

携帯型ストレス状態評価システムの開発

森 信彰*, 松本佳昭*2, 藤川昌浩*3, 西川 直*4

Development of a Portable System to Estimate Mental Stress

Nobuaki Mori, Yoshiaki Matsumoto, Masahiro Fujikawa, Tadashi Nishikawa

心拍周期を測定し、その揺らぎである心拍変動(以降、HRV)から簡便にストレス状態を評価する手法が注目されている。我々は、HRVから呼吸による揺らぎ(呼吸性洞性不整脈、以降RSA)成分を低減することで、従来の方式に比べて短時間かつ高精度にストレス状態を評価できる手法を提案してきた。ここでは、提案手法の実用化に向けた製品開発に取り組んだ取組について報告する。具体的には、心電図信号を測定する携帯型生体計測装置、携帯情報端末を活用したストレス状態評価アプリケーション、クラウドを活用したサービスシステムで構成される携帯型ストレス状態評価システムである。評価アプリケーションでは心拍周期を高精度に計測することが不可欠であるが、実用化に向け新たに開発した高精度計測アルゴリズムを検証したところ、R波検出は延べ291名中287名が100%正答、HRVから抽出した呼吸周期は市販装置による測定と比較して同等の精度であることを確認した。本システムの有効性を検証するため、医療機関に従事するボランティアに対して4件法アンケートと日記方式による日々の生活状況とストレス評価結果の相関について実証実験を行った。その結果、開発システムによって生活状況に応じたストレス評価結果が得られたことを確認した。

1. 緒言

近年、ストレスが要因となる精神疾患が厚生労働省によって4大疾病に追加されたこと¹⁾や、労働安全衛生法の改正でストレスチェック制度が義務化されたこと²⁾に代表されるように、健康を維持する上で、ストレス状況を把握することの重要性が高まっている。ストレスは、人に精神的な影響だけでなく、肉体的な影響を与えることは昔から知られている^{3, 4)}。この肉体的な影響を使ったストレス評価法の一つとして、HRVを解析する方法がある⁵⁾。HRV解析に用いる心拍周期測定は、電極等で簡易に出来ることから家庭での使用に向いている⁶⁾。

HRVを利用したストレス評価法には、心拍周期の変動を周波数解析した結果による評価法⁷⁾、隣り合う心拍周期を平面上にプロットするローレンツプロットを用いた評価方法⁸⁾などが良く知られている。しかしながら、周波数解析法は5分以上の長い測定時間が推奨される手法⁹⁾で、心拍には呼吸によるRSA成分が含まれるため、呼吸統制などが必要¹⁰⁾という問題があった。これに対し、我々はローレンツプロットから呼吸成分の影響を低減することで、通常、周波数解析手法と比較して短時間で評価でき、評価精度も同等以上の幾何学的図形解析手法を提案してきた¹¹⁻¹⁴⁾。

ここでは、まず実用化に向けた携帯型生体計測装置の開発、スマートフォンなどの携帯情報端末を活用したアプリケーションの開発、クラウドを活用したサービスシステムについて概説する。更に、システムの性能を左右する心拍周期計測の高精度化、呼吸周期計測の精度について述べる。最後に開発したシステムの有効性を検証するために行った実証実験と、その結果について報告する。

* 企業支援部電子応用グループ

*2 イノベーション推進センター

*3 有限会社デジタル・マイスター

*4 有限会社ハイテクラボ

2. 開発システム

2・1 概略

日常生活におけるストレス状態評価を行うためには、常日頃持ち歩きが可能で、手軽に計測できる装置が望ましい。このためには、短い計測時間で利用可能なことに加え、装置が小型かつ長時間利用可能なことが必要である。我々の提案手法は短時間の計測にも利用できるものである。しかしながら、心電図信号から心拍や呼吸の抽出を行う際に使用するフィルタ処理等に計算コストがかかることから、消費電力の大きなプロセッサが必要となり、長時間利用のためには構成部品の中で大きな体積を持つバッテリーが大きくなってしまおうという問題があった。そこで、計算能力が必要なストレス状態評価部については、スマートフォンなどの携帯情報端末で動作するアプリケーションとして実装することとした。これにより測定部の必要計算コストが下がるため消費電力が小さいプロセッサおよび小型のバッテリーが採用でき、装置の小型化が可能となった。測定部は、日頃持ち運びしやすい携帯型の生体計測装置とした。さらに、長期間のストレス状態の把握および評価ができるように、集めたデータを収集・解析するためのサービスシステムを開発した。

