x_0 , y_0 のもとで

$$\frac{x(t)^p}{e^{cx(t)}} \cdot \frac{y(t)^a}{e^{by(t)}} = \frac{x_0^p}{e^{cx_0}} \cdot \frac{y_0^a}{e^{by_0}} = k \quad (4)$$

を満たし k が大きければ位相面軌跡は楕円に近づき、解は振幅の小さな線形的な正弦波になる。 k が小さければ非線形性が強くなり、位相平面軌跡は三角形に近づき、解は振幅の大きなパルス状の波形になる。関数 x^p/e^{cx} , あるいは同様の y^a/e^{by} は、Fig.3 のようなグラフとなり、それぞれの値は最大値を除いて二度ずつ取られる。

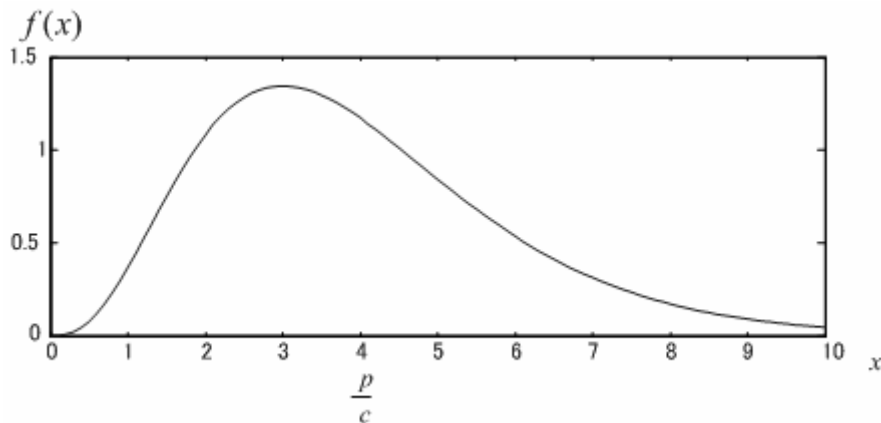


Fig.3 $f(x) = x^p / e^{cx}$, $c = 1$, $p = 3$.

- (C6) 同じ係数 a , b , c , $p > 0$ のもとで, (x_0, y_0) を $(p/c, a/b)$ から離すと, $x(t)$, $y(t)$ の振幅は大きくなり、位相面上の一周分の軌跡長および周期は長くなる。
 (C7) (3)式の周期は(1)式の解の中で最短である。

以上の性質(C1)~(C5)の証明は、文献[27]に示されている。性質(C6)の振幅の大きさと周期の関係および(C7)は例示されているが数学的に未証明である。 $x_0 > 0$, $y_0 > 0$ を満たす初期値をランダムに 100 ケースを与えたシミュレーションでは、すべてこれらの性質を満たす。Fig.4 に、Fig.2 の場合と同じ係数のもと、 x_0 と p/c の距離を徐々に広げた場合の周期の変化とそれの一時近似直線を示す。 x_0 が p/c から離れると周期は(3)式の値から、その距離に比例してほぼ線形に周期が長くなる。そして(4)式の k の値は小さくなる。

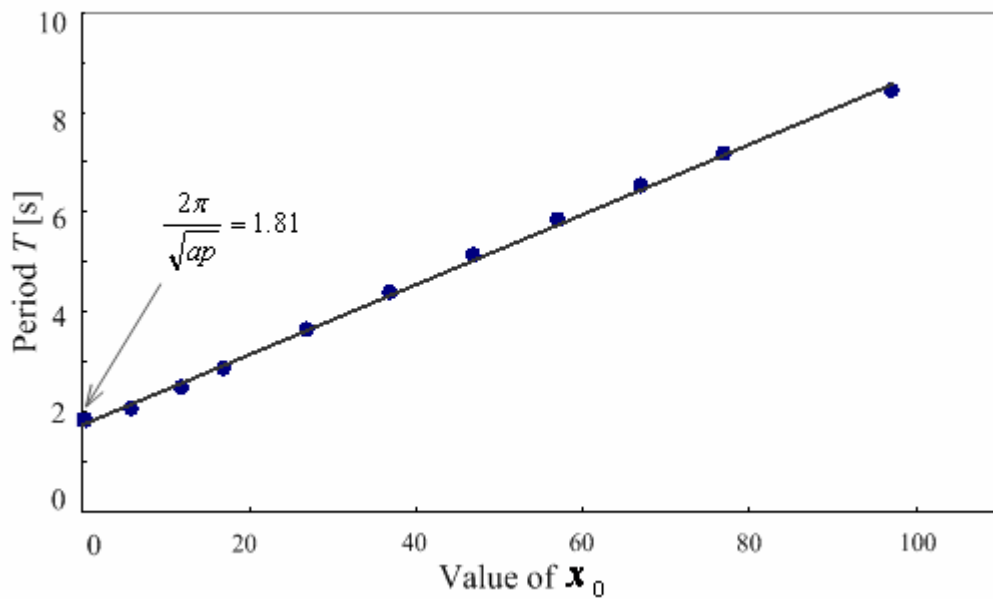


Fig.4 Distance x_0 from p/c and period of oscillations when $a = 4.0$, $b = 2.0$, $c = 1.0$, $p = 3.0$.

第6章 観測器とシミュレーションによる検証

6.1 観測器

問題(P2)を検討する.

