

AWB 研究グループ 高増研究室

高増 潔，小谷 潔
工学系研究科精密機械工学専攻

概要

AWB 研究グループでは，AWB（Attentive Workbench）の研究開発により作業者に手を差し伸べる生産システムの構築を目指している．この研究において，作業者の作業意図を理解することが重要となり，高増研究室では，そのためのセンシングシステムの開発を行っている．作業者の作業意図としては，意識的な指示と無意識的な指示が考えられる．ワークベンチにおけるデスク作業では，意識的な指示を音声や指差しなどで行うことが期待できる．一方，無意識的な指示としては，作業者の疲労，ストレス，緊張状態などが考えられ，これを把握するためのセンシングシステムとしてバイタルセンサが重要となる．本報告では，センシングシステムの一部であるバイタルセンサの基礎的な研究として，心拍変動から作業者のストレスおよび疲労を実時間で推定するデータ解析手法とその実験による検証について説明する．

1 はじめに

AWB（Attentive Workbench）による作業者に手を差し伸べる生産システムにおいて，作業者の作業意図を理解することが重要となり，そのためのセンシングシステムの開発を行っている．作業者の作業意図としては，意識的な指示と無意識的な指示が考えられる．

- 意図的な指示：音声，動作，指差し，ボタンなどのインターフェースによる指示
- 無意識的な指示：作業者の疲労，ストレス，緊張状態

これらを把握するためのセンシングシステムとして画像処理を利用したイメージセンシングと生理情報によるバイタルセンシングの開発が必要となる．本報告では，センシングシステムの一部であるバイタルセンサの基礎的な研究として，心拍変動から呼吸性の変動成分（RSA）を実時間で推定するデータ解析手法とその実験によ

る検証について説明する．

後述するように，心拍変動における「呼吸性の変動成分（RSA：Respiratory Sinus Arrhythmia）」は，人間の副交感神経活動の指標とされている．RSA を実時間で推定することにより，作業者のストレスおよび疲労を推定することが可能になると考えられる．

2 心拍変動

心拍変動の定義を簡単に述べる．通常安静時であっても，人間の心拍動は絶えず変動している．そして健常者の心拍動は洞結節という心臓のペースメーカーの発火周期によって決まる．その洞結節の発火周期は細胞内のカリウムイオン（ K^+ ）とカルシウムイオン（ Ca^{2+} ）の量によって決められるのだが，その2種類のイオンの量を調節しているのが自律神経である．そのため，十分量の自律神経遮断薬を投与された人間の心臓や，自律神経が遮断された状態である移植された心臓においては心拍動のゆらぎはなくなり，規則正しいリズムを刻むようになる．

心拍変動という場合には，このような自律神経入力ゆらぎによって変動する心周期のゆらぎのことを指し，期外収縮などの自律神経入力の変動に起因しない心周期の変動は心拍変動には含めない．心拍変動といった場合，通常，図1に示すような心電図波形のR波とR波の間隔であるRR間隔（RRI：RR Interval）の事を指す．

