

体動の影響下におけるリアルタイム副交感神経活動推定法の開発とインタラクティブCGの生成

非会員 小谷 潔* 非会員 飯田 文明**
 非会員 赤川 智洋*** 非会員 斉藤 毅****
 正員 神保 泰彦* 非会員 河口 洋一郎***
 正員 高増 潔****

Development of the Method for Estimating Cardiac Vagal Activity in Real-Time during Body Motion and Generation of the Interactive CG

Kiyoshi Kotani*, Non-member, Fumiaki Iida**, Non-member, Tomohiro Akagawa***, Non-member, Takeshi Saitoh****, Non-member, Yasuhiko Jimbo*, Member, Yoichiro Kawaguchi***, Non-member, Kiyoshi Takamasu****, Member

Autonomic nervous system is important to maintain homeostasis, and respiratory sinus arrhythmia (RSA) is known as a selective index of cardiac vagal activity. In this paper, we evaluated errors in the amplitude of RSA under the condition of body motion (keyboard typing and mental arithmetic with touching panel) and proposed a method for reducing them. It was found that elastic chest band is suitable under the quiet condition, while thermistor is suitable under the condition of body motion. It was also found that Berger's interpolation method was the best for detecting instantaneous heartbeat intervals in real-time signal processing. Furthermore, we proposed a error reduction algorithm by mixing the data of thermistor and elastic chest band, and applied it for interactive CG (Computer Graphics) system that reflected the amplitude of RSA estimated in real-time.

キーワード：呼吸性洞性不整脈，副交感神経活動，インタラクティブCG，グロースモデル

Keywords: respiratory sinus arrhythmia, vagal activity, interactive CG, growth model

1. はじめに

自律神経は交感神経と副交感神経の拮抗作用によって各臓器を支配し、ホメオスタシス（恒常性）の維持に重要な役割を担っている⁽¹⁾。そのため、自律神経活動を知ることには臨床医学研究の他にも、作業時における支援や、生活環境下におけるリラクゼーションなどのインタフェースの最適化に有用であると考えられる。自律神経活動の計測に関して、筋交感神経についてはタングステン微小電極によって侵襲的に計測できることが知られているが⁽²⁾、現状では実生活環境下での計測が可能ほど簡便ではない。さらに副交感神経に関しては直接計測することはできず、現段階では推定するしかないといえる。

副交感神経活動の指標としては心拍変動の呼吸性の変動成分 (RSA : Respiratory Sinus Arrhythmia) の振幅が知られており⁽³⁾⁽⁴⁾、周波数解析を用いて RSA を抽出する手法⁽⁵⁾は臨床医学研究⁽⁶⁾はもとより作業における快適性

* 東京大学大学院 新領域創成科学研究科
〒 277-8561 千葉県柏市柏の葉 5-1-5
Graduate School of Frontier Science, The University of Tokyo

5-1-5, Kashiwanoha, Kashiwa-shi, Chiba 277-8561

** 東京大学 工学部

〒 113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1

Department of Engineering, The University of Tokyo

7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656

*** 東京大学大学院 情報学環

〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1

Graduate School of Interdisciplinary Information Studies, The University of Tokyo

7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033

**** 東京大学大学院 工学系研究科

〒 113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1

Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656

や集中度の指標として用いられている⁽⁷⁾。そのため、実際の作業や生活の現場において、リアルタイムに副交感神経活動を推定し、適切に作業や映像などの外部環境を制御することが期待されている。

RSAによる副交感神経活動推定法については、我々は呼吸位相領域で心拍変動を解析し、長い呼吸などの不適当なデータを一呼吸ごとに取捨してからRSAの振幅を算出することで従来の周波数解析に比べてより高精度にRSAの振幅を抽出できる手法を提案してきた^{(8)~(10)}。さらに提案手法を拡張してリアルタイムでRSAの振幅を抽出し評価する手法を開発した⁽¹¹⁾。しかし、実生活環境においてリアルタイム処理を実現するためには、体動の影響を含めた誤差要因を考慮する必要がある。

一方で、外部環境の制御に関しては、リアルタイムに測定されたRSAの情報を受け取り、自律神経に影響を与えるような環境要因を適切に制御するシステムを構築する必要がある。自律神経に影響を与える要因としては様々なものが考えられるが、その中で本研究ではCGによる映像刺激に着目する。映像刺激は日常生活に密接に関係があり、さらに自律神経活動に与える影響について研究がなされている^{(12)~(13)}。

以上から、本研究においては、リアルタイムでRSAの振幅を抽出する手法について、机上作業程度の動きのある状況で実験を行い、体動の影響を低減させる計測手法および信号処理手法を開発する。さらに抽出結果を用いた外部環境制御のひとつとして、外部のPCにRSAの振幅をリアルタイムで送信し、投影しているCGを連動して動かすことを目的とする。

2. 体動によるRSA振幅の抽出誤差評価実験

〈2・1〉 誤差要因 文献(11)において提案されている信号処理アルゴリズムを図1に示す。胸部に巻いた伸縮性のベルト(呼吸ピックアップベルト)によって吸気の開始時と終了時における瞬時RRIの差を算出している。このアルゴリズムにおいて誤差要因として挙げられるのは、体動による呼吸計測の誤差と補間法による誤差である。しかしながら呼吸計測の誤差が補間法の誤差を介して最終的なRSA振幅の抽出誤差となるため、この2つの誤差要因は独立ではなく連動するものといえる。以下に本研究で用いる計測手法と補間法についてそれぞれ述べる。