仮定(A1)より, 準周期波形は(1)式の方程式で記述される対象から計測される. はじめ $n(t) = 0$ とし $x_m(t) = x(t)$ とする. $x_m(t)$ が最大値をもつ始め時刻を 0 とする. このとき方程式の性質(C3)より $y_0 = a/b$ となる. この初期値と計測値 $x_m(t)$ より, (1)式の $y(t)$ に関する方程式は

$$y(t) = e^{\{cx_m(t) - p\}t} y_0 \quad (5)$$

と解ける. この解は計測値 $x_m(t)$ を含むことより計測値とみなし, $y_m(t)$ と表す. $x_m(t) = x(t)$ および正しい初期値を用いていることより, $y_m(t) = y(t)$ である. 計測値 $x_m(t)$ および $y_m(t)$ を用いた式のフィルタを考える.

$$\begin{aligned} \frac{d\hat{x}(t)}{dt} &= -\lambda_x \hat{x}(t) + (a + \lambda_x)x_m(t) - bx_m(t)y_m(t) \\ \frac{d\hat{y}(t)}{dt} &= -\lambda_y \hat{y}(t) + (-p + \lambda_y)y_m(t) + cx_m(t)y_m(t) \\ \hat{x}(0) &= \max(x_m), \quad \hat{y}(0) = \frac{a}{b}, \quad \lambda_x, \lambda_y > 0 \end{aligned} \quad (6)$$

(6)式の $\hat{x}(t)$ と(1)式の $x(t)$ との差を $e_x(t) = \hat{x}(t) - x(t)$ とする. $e_x(t)$ の時間導関数は次のようになる.

$$\frac{de_x(t)}{dt} = \frac{d\hat{x}(t)}{dt} - \frac{dx(t)}{dt} \quad (7)$$

上式に(6)式と(1)式を代入すると, 次のようになる.

$$\begin{aligned} \frac{de_x(t)}{dt} &= -\lambda_x \hat{x}(t) + (a + \lambda_x)x(t) \\ &\quad - bx(t)y(t) - ax(t) + bx(t)y(t) \\ &= -\lambda_x \{\hat{x}(t) - x(t)\} \\ &= -\lambda_x e_x(t), \quad e_x(0) = e_{x0} \end{aligned} \quad (8)$$

$\lambda_x > 0$ であり(8)式は安定な方程式である. 従って $t \rightarrow \infty$ に伴い $e_x(t) \rightarrow 0$ となり, $\hat{x}(t) \rightarrow x(t)$ となる. 同様に, $t \rightarrow \infty$ に伴い $\hat{y}(t) \rightarrow y(t)$ となり, (6)式のフィルタは(1)式で与えられる対象の一つの観測器である. 観測器においてその初期値は未知であり任意に与えられる. (8)式の誤差に関する方程式において, $\hat{x}(t), \hat{y}(t)$ が正確に与えられると, $e_x(0) = e_{x0}$ は小さくなり, 初期段階から精度の高い推定値が求まる. (6)式ではそのような初期値が与えられている.

次に $x_m(t)$ に雑音が重畳されている場合を考える. 性質(C7)より(1)式の振動周期の下限は(3)式で与えられる. 仮定(A2)より, 雑音の周期は(3)式の下限より短い. 従って, この観測器はこのような雑音を推定の対象としない. このようにして(6)式の観測器を構成し計測データの周期にモデルの解の周期が近づくように推定する.

6. 2 計測データからのモデルの決定

(1)式の係数 a , b , c , p が与えられれば, 6.1より観測器は直ちに構成できる. しかし実際には, 係数はあらかじめ与えられない. 何らかの方法で係数を求めなければならない. (1)式は持続振動し周期はFig.4に例示したように振幅により変わるという性質をもつ. このため周期を求めるという目的からは, (1)式の係数に若干の任意性を残しても, この性質が任意性を吸収する. しかし係数は全く任意であってよいというわけではない. 実計測値 $x_m(t)$ の挙動を包含するよう制約される.

性質(C7)より(1)式の振動周期の下限は(3)式で与えられた. これより速い振動は(1)式では表し得ない. 従って, 計測値 $x_m(t)$ のなかの信号成分の中で最も短い周期を $T_s(t)$ とすると, 係数 a , p は次の制約をうける.

$$\frac{2\pi}{\sqrt{ap}} \geq T_s \quad (9)$$

また性質(C1)より $x(t)$ の平均値は p/c であり, 性質(C2)より $x_m(t) > 0$ となる. 計測値 $x_m(t)$ の平均値 \bar{x}_m より,

$$\frac{p}{c} = \bar{x}_m \quad (10)$$

の制約をうける. 以上の二つの制約条件に対して四つの係数をもつ(1)式は, なお自由度を残す. この自由度は計測値 $x_m(t)$ の波形に(1)式の解 $x(t)$ をあわせこむために使われる. このようにして求められた係数 a , b , c , p および $x_0 = \max(x_m)$, $y_0 = a/b$ のもとで(1)式を解く. この解から, $y(t)$ の最大値 y_{\max} および最小値 y_{\min} が求まる.

(1)式の解は性質(C6)より, 周期の長さに比例して振幅が大きくなる. 一方, 計測値 $x_m(t)$ は定常で振幅が周期により変わらない. 従って, 注目する周期範囲で効果をもつローパスフィルタを施し, 計測値を(1)式の解にあわせこむことで精度を向上できる.

(5)式の $y(t)$ の計算は, (1)式のモデルと計測値 $x_m(t)$ を用いていることから, 一種の最小次元観測器になっており, 周期を求める目的からはこの推定値を用いることができる. しかし, (2)式のように $x_m(t)$ が雑音を含み, その雑音により $cx_m(t) - p > 0$ の状況が継続される場合, (5)式の解は不安定になる. これを避ける対策が必要である. (1)式の $y(t)$ に関する方程式において $x(t)$ が $x_m(t)$ で与えられ, x_0 が $x(t)$ の最大値をもつとし, サンプル間隔 Δt , 離散時間 τ で離散値化すると,

$$y_m(\tau + 1) = e^{\{c_{x_m}(\tau) - p\} \Delta t} y_m(\tau), \quad y(0) = \frac{a}{b} \quad (11)$$