図2に安静時の9分間の心拍変動を示す．このような心拍変動は主に，

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

の3要素から構成されている．

そのうちRSAとMWSAは周期成分なので，心拍変動は周波数解析をすると二峰性のピークを

持つ。図3は心拍変動(図2)の周波数解析の結果であるが、高周波側のピークがRSAで低周波側のピークがMWSAである。

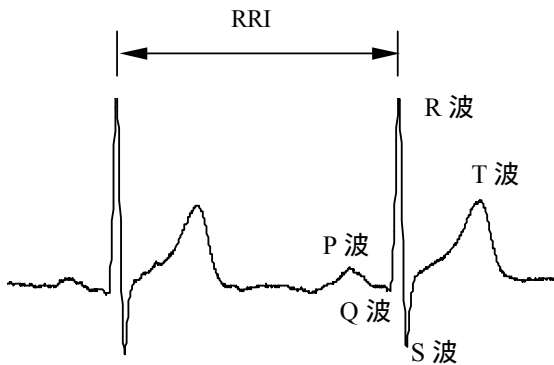


図1 心電図形の例

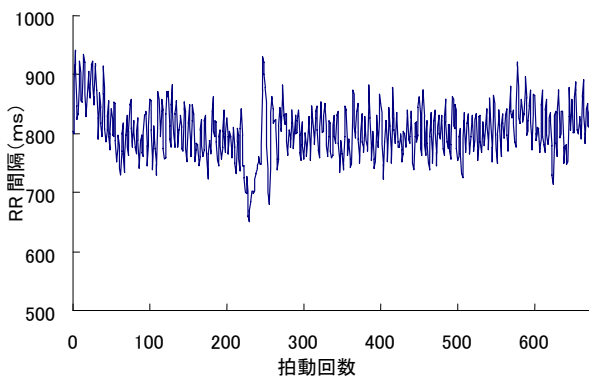


図2 安静時の心拍変動の例(9分間)

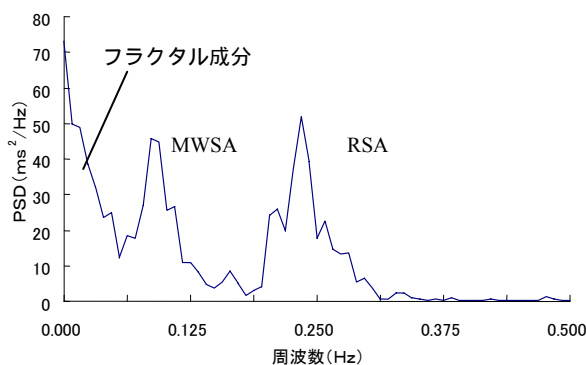


図3 心拍変動のスペクトル(図2)のFFTでの解析結果

3 RSAの発生メカニズム

呼吸性の変動成分は呼吸周波数に同期するので、安静時には0.15-0.5 Hzの周波数帯に現れるとされている。そして、一般的に考えられているRSAの発生メカニズムは図4に示すとおりである。副交感神経の心臓への遠心路の活動は、呼吸中枢(I: Inspiratory neurons)からの干渉と肺の伸展受容体(PSR: Pulmonary Stretch Receptors)からの反射性入力によって呼吸に同期した変動を示す。それが洞結節に伝えられて心拍変動を起こすためRSA(呼吸性不整脈)と呼ばれる。交感神経の活動にも呼吸性変動はあるが、交感神経系は周波数特性上0.15 Hz以上の変動を伝達しないと考えられているため、通常の呼吸ではRSAには交感神経活動は影響を与えないものと考えられている。

RSAは古くから心臓副交感神経活動の指標になると考えられていた。それを裏付ける研究としてRSAのスペクトルは副交感神経遮断薬であるatropineによって消失し、交感神経遮断薬であるpropranololによってやや増加すること、さらにHayanoがpropranolol投与下でのRSAの大きさと心拍数が直線関係(比例関係)にあることを示したことが挙げられる。

心拍変動から自律神経活動を評価する手法の必要性は高く、特にRSAは副交感神経活動の唯一の活動指標であるとされている。RSAは臨床医学研究の他にも、近年では精神的な作業負荷の測定やバーチャルリアリティでのリラクゼーションの程度の測定など工学系の分野にも応用されている。そしてその過程において各種周波数解析法の是非なども論じられるようになった。

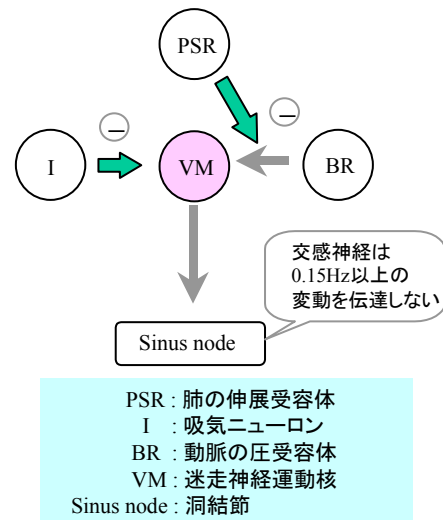


図4 RSAの発生メカニズム

4 RSA の抽出手法

本節では、自由呼吸下のデータも解析可能な呼吸位相領域での解析手法を提案し、その評価を行う。これまでの実験の考察から従来の RSA 抽出手法問題点をまとめると、アルゴリズムの問題として、

