音響センサを用いた心拍・呼吸の無拘束モニタリング

松原 篤*・宇吹 貴智*・田中正 吾*

Unconstrained Monitoring of Heartbeat and Respiration Using an Acoustic Sensor

Atsushi MATSUBARA*, Takanori USUI* and Shogo TANAKA*

The authors previously developed an unconstrained and noninvasive measurement system which measured the continuous trends of the instantaneous heartbeat and respiration periods using an acoustic sensor. The paper improves the method such that it outputs the periods of the heartbeat and respiration discretely in time quite similarly as the electrocardiograph and thermistor-type respiration pick-up used as standard devices. The validity of the proposed system is shown by experiments.

Key Words: heartbeat, respiration, unconstrained monitoring, acoustic sensor

1. 緒 言

高齢化社会を迎え、在宅あるいは病院などでの心機能および呼吸機能の自動モニタリング装置の開発が望まれている。このような観点から、著者らは先に、音響センサを用いた心拍・呼吸の無拘束無侵襲自動計測システムを開発、提案した¹⁾。

しかしながら、この方式では、瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期が安定に、かつ高精度に計測できたものの、センサ出力から抽出した心拍信号および呼吸信号をそれぞれ単一周波数の正弦波信号でモデル化しているため、心拍や呼吸の途中であっても、その前後の観測データによりそれらの周期が平均的に求まっていた。つまり、周期が連続的に求まっていた。しかし、本来、周期は心拍や呼吸の終了直後に求められるべきものである。

以上のことから、本稿では、心拍周期および呼吸周期を先の報告¹⁾のように連続関数(つまり、トレンド)として求めるのではなく、これまでの心拍および呼吸計測用のセンサと同様に、心拍や呼吸の終了直後にリアルタイムに出力・指示できるよう(つまり、離散的に出力・指示できるよう)、先のシステムを改良したことについて報告する。なお、前回提案の連続型計測方式でも、就寝中の心拍・呼吸の長期的なモニタリングに十分対応できるが、この方式では、心拍周期および呼吸周期が平均的に求まっている。これに対し、今回提案の離散型計測方式では、このトレンド計測結果を使って各周期のより詳細な再計算を行なっているため、不整脈など周期が大きく変わった場合について、よりきめ細かい対応ができると考えられる。

2. 計測システムの概要

本システムでは、先の報告¹⁾と同様、被検者の生体活動

Fig. 1 Experimental results

情報を採取するセンサとしてコンデンサ型マイクロフォン(Rion 製 UC-33P)を用い、本センサをエアーマットに封入する(センサをエアーマットに封入して被検者の背や腰の下に敷いても良い)。本センサでは、心拍に伴うエアーマットの(ステップ状の)圧力変化により、センサ内部の電極板が共振するため、心拍ごとに紡錘型の振動波形が発生する。したがって、センサ出力には、紡錘型振動波形が心拍ごとに間欠的に現れるが、このときの紡錘型振動波形の振幅は、吸気、呼気に応じて生じるエアーマットの静的圧力変化に連動して変調される。

参考のため、被検者(22歳の男性健常者)が仰向きで安静に寝ている状態で採取したときのセンサ出力波形を、心電図と合わせてFig. 1に示す。同図(a)より、心拍に同期した紡錘型振動波形がほぼ1sおきに繰り返されているようすが、また紡錘型振動波形の振幅が、呼気、吸気に応じて周期的に変調されているようすがわかる。

3. 前回提案方式

前回提案した方式¹⁾では、まずセンサ出力の全波整流波形を4次バターワース型バンドパスフィルタ(カットオフ周波数 $f_1=0.5\text{Hz}$, $f_2=2.0\text{Hz}$)に通すことにより、心拍と呼吸信号

* 山口大学工学部 宇部市常盤台2丁目16番1号
* Faculty of Engineering, Yamaguchi University, Ube
(Received May 11, 2005)
(Revised September 2, 2005)

を同時抽出した。このときのフィルタ出力波形は呼吸により振幅変調されているため、フィルタ出力には、心拍の基本周波数成分(角周波数 ω_1)や第2高調波成分($2\omega_1$)、ならびに心拍と呼吸の基本周波数の和や差の周波数成分($\omega_1 \pm \omega_2$)が現れる。このことから、前回提案の方式では、 $\omega_1, 2\omega_1, \omega_1 \pm \omega_2$ なる4つの周波数成分をダイナミックモデルで表わし、これにカルマンフィルタおよび最尤法を適用することにより、瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期を求めていた²⁾。なお、心拍および呼吸計測においては、データウインドウ長はそれぞれ心拍および呼吸の2~3周期分程度に設定していた。