となる。この解は $y_{\min} \leq y_m(\tau) \leq y_{\max}$ で制約される。従って、(11)式を逐次解く過程 $y_m(\tau)$ に次のリミッタを施す。

$$\begin{aligned} &\text{if } y_{\max} \leq y_m(\tau), \text{ then } y_m(\tau) = y_{\max} \\ &\text{elseif } y_{\min} \leq y_m(\tau) \leq y_{\max}, \\ &\text{then } y_m(\tau) = y_m(\tau) \\ &\text{elseif } y_m(\tau) \leq y_{\min}, \text{ then } y_m(\tau) = y_{\min} \end{aligned} \quad (12)$$

これにより $y_m(\tau)$ の不安定化は避けられる。この上下限リミッタは周期の読み取りの誤差となる。従って、 $y_m(\tau)$ を雑音含みの計測値とみなし、(6)式の観測器の入力として使用し再修正を加え、この値から周期を求める。

6. 3 シミュレーションによる検証

ここでは対象として、ヒトの睡眠中における心拍脈波を想定し、(1)式の係数を定める。最小心拍周期は約 1/1.5Hz とし

$$\frac{2\pi}{\sqrt{ap}} = T_s = \frac{1}{1.5} \text{ s}$$

とする。また性質(C2)を満たすように計測値の平均の極大値と極小値を[0.05, 0.95]に正規化し平均を 0.3 とする。

$$\frac{p}{c} = \bar{x}_m = 0.3$$

波形 $x(t)$ が、空気圧方式で計測した心拍脈波と似るように調整した係数および初期値の一例は次のようになる。

$$\begin{aligned} a &= 9.4, b = 31.4, c = 31.4, p = 9.4 \\ x_0 &= \hat{x}(0) = \max[x_m(t)] = 0.95 \\ y_0 &= \hat{y}(0) = \frac{a}{b} = \frac{9.4}{31.4} = 0.3 \end{aligned}$$

観測器の遮断周波数を $f_c = 1\text{Hz}$ とし、特性根は以下のように設定する。

$$\lambda_x = \lambda_y = 2\pi f_c = 6.28 \text{ rad/s}$$

雑音がない場合について検討する。Fig.5 に、上記の係数および初期値の下で(1)式を解く。時刻 5s でインパルス状の外乱を加え軌跡の巡路を広げた。この時刻より周期も長くなる。 $x_m(t) = x(t)$ とし、観測器を適用する。Fig.5(a) で破線は $x_m(t)$ であり実線は推定値 $\hat{x}(t)$ である。図より 5s 直後は誤差をもつが直ちに $\hat{x}(t)$ は $x(t)$ に収束する。Fig.5(b) に推定値 $\hat{x}(t)$ と $x(t)$ の周期を示す。周期は外乱が加えられたとき誤差をもつがそれ以外では正しく周期を追従している。このシミュレーションでは雑音がないために、(12)式のリミッタ機能は使用していない。

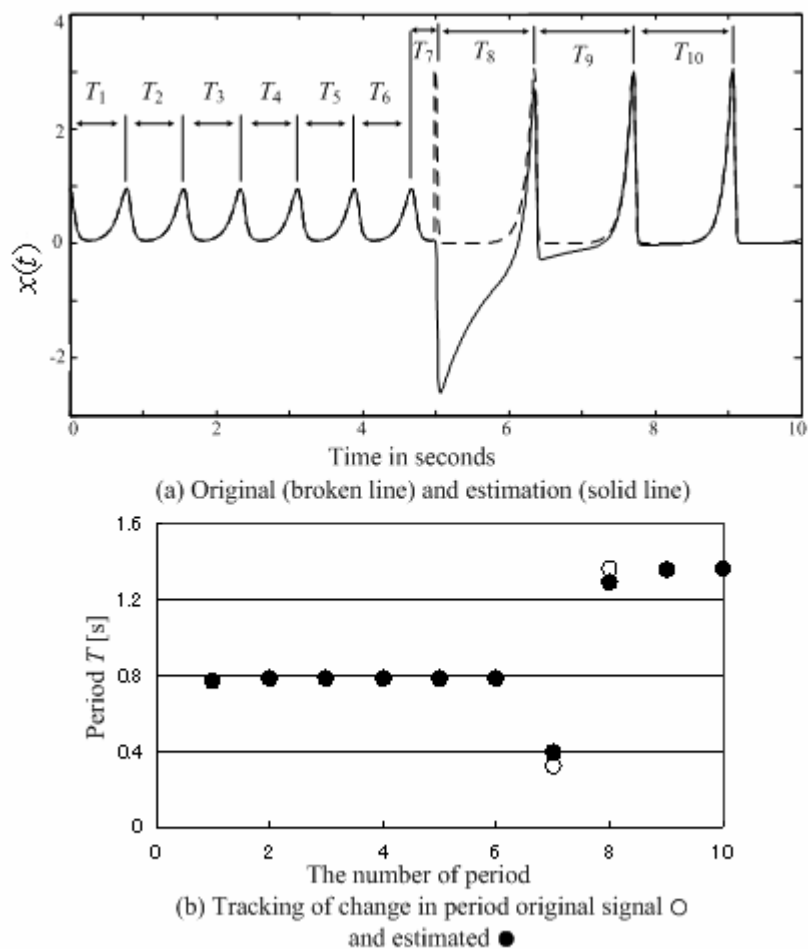


Fig.5 Response of the observer and period tracking.

雑音を含む場合について検討する. Fig.6 に真の波形 $x(t)$, $x_m(t) = x(t) + n(t)$ および観測器により推定された波形 $\hat{x}(t)$ を示す. 重畳した雑音 $n(t)$ は正規性であり平均値0, 標準偏差0.05および0.10であり, $T_s = 1/1.5s$ より長い周期成分が含まれ, 必ずしも仮定(A2)を満たしていない. しかし, 短周期成分の雑音は推定波形には現れず, ピーク発生時刻の読み取りを容易にする. 推定された波形のピーク間隔から, 周期を求める. Fig.7 に真の周期○, 観測器で推定されたデータから求めた周期●および雑音を含んだ波形のピーク間隔からの周期*を示す. 提案する方法は標準偏差0.10以上の場合において, 雑音を含んだ波形から直接周期を求める場合に比較して, 推定値から求めた方が真値に近い値が多く求められた. Table 2は雑音の標準偏差に対する周期の誤差を示す. 雑音の標準偏差が信号の振幅に比して小さい場合, 精度良く推定されている. 雑音の標準偏差が0.4, S/N比が7.04dB以上の場合には周期は推定できない. S/N比20dB程度で2%程度の誤差となり, 周期の平方二乗平均は0.025s程度である.