2・2 測定部(携帯型生体計測装置)

利用者の心電図信号を測定するための装置である。装置の外観を図1に示す。図1(d)のように左手首に装着し、表面の電極を右手で押さえて利用する。携帯情報端末とは無線通信で接続され、電源投入後、心電図信号を認識して以降、サンプリングレート100[Hz]でデータの送信を続ける。装置内部を図2、作成した基板を図3に示す。開発装置の特徴を以下に示す。

(1) 乾式電極の採用

生体計測用の電極としては、電解ペーストを塗布する湿式電極がよく用いられるが、再利用性を考えSUS304

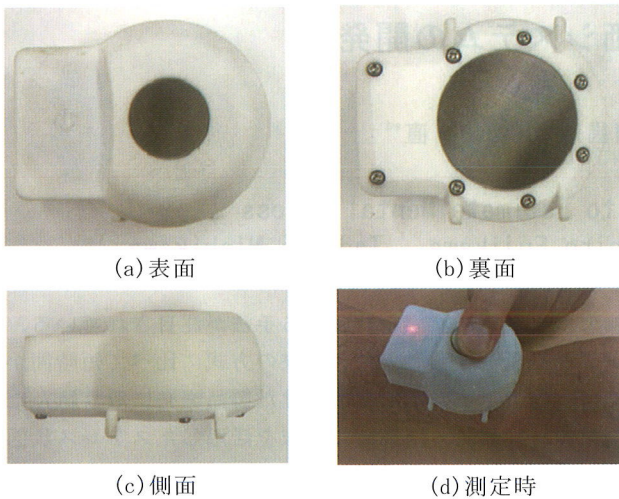


図1 携帯型生体計測装置 外観

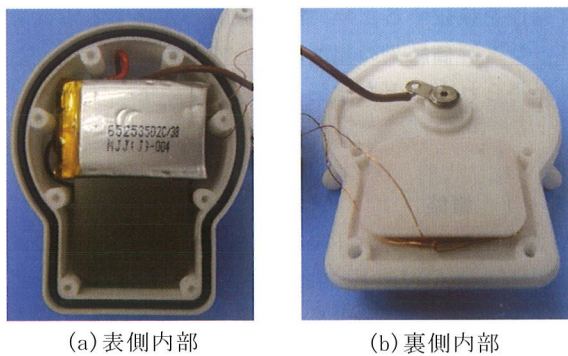


図2 携帯型生体計測装置 内部

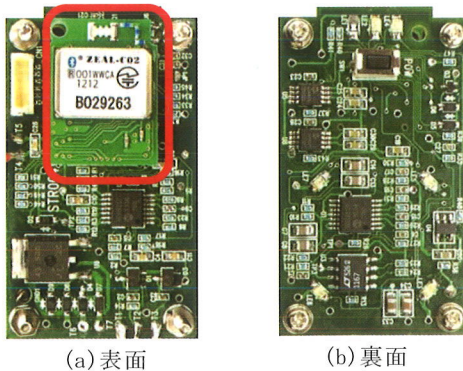


図3 携帯型生体計測装置 基板

による乾式電極を採用した。ノイズは大きくなるが、携帯情報端末側にノイズ処理を搭載することで対応した。

(2) 小型サイズ

左手首に装着して携帯可能なサイズである $85 \times 53 \times 27.5$ [mm] とした。内装する基板も筐体に併せて小型化している。

(3) 長時間利用可能

1日3分の測定を3回行った場合、理論上1か月連続利用可能である。

(4) 無線通信機能

Bluetoothにより携帯情報端末と通信を行う。図3(a)の赤線部がBluetoothモジュールであり、これを交換することでBluetooth v2.1とBLEに対応可能である。

(5) 非接触充電機能

手軽な充電を可能にすると共に、防水機能を付与することを目的として、電源ケーブルの接続が不要となる非接触充電機能を搭載した。図2(b)のコイル部が受電用アンテナである。