図2に流量計(TV-112T, 日本光電), 呼吸ピックアップベルト(TR-753T, 日本光電), サーミスタ(TR-761T, 日本光電)による呼吸信号の例を示す。呼吸ピックアップベルトは呼吸による胸径の変化を, サーミスタは呼吸の気流による鼻部の温度変化を抽出する装置である。吸気の開始時と終了時を同定するにあたり, 流量計は0をマイナス側に離れる点とプラス側に横切る点の時刻を算出する。これらに対応するベルトの点は極大値, 極小値であり, サーミスタでは2回微分の極大値, 極小値であるため, 以下の実験ではこれらの生起時刻を同定する。これらの他に, 予備

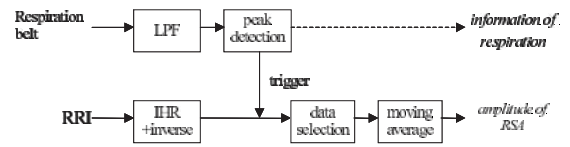


Fig. 1. Signal processing algorithm for the real-time extraction of the amplitude of RSA.

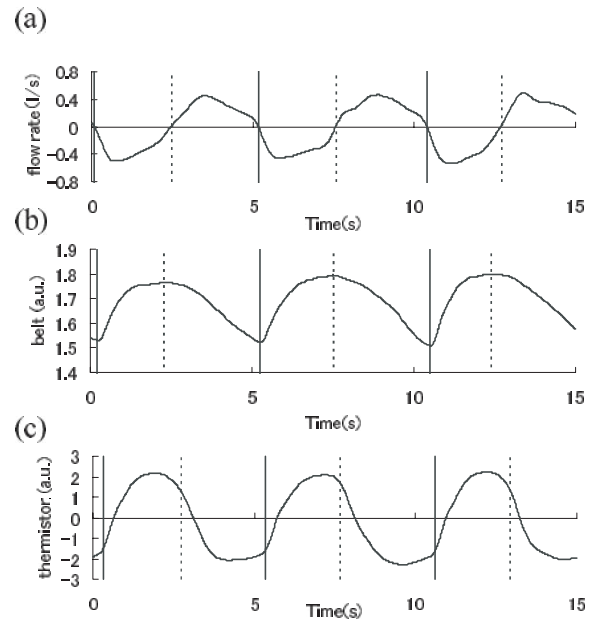


Fig. 2. Waveforms of the (a) air-flow meter, (b) respiration belt, and (c) thermistor in the normal respiration. Solid lines indicate the start points of inspiration and dotted lines indicate the end points of inspiration.

実験として胸部インピーダンスと呼吸音の計測を行ったが、S/N比が悪く、また体動による誤差が大きかったため、今回の実験では用いない事とした。

次に、補間法について述べる。文献(11)のアルゴリズムを用いるためには、吸気の開始点・終了点での瞬時RRIを時間遅れなく得る必要があるため、図3(a)のようなIPFM(Integral Pulse Frequency Modulator)モデルに基づいた補間を行う必要がある^{(14)~(15)}。IPFMモデルは洞結節のモデルであり、積分発火型の構造をしている。このモデルにおいて、 $t_k(k = 0, 1, 2, \dots, n)$ を心拍動の生起時刻とした時に

$$\int_{t_0}^{t_k} m(t)dt = k \dots \dots \dots (1)$$

で表される $m(t)$ が瞬時心拍数となる。呼吸位相領域での解析が必要とされているのは瞬時RRIであるため、逆数である $1/m(t)$ を用いる。IPFMモデルを満たす補間法として、有名なものにDCSI(Derivative of Cubic Spline Interpolation)法がある⁽¹⁵⁾。DCSI法は (t_k, k) の点列を3次スプライン補間することにより、 $m(t)$ を求める手法である。しかしながら、DCSI法はリアルタイムで行うには計算量が

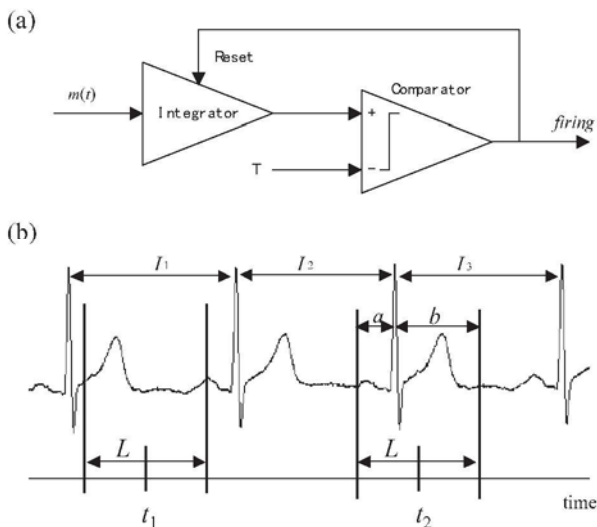


Fig. 3. (a) Block diagram of the IPFM model. (b) Berger's method for interpolation of the RRI.