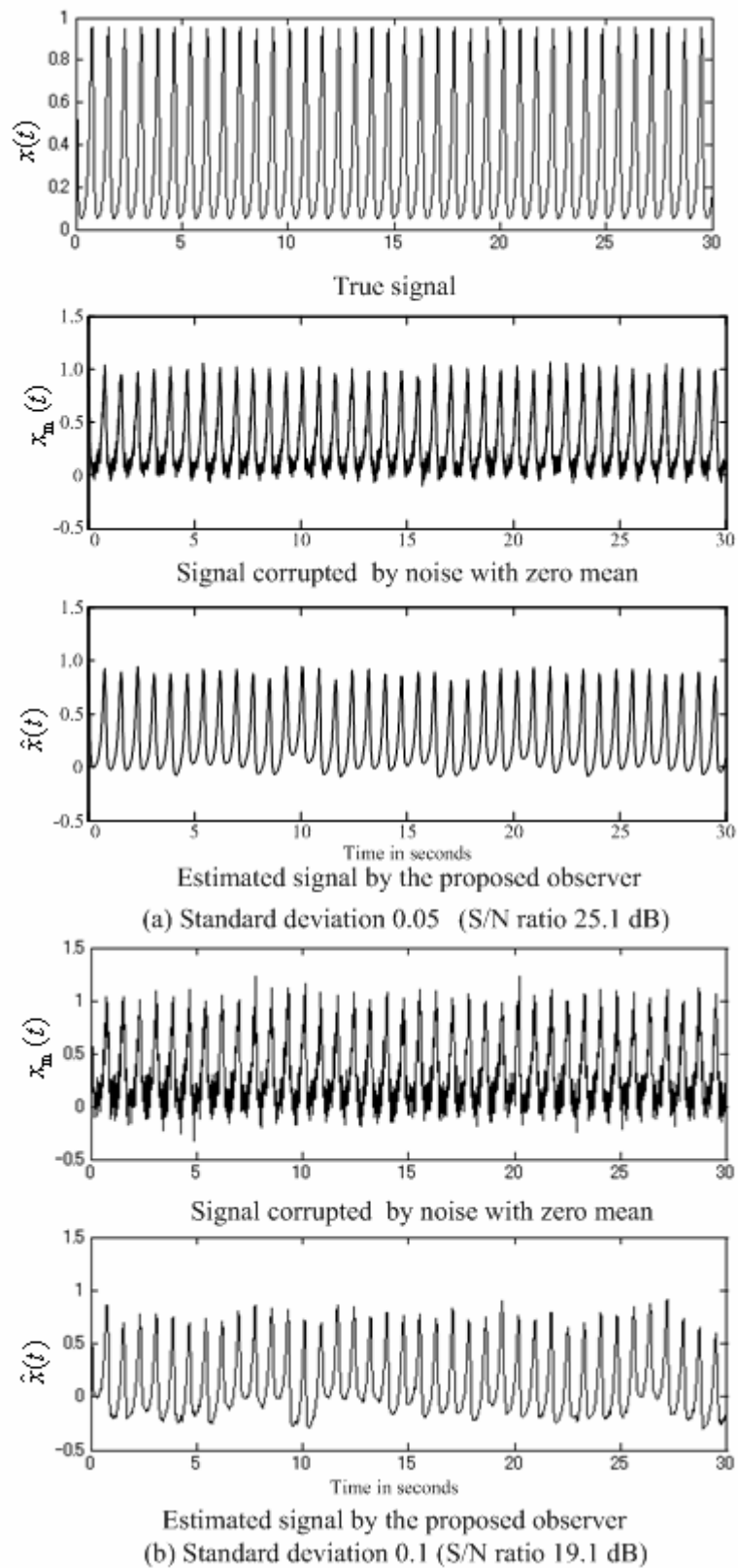


Fig.6 Simulation of filtering by the observer for the heart beating corrupted by noise.