また、本装置に給電を行う非接触充電装置も併せて開発した(図4)。アンテナ位置マーク(図4(a)の二重丸部)に合わせて携帯型生体計測装置を置くことで、ケーブル接続なしで充電が可能である(図4(b))。バッテリーが空の状態から、100[min]で充電が終了する。

(6) 防水機能

日常生活中で利用することを考え、IPX5に対応した防水機能を搭載した。

2・3 評価部(携帯情報端末用アプリケーション)

2・3・1 心拍情報抽出アルゴリズム

心電図信号から心拍情報を抽出するアルゴリズムを開発した。これには心電図信号に含まれるR波を利用する。R波とは、心室の収縮時に現れる波で心電図信号では一番大きい信号として測定でき(図5)、この間隔(RR間隔)が心拍周期に相当する。

実際の心電図信号では体動等によるノイズが重なっているため、ノイズとR波を切り分ける必要がある。そこで、以下のアルゴリズムを開発した。

- (1) 基線動揺やR波以外のノイズをできるだけ除去するために、 $5 \sim 25$ [Hz] のバンドパスフィルタをかける。
- (2) 体形等により心臓の向きが変わるため、人によってR波が下向きとなることがある。そこで始めに心電図信号波形の上と下どちらでR波判定をするかを決定する。このために、まず心電図信号波形の上側、下側に対して、適当な大きさの閾値によるピーク検出を行う。この際、上側と下側で検出されたそれぞれのピークの数にRR間隔を0.4[s]と想定したときのピーク数よりも大きければノイズを多く含んでいるみなし、閾値を増やして再度ピーク検出を行う。そして上下とも検出さ

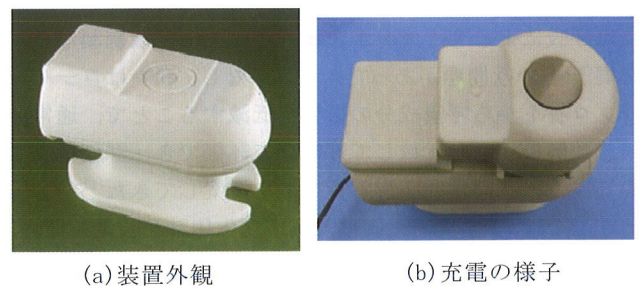


図4 非接触充電装置

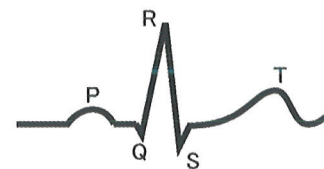


図5 心電図信号波形

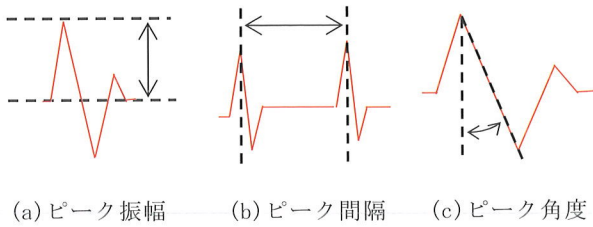


図6 心電図の波形特徴量

れたピーク数が想定ピーク数以下となったときに、検出されたピークの数が多い側をR波の向きとして採用し、以下の検出に用いる。

- (3) 大まかな R 波の位置を把握するために、ピークから 0.02[s] の間に変曲点がなく、0.09[s] までに変曲点があるピークを抽出する。
- (4) (3) の条件は多数の人に当てはまる R 波形状の特徴である。そのため、個人個人に応じた波形特徴量を使うことで、更なる R 波検出精度の向上が期待できる。そこで、(3) で検出されたピークについて、平均ピーク角度、平均ピーク振幅、平均ピーク間隔 (図 6) を算出する。そして、(3) で抽出した R 波のピーク角度、ピーク振幅、ピーク間隔とこれを比較して、ずれが大きいものを削除する。

