

座位状態での心拍測定を用いた リアルタイムなストレス緩和システム

佐久間 大輝¹ 神田 尚子¹ 吉見 真聡¹ 吉永 努¹ 入江 英嗣¹

概要: PCや携帯端末といったVDT機器の普及により、長時間座ってVDT作業を行う状況が増えている。それらの作業を過度に連続して行うと頭痛、肩こり、イライラ感などが発生し、効率や健康に悪影響を与えることが知られている。これらの蓄積にいち早くユーザが気づくことは難しい。このようなユーザの気づきにくい微妙な体調・心理状態について、例えばストレス状態を心拍変動解析によって推定するような研究が行われている。心拍に関して取得センサの小型化、実時間での解析手法、ストレスを数値化し可視化する研究が行われているが、まだその利用は一般的には浸透していない。小型軽量化した最新のセンサデバイスを用いて心拍変動を常時モニタリング・解析し、ストレス緩和のタイミングをユーザに示唆することができれば、現代社会に有効なライフサポートとなり、健康・仕事効率ともに増進できる。そこで、本論文ではストレス解析アルゴリズムとユーザ通知システムについて提案を行い、その効果を評価する。実験結果から、ストレスをユーザに可視化し通知することでしないと比べ、ストレスが減少傾向をとることがわかった。

A Real-Time Relaxation System at Sitting Position using Heart Rate Measurement

DAIKI SAKUMA¹ NAOKO KANDA¹ MASATO YOSHIMI¹ TUTOMU YOSHINAGA¹
HIDETUGU IRIE¹

1. はじめに

パソコンや携帯端末などのVDT(Visual Display Terminal)機器の普及に伴い、日常生活において長時間姿勢を固定してこれらの機器を操作する場面が増加している。それによる肩こり、腰痛、イライラ感などの身体的、精神的なストレスといったVDT症候群が発生する[1]。これらは心拍を利用することでいち早く察知できる。

心拍によって自律神経という無意識下で人間の体調を調整する機能を調べることでユーザの微妙な体調・心理状態や病気などの生体情報を知ることが可能である[2]。心拍を用いた生体情報を解析する手法は以前から研究され、心拍装置のウェアラブル化や実時間で利用可能な解析手法、心拍からストレスを数値化し可視化する研究などが提案され

ている[3][4]。しかし、まだその利用は一般的には浸透していない。現代社会に有効なライフサポートとして小型軽量化した最新のセンサデバイスを用いて心拍変動を常時モニタリング・解析し、ストレス緩和のタイミングをユーザに示唆することができれば、健康・仕事効率ともに増進できる。そこで本論文では、日常的になった長時間座ったVDT機器を操作する状態に着目し、そのときのユーザの微妙な体調・心理状態のストレスをウェアラブルな心拍測定センサを用いて監視するシステムを提案する。そして、リアルタイムなストレスの提示とストレスが一定の値を超えた場合に警告を発し、ストレス緩和を行う指示をすることでユーザのライフサポートを行う。

以降、本論文は以下のように構成される。2節では心拍のゆらぎに周波数解析を行うことで自律神経のバランスを測定できることを述べる。3節では関連研究で行われているストレス評価を概観する。4節では本論文におけるフィードバックによるストレス緩和システムを説明する。5節で

¹ 電気通信大学大学院情報システム学研究所
Graduate School of Information Systems, The University of
Electro-Communications

は実験環境の構築について述べ、6節で評価実験、考察を行う。7節で本論文をまとめ。

2. 心拍変動解析

心臓が1回脈打つ際に最も大きな電気信号を発生するのがR波である[2]。このR波とR波の発生間隔の時間を心拍間隔(RRI)と呼ぶが、RRIは常に一定ではなくゆらいでいる。このRRIの時系列データのゆらぎを心拍変動という。この心拍変動は自律神経を構成する交感神経と副交感神経のバランスに影響を受けている。自律神経を構成する2つの神経である交感神経は興奮、緊張といったストレス状態、副交感神経はリラックス状態を表す。2つの神経のバランスを測定するために心拍変動に周波数解析を行う方法が用いられている[5]。解析した周波数のうち、高周波(HF)成分0.15~0.5Hzは副交感神経、低周波(LF)成分0.04~0.15Hzは副交感神経と交感神経の両方の活性度を表している。このため、LF/HFによって交感神経の活性度を調べることでユーザのストレスを測定することができる。