多く、また端点条件があるために前後にマージンが必要となってしまう。さらに、リアルタイムでの解析では後からデータを参照する場合と異なり、R波の誤認識や期外収縮などを完全になくす事はできないが、その場合に誤った点の影響が前後のデータにまで及んでしまう。

そこで、DCSI法に替わる方法として、文献(11)ではIHR(Instantaneous Heart Rate)法を用いている。この手法は時刻 t における瞬時RRIを、その前後のR波の間隔とするものであり、(1)式において (t_k, k) を直線補間して得られる $1/m(t)$ に等しい。IHR法は簡便であるが、拍動の前後で値が不連続となるため、誤差が大きくなってしまふと考えられる。

一方で、IPFMモデルを満たし、かつ連続な補間手法として、Berger法がある⁽¹⁶⁾。Berger法は点の前後に幅 L の局所窓を設け、図3(b)の時刻 t_1 のように、窓の中にR波がなければ $n_i = L/I_1$ 、時刻 t_2 のように、窓の中にR波がある場合は $n_i = a/I_2 + b/I_3$ として、瞬時RRIを L/n_i で求めるものである。局所窓の幅 L には従来のBerger法ではサンプリング間隔が用いられているが、今回のアルゴリズムにおいては等時間隔の補間ではないために局所窓は500ms(前後250msずつ)と設定した。

〈2・2〉実験条件 健康な男子大学院生7名を被験者として作業下での心拍・呼吸計測を行った。呼吸センサには流量計、呼吸ピックアップベルト、サーミスタを用いた。尚、流量計は原理上精度が最も高いと予想されるが、拘束の強さから実生活環境下での計測には向かないため今回は精度比較の基準とし、流量計から呼吸の開始時、終了時が同定できない呼吸は解析に用いないこととした。また、サーミスタは一般的には鼻に装着するが、本章の実験では口呼吸によって流量計の値を得る必要があるため、口に装着した。サンプリング周波数は、心電計(AC-601G, 日本光電)は1kHz、呼吸計測は全て100Hzで行った。実験には安

静座位と、体幹が大きく動かない程度の作業2つをそれぞれ180s課した。実験の内容は以下の(a)–(c)のとおりである。

(a) 安静座位

(b) キーボードタイピング：座位でディスプレイに提示された英文記事をタイプする。

(c) 動作を伴う暗算課題：座位でディスプレイに提示された2桁の整数の和を机の上に広さ300mm×300mmに配置された数字のパネルに左手で触れることで回答する。回答すると次の課題が提示される。暗算は文献(11)と同様のものを課し、一問当たりの時間制限はなく、180sの間暗算を続けるようにした。

〈2・3〉実験結果 各実験について、サーミスタ、呼吸ピックアップベルトによる、吸気の開始点・終了点それぞれの時間誤差(流量計基準)の絶対値の平均を算出し、サーミスタと呼吸ピックアップベルトの結果間でpaired t-testを行った(図4)。実験(a)における吸気の開始点・終了点ではサーミスタよりも呼吸ピックアップベルトの方が時間誤差が小さく、統計的有意差が見られた(それぞれ $P < 0.01$ と $P < 0.05$)。また、実験(b)の吸気の開始点も統計的有意差は得られなかったものの呼吸ピックアップベルトの方が誤差が小さかった。一方で実験(b)の吸気の終了点と実験(c)では両者の誤差はほぼ等しかった。

次にRSAの振幅について、各センサ並びに各RRI補間手法を用いた結果について、流量計による呼吸データにDCSI法を用いて抽出したRSAの振幅を基準値として、基準値との相関係数を求めた。結果について2元配置分散分析を行い、さらに3種類の補間手法をテューキーの多重比較によって比較した。実験(a)–(c)の結果をそれぞれ表1–3に示す。安静時の実験(a)においては、サーミスタよりも呼吸ピックアップベルトの方が精度が高く($P < 0.05$)、さらにDCSI法はIHR法よりも精度が高かった($P < 0.01$)。また実験(b),(c)ではともに、DCSI法はIHR法よりも、Berger法はIHR法よりも精度が高かった($P < 0.01$)。これらの結果から、リアルタイムRSA抽出においては補間法はIHR法よりもBerger法の方が基準値との相関が高く、誤差の少ない補間が行われる事が示された。

また、各実験の作業結果の平均値と標準偏差は以下の通りであった。キーボードタイピング作業の結果、180s間にタイピングした文字数は 327 ± 136 文字であった。また、暗算の結果、180s間の回答数は 53 ± 17 問、正答率は $94 \pm 3.6\%$ であった。

〈2・4〉考察 呼吸計測に関して、実験(a)の吸気の開始点・終了点と実験(b)の吸気の開始点においては呼吸ピックアップベルトよりもサーミスタの方が誤差が大きかった。その原因はサーミスタの計測原理によるものと考えられる。サーミスタは呼吸による温度変化を計測しているため、呼気の終了時近辺で測定値が原点に回帰する傾向がある。そのため、吸気の開始点を抽出するためには2回微分の極値を抽出する必要がある。2回微分波形が図5(a)の