2・3・2 呼吸検出アルゴリズム

我々が提案するストレス評価法は、呼吸周期情報を使って呼吸に由来するゆらぎを低減する手法であるため、これを取得する必要がある。人が呼吸する時、胸郭に動きが生じるため生体インピーダンスが変化する。そのため、心電図信号についても呼吸に応じた振幅の変動が現れることが期待される。そこで、これを抽出するためのアルゴリズムを開発した。以下にその内容を示す。

- (1) 心電図信号の絶対値を取る (図 7(a))。
- (2) 呼吸周期に対応する 0.1~1[Hz] のバンドパスフィルタを適用する (図 7(b))。

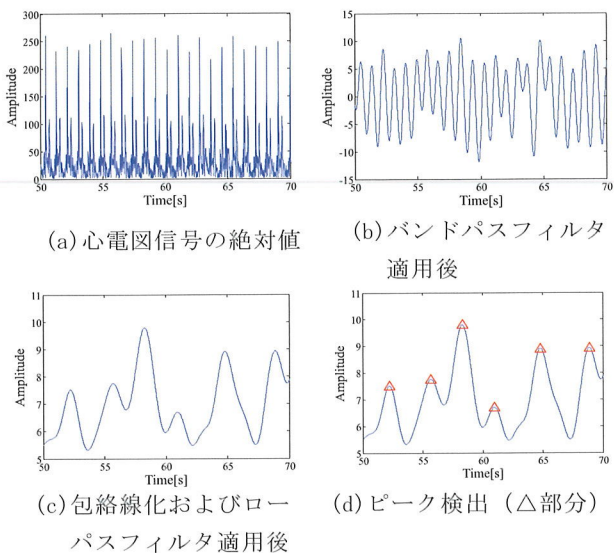


図7 呼吸検出アルゴリズムの流れ

- (3) 包絡線を取り、0.5[Hz] のローパスフィルタを適用する (図 7(c))。
- (4) RR 間隔を周波数解析し 0.2~0.5[Hz] の間で最大のピークを持つ周波数の逆数を求める。これの 0.75 倍以上離れたピークを検出し、ピーク間隔平均を求める。
- (5) (3) で求めたピーク間隔平均の 0.5 倍以上離れたピークを検出する。このピーク位置が呼吸した時刻に相当する (図 7(d) の△部分)。これから瞬時呼吸周期を求める。
- (6) ノイズを除去するために、求めた瞬時呼吸周期に対し移動平均を適用する。

2・3・3 携帯情報端末用評価アプリケーション

2・3・1, 2・3・2 で開発したアルゴリズムを利用して、携帯情報端末用評価アプリケーションの開発を行った。開発言語には、移植性を考え HTML5+JavaScript を用いた。開発したアプリケーションの画面を図 8 に示す。タブ方式の画面切り替えを導入し、よく使う機能や表示を「計測」タブに集中させ、必要な時にしか利用しない計測設定や詳細な計測結果については「設定」「計測 1」「計測 2」タブに分けることで、利用者が分かりやすいインターフェースを実現した。

「計測」タブにおける操作を以下に示す。「受信開始」ボタンをタッチすることで、携帯型生体計測装置から送られてくる心電図信号を取得する。取得した信号はリアルタイムで画面上部に表示される。設定した測定時間が終了した時点で評価が行われ、0~100 の範囲で示されるストレスレベルを表示する。ストレスレベルは、提案手法で算出される指標を正規化したもので、100 が最もストレスがある状態を示す。この値には個人差があるために、他人との比較には利用できない。さらに「結果送信」ボタンで測定したストレスレベルをクラウドサーバに登録することが可能であり、「履歴閲覧」ボタンで登録結果を一覧として見ることができる。

2・4 サービスシステム

長期間のストレスレベルを確認できるようにすることで、自身のその時々におけるストレス状況を把握できるように



図8 携帯情報端末用評価ソフトウェア

なる。そこで、これを実現するサービスシステムの開発を行った。利用形態として、個人利用と管理者（例えば医者）が複数人を管理する形を考え、前者は履歴閲覧、後者は履歴閲覧に加え、管理者がコメントを付与する機能を実現した。システムはクラウドサーバ上に構築し、利用者は、HTTPベースの通信により、ブラウザを介して利用することが可能である。

