

バイタルサインモニタによる自律神経活動評価

小谷 潔

情報理工学系研究科特任助手 (AE グループ)

概要

セル生産方式のような人間作業を用いる生産システムにおいては、作業者を支援するため知能化・機械化された生産システムが求められている。作業者への支援は、単に機械的に支援を行うだけでなく、作業者の精神的・生理的状态（緊張や疲れなど）を読み取り、それらに応じた支援を行うことも必要であると考えられる。ここでは心拍変動を用いて副交感神経活動をより正確に抽出するアルゴリズムを提案し、その有効性を確認した。

1 はじめに

心拍動の間隔 (RRI : R-R Interval) の変動は主に、

- ・呼吸性の変動成分 (RSA : Respiratory Sinus Arrhythmia) : 0.15-0.5Hz
- ・血圧変動が反映された変動成分 (MWSA : Mayer Wave related Sinus Arrhythmia) 0.05-0.15Hz
- ・フラクタル成分 : < 0.05Hz

の3要素から構成されている。

この中で RSA は副交感神経活動の指標であるといわれており、臨床医学にとどまらず、健常者における快適性や集中度の指標として人間工学など幅広い分野で重要性が高まっている。従来の RSA の抽出法では RRI を周波数解析し、0.15-0.5Hz のパワーを求めることが一般的であった。しかしこの手法では、

- ・ノイズの分離や抽出精度の向上が困難
 - ・呼吸の変動の影響が考慮されていない
- といった問題点がある。

そこで本研究では、自由呼吸下において一回の呼吸に対して RSA を波形として抽出する手法を提案する。そして健常者を被験者に RSA の評価実験を行い、平均 RSA 波形の解析、及び RSA と呼吸変動の相関についての解析を行った。

2. 測定実験

2.1 プロトコル

健常な成人男性7名を被験者として、安静座位で40分間自由呼吸下において心拍・呼吸データを測定し、最初と最後の5分を除いた30分を解析した。RRIは心電計を1kHzでサンプリングして算出した。瞬時肺容量(ILV : Instantaneous Lung Volume)は誘導プレチスモグラフを用いて100Hzでサンプリングした。ただし一人の被験者は呼吸のデータに不備があったため、データとして使用可能であった25分を解析した。

2.2 信号処理アルゴリズム

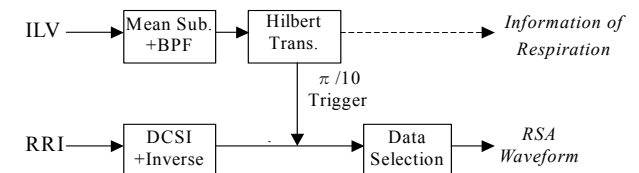
得られたデータから RSA の波形を抽出するための信号処理アルゴリズムを図1に示す。離散的な RRI データ列に DCSI (Derivative of Cubic Spline Interpolation) 法を用いることによって、瞬時の RRI を時間遅れなく補間することができる。また呼吸データを解析信号に変換し、瞬時呼吸位相を求める。解析信号 $\psi(t)$ は実信号 $s(t)$ に対して

$$\psi(t) = s(t) + j\tilde{s}(t) = A(t)e^{j\phi(t)} \quad (1)$$

と表される。ここで $\tilde{s}(t)$ は $s(t)$ のヒルベルト変換

$$\tilde{s}(t) = \pi^{-1} P.V. \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau) d\tau}{t - \tau} \quad (2)$$

であり、P.V.はコーシー主値を意味する。よって



ILV : 呼吸データ (100Hz)

RRI : 心拍データ (1kHz)

Mean Sub. +BPF : 平均値との差を求めた後にパスバンドが 0.1Hz~10Hz のフィルタに通した

DCSI +Inverse : 瞬時 RR 間隔の算出

Hilbert Trans. : 瞬時呼吸位相の算出

Data Selection : 不要なデータを除去

図1 信号処理アルゴリズム

呼吸データの瞬時位相として、式(1)で定義される $s(t)$ の瞬時位相 $\phi(t)$ を用いる。 $\phi(t)$ の $\pi/10$ 間隔で瞬時 RRI を抽出し、RSA 波形を得る。

さらに、図 1 の Data Selection の項によって、MWSA の帯域と重なる 0.15Hz より低周波の呼吸や小さすぎる呼吸は除去し、RSA 波形を抽出した。