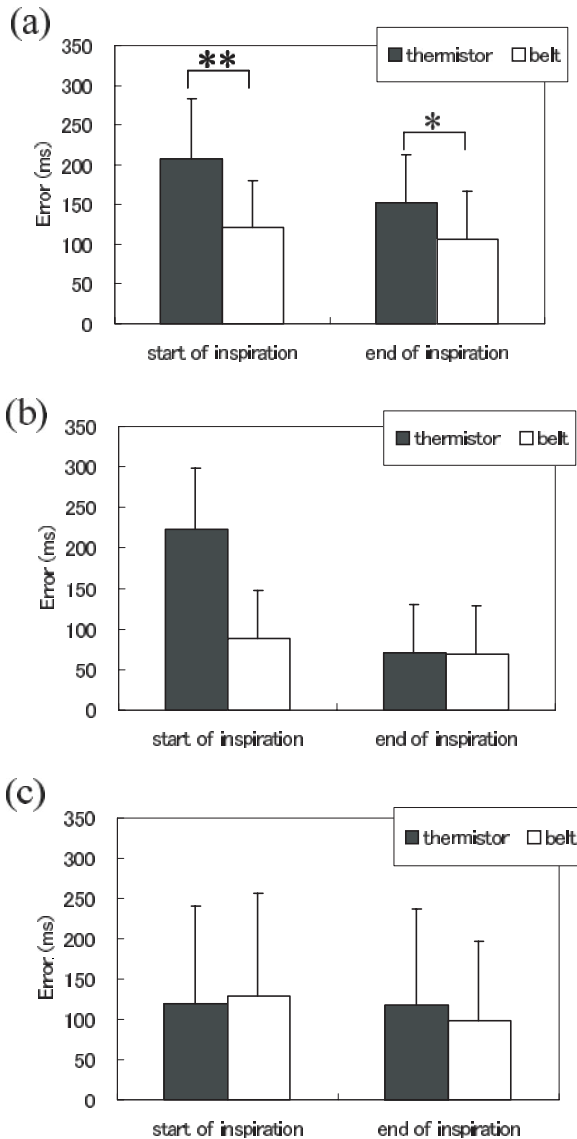


Fig. 4. Errors in the detection of start points and end points of inspiration. (a)–(c) are the results of Exp.(a)–(c), respectively. * indicates $P < 0.05$ and ** indicates $P < 0.01$.

ような単峰性であれば精度良く抽出可能であるが、図 5(b)のように 2 回微分の波形がきれいな単峰性のピークを持たない場合などに抽出誤差が生じてしまう。

また、RSA 振幅の抽出誤差についても呼吸誤差と同様に、実験 (a) において呼吸ピックアップベルトを用いた方が高精度であった。実験 (b),(c) においては両者の誤差はほぼ同程度であったが、実際のデスクワークにおいては、実験 (b),(c) で課した手の動きとともに体幹の動きも加わるため、呼吸ピックアップベルトの精度がより悪化すると考えられる。そのため、サーミスタを併用することで、呼吸計測における誤差の低減を図る必要がある。

補間法に関しては、全ての実験において、IHR 法よりも Berger 法の方が基準値との相関係数が高い値が得られた。これは、Berger 法が、基準値である流量計による呼吸デー

Table 1. Correlation coefficients of experiment (a). † indicates statistically significant difference from the interpolation of IHR method ($P < 0.01$). * indicates statistically significant difference from thermistor ($P < 0.01$)

	DCSI [†]	Berger	IHR
Thermistor	0.952 ± 0.019	0.906 ± 0.048	0.807 ± 0.170
Belt*	0.970 ± 0.030	0.955 ± 0.013	0.921 ± 0.033

Table 2. Correlation coefficients of experiment (b). † indicates statistically significant difference from the interpolation of IHR method ($P < 0.01$).

	DCSI [†]	Berger [†]	IHR
Thermistor	0.940 ± 0.070	0.932 ± 0.056	0.851 ± 0.083
Belt	0.986 ± 0.012	0.948 ± 0.021	0.866 ± 0.360

Table 3. Correlation coefficients of experiment (c). † indicates statistically significant difference from the interpolation of IHR method ($P < 0.01$).

	DCSI [†]	Berger [†]	IHR
Thermistor	0.985 ± 0.007	0.960 ± 0.197	0.898 ± 0.050
Belt	0.984 ± 0.011	0.954 ± 0.022	0.887 ± 0.047

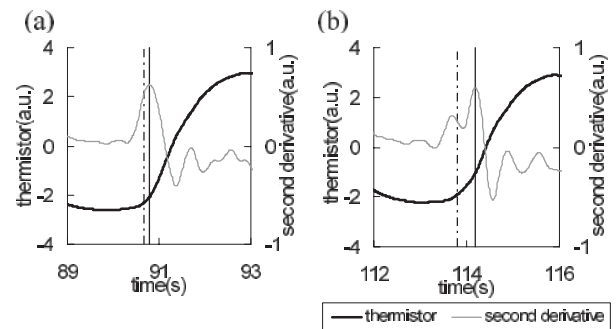


Fig. 5. Two types of waveforms of the thermistor and its second derivative around the start point of inspiration. Vertical solid line indicates the detected start point of inspiration by thermistor, while dashed-dotted line indicates that by air-flow meter.

タに DCSI 法を用いて解析した結果への追随性が高いことを示している。

これらの結果から、実生活環境下でのリアルタイム計測には、安静時には呼吸ピックアップベルトによる呼吸計測、体動がある場合にはサーミスタ単独もしくは呼吸ピックアップベルトとの併用が望ましいといえる。さらに Berger 法を用いた瞬時 RRI 抽出を行うことで高精度な RSA 振幅の抽出が可能である。

3. 高精度リアルタイム RSA 抽出手法を用いたインタラクティブ CG の生成

(3・1) 実験条件 これまでの実験結果を考慮し、体動のある状況下での RSA 振幅のリアルタイム抽出手法を構築して、その値によって CG がインタラクティブに反応するシステムを作成した。信号処理アルゴリズムは図 6 のと

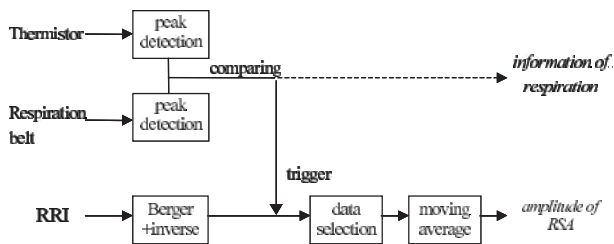


Fig. 6. Proposed method for real-time RSA extraction that is adoptive under the condition of body motion of the subject.