図 9 にサービスシステム利用時の画面を示す。利用開始時は、ログイン画面（図 9(a)）が表示される。ここであら

かじめ登録されているユーザ名とパスワードを入力することで、データの履歴を参照することができる（図 9(b)）。さらに管理者は、利用者のデータを参照しながらアドバイスなどのコメントを入力することができる（図 9(c)）。

3. 実験方法

本研究で開発した携帯型ストレス状態評価システムについて、以下の内容で検証を行った。

3・1 R波検出精度の検証

携帯型生体計測装置によって得られた心電図信号から R波を検出した時の精度検証を行った。検証は、本システムによる R波検出結果と目視による R波検出結果とを比較し、一致する割合を調べることで行った。ここで、被験者は 10代～70 代の延べ 291 名、測定時間は 1[*min*]とした。

3・2 呼吸周期計測精度の検証

携帯型生体計測装置によって得られた心電図信号から呼吸周期を検出した時の精度検証を行った。検証は、200[s]間の呼吸周期測定を、本システムと市販装置（BIOPAC 社 MP150）で行い、その測定結果を比較することで行った。市販装置では鼻部に取り付けたサーミスタにより呼吸を検出した。

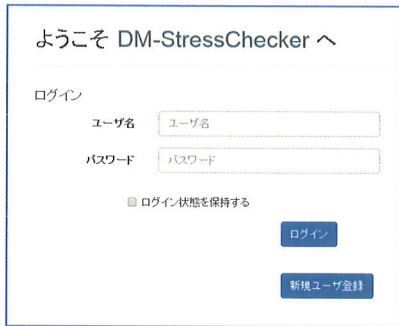
3・3 システム検証

日常的なストレスに対する本システムの性能を評価するための実験を行った。実験内容は、計測されたストレスレベルとアンケートによるストレス評価の比較を行った。アンケートは、文献 16 を参考に、表 1 の 12 項目を採用し、評価には 4 件法（1：まったくあてはまらない、2：あまりあてはまらない、3：ややあてはまる、4：よくあてはまる）を用いた。さらにアンケートの補助として、そのときの状況を日記方式で記録した。

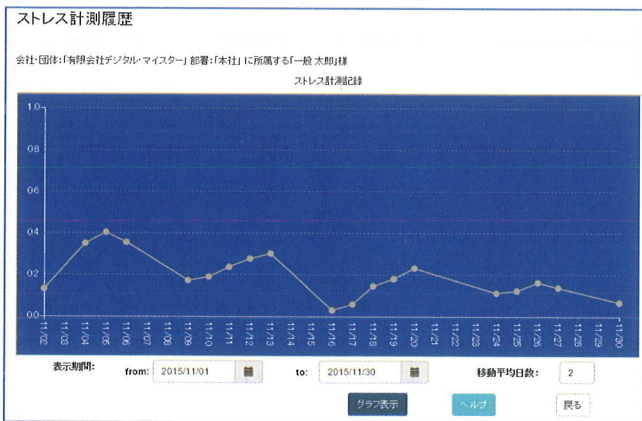
被験者は 40 代女性 1 名と 50 代女性 3 名（いずれも医療機関に従事するボランティア）、測定期間は 2015 年 12 月 7 日～2016 年 1 月 29 日とし、測定を昼時間 1 回、測定時間は 3[*min*]として実施した。なお、実施にあたって被験者には、実験趣旨を説明し、了解のもとに実施した。

表 1 アンケート項目

(1) 作業を少しただけで疲れる
(2) 疲れてぐったりすることがある
(3) だるい感じがなくなる
(4) イライラする
(5) すぐかっとなる
(6) 怒りを感じる
(7) 首や肩がこる
(8) 目がかれる
(9) 頭が重かったり頭痛がする
(10) (仕事に) 希望がもてない
(11) 気分が沈んでいる
(12) ゆううつだ



(a)ログイン画面



(b)ストレス計測履歴画面



(c)アドバイス入力画面

図 9 サービスシステム

4. 実験結果

4・1 R波検出精度の検証

図10は実際に測定された心電図信号に開発したR波検出アルゴリズムを適応した例である。赤線が測定した心電図信号にフィルタ処理を行ったものであり、緑丸が検出したR波である。5[s], 8[s]に大きなノイズ(図中赤丸部)が入っているが、それを除いてR波が検出できていることが分かる。本アルゴリズムの精度について検証した結果、291名中287名について目視結果と100%一致したことを確認した¹⁵⁾。