本手法の特徴として、統制呼吸下の実験では平均 RSA 波形の抽出から最大値と最小値の差をとると、FFT による抽出と等価な結果が得られる。

3. 実験結果

3.1 平均 RSA 波形の解析

各位相ごとの RRI データを加算平均することにより、平均の RSA 波形を抽出した。最大・最小のピークは π と 2π に現れた。これは吸気時に副交感神経活動が抑制され、呼気時に抑制が解除されることを示しており、先行研究の結果を裏付けるものである。ここで RRI の最大値と最小値の差と、位相 π 及び 2π における RRI の差の違いは約 6% ほどであったため、一呼吸ごとに位相 π と 2π における RRI の差を算出し、それを RSA の振幅値とした。

3.2 統計解析

呼吸の情報として一呼吸あたりの呼吸量 (図 2(a))、呼吸間隔(図 2(b))を算出した。RSA の振幅値(図 2(c))の標準偏差と呼吸数から、各被験者において 5 分間の測定における RSA の抽出誤差を算出した。その結果、ばらつきの標準偏差は 3.7ms であった。

また、一呼吸ごとの呼吸量・呼吸間隔と RSA の振幅値にどのような関係があるか、 Y を RSA の振幅値、 X_1 を呼吸量、 X_2 を呼吸間隔として

$$Y = aX_1 + bX_2 + c \quad (3)$$

で表される重回帰分析を用いて調べた。被験者のうち、呼吸の変動が少なかった 1 人を除いた 6 人について、解析を行った。その結果、呼吸量の偏回帰係数 a は被験者 6 人中 5 人、呼吸間隔の偏回帰係数 b は被験者 6 人全員で正となり、自由呼吸下においても RSA の振幅値と正の相関があることが示された。

4. おわりに

ここで提案した手法は、自由呼吸下で

- ・解析に用いるデータの取捨が可能のため、抽出精度の向上が図れる
- ・一呼吸ごとに呼吸の心拍変動に与える影響を見

ることができる

- ・呼吸量、呼吸間隔と RSA の大きさの関係をみることができる

というメリットがあり、従来の周波数解析を用いた抽出方法に比べ優れているといえる。

また呼吸情報との統計解析の結果、呼吸量、呼吸間隔とも RSA の振幅と正の相関が得られた。この結果は統制呼吸下の実験結果と同じであるが、今後、呼吸の影響を補正して精度を向上させるためには、自由呼吸下での呼吸の影響を考察することが必要である。

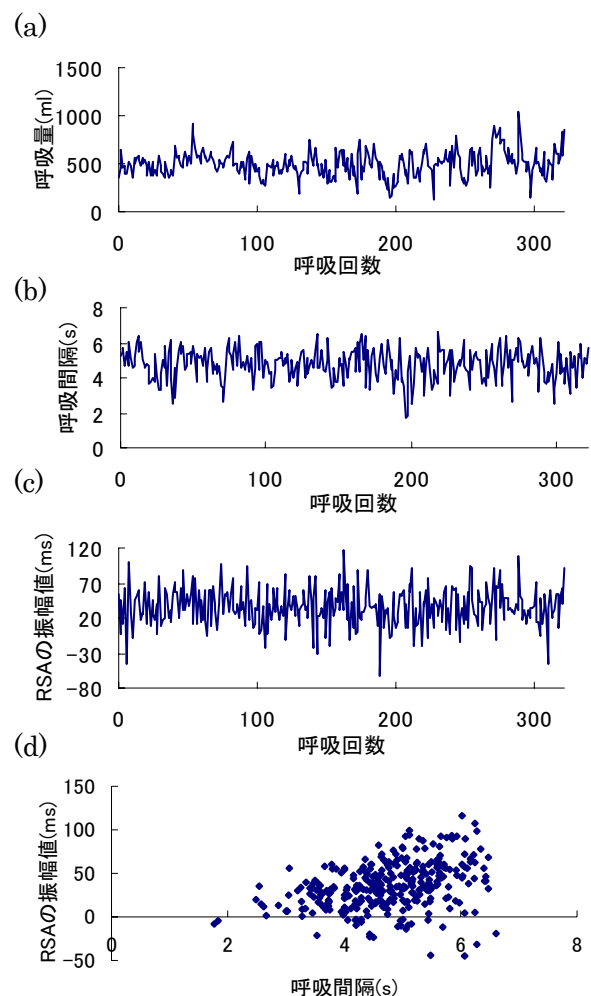


図 3 一人の被験者の RSA と呼吸の情報.
 (a): 呼吸量 (b): 呼吸間隔, (c): RSA の振幅,
 (d): 呼吸間隔と RSA の振幅の関係