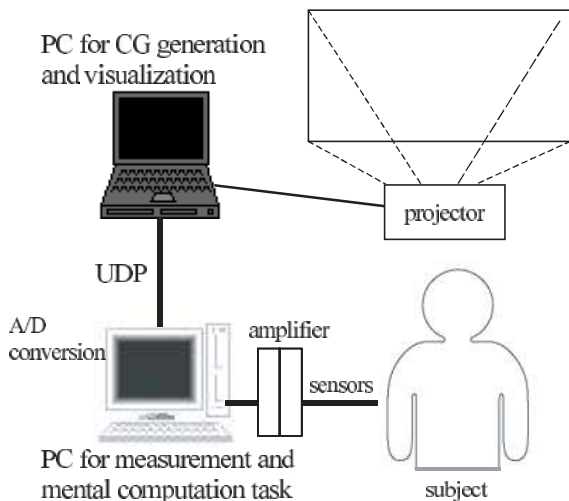


Fig. 7. Configuration of the experiment for the real-time RSA extraction with interactive CG

おりで、呼吸情報として呼吸ピックアップベルトとサーミスタを取得し、瞬時 RRI の補間には Berger 法を用いる。サーミスタから安定した呼吸情報をリアルタイムで取得するため、2 回微分の極大値もしくは極小値が 1 s 以内で連続した場合、最後の値を用いる。また吸気の開始点・終了点におけるサーミスタと呼吸ピックアップベルトの時間差を算出し、その差が吸気の開始点・終了点ともに 300 ms 以内であれば体動がないとみなして呼吸ピックアップベルトの値を、300–1000 ms の間であれば体動があったとみなしてサーミスタの値を用いて RSA 振幅を算出する。それらより外れていた場合、データに信頼性がないとして、RSA 振幅の算出を行わない。その後、0.15 Hz 以下の長い呼吸のデータを除去し、前 25 回の RSA 振幅の平均値を算出する。実験環境は図 7 に示すとおりで、得られた RSA の振幅値は UDP (User Datagram Protocol) を介して CG 生成用 PC に送信され、CG はプロジェクタで壁面に投影する。実験プロトコルは図 8 の通りである。セッション 2,5 では、体動として 1 呼吸の間に体幹を前後に 2 回動かすという動作を課した。セッション 4–6 では、2 章と同じ 2 桁の暗算を 3 s に 1 回の速さで行い、手元のキーボードでの回答を行った。また、被験者に安静時には投影された CG を見るよう指示した。

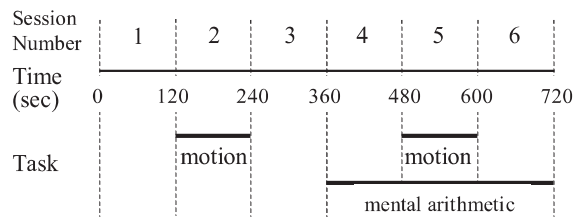


Fig. 8. Time table of the experiment for the real-time RSA extraction with interactive CG

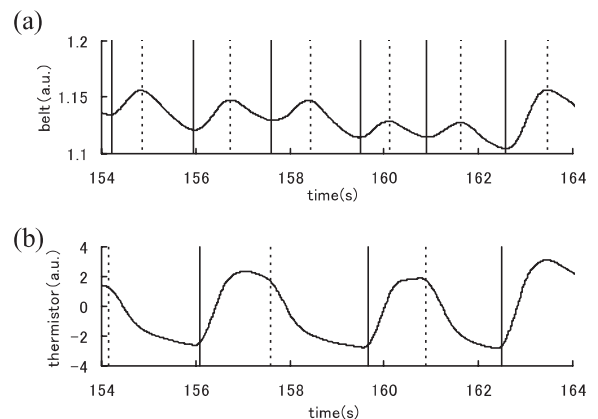


Fig. 9. Waveforms of the (a) respiration belt, and (b) thermistor under the condition of body motion. Solid lines indicate the start points of inspiration and dotted lines indicate the end points of inspiration.

〈3・2〉 CG の生成アルゴリズム CG には growth モデル⁽¹⁷⁾を用い、RSA 振幅の値を 0 ms から 100 ms の間で色、形状、動きのマッピングに用いた。具体的なアルゴリズムについて、以下にまとめる。色に関しては、0 ms から 100 ms を HSI 表色系において色相が 0° (赤) から 255° (青紫) の間にマッピングを行い、RGB に変換して用いた。フラクタルの深さは、growth 描画における再帰関数呼び出しの深さに相当しており、0 ms から 100 ms を 10 から 0 の整数に換算した値を使用した。また、動きの大きさには、RSA 振幅値の 2 次関数を使用し、growth における枝の角度の変化量が、RSA 振幅値が低いほど大きくなるようにした。これらのアルゴリズムによって、副交感神経活動が低いほど、赤く、フラクタルの深さが深く、複雑な形状で動きが大きいグラフィックスを生成した。

〈3・3〉 実験結果 一例の結果について、体動を課した時刻におけるサーミスタと呼吸ピックアップベルトの呼吸曲線を図 9 に、実験全体での RSA の振幅について提案手法での抽出結果と呼吸ピックアップベルト、サーミスタ単独の結果とを並べたものを図 10(a) に示す。図 9 の実線と破線はそれぞれのセンサで同定した吸気の開始点・終了点を示している。図 9(a) の呼吸ピックアップベルトの波形から、1 呼吸の間に体幹を前後に 2 回動かす動作による波形変化を呼吸として抽出してしまっている様子が見取れる。