処理できなかった例を図11に示す。ここでは、8.7[s]の正しいR波(図中赤丸部)が検出できず、8.3[s]のノイズをR波と誤検出している。これは、本アルゴリズムがR波間隔の変動がより小さくなるピークを採用するものであり、形状がR波と似ておりR波間隔変動を小さくするノイズが混入したために発生したものと考えられる。

4・2 呼吸周期計測精度の検証

図12,13は開発した呼吸周期検出アルゴリズムを利用した例である。図中青線が市販装置で取得した瞬時呼吸周期、赤線が本アルゴリズムで取得した瞬時呼吸周期である。

図12のとおり、解析結果と市販装置による測定結果がほぼ一致しており、本アルゴリズムにより、心電図から呼吸が検出可能なことが分かった。

ただし、測定によっては市販装置との差が見られた場合があった。その例を図13に示す。大まかなトレンドは得られているものの、呼吸数に若干の差が見られている。この原因としては体動等のノイズによる影響が考えられる。

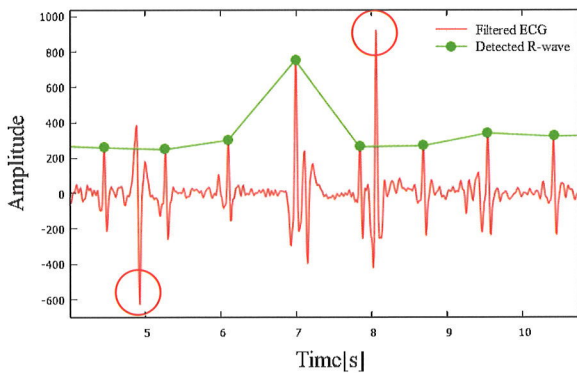


図10 R波検出例

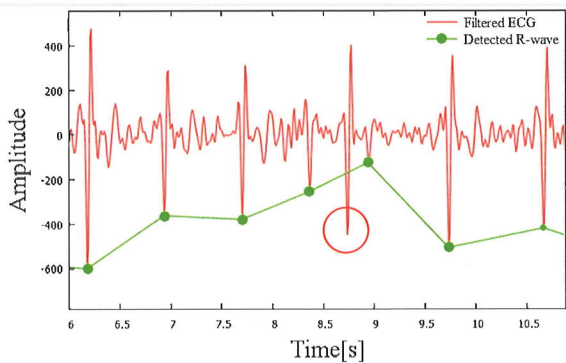


図11 R波誤検出例

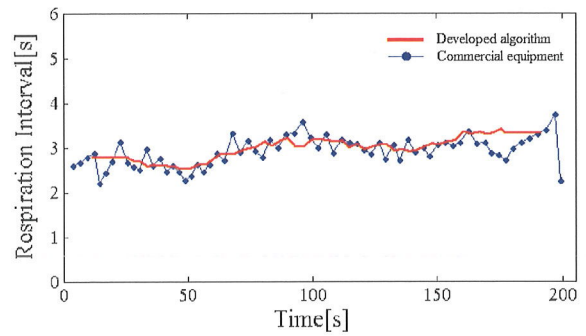


図12 呼吸周期検出結果

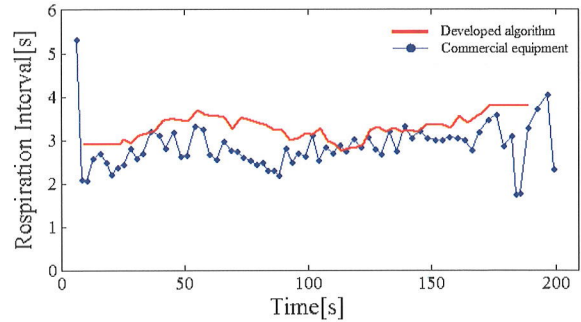


図13 差が見られる場合の呼吸周期検出結果

4・3 システム検証

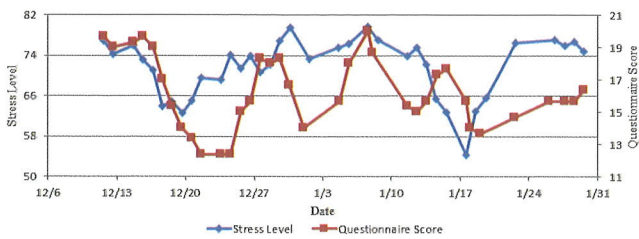
結果を図14に示す。青線がストレスレベル、赤線がアンケート結果である。なお、測定結果には3点の移動平均を取っている。