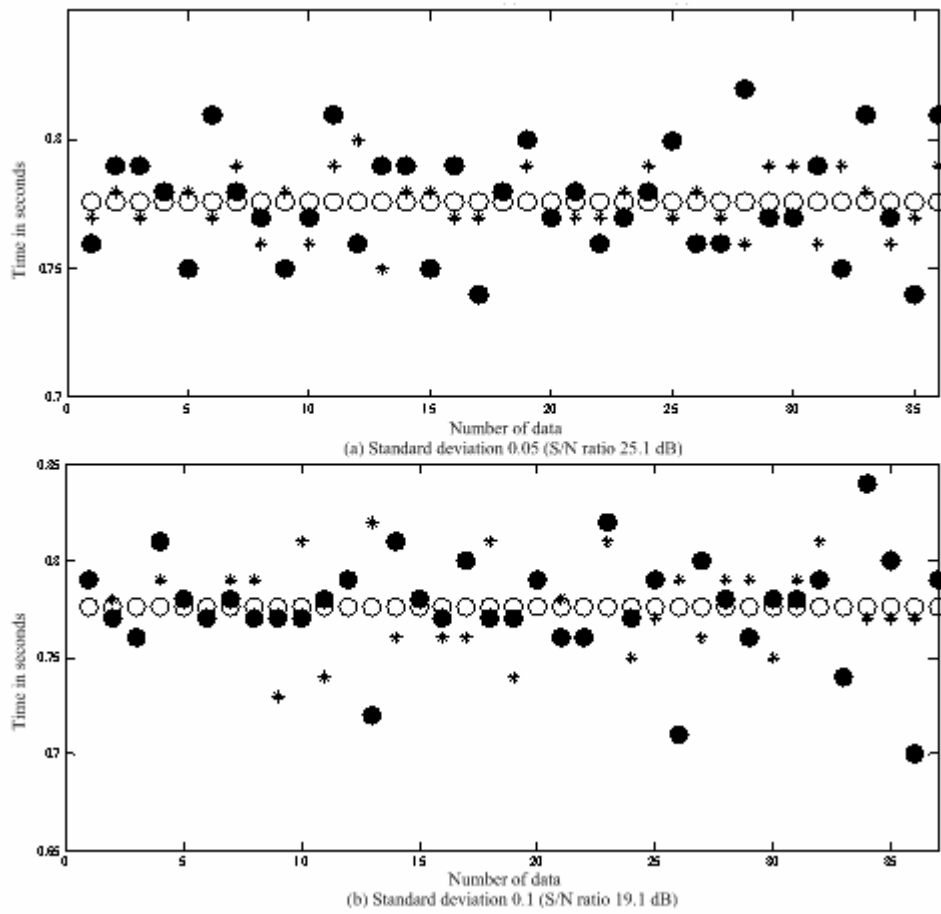


Fig.7 Periods from the true \circ , estimated \bullet and original signal $*$.

Table 2 Error of estimated periods.

Noise level		Error of period estimation	
Standard deviation	S/N ratio [dB]	Average of absolute value of error [%]	Root square mean of error [s]
0.01	39.1	0.607	0.00625
0.05	25.1	1.47	0.0186
0.07	22.2	1.89	0.0221
0.1	19.1	2.13	0.0251
0.2	13.1	9.04	0.179
0.3	9.54	14.05	0.103
0.4	7.04	Not estimated	Not estimated

第7章 空気圧方式による心拍脈波からの周期の推定

7.1 空気圧方式による健康モニタリングシステム

問題(P3)を検討する。

空気圧方式で計測される心拍脈波に本方式を適用するにあたり，Fig.8 に空気圧方式による健康モニタリングシステムを示す。

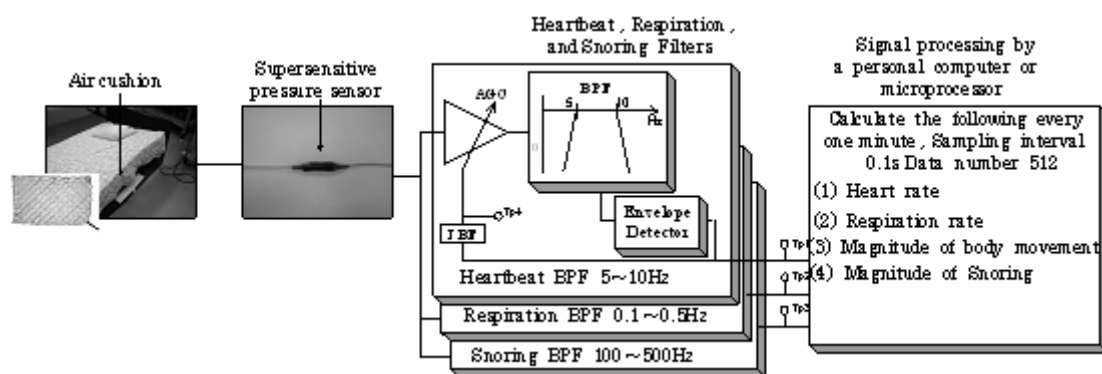


Fig.8 Measurement system.

従来，心拍の計測には医療用としては心電図などの血電極を用いた計測が行われている。そして，呼吸の計測には呼吸ピックアップを用い，お腹や胸に巻きつけ計測を行っている。しかし，この計測は医療用という特殊な環境であり，長期の在宅環境での計測を行うにあたっては，拘束性が強く心身に負担をかけるために睡眠を阻害する。そこで筆者らは，在宅環境における布団やベッドなどでの睡眠中の健康管理を目的とした健康モニタリングシステムの開発に従事してきた。この空気圧を利用する方法は寝具の下などに敷かれたエアマット内部の圧力に作用するヒトの複数の生体信号を同時に一つの高感度圧力センサで捉える。さらに電気的なフィルタで，生体信号を各生体情報へ分離するものである。計測できる生体信号としては，心拍脈拍動，呼吸動，いびき振動，咳，寝返りなどの体動であり，センサ等を生体に直接取り付けないので長時間使用をしても不快感，肢位の制限，皮膚の荒れ等の心配がない。また，就寝中の側臥位，仰臥位，腹臥位，半座位といったどのような姿勢でも計測可能であり，近年注目を浴びている睡眠時無呼吸症候群の検知も可能である。

7. 2 観測器を用いた心拍脈波からの周期の推定

Fig.9 に空気圧方式で計測された心拍脈動波形, シミュレーションと同じ観測器で推定した心拍脈動波およびポリグラフによる ECG 波を示す. また, ECG の計測法を付録に記す. これらはサンプリング間隔 0.001s である. ECG 波から求めた R-R 間隔を基準とし, 提案した観測器で推定した心拍周期, 計測データから直接求めた心拍周期の誤差を求める. 観測器の適用において長周期成分を除去するために, 遮断周波数 0.4Hz の一次のハイパスフィルタを施した.

観測器による推定値は, 一つの山に一つのピークしかなくピーク発生の時刻は容易に求まる. 一方, 計測データでは一つの山に多くのピークをもち, どのピークを選ぶべきか判断に迷う. ここでは一つの山のなかで最大値となる時刻をピーク発生時刻とした. ECG から求めた R-R 間隔に対する観測器により推定されたデータから求めた周期, 計測データから求めた周期の差を誤差とし, その絶対値の平均と差の平方二乗平均を求める. それぞれ 1 周期あたりの誤差を Table 3 に示す. 計測データから直接周期を求めた場合, 7.7%の誤差, 0.134s の平方二乗平均に対し, 観測器を利用した場合は, それぞれ 4.72%, 0.092s と改善されている. 通常は一連の複数 R-R 間隔あるいは周期の平均値により求める[18]. 2~5 周期の場合で平均値を求めた. 3 周期を用いた場合を除き, 他の全てにおいて観測器による誤差, 平方二乗平均とも改善されている.