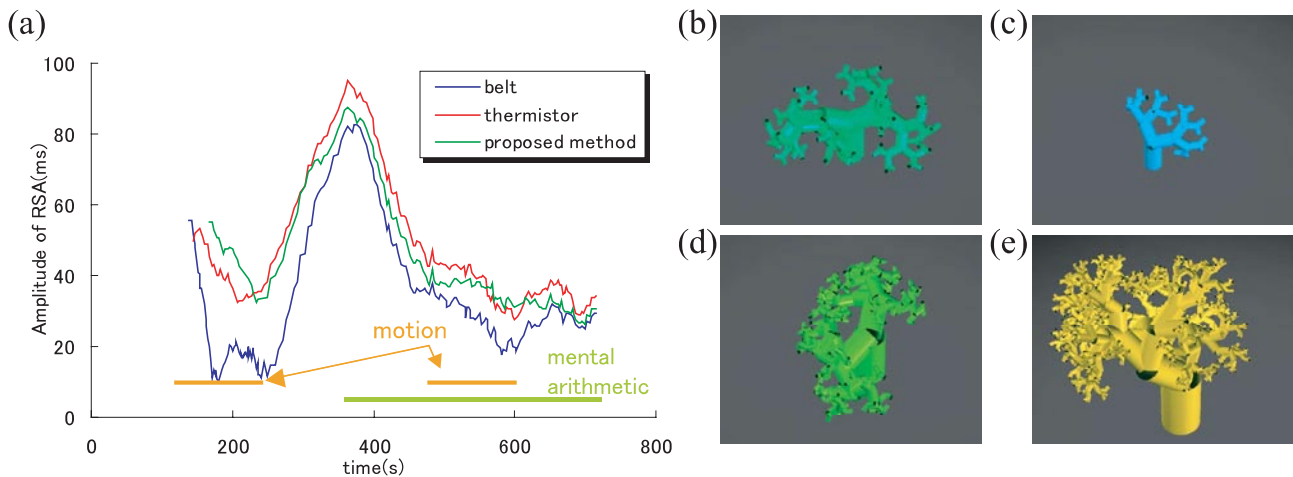


Fig. 10. Result of the experiment for real-time RSA extraction with interactive CG. (a) the amplitude of RSA by belt, thermistor, and the proposed method. (b)200 s, (c)300 s, (d)550 s, and (e)700 s snapshots of CG that reflect the amplitude of RSA.

図 10(a) から、体動のあるセッション 2,5 において、呼吸ピックアップベルトでは RSA の振幅を低く算出しているが、提案手法では呼吸ピックアップベルトとサーミスタの併用によって正確な RSA 振幅が抽出できていることがわかる。ここで、セッション 2,3,5,6 における CG の画像を図 10(b)-(e) に示す。提案手法による RSA 振幅を送信した結果、タスクに応じてリアルタイムで CG が反応して動いている様子が見て取れる。

〈3・4〉考 察 実験の結果、提案した信号処理手法によって体動を含む条件下であってもリアルタイムでの RSA 振幅の評価が可能であるということがわかった。これまでも周波数解析、時間周波数解析を用いて RSA を抽出し、自律神経活動を評価する研究は、研究発表⁽¹⁸⁾、NC 仕事を模したタスク⁽¹⁹⁾、車輛運転⁽²⁰⁾、船の操縦⁽²¹⁾、自転車運動⁽²²⁾などの様々な場面について行われている。提案した手法は複数の呼吸情報を取得することで RSA 振幅の抽出精度を向上させ、リアルタイムでのデータ解析を可能としているため、これらの場面を含めた実生活環境下での最適なインターフェイスの構築において有用と考えられる。

また、インタラクティブアートの分野においてはこれまで随意的な運動とのインタラクションが主だったが⁽²³⁾⁽²⁴⁾、本研究では不随意的な自律神経活動指標を用いて CG を動かすシステムを構築した。本研究の CG は自律神経活動に対してポジティブフィードバックを形成するように作成されており、そのようなインタラクティブアートと自律神経活動との間に閉ループを目指した試みは独創的といえる。図 10(a) のセッション 3 において、RSA の振幅が高くなっているのは、動きが小さくなっていく CG を見ていることによるポジティブフィードバックの影響が含まれている可能性があるが、今回の実験条件ではポジティブフィードバックの効果の大きさを正確に評価することはできないため、その点に関しては今後の課題である。

4. 結論・展望

〈4・1〉結 論 本研究では、動きのある状況下での RSA 振幅のリアルタイム抽出手法について、安静時と体動を含む作業下で RSA 振幅の抽出実験を行い、安静時にはサーミスタより呼吸ピックアップベルトの方が高精度に呼吸を計測できること、体動が大きい時にはサーミスタを用いることが有効であること、瞬時 RRI の補間法としては IHR 法よりも Berger 法を用いた方が RSA 振幅の抽出精度が高いことがわかった。さらに、これらの結果を用いることで、副交感神経活動をリアルタイムに推定して外部 PC に送信し、CG がリアルタイムに反応するシステムを構築することができた。

〈4・2〉展 望 本研究で提案したシステムは、リアルタイムに自律神経活動を推定して外部環境の制御を可能とするものである。今後、RSA 振幅の抽出手法に関しては、さらに誤差要因の検討を行い、センサや信号処理手法の改良を図ることで、実生活環境下での使用に耐え得るシステムを構築していく。また、応用面に関しては、インタラクティブアート以外にも作業支援、リラクゼーションといった目的に応用する事ができる。以下に、それぞれの目的についての展望を述べる。