図14(a)は、40代女性の測定結果である。12月21~24日、1月1~4日、1月22~29日に大きな差が見られるが、日記によると12月23日、12月29日~1月3日以外は、仕事が忙しかった、頭が重かった等の記述があり、ストレスレベルの値は妥当であると考えられる。

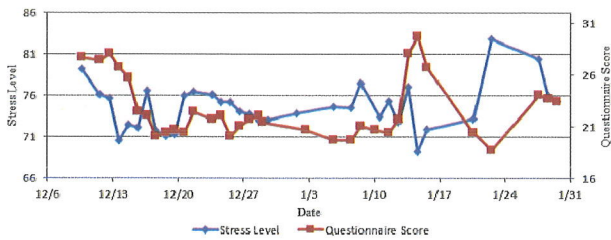
図14(b)は、50代女性の測定結果である。ストレスレベルとアンケートが概ね同じ様に変動していることが分かる。1月22日以降にアンケートに対しストレスレベルが高値であるが、被験者はこの時体調不良で休んでおり、ストレスレベルの結果は妥当と考えられる。また、1月14日についてはアンケートに対しストレスレベルが低値となっているが、日記では公休にて自宅でゆっくりできると記録があり、ストレスレベルの結果が妥当と考えられる。

図14(c)は、50代女性の測定結果である。12月17日~12月30日でストレスレベルとアンケートとの乖離が見られている。日記によると、この時期は夜待機や仕事がとても忙しかった等の記述があり、ストレスレベルの結果は妥当だと思われる。また、1月18日以降はアンケートに対しストレスレベルが高値になっているが、この時期には大雪があり休みをとっていたことから、ストレスレベルが正しくなかったと考えられる。ただし、積雪にストレスを感じていた可能性はある。

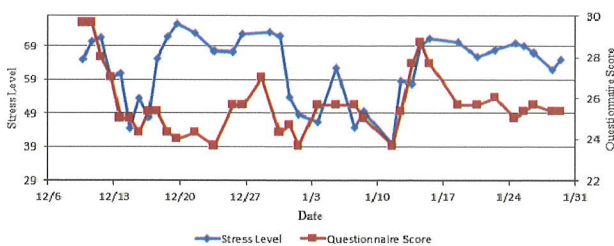
図14(d)は50代女性の測定結果である。図からストレスレベルとL/Tはアンケート結果と概ね同じ様に変動していることが分かる。1月4日~6日にかけてはストレスレベルに高値が現れているが、日記によると正月明けのため業務多忙となっていることから、ストレスレベルの結果が妥当



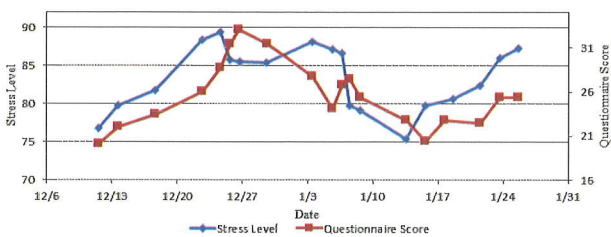
(a) 40代女性に対する実験結果



(b) 50代女性に対する実験結果



(c) 50代女性による実験結果



(d) 50代女性による実験結果

図 14 システム評価結果

だと考えられる。

以上、4件法によるアンケート及び日記内容との比較により本システムの性能を評価した結果、一部誤判別が疑われるところがあったものの、全体としては本システムで状況に応じたストレスレベルが得られていることが分かった。

5. 結 言

ストレス状況を把握することの重要性が高まっている背景の下、提案してきたRSA成分を低減することで、短時間にストレス状態を評価できる手法の実用化に向けた製品開発に取り組んだ。