RSA の波形が、厳密には時間的な対応が取れていないこと。

統制呼吸による過換気がおきている恐れがあること。

呼吸量のキャリブレーションを行っていないこと。

周期 9s の加算平均では、MWSA の影響が現れてしまう恐れがあること。

が挙げられる。その欠点を解決するために、今回の解析には DCSI (Derivative of Cubic Spline Interpolation) 法を用いた。

図 5 はスプライン補間の方法を変えて、呼吸による信号が心拍に影響を与える部分を同時に見られるようにした時間領域での解析アルゴリズムである。一方で、時間領域のアルゴリズムの形状を抽出できるという利点を生かすと、自由呼吸下でも RSA の波形を抽出する手法を提案することができる。これは呼吸から心拍への影響の同時性が保証できてはじめて可能な事である。そこで自由呼吸での抽出を試みたのが呼吸位相領域での解析である(図 6)。これによって呼吸位相に対して心拍はどのような影響を受けるのかを調べた。

図 5 および図 6 における各ブロックでの具体的な信号処理法の説明を簡単に行う。

- Mean Sub. + HPF: 平均値との差を求めた後に直線位相の FIR (Finite Impulse Response) ハイパスフィルタで低周波成分をカットする。
- DCSI + Inverse: DCSI 法は IPFM (Integral Pulse Frequency Modulator) に基づいている。心拍変調過程が積分器に入力され、一定の閾値 T に達すると出力パルスが発生し、積分器はリセットされるというものである。
- Hilbert Trans.: 呼吸データの瞬時位相を求めるために、呼吸データを解析信号に変換する。ヒルベルト変換で、呼吸データの瞬時位相を用いる。
- Ensemble Averaging: 時間領域の解析では統制周期の 4.5s で、呼吸位相領域の解析では一呼吸で加算平均を行う。

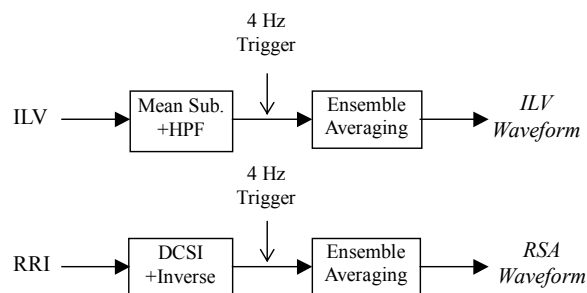


図 5 時間領域での解析アルゴリズムのブロック図

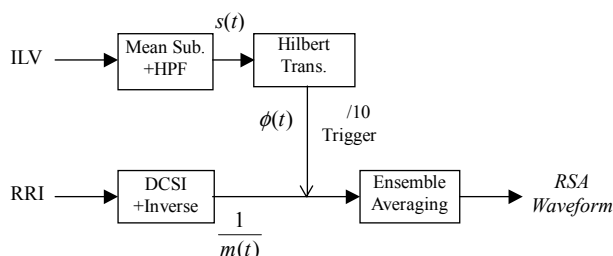


図 6 呼吸位相領域での解析アルゴリズムのブロック図

5 RSA の抽出実験

成人男子 7 名 (22 ~ 31 才) を被験者に、安静座位で自由呼吸とメトロノームでの統制呼吸を行った。実験の様子を図 7 に示す。統制呼吸の周期は、過換気が起きにくいように前回よりも短くし、4.5s とした。また、測定時間は全て 420s とした。表 1 に実験の統制呼吸の条件を示す。SB は自由呼吸、RB は吸って吐く、IH は吸って止めて吐く、EH は吸って吐いて止めるに対応する。実験の順序は、はじめに SB を行い、残りの 3 つはランダムに行った。

測定にあたっては心電計 (Life Scope 6, 日本光電) からの RRI を 1kHz で、誘導プレチスモグラフ (RESPITRAK, Non-Invasive Monitoring System) による ILV を 20Hz でサンプリングした。

各実験における平均 RRI, RSA の規模 (1L あたりの RSA の振幅) の平均を算出した (表 2)。分散分析の結果、平均 RRI に実験間の有意差はなく、また RSA の規模に呼吸パターンによる差はないという結果になった。時間領域と呼吸位相領域での差もほとんどなかったが、IH はわずかではあるが差が出て、有意差が表れた。SB での RSA