まず、インタラクティブアートにおいては、これまで随意運動が主であったが、本研究では不随意的な自律神経活動指標を用いるシステムを提案した。今回は映像それ自体のポジティブフィードバック効果は検証しなかったが、今後さらに情動に大きな影響を与えるような CG を作成し、フィードバック効果の検証実験を行う。また、作業支援目的においては、RSA 振幅の値に応じて休憩を入れる、あるいは作業速度や手法を変えるような制御を行うことが望まれる。リラクゼーション目的では今回用いたような映像に加えて、空調、照明などの外的環境を変化させることで、自律神経

活動を反映した周囲の環境の最適化を目指す。

謝 辞

本研究の一部は科学技術振興機構 CREST ならびに文部省科学研究費萌芽研究 (課題番号 18650024) の支援を受けている。

(平成 19 年 2 月 13 日受付, 平成 19 年 6 月 18 日再受付)

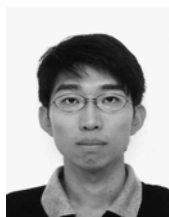
文 献

- (1) R. M. Berne and M. N. Levy (監訳 坂東武彦, 小山市三): 「生理学 (第 3 版)」, 西村書店 (1996)
- (2) J. A. Taylor, T. D. Williams, D. R. Seals, and K. P. Davy: “Low-frequency arterial pressure fluctuations do not reflect sympathetic outflow: gender and age differences”, *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, Vol.274, pp.1194–1201 (1998)
- (3) J. Hayano, S. Mukai, M. Sakakibara, A. Okada, K. Takata, and T. Fujinami: “Effect of respiratory interval on vagal modulation of heart rate”, *Am. J. Physiol.*, Vol.267, pp.H33–H40 (1994)
- (4) P. G. Katona and F. Jih: “Respiratory sinus arrhythmia: noninvasive measure of parasympathetic cardiac control”, *J. Appl. Physiol.*, Vol.39, pp.801–805 (1975)
- (5) B. Pomeranz, R. J. B. Macaulay, M. A. Caudill, I. Kutz, D. Adam, D. Gordon, K. M. Kilborn, A. C. Barger, D. C. Shannon, R. J. Cohen, and H. Benson: “Assesment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis”, *Am. J. Physiol.*, Vol.248, pp.H151–H153 (1985)
- (6) Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: “Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use”, *Circulation*, Vol.93, pp.1043–1065 (1996)
- (7) K. Hirayanagi, K. Iwasaki, S. Kanda, and K. Yajima: “An experimental study on the measurement and assessment of mental workload (MWL)”, *The Japanese journal of ergonomics*, Vol.32, No.5, pp.251–259 (1996) (in Japanese)
平柳 要・岩崎賢一・神田省吾・谷島一嘉: 「メンタルワークロード (MWL) の測定・評価法に関する実験的検討」, 人間工学, 32, 5, pp.251–259 (1996)
- (8) K. Kotani, I. Hidaka, Y. Yamamoto, and S. Ozono: “Analysis of respiratory sinus arrhythmia with respect to respiratory phase”, *Meth. Inf. Med.*, Vol.39, pp.153–156 (2000)
- (9) K. Kotani, K. Furukawa, and K. Takamasu: “Accurate extraction of respiratory sinus arrhythmia with respect to respiratory information”, *Trans. of the Japanese society for medical and biological engineering*, Vol.41, No.3, pp.197–204 (2003) (in Japanese)
小谷 潔・古川健太・高増 潔: 「呼吸情報に着目した高精度な呼吸性洞性不整脈の抽出法」, 生体医工学, 41-3, pp.197–204 (2003)
- (10) K. Kotani, M. Tachibana, and K. Takamasu: “Respiratory phase domain analysis of heart rate variability can estimate cardiac vagal activity accurately during a mental arithmetic task,” *Methods of Information in Medicine*, Vol.46, pp.376–385 (2007)
- (11) K. Kotani, T. Saito, M. Tachibana, and K. Takamasu: “Workload control using the real-time extraction of respiratory sinus arrhythmia”, *Trans. of the Japanese society for medical and biological engineering*, Vol.43, No.2 pp.252–260 (2005) (in Japanese)
小谷 潔・斉藤 毅・立花 誠・高増 潔: 「リアルタイム呼吸性洞性不整脈抽出法を用いた作業負荷の制御」, 生体医工学, 43-2, pp.252–260 (2005)
- (12) Shari R. Waldstein, Willem J. Kop, Louis A. Schmidt, Amy J. Hauffer, David S. Krantz, and Nathan A. Fox: “Frontal electrocortical and cardiovascular reactivity during happiness and anger”, *Biological Psychology*, Vol.55, pp.3–23 (2000)
- (13) Thomas W. Frazier, Milton E. Strauss, and Stuart R. Steinhauer: “Respiratory sinus arrhythmia as an index of emotional response in young adults”, *Psychophysiology*, Vol.41, pp.75–83 (2004)
- (14) 水田博久・八名和夫: 「心拍ゆらぎの 1/f スペクトル推定」, BME, 8-10, pp.13–16 (1994)
- (15) K. Han, J. H. Nagel, and N. Schneiderman: “A continuous representation of heart rate”, *Proc. Ann. Int. Conf. IEEE/EMBS No.14*, pp.785–786 (1992)
- (16) R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon, R. J. Cohen: “An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability”, *IEEE TBME*, Vol.33, pp.900–904 (1986)
- (17) Y. Kawaguchi: “A morphological study of the form of nature”, *Proc. of SIGGRAPH’82(Boston, July 1982)*, *Computer Graphics*, Vol.16-3, pp.223–232 (1982)
- (18) H. Takatsu, M. Munakata, O. Ozeki, K. Yokoyama, Y. Watanabe, and K. Takata: “An evaluation of the quantitative relationship between the subjective stress value and heart rate variability”, *IEEJ trans EIS*, Vol.120, No.1, pp.104–110 (2000-1) (in Japanese)
高津浩彰・宗像光男・小関 修・横山清子・渡辺興作・高田和之: 「心拍変動による精神的ストレスの評価についての検討」電学論 C, 120, 1, pp.104–110 (2000-1)
- (19) K. Hirasawa, T. Sakaguchi, and M. Ohsuga: “Analysis of operating behaviours using autonomic indices -second report-”, *BPES2001*, pp.261–264 (2001) (in Japanese)
平澤宏祐・坂口貴司・大須賀美恵子: 「自律神経系指標を主に用いた作業行動解析-第二報-」, 第 16 回生体生理工学シンポジウム論文集, pp.261–264 (2001)
- (20) K. Yokoyama, N. Omi, Y. Morimoto, Y. Mizuno, and K. Takata: “Evaluation of mental and physical workload while driving using wavelet transform of heart rate time series”, *IEEJ transactions on electronics, information and systems*, Vol.22, No.1, pp.36–41 (2002-1) (in Japanese)
横山清子・大見直史・森本陽子・水野康文・高田和之: 「心拍変動時系列のウェーブレット変換による車輛運転時生体負担評価」電学論 C, 122, 1, pp.36–41 (2002-1)
- (21) K. Murai, Y. Hayashi, and Y. Yano: “Navigator’s stress level for ship handling by actual ships and ship’s bridge simulators”, *BPES2001*, pp.253–256 (2001) (in Japanese)
村井康二・林 祐司・矢野吉治: 「実操船とシミュレータ操船における操船者の緊張度」, 第 16 回生体生理工学シンポジウム論文集, pp.253–256 (2001)
- (22) S. Kato, T. Kiryu, T. Moriya, and Y. Mizuno: “Effect of power assist on physical activities during cycling exercise”, *IEICE technical report. ME and bio cybernetics*, Vol.102, pp.37–40 (2002) (in Japanese)
加藤慎也・木竜 徹・守屋貴於・水野博文: 「自転車運動時生体機能の変化におけるパワーアシストの影響」, 信学技研報, Vol.82, pp.37–40 (2002)
- (23) Y. Kawaguchi: “Gemotion dance” *ACM SIGGRAPH 2006 Art Gallery SIGGRAPH ’06*. ACM Press, NY, p.113 (2006)
- (24) M. W. Krueger: “Artificial Reality II”, Addison-Wesley Publishing Company (1991)