Fig.10 に心拍脈波回数に対するポリグラフから求めた R-R 間隔 \circ , 提案する観測器による推定値から求めた周期 \bullet および計測データから直接求めた周期 $*$ を示す. R-R 間隔を基準とした場合, 推定値から求めた周期の誤差は計測データから直接求めた場合に比べ少ない.

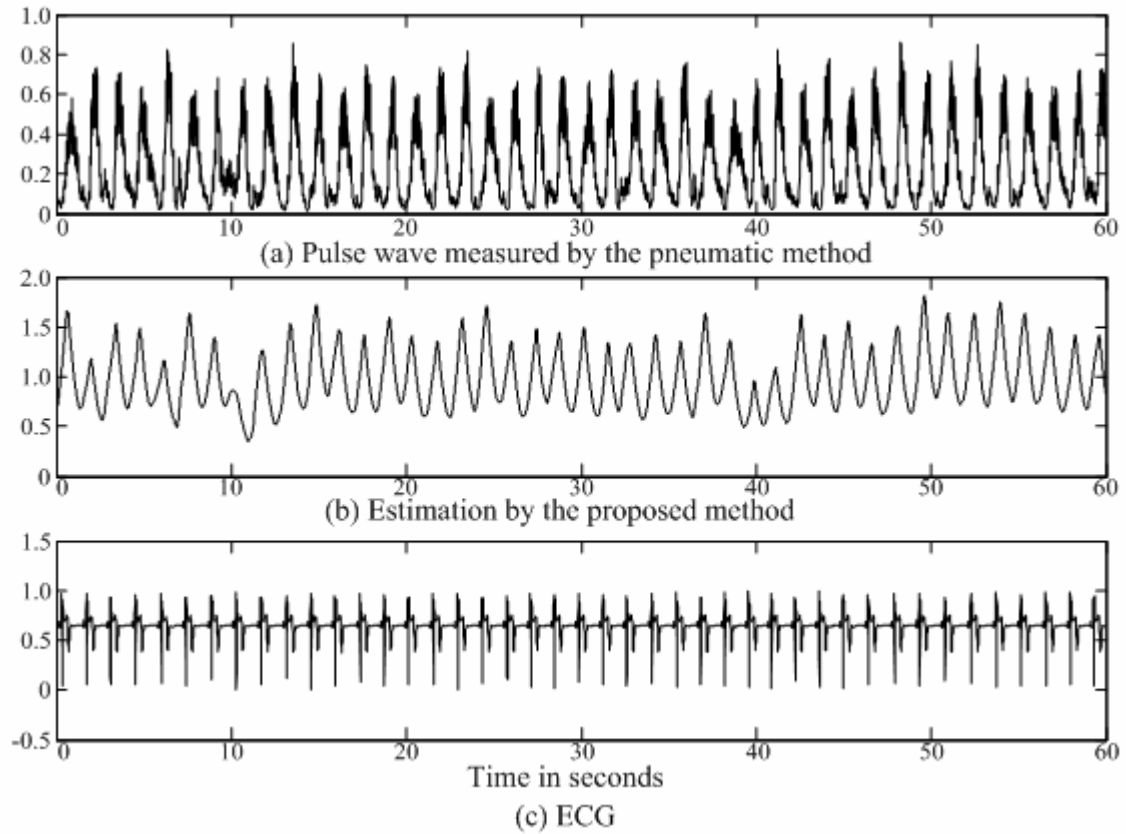


Fig.9 Heartbeat measurement by the pneumatic method, its estimation by the observer and the ECG signal.

Table 3 Errors of the heart-beat period obtained from the estimated heart-beat and the measurements by the pneumatic method.

Numbers of average of R-R intervals	By the results of proposed observer		From the measurement	
	Average of absolute value of error [%]	Root square mean of error [s]	Average of absolute value of error [%]	Root square mean of error [s]
1	4.72	0.092	7.7	0.134
2	2.45	0.044	3.84	0.077
3	2.34	0.048	1.8	0.035
4	1.48	0.026	1.87	0.032
5	1.02	0.019	1.18	0.022