は呼吸位相領域でのみ解析可能である。

次に各実験で得られた波形について平均RRIとの差を求めた後に被験者間での平均波形を求めた。抽出したRSAの平均波形を図8に示す。図8から、時間領域では

- RSAのピークはすべての実験において吸気のはじめと終わりに現れる。
- IHとEHはピークの位置は同じでも異なる形状を持つ。
- RSAの波形は呼吸相の一次遅れの形状を示していない。

ということがわかった。また、図9に示した呼吸位相領域ではEHの極大値が若干RB、SBと異なったが、これら3つの波形はほぼ同じであった。X軸と交差する点を実験間で比較し、検定を用いるとこれら3つの間に有意差は現れなかった。それに比べて、IHは平均波形で他の3つよりも約0.2 rad前にシフトしており、そのために有意差がみられた ($P < 0.05$)。

6 まとめ

作業者のストレスや疲労の指標となる心拍の呼吸性的変動成分(RSA)を抽出する新しい手法を提案した。この手法では、心拍のRRIおよび呼吸のILVから実時間データ処理により、RSAを推定できる。実験によりRSAの抽出を行えることを確認できた。

この手法は、従来手法に対して、実時間でRSAが抽出できることが大きな特徴となっている。この手法によれば、作業者の無意識な指示である作業者の疲労、ストレス、緊張状態などが実時間で推定できるので、作業者の意図的な指示と合わせて、AWBのより高度な制御が可能になる。

表1 実験の統制条件

実験	統制条件
SB	Free
RB	Insp(2.25s)+Exp(2.25s)
IH	Insp(1.5s)+Hold(1.5s)+Exp(1.5s)
EH	Insp(1.5s)+Exp(1.5s)+Hold(1.5s)

表2 実験ごとのRSAの規模と平均RRI

実験	Magnitude of RSA		平均 RRI (ms)
	時間領域 (ms/L)	呼吸位相領域 (ms/L)	
SB	-	264±80	932±174
RB	222±103	219±99	936±171
IH	246±92*	239±90	942±165
EH	229±103	225±99	932±174

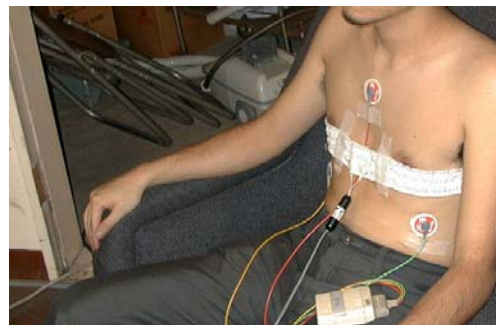


図7 心電計とRESPITRAKを装着した様子

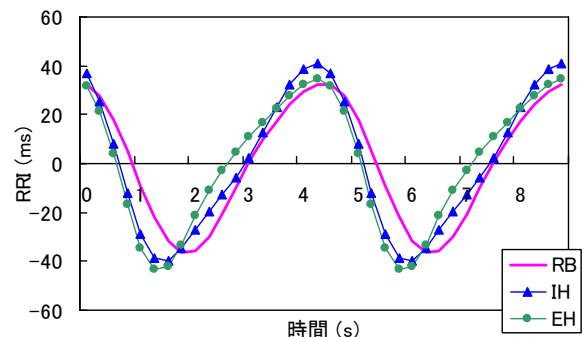


図8 時間領域での平均波形

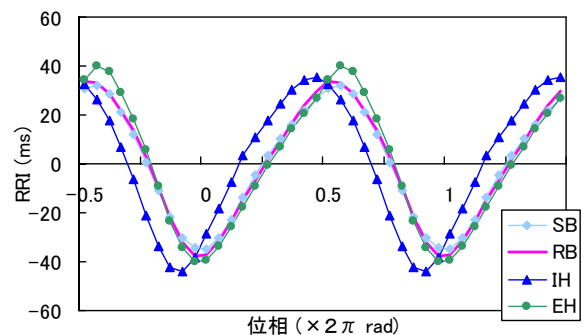


図9 呼吸位相領域での平均波形