小谷 潔 (非会員) 2003 年東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻博士課程修了。同大学院情報理工学系研究科特任助手を経て, 現在, 同大学院新領域創成科学研究科講師。非線形力学, 統計物理学, 生体信号処理, ヒューマンインターフェイスの研究に従事。日本生体医工学学会, 精密工学会等の会員。工学博士。



飯田 文明 (非会員) 2007 年東京大学工学部システム創成学科卒業。現在, 同大学院工学系研究科精密機械工学専攻修士課程に在学中。



赤川 智洋 (非会員) 2004 年公立ほこだて未来大学システム情報科学部卒業。2006 年同大学院システム情報科学研究科博士課程 (前期) 修了。現在、東京大学大学院学際情報学府修士課程在学中。インタラクティブコンピュータグラフィックスの研究に従事。



斉藤 毅 (非会員) 2005 年東京大学工学部システム創成学科卒業。2007 年同大学院工学系研究科精密機械工学専攻修士課程修了。現在、(株)ファナックに勤務。



神保 泰彦 (正員) 1988 年東京大学大学院工学系研究科電子工学専門課程修了、工学博士。同年、NTT 基礎研究所研究員。1992-1993 年、フランス CNRS 客員研究員。2003 年、東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻助教授、2006 年より同新領域創成科学研究科人間環境学専攻教授。主として、神経工学の研究に従事。電子情報通信学会、日本神経科学学会、日本生体医工学会、IEEE 等の会員。



河口 洋一郎 (非会員) 東京大学大学院/情報学環教授、CG アーティスト 1952 年鹿児島県種子島生。1976 年九州芸術工科大学 (現九州大学) 卒、1978 年東京教育大学大学院 (現筑波大学大学院) 修了。筑波大学芸術学系助教授を経て、1998 年より東京大学大学院工学系研究科・人工物工学センター教授。2000 年より東京大学大学院情報学環教授。1975 年から CG 制作・研究を手がけ、米国 ACM-SIGGRAPH 国際学会で「グロースモデル: Growth Model」の自己増殖する造形論文を発表。生き物のように情感的に凹凸反応する「ジェモーション: Gemotion」による舞台空間のパフォーミング・アーツも国際的に手がける。



高増 潔 (正員) 1982 年 東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻博士課程修了。同大学工学部助手、東京電機大学工学部講師、助教授を経て、現在、東京大学大学院工学系研究科教授。精密計測、三次元計測、ナノメートル計測、光計測、計測標準、計測の不確かさの研究に従事。精密工学会、計測自動制御学会、euspen の会員。工学博士。