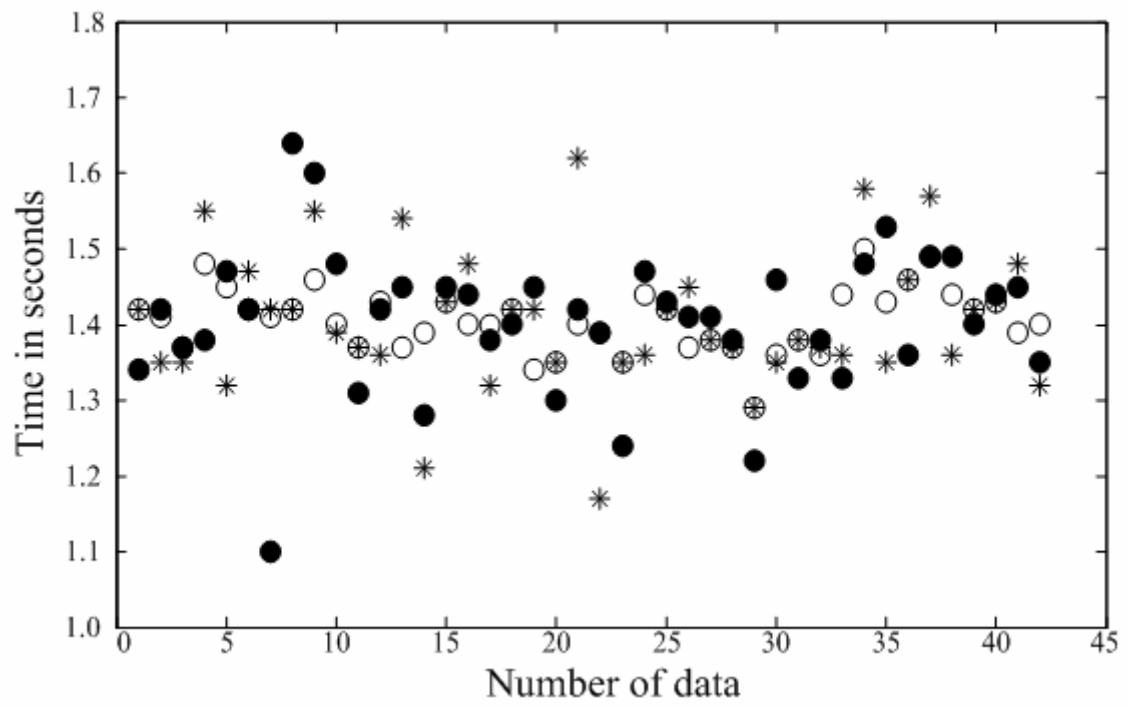


Fig.10 Period from ECG \circ , estimated \bullet and original signals $*$.

第8章 まとめ

本論では、準周期生体信号から周期を推定するための観測器を提案した。観測器の基となるモデルとして Lotka-Volterra の prey-predator 方程式を採用した。この方程式は安定した振動的解をもち、方程式の係数を固定にしても解の周期が変わる性質をもつ。周期が変動する波形の状態推定および周期検知に適している。

モデルとなる方程式の係数は、計測値の最大値と平均値の条件と、対象とする信号の最小周期の制約を受ける。他は計測波形にあわせるように選ぶ。

計測されるヒトの心拍脈波を模擬する波形をこの方程式の解として発生させ、雑音がない場合と雑音を加えた場合において、観測器により波形を推定するとともに毎周期を求めるシミュレーションを行った。雑音がない場合、観測器は真値に速やかに収束し、周期が異なった後も速やかに追従した。信号の振幅が 0.9、正規性雑音の標準偏差が 0.1 の雑音含みの波形に対して 2%程度の精度で周期が推定できる。雑音を加えた場合、観測器を用いて推定した値の方が、雑音を含んだ波形から直接周期を読み取るより正確に求めることができる。

さらに空気圧方式で計測された心拍脈波に同じ観測器を適用し、この推定値から周期を求めた。比較のために計測値からも直接周期を求めた。ポリグラフによる ECG からの R-R 間隔を基準とし、上の二つの方法による誤差を求めた。計測値から直接求めた周期の誤差の絶対値の平均値は 7.70%、平方二乗平均は 0.134s であるのに対して、提案する方法ではそれぞれ 4.72%、平方二乗平均は 0.092s と改善されている。この計測された信号に対し、適切なフィルタリングを施せばより一層の精度の向上が期待できる。

Lotka-Volterra の prey-predator 方程式の性質(C6)の振幅と周期の関係および(C7)は数学的推測でしかない。ここではシミュレーションによりこれらの性質を確認して、観測器を構築したが、これらの性質の数学的証明があれば、シミュレーション確認は不要となる。これらの数学的証明は今後の理論的課題である。

正確な生体信号の周期の検出は日々の健康をモニタリングする上で重要であり、今回心拍脈波に対し周期を推定するために観測器を適応したが、方程式の係数の設定次第で呼吸動などの他の準周期生体信号にも適用可能である。

参考文献

- 1) 久野弘明, 高島充, 大川井宏明 : 空気動圧センサによる臥床時の呼吸・心拍・体動情報の計測, IEEJ Trans. EIS, Vol.124, No.4, pp.935/939, 2004
- 2) M. Ishijima : Monitoring of Electro-cardiograms in Bed with out Utilizing Body Surface Electrodes, IEEE Transactions on biomedical Engineering, Vol.40, No.6, pp.593/594, 1993
- 3) 渡辺春美, 渡辺嘉二郎 : 睡眠中の心拍, 呼吸, イビキ, 体動および咳の無侵襲計測, 計測自動制御学会論文集, Vol.35, No.8, pp.1012/1019, 1999
- 4) 渡邊春美, 渡辺嘉二郎 : エアマットレス型無拘束生体計測の実用化研究, 計測制御自動制御学会論文集, Vol.36, No.11, pp.894/900, 2000
- 5) Tanaka S. Matsumoto Y. Wakimoto K.: Unconstrained and non-invasive measurement of heart-beat and respiration periods using a phonocardiographic sensor, Medical & Biomedical Engineering & Computing Vol.40, pp.246/252, 2002
- 6) Otsuka, Ichimaru, Yanaga, "Studies of Arrhythmias by 24-hour Polygraphic Records. II. Relationship between Heart Rate and Sleep Stages," Fukuoka Acta. Med, Vol.72, No.10, pp.589/596, 1981
- 7) Shimohira M., Shiiki T., et al., "Video Analysis of Gross Movements during Sleep," Psychiatry and Clinical Neuroscience, pp.176/177, 1998
- 8) Cole R. J., Kripke F., Gruen W., Mullaney D. J. and Gillin J. C., "Automatic Sleep/Wake Identification From the Wrist Activity," Sleep Vol.15, No.5, pp.461/469, 1992.
- 9) 土井, 長井, 佐久間, 高橋 : ニューラル・ネットワークを用いた人の動き情報からの睡眠状態判定法の開発, 電気学会誌C, Vol.114, No.11, pp.1160/1165, 1994
- 10) Cole R. J., Kripke F., Gruen W., Mullaney D. J. and Gillin J. C., "Automatic Sleep/Wake Identification From the Wrist Activity," Sleep Vol.15, No.5, pp.461/469, 1992.
- 11) Sadeh A., ShaR-Key K.M., Carskadon M. A., "Activity-Based Sleep-Wake Identification," An Empirical Test of Methodological Issues," Sleep, Vol.17, No.3, pp.201/207, 1994
- 12) Harper R.M. Schechman V.L., Kluge K.A., "Machine Classification of Infants Sleep Stage Using Cardiorespiratory Measures," Electroenceph. Clin. Neurophysiol., No.67, pp.379/387, 1987
- 13) Quinn, B.G. and Hannan, E.J. : The estimation and tracking of frequency, Cambridge University press, 2001
- 14) Hannan E.J. : On-line frequency estimation, J. Time Series Anal, Vol.14, pp.147/161, 1993
- 15) Barrett, R.F. and Holdsworth, D.A. : Frequency tracking using HMM models with amplitude and phase information, IEEE Trans. on SP, Vol.41, pp.2965/2976, 1993
- 16) Huang D. : Approximate maximum likelihood algorithm for frequency estimation, Statistica Sinica, Vol.10, pp.157/171, 2000
- 17) La Scala. B.F., Bitmead, R.R. and Quinn, B.G. : An extended Kalman filter frequency tracker for