しかしながら、前回方式では、心拍信号および呼吸信号をそれぞれ単一周波数の正弦波信号でモデル化していたため、心拍や呼吸の途中であっても、その前後の観測データにより周期が連続的に求まることになる。したがって、従来の心電図や呼吸ピックアップのように、心拍や呼吸の終了直後にそれぞれ自体の周期が離散的に求められない欠点がある。

これ以後の話の展開をわかりやすくするため、以後、前回方式による周期の求め方を「連続型(あるいはトレンド型)計測」、従来のセンサや後述の今回の改良方式による求め方を「離散型計測」と呼ぶことにする。

4. 改良方式

心拍、呼吸いずれの計測に対しても同様であるので、以下では呼吸計測について述べる。前回提案の方式では、呼吸周期は連続関数 $T(t)$ として求められたが、本来は、先述したように離散的に求められるべきである。したがって、ここでは前回の方式で求めた $T(t)$ から離散的な周期の時系列をリアルタイムに求めることを考える。

いま、最新の呼吸開始時刻を t_k 、過去の $(n-1)$ 個の呼吸開始時刻を t_{k-j} ($j=1, 2, \dots, n-1$) とすれば、前回提案の方式で求めた計測値 $T(t)$ とは、理想的には $T(t_{k-j}) = t_{k-j} - t_{k-j-1}$ ($j=0, 1, \dots, n-1$) のように関係づけられるべきである。そこで、ここでは、つぎの評価関数

$$J = \sum_{j=0}^{n-1} \{T(t_{k-j}) - (t_{k-j} - t_{k-j-1})\}^2 \quad (1)$$

を最小化する呼吸開始時刻 $t_{k-j}^{\#}$ ($j=0, 1, \dots, n-1$) を求めることにより、これまでの検証用センサと同様、呼吸周期を離散的に求めることを考える。しかしながら、この探索法では、 n が大きくなるほど計算時間を要するので、計算時間の節約のため、特に n が奇数の場合には、 n を $n=2m+1$ とし、つぎのように(1)式を2分割した方法も考えることができる(Fig. 2 参照)。

$$J = \sum_{j=0}^{m-1} \{T(t_{k-j}) - (t_{k-j} - t_{k-j-1})\}^2 + \sum_{j=0}^{m-1} \{T(t_{k-m-j}) - (t_{k-m-j} - t_{k-m-j-1})\}^2 \quad (2)$$

ここで、上式第1項は、最新の呼吸開始時刻 t_k から t_{k-m+1} までの m 個の時刻の探索に対する二乗誤差評価を、また第2

Fig. 2 Division of the discrete times

項は、過去 $m+1$ 番目の呼吸開始時刻 t_{k-m-1} から t_{k-2m} までの m 個の時刻の探索に対する二乗誤差評価を表わしている。

(2) 式の最小化に際しては具体的につぎのような手続きを行なう。まず t_{k-m} にある値を与え、この時刻をとりあえず固定して、第1項と第2項をそれぞれ独自にこの時刻以前および以後の呼吸開始時刻について最小化する。そして、このとき最小値の和を t_{k-m} に対応させ、最小値の和を最小化するよう最適な t_{k-m} を求める。このようにして、結局(2)式を最小化する $n(=2m+1)$ 個の呼吸開始時刻 $t_{k-j}^{\#}$ ($j=0, 1, 2, \dots, n-1$) が高速に求められる。

以上は、ある時刻で、最新の $n(=2m+1)$ 個の呼吸開始時刻を求めたものであるが、時間の経過と共に、つぎの呼吸開始時刻が新たにひとつ加わる。そのため、上で求めた n 個の呼吸開始時刻のうち最新の $(n-1)$ 個の呼吸開始時刻と、つぎに加わる最新のひとつの呼吸開始時刻の計 n 個について、改めて最適化を行なわなければならないが、上述したような本格的な探索(最適化)を行なう必要はない。これは、 n 個のうち最新のひとつの呼吸開始時刻を除く $(n-1)$ 個の呼吸開始時刻については、前回の最適化によりすでに値がほぼ確定しており、次の最適化においては、前回の最適値の近傍でのみ改めて最適化を行えばよいからである。

5. 実験および検討

5.1 実験条件

健康な被検者(22歳、男性)に対し、安静下、仰向き状態で実験を行なった。まず前回の連続型計測方式により瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期のトレンド計測を行ない、つぎに、そのトレンド計測結果を用いて、今回の離散型計測方式により周期の離散的計測を行なうことにした。なお、心拍周期および呼吸周期のトレンド計測に際し、データウインドウ長はそれぞれ3秒、8秒(それぞれ平均周期の2.5倍程度に相当)とした。