3. 関連研究

柳平らは車のハンドルから心拍を測定するセンサを開発している[6]。このセンサによりユーザの運転状態における眠気の検出を目的としている。柳平らは健常者12名に40kmの道のりを乗用車で走行をする実験を行い、走行中に眠気が増えたと感じた場合に3段階のスイッチを押させることによりアンケートを取得した。また、ハンドルに設置されたセンサから心拍を取得し、心拍数の低下、HF値の上昇から眠気を推定した。これらによりセンサによる眠気の検出とアンケートから評価を行い、心拍から眠気の兆候を70.7%、眠気の発生を54.8%検出している。眠気以外の状態を区別するための個人毎に最適された閾値、および心拍を測れる状況がハンドルを持った状態のみであることなどを課題として述べている。

VDT作業における心拍を用いたストレス評価についてKumarらは研究を行っている[7]。ストレスの算出手法として心拍間隔のゆらぎに連続ウェーブレット変換による周波数解析を行い、ストレスの個人差を吸収するためにファジー理論を用いた心拍変動解析を行っている。この研究では38名に心拍の取得およびNASA-task load indexを用いて被験者の主観的な精神的なストレスのスコアを取得している。心拍から算出したストレスと主観的にストレスを評価したスコアを可視化し、主観的、客観的にファジー理論を用いた解析手法について議論している。今後の問題点として、ストレスの個人差を吸収する精度を上げることを述べている。

石丸らは身体を駆幹部から四肢部までにおける7部位を加圧することによる心理変化、生理的反応を明らかにすることを目的とした研究を行っている[8]。被験者に対し、各

部位において心電図を用いた心拍数、HF値、LF/HF値による評価、リラックス、ストレスの主観による評価、皮膚温度、血圧の評価を行っている。他の部位において被験者の加圧刺激における生理反応と心理状態は同様であったが、腹部における実験で皮膚温度が高く、心電図のHFが高くなりRRIの長さから副交感神経活動が高まっていることによる生理反応と被験者の心理状態が矛盾した。その原因として動脈圧容器反射を挙げ、調査を行っている。その結果、苦しいという被験者の心理状態よりも圧反射による生理反応が大きいことを示唆し、自律神経活動において圧反射反応を考慮することが重要であることを示唆した。

また、我々は色彩環境・心拍変動・作業能率の間の相関を利用し、心拍変動からユーザの作業効率を推定した結果に基づいて動的に色彩環境を変換し、作業効率を向上させるシステムの実装、評価を行っている[9]。我々は被験者に赤、緑、青の3色において集中、やる気を出す、リラックスのどの色がどの状態に当てはまるかアンケートを行った。アンケート結果より個人ごとにLF/HFの値とHFの値で動的に色彩が変わる環境を構築した。その環境下で被験者に座位状態における演算作業をおこなわせ、RRIと演算成績を測定し、RRIデータから、HF成分、LF/HF成分を算出し演算成績との時間変化における相関を求め、評価を行っている。結果、やる気を出したいときに表示される色で作業効率の上昇がみられたが、落ち着きたいときに表示される色では一定の効果が見られなかった。そのため、LF/HFの値から過度なストレスをユーザが受けているかどうか、個人や時間を考慮することで適切に提示できる可能性があるとしている。

4. 心拍解析に基づいたストレス緩和システム

4.1 ストレス緩和の提案

関連研究では心拍取得センサの評価、周波数解析手法の研究、また、特定目的に限られた環境での心拍を用いたストレス測定の研究が行われている。このように、心拍をリアルタイムに解析し、ストレス値を取得できるが、まだ一般的には浸透していない。そのため、一般的に浸透し、日常生活で手軽に利用が可能となることでユーザは任意の場所で体調管理などを行うことが期待できる。そこで、本論文では日常生活で増加しているVDT機器の操作環境に着目し、その際に生じるストレスを警告し適宜、緩和するシステムを構築することを目指す(図1)。

システムの構築を目指すために以下について考慮する。

- ・ユーザの詳しいストレス推定
- ・手軽に行えるストレス緩和の方法

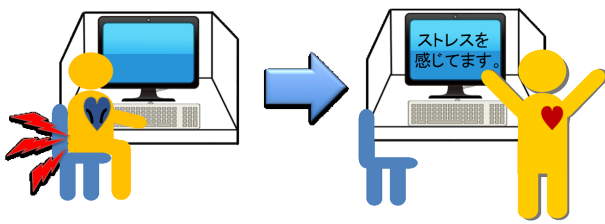


図 1 ストレス緩和の提案

4.2 ストレス緩和の方法

VDT 機器の操作の妨げとならないよう、手軽で簡単なストレス緩和方法が求められる。その方法としてストレッチによる緩和とストレスへの自覚による心理効果を挙げる。ストレッチは作業中においても手軽にでき、血液循環の促進作用、慢性的な腰痛への有効性、作業能力の回復傾向がみられたと報告されている [11][12]。これらを用いて、周波数解析によってユーザのストレスを数値化し、それを可視化する。一定のストレスを超えた場合にストレッチを行うよう指示を出すシステムを提案する。

5. システムの実装

5.1 システムの全体像

まず、ユーザに心拍取得用のウェアラブルデバイスを装着してもらい、座位状態のまま VDT 機器の操作を行ってもらう。デバイスから PC へ RRI データを送信し、周波数解析によって LF/HF を算出、グラフとして表示する。もし、LF/HF が一定値を超えた場合は PC から警告音を発し、ストレス緩和のためにストレッチを行う指示を出す。ストレッチを行った後に再度、座位状態にもどり次の警告まで作業を続ける (図 2)。以下の章で心拍取得、周波数解析手法、グラフ表示、ストレス警告システムについて述べていく。

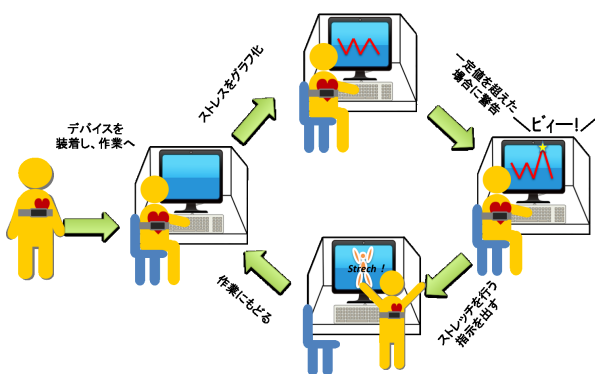


図 2 システムの流れ

5.2 心拍取得

心拍取得用ウェアラブルなデバイスとして GARMIN 社

のプレミアムハートレートモニターを使用している。このデバイスは運動中の心拍数の測定を目的としたものであり、ユーザの動きを妨げない胸部に巻くタイプの測定器となっている。

デバイスで取得した心拍の間隔 (RRI) データは Bluetooth 通信で PC に送信が行われる。先行研究において通信の不具合により送られてくる RRI データが通常の倍以上や 0 といった異常値を含む場合があり、また、スパイクにより LF/HF に突出した値を算出することがわかった [9]。そのため、正しい値を得るために RRI データに対して補正を行っている。

人間の安静時の心拍数が 48~98bpm といわれている [13]。これを RRI に換算すると 612~1250 ミリ秒となる。そこで補正值として RRI データの 450~1250 ミリ秒、心拍数に換算して 48~133bpm にあたるデータ以外を異常値として切り捨てることとした。次に RRI データが異常なスパイクを持つことによる LF/HF が異常に高い値を除去するために RRI データで 400 以上差がある値の除去を行っている。

5.3 周波数解析

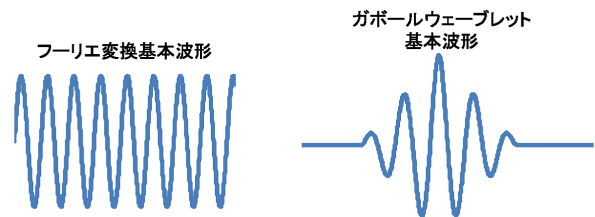


図 3 フーリエ変換とガボールウェーブレットの基本波形

心拍から周波数を抽出する方法は多く存在する。最も知られているのは高速フーリエ変換だが、心拍変動のような非定常な波形では細かい周波数抽出に向かない。そこで、我々は Kumar らと同様に連続ウェーブレット変換を用いる。ウェーブレット変換はフーリエ変換と異なり、解析のためのウィンドウ幅をその時点における波形に合わせて変化することができる。そのため、非定常な波形において細かい周波数抽出ができる [10]。

また、ウェーブレット変換は三角関数波ではなく任意の波形を基本波形として周波数解析を行うことができる (図 3)。そこで心拍測定に際して、我々は信号の局所的な周波数解析に強いガボールウェーブレットを基本波形とし、得られた周波数の LF 成分と HF 成分を用いて LF/HF の値からストレス推定を行う。RRI データの周波数解析としてガボールウェーブレットを用いた連続ウェーブレット変換を行っている。以下でガボールウェーブレットの式と設定値について述べる。

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} e^{i\omega t} \quad (1)$$

(1) 式はガボールウェーブレットの波形の式である。指数関数 $e^{i\omega t}$ はオイラーの公式により三角関数で表すことができ、本論文のシステムのプログラムではガボールウェーブレットの式を三角関数によって実部と虚部に分けて計算している。式 (1) におけるパラメータ σ は標準偏差であり、時間のウィンドウ幅に影響する。そのため、 σ の変化によって周波数分解能と時間分解能は変化する。計測する波形によって σ は定数を与える必要があり、本論文では $\sigma = 8$ 、各周波数 $\omega = -1$ としている。

$$G_w(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(-\frac{t-b}{a}\right) x(t) dt \quad (2)$$

(2) 式はガボールウェーブレットの波形 ψ を使って入力信号 $x(t)$ に対して周波数解析を行う式である。パラメータ a は選んだ基本波形、ここではガボールウェーブレットの波形を拡大・縮小させ、解析したい入力信号 $x(t)$ の周波数を表す値となっている。パラメータ b は波形の持っている固定軸であり、波形の時間シフトのための値となっている。本論文ではパラメータ a を 0.06~0.475Hz まで 0.01Hz の間隔で変化させている。パラメータ b は使用している波形の中心にくるように設定している。

本論文における周波数解析のシステムはパラメータ a によってとれるガボールウェーブレットの最大のウィンドウ幅である 164 秒を考慮し、180 秒分の RRI データから LF 成分と HF 成分の抽出を行っている。

5.4 ストレス警告システム

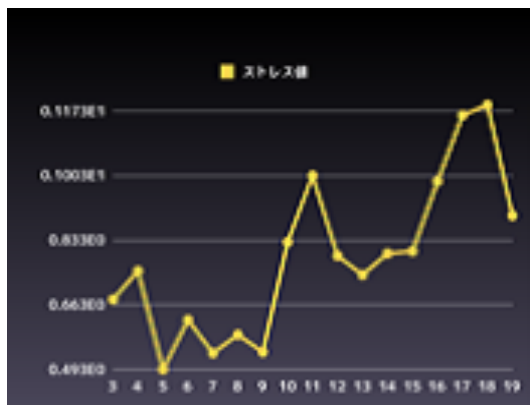


図 4 ユーザに表示するストレスグラフ

RRI データに連続ウェーブレット変換による周波数解析を行い、LF 成分と HF 成分を抽出しユーザのストレスとして LF/HF を算出している。直近、180 秒分の RRI データから 0.1 秒ごとの LF/HF を算出し、平均値を 1 分置きに出力している。そして、1 分毎に出力される平均した LF/HF をグラフに描画し、ユーザに提示している (図 4)。

ストレスの警告はグラフで出力される LF/HF の値で判定を行っている。警告を行う判定の基準として、先行研究において LF/HF が 1.5 を超えた場合に緊張状態にあるとしているため、本論文においても LF/HF の値が 1.5 のときとした。この値を超えたとき PC が警告音を発し、ストレッチを行うように指示が書かれた図を表示する。表示された図にはタイマーが組み込まれており、1 分のカウントが行われ、その間中はユーザにストレッチを行わせる。

本論文では腕・肩・腰・背中 of 緊張に効果がある背伸びのストレッチと胸そり・前曲げのストレッチを 30 秒ずつ行わせる。ストレッチで体を動かすことによる生理的反応で警告されることを避けるため、4 分間は LF/HF 比が一定値を超えても警告しないこととした。

6. 評価実験

6.1 実験データの取得

構築したシステムにおいて警告機能 ON と OFF の 2 つの場合における評価実験を行った。被験者にウェアラブルな心拍測定センサを装着させ、何も気にせず座ったままの状態 VDT 機器を用いた作業などを行わせて警告機能 OFF の場合。および被験者の LF/HF が実験開始から 3 分後に 1 分毎に更新されるグラフを表示し、LF/HF が 1.5 を超えたときに警告音を発し、ストレッチ指示が出る警告機能 ON の場合についてである。また、警告機能 ON の場合における評価実験ではアンケートを実施している。男性 3 名についてこの実験を 60 分間実施し、LF/HF データを取得した (図 5~7)。

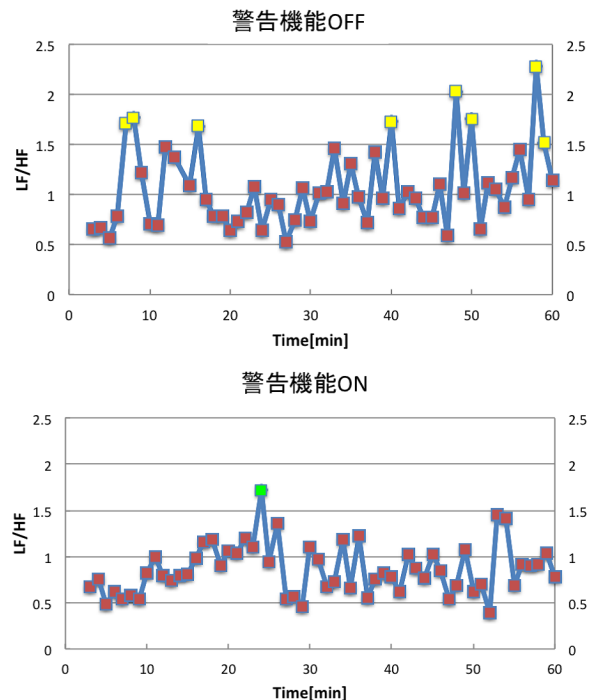


図 5 被験者 A の警告機能 OFF と警告機能 ON のストレス

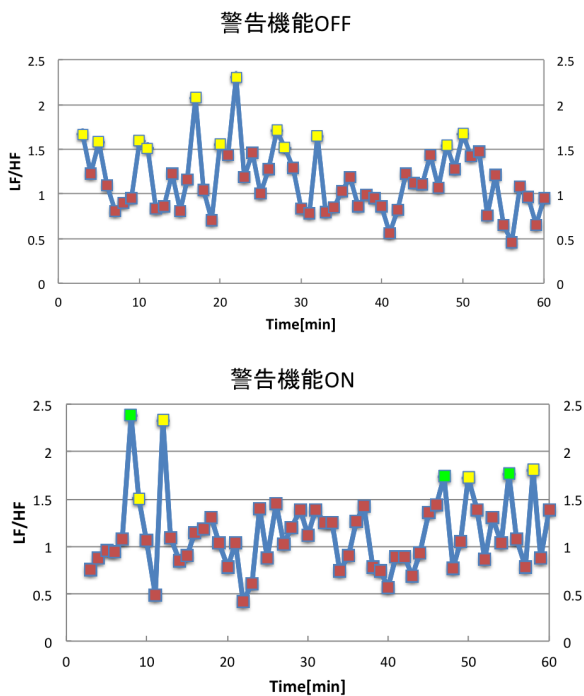


図 6 被験者 B の警告機能 OFF と警告機能 ON のストレス

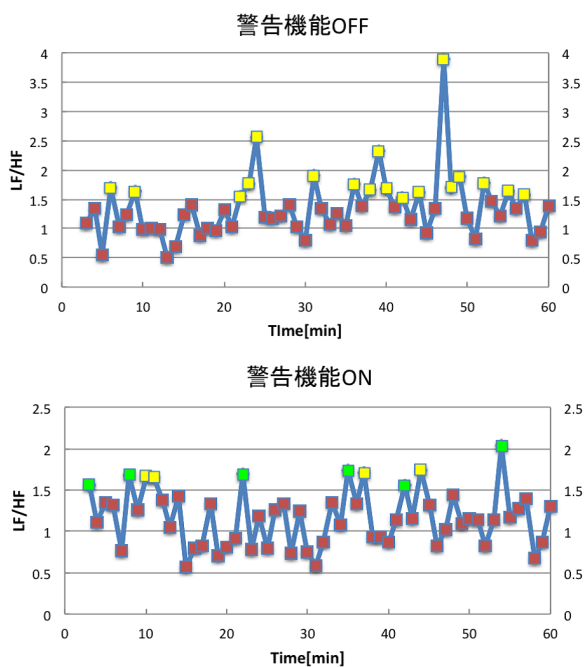


図 7 被験者 C の警告機能 OFF と警告機能 ON のストレス

6.2 グラフデータ評価

図 5~7 のプロットは 1 分毎の LF/HF となっている。緑のプロットは警告音が発せられストレッチの指示が行われたときであり、黄色のプロットはストレッチ後の血流を安定させるために設けた 4 分間において LF/HF が 1.5 を超えたときとなっている。これらのプロットの割合を図 8 に

表した。

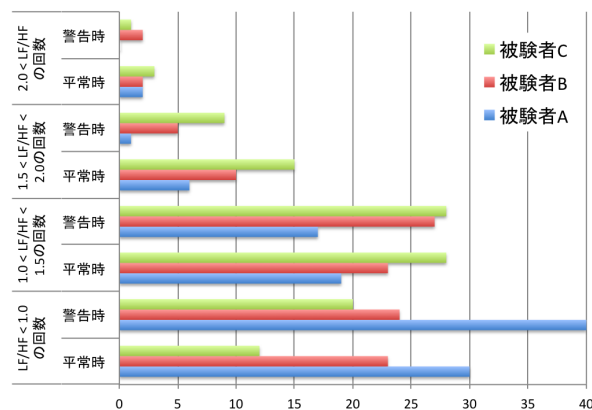


図 8 実験における各被験者の LF/HF の各範囲の取得回数

LF/HF の取得回数は 1 分毎に 1 回であり、取得が開始されたのが実験開始から 3 分後、終了が開始から 60 分後であるので 58 回分である。ただし、被験者 A の警告機能 OFF における 14 分目付近で心拍センサとの通信の不具合が多かったため、LF/HF の出力が飛ばされ、被験者 A の警告機能 OFF だけ 57 回分となっている。LF/HF に範囲を設け、頻度を比較したところ各被験者 A,B,C においてそれぞれ割合が異なっていた。

被験者 A は LF/HF < 1.0 の割合が警告機能 ON、OFF ともに 50% を超えている。また、LF/HF > 1.5 の割合は警告機能 OFF で 14%、警告機能 ON で 1.7% と低い。被験者 B は LF/HF < 1.0 の割合、1.0 < LF/HF < 1.5 の割合は警告機能 OFF、ON ともに 40% ~ 45% 付近であり、LF/HF > 1.5 の割合は警告機能 OFF で 21%、警告機能 ON で 12% となっている。被験者 C は LF/HF < 1.0 の割合は警告機能 OFF で 21%、警告機能 ON で 35% であり、1.0 < LF/HF < 1.5 の割合は警告機能 OFF、ON ともに 48%、そして、LF/HF > 1.5 の割合は警告機能 OFF で 31%、警告機能 ON で 17% となっている。

LF/HF の検出範囲における傾向として、被験者 A は LF/HF < 1.0 の割合が多く、被験者 B は LF/HF < 1.5 の割合が多い、被験者 C は 1.0 < LF/HF < 1.5 が多いが、他の被験者と比べ LF/HF > 1.5 の割合が大きいことがわかる。

警告機能 OFF と警告機能 ON の割合を比較すると警告機能 ON の方が警告機能 OFF と比べ、LF/HF > 1.5 の割合が減り、LF/HF < 1.0 の割合が増えている。これにより、ユーザにストレスを提示することでストレスへの意識を持たせることに有意性があるとわかる。

本システムにおいて LF/HF が 1.5 を超えている場合の肉体的、精神的な要因については主観評価によるアンケートによって検証が可能である。

6.3 アンケート評価

実験アンケート項目
✓ 実験中にしようと思っている行動
✓ 警告が出た際にストレスレベルを5段階評価
全然感じない[1 2 3 4 5]かなり感じる
✓ 警告が出た際に思い当たるストレス
✓ 実験中における細かな行動
✓ システムや実験で気になったこと

図 9 実験中のアンケートにおける項目

警告機能 ON の実験ではアンケートを実施し、各項目における回答を収集した。アンケート項目はストレスレベルによる警告機能 ON のときの肉体的、精神的なストレスの評価およびそのときの行動について調べることを目的としている。警告機能 ON におけるストレスレベルと LF/HF は以下ようになった (表 1)。

表 1 ストレスレベルと LF/HF

	警告回数	ストレスレベル	LF/HF
被験者A	1	2	1.719
	2	1	1.74
被験者B	2	1	1.74
	3	1	1.765
被験者C	1	1	1.566
	2	1	1.685
	3	2	1.688
	4	1	1.734
	5	2	1.559
	6	2	2.032

被験者 A,B,C が作業として主に教科書読み、資料作りを行うと回答した。そして、作業に際して調べることが発生した場合に PC を使用していた。

ストレスレベルとそのときに思い当たるストレスは、ストレスレベル 1 では「特に思い当たることがない」、「会話をしていた」、「教科書を読み始めた」と回答し、ストレスレベル 2 では「論文を読んでいた」、「足を組み直した」、「教科書を読んでいた」と回答している。

警告機能 ON において「なんで警告されたのだろうか」という意見もあったが、アンケートの回答からストレスレベル 1 の段階では被験者本人が気づかないほどの微妙なストレスにシステムが反応していると思われる。それは「特に思い当たることがない」と回答した際に、別のアンケート項目である実験中の細かな行動に「雑談をし始めた」と回答している点から窺える。ストレスレベル 2 では被験者本人がストレスとして思い当たることが存在している。実験中の細かな行動の項目で「足を組み始めた」と回答して 4 分後に警告となっている。そのため、足を組んでいることによる血流の変化、教科書や論文を読むといった肉体的、

精神的な変化に LF/HF が反応したと言える。

しかし、表 1 よりストレスレベル 2 の LF/HF がストレスレベル 1 の LF/HF よりも低い場合が存在するため、LF/HF が高ければストレスレベルも高くなると言い難い。

6.4 ストレッチによる緩和の評価

ストレッチによるストレス緩和の評価として LF/HF が 1.5 を超えたときから 5 分後までの警告機能 OFF と警告機能 ON のグラフの比較を行う (図 10~12)。比較するグラフは警告機能 OFF の中で LF/HF が 1.5 を超えた最も高いもの (High LF/HF) および低いもの (Low LF/HF) とし、警告機能 ON は警告が発せられた際にアンケートで肉体的なストレス (Physical stress)、精神的ストレス (Mental stress) と判別した中で LF/HF が高い値であるものとした。

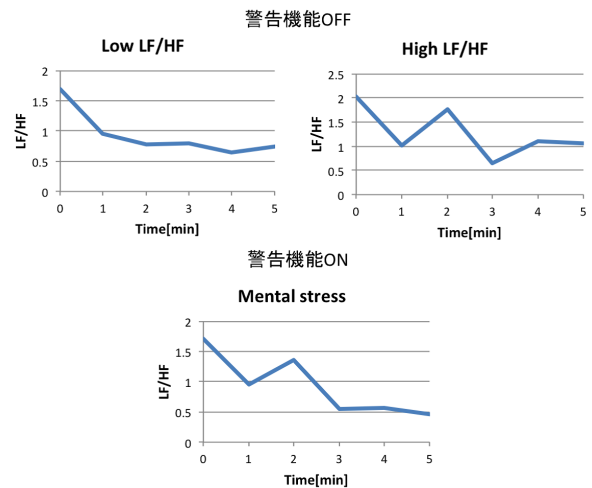


図 10 被験者 A のストレッチ評価のための 5 分間の警告機能 OFF と警告機能 ON の LF/HF

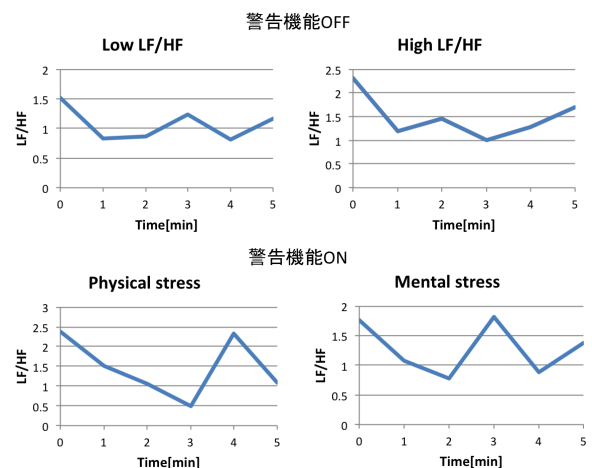


図 11 被験者 B のストレッチ評価のための 5 分間の警告機能 OFF と警告機能 ON の LF/HF

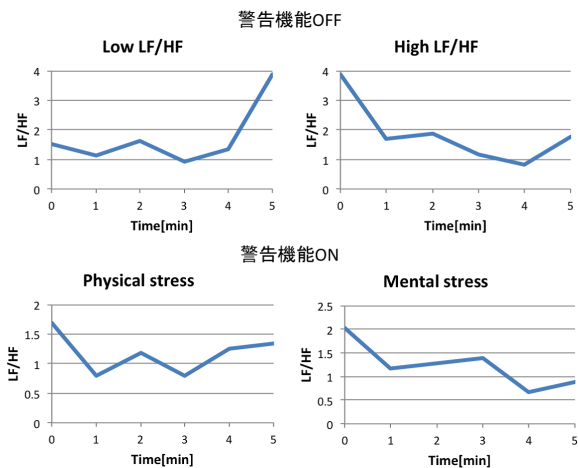


図 12 被験者 C のストレッチ評価のための 5 分間の警告機能 OFF と警告機能 ON の LF/HF

各被験者において、警告機能 ON における最初の 1 分間は LF/HF が下がっている。これはストレッチを 1 分間行っている最中であるため血流変化が原因となっている。

被験者 A は、Low LF/HF と Mental stress のグラフを比較すると、始まりの LF/HF がほぼ同じである。そして、Mental stress のグラフはストレッチを行ったためか 1 分目は LF/HF が低下し、2 分目は上昇しているがその後は Low LF/HF よりも低い LF/HF となっている。

被験者 B の Physical stress は、High LF/HF と始まりの LF/HF がほぼ同じであるが、Physical stress の方が大きく LF/HF を低下させていることがわかる。Physical stress において 4 分目で LF/HF が 2.0 を超えているのはアンケートでの実験中の細かな行動の項目から教科書を読んでいたことによる精神的なものだと考えられる。また、Mental stress においては警告機能 OFF の Low LF/HF よりも減少していないことがわかる。

被験者 C の Physical stress は Low LF/HF と始まりの LF/HF がほぼ同じであるが、Physical stress は Low LF/HF よりも LF/HF の下がり幅が大きく、1.0 付近を保っている。また、Mental stress においては LF/HF が 1.5 を超えずに 1.0 付近となっているが、図 7 の被験者 C における警告機能 ON のストレスより一概にストレッチによって Mental stress における LF/HF が下がっていると言えない。

ストレッチを行わせることによるストレス緩和は、肉体的ストレスに有効であるとわかったが、精神的ストレスに関しては効果の幅にバラツキがあることがわかった。

6.5 考察

結果として、警告機能 OFF と警告機能 ON の LF/HF を範囲分けし、割合を比較したところ各被験者において警告機能 ON の方が警告機能 OFF と比べ、LF/HF が 1.5 を超える割合が減り、1.0 より低い割合が増えている。その

ため、ストレスを提示することでストレスへ意識を持たせることに有意性があるといえる。

警告機能 ON 時の被験者のストレスについてアンケートによる評価では、ストレスレベルを 5 段階で回答させたが、ストレスレベル 3 以上の回答はなく 1 や 2 と低い結果となった。また、アンケート内容から被験者が意識していないレベルでのストレスにシステムが反応している可能性があることがわかった。

ストレッチによるストレス緩和の評価では肉体的ストレスには LF/HF の減少傾向がみられ有効であるといえる。

被験者 A,C において被験者 A は全体的に LF/HF が低く、1.5 を超え警告を出されたときにそれなりにストレスを感じていた。しかし、対照的に被験者 C は全体的に LF/HF が高く、1.5 を超え警告を出されたときに感じていたストレスと LF/HF の相関がバラついていた。このことからストレスによる警告を出す値として LF/HF が 1.5 というのは被験者 A において有効であったが被験者 C においては有効な効果を得られなかった。そのため、個人を考慮した警告を出す値の設定が必要となる。

7. まとめ

本論文では日常生活で増加している VDT 機器の操作環境に着目し、その際に生じるストレスを緩和するシステムを構築することを目的とした。ストレスの値として心拍変動にガボールウェーブレットを用いた連続ウェーブレット変換を行い、LF 成分と HF 成分を抽出し、LF/HF を算出している。算出した LF/HF を可視化しユーザに提示することによりストレスを意識するようにさせ、また一定の LF/HF を超えた場合に警告を出しストレッチを行わせることでストレス緩和とするシステムを構築し、評価した。

結果、ストレスを可視化、提示しストレスへ意識