-
- high-noise environment, IEEE Trans. on SP, Vol.44, pp.431/434, 1996
- 18) Rangayyan R.M. : Biomedical signal analysis a case-study approach, IEEE Press Hohn Wiley & Sons, INC, 2002
 - 19) Akay M. editor : Nonlinear biomedical signal processing Vol.1.1 Dynamic Analysis and Modeling, IEEE Press, 2001
 - 20) Pan J. & Tompkins WJ. : A real-time QRS detection algorithm, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol.32, pp.708/713, 1985
 - 21) Tompkins WJ. : Biomedical digital signal processing, Prentice-Hall, 1995
 - 22) 渡邊崇士, 渡辺嘉二郎 : 就寝時無拘束計測生体データによる睡眠段階の推定, 計測自動制御学会論文集, Vol.38, No.7, pp.581/589, 2002
 - 23) Kajiro Watanabe, Takashi Watanabe : Non-contact Sleep Stage Estimation Method, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol.10, No.51, pp.1735/1748, 2004
 - 24) 田中正吾, 林寛人, 松原篤 : 歪ゲージを用いたドライバーのための呼吸および心拍の無拘束無侵襲計測, 計測自動制御学会論文集, Vol.37, No.4, pp.299/306, 2001
 - 25) Britten N.F. : Essential mathematical biology, Springer, 2003
 - 26) Lotka, Alfred J. : Elements of Mathematical Biology, New York, Dover Publications, 1956
 - 27) 甲田和衛, 山本国雄, 中嶋一 (共訳) : J.G.ケメニ, J.L.スネル, 社会科学における数学モデル, 培風館, 1969

付録

Fig.11 に心電図の取り方を示す。心電(ECG)には、NASA 誘導、修正 I 誘導、CS5 誘導などがある。NASA 誘導は、振幅は小さいが筋電図のアーチファクトが入りにくく、比較的安定した記録が得られる。修正 I 誘導と CS5 誘導は心肺機能を監視するのに適した方法で、振幅の高い心電図を記録できる。睡眠ポリグラフィでは、電極をつけやすいため修正 I 誘導を用いる。

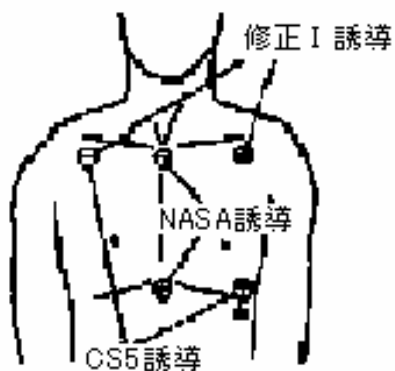


Fig.11 Electrocardiogram.

研究業績

[投稿論文]

- 1) 渡辺嘉二郎, 真鍋宗広, 吉川崇: 脈波と体動による睡眠指標の定義と睡眠段階の推定, 計測自動制御学会論文集, Vol.42, No.4, 2006
- 2) 渡辺嘉二郎, 真鍋宗広, 吉川崇, 栗原陽介: 雑音に乱される準周期生体信号から周期を推定するための観測器, 計測自動制御学会論文集 [査読中]

[国際会議]

- 1) Toshihiro MANABE, Takashi YOSHIKAWA, Kajiro WATANABE : Estimation of Sleep Stages Based on Heart Rate Fluctuation and Body Movement, SICE Annual Conference in Sapporo, pp.2153/2156, 2004
- 2) Kajiro WATANABE, Takashi YOSHIKAWA, Toshihiro MANABE : A Study on Sleep Depth Estimation from Heartbeat and Body Movement, SICE Annual Conference in Okayama, pp.3733/3736, 2005

[国内会議]

- 1) 大橋久美子, 真鍋宗広, 吉川崇, 松島将人, 山崎貴史, 渡辺嘉二郎, 田中博: モバイル呼吸センサを用いた患者生態情報の継続モニタリング, 第1回ユビキタス医療シンポジウム 日本医療情報学会, pp. 422/423, 2005
- 2) 石垣司, 渡辺嘉二郎, 吉川崇: 複数災害に対する単一デバイスによるセンシング, 第22回センシングフォーラム 計測自動制御学会, pp. 367/370, 2005

謝辞

本研究を進めるにあたり，渡辺嘉二郎教授，小林一行助教授にご指導頂いたことに深く感謝申し上げます。特に渡辺嘉二郎教授には研究の進め方，論文の書き方など多くを学ばせて頂きました。ここに厚くお礼申し上げます。

また，大学院において日々支えてくれた研究室のみなさんには大変お世話になりました。本当に有り難う御座います。中でも学部時代から共に研究を行ってきた真鍋宗広君には心から感謝しています。

最後に，大学院まで進学させてくれた両親に深く感謝申し上げます。

2006年2月17日