離散型計測方式で使用する n は11とし、評価関数は(1)式を用いた。また、パラメータ探索に際しては、Powell法²⁾を用い、その初期値としては、前のステージで求めた計測値のうちの最後の10個の開始時刻をつぎのステージの最初の10個の開始時刻に、また前のステージで求めた最後の開始時刻に上記10個の計測値の平均値を加算した時刻をつぎのステージの最後の開始時刻に用いるようにした。

本システムの有効性を確認する検証用センサとしては、心

Fig. 3 Measurement results

拍計測用に心電計 (日本光電製 WEC-7101) を, また呼吸計測用にサーミスタ型呼吸ピックアップ (日本光電製 TR-612T) を用い, これらのセンサによる瞬時周期の計測値は, センサ出力波形の peak-to-peak 間隔を用いて求めた. また, データ解析用の計算機としては, CLEVO 製ノートパソコン D400S (pentium4, 2.66GHz, winXP HOME) を用いた.

5.2 結果および検証

Fig.1 (a) の音響センサ出力波形に対し, 今回提案の離散型計測方式による瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期の計測結果を, 前回提案のトレンド計測方式によるものと合わせて Fig.3 に示す. 図より, 前回提案のトレンド計測方式により瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期が高精度に計測されることがわかるが, 検証用センサのように周期が離散的には求められていない. これに対し, 今回の離散型計測方式による計測値は検証用センサによるものとほとんど一致しており, 今回方式により周期の離散的計測が高精度に行なえることがわかる.

なお, 計測結果では時間軸方向に若干のずれが見られるが, 重要なのは, 何番目の心拍および呼吸周期がどれくらいの周期を有するかであり, 縦軸方向の計測精度のみが重要となる. よって, ここでは時間軸方向の若干のずれは問題とならない.

つぎに, 離散型計測方式を時間の経過と共にリアルタイムで用いたときの瞬時周期の計測 (リアルタイム計測) を行なってみる. つまり, n 個の時刻のうちの最後の時刻 t_k をリアルタイムで求めていったときの周期 ($t_k - t_{k-1}$) をそれぞれ心拍および呼吸に対し求めた結果 (つまり, 瞬時心拍周期, 瞬時呼吸周期) を, 検証用センサによるものと比較して Fig.4 に示す. ただし, 横軸は心拍や呼吸の回数を表す. 図より, いずれも, 離散型計測方式で求めた瞬時周期は, 心拍に対しては心電計によるものと, また呼吸に対してはサーミスタ型呼吸ピックアップによるものとそれぞれ良い一致を示している.

なお, このときの計算時間は, 心拍に対しては 3ms, 呼吸に対しては 3.3ms であり, リアルタイム計測に適した高速計算がなされている. また, 参考のため, 離散型計測方式によ

Fig. 4 Real time measurement results

り瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期の計測を行なったときの計測値に対し, 検証用センサによる計測値を基準として平均誤差率を求めてみると, 心拍に対しては 3.4%, 呼吸に対しては 3.6%であった. ただし, ここで採用した平均誤差率とは,

$$E_k = \frac{|(t_k - t_{k-1}) - T_k|}{T_k} \times 100 \quad [\%]$$

で定義される瞬時心拍周期および瞬時呼吸周期の誤差率をそれぞれ計測回数で平均したものである. なお, 上式における $(t_k - t_{k-1})$ は離散型計測方式により求まる瞬時周期を, また T_k は peak-to-peak により求まる検証用センサによる瞬時周期を表す.

なお, n を 11 とし (2) 式の評価関数を用いた場合の計算時間は, 心拍, 呼吸に対してそれぞれ 1.8ms, 1.9ms となり, (1) 式を用いた場合よりも, 一層高速な計算がなされる. また, このときの平均誤差率は, 心拍, 呼吸に対しそれぞれ 3.5%, 3.7% となり, 計測精度は, (1) 式を用いた場合とほとんど変わらない. このようなことから, (1) 式および (2) 式のいずれの評価関数を用いても, 高精度計測がリアルタイムに行なえることに加え, (2) 式では, 計測精度をほとんど劣化させずに, 一層高速に計算できる利点があるといえる.

6. 結 言

本稿では, 従来センサと同様, 心拍および呼吸周期が離散的に求められるよう前回提案のシステムを改良した. そして, 実験により, 今回提案の離散型計測方式の有効性を確認した.

なお, 心拍や呼吸周期は一般的には変動するが, ある程度の大きさの変動については, 本システムで十分対応できると考えているが, 突変するような場合については, 今後, 検討していきたい.

参 考 文 献

- 1) 松原, 田中: エア・枕封入音響センサによる心拍・呼吸の無拘束無侵襲計測, 計測自動制御学会論文集, 40-6, 605/611 (2004)
- 2) 田中正吾: 知能化計測の基礎と応用, アイビーシー, 33/69 (1997)