具体的には、心電図信号を測定する携帯型生体計測装置、測定したデータからストレスレベルを算出する携帯情報端末を活用した評価アプリケーション、長期間のストレス状況の把握を目的とした評価結果の蓄積を可能とするサービスシステムを開発した。さらにアプリケーションに用いたアルゴリズムを検証し、R波検出は延べ291名中287名が

100%正答であること、呼吸周期計測アルゴリズムは市販装置による測定と同等の結果が得られることが分かった。システム全体の検証では、医療機関に従事するボランティア4名を被験者とした評価実験を行い、その結果、開発システムによって状況に応じたストレスレベルが得られていることが分かった。

但し、R波検知、呼吸周期の読み違いが残っていることから、検出アルゴリズムの改良やより低ノイズに生体信号を測定する手法を検討する必要がある。総合評価については、誤判別の原因についての検討が必要である。また、定性的な評価で終わっていることから、精度向上のため定量的な評価も行っていくことが必要であると思われる。

本研究は、平成25～27年度経済産業省「戦略的基盤技術高度化支援事業(サポイン)」の委託を受けて実施しました。関係各位に感謝いたします。特に、医療法人相川医院の相川文仁氏には実証実験で多くの協力をいただきました。ここに併せて深く感謝の意を表します。

参考文献

- 1) 平成24年3月30日、医政発0330第28号、医療計画について(厚生労働省)。
- 2) 平成26年6月25日、平成26年法律第82号、労働安全衛生法の一部を改正する法律(厚生労働省)。
- 3) W.B.Cannon: The emergency function of the adrenal medulla in pain and major emotions, *Am. J. Physiol.*, **33**, p.356-372(1914).
- 4) H.Selye: A syndrome produced by diverse nocuous agents, *Nature*, **138**, p.32(1936).
- 5) 南谷晴之: ストレスを計る, *電子情報通信学会誌*, **80**(7), p.754-757(1997).
- 6) 枚川方昭, 吉田正樹, 南部雅幸, 塩澤成弘, 岡田志麻: ヒト心身状態の計測技術-人に優しい製品開発のための日常計測-, *コロナ社*, p.168-192(2010).
- 7) S.Akselrod, D.Gordon, F.A.Ubel, D.C.Shannon, A.C.Barger, R.J.Cohen: Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-To-Beat Cardiovascular Control, *Science*, **213**(4504), p.220-222(1981).
- 8) M.Toichi, T.Sugiura, T.Murai, A.Sengoku, A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval, *J. Auton. Nerv. Syst.*, **62**, p.79-84(1997).
- 9) 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*, **93**, p.1043-1065(1996).
- 10) P.Grossman, J.Karemaker, W.Wieling: Prediction of tonic parasympathetic cardiac control using re-

- spiratory sinus arrhythmia: the need for respiratory control, *Psychophysiol.*, **28**(2), p. 201-216(1991).
- 11) 松本佳昭, 森信彰, 三田尻涼, 江鐘偉: 心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究, *ライフサポート*, **22**(3), p. 105-111(2010).
 - 12) 松本佳昭, 森信彰, 三田尻涼, 江鐘偉: 心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究-パターン認識による評価法の考察-, *ライフサポート*, **24**(2), p. 62-69(2012).
 - 13) 森信彰, 松本佳昭, 吉木大司, 三田尻涼, 江鐘偉: 家庭用ストレス解析装置の開発, *山口県産業技術センター技術報告*, **23**, p. 5-11(2011).
 - 14) 山口県産業技術センター: 精神ストレス評価とそれを用いた装置と精神ストレス評価方法とそのプログラム, 特許第 5327458 号, 2013-10-30.
 - 15) 心拍揺らぎと呼吸から日常生活の中でストレス状態を手軽に知ることが出来る携帯型評価装置とクラウドサービスを実現するための組込みソフトウェアの高度化に関する研究, 平成 25~27 年度戦略的基盤技術高度化支援事業研究開発成果等報告書(2016).
 - 16) 田中健吾: 勤労者を対象とした心理的ストレス反応尺度の項目反応理論による検討, *大阪経大論集*, **63**(3), p. 137-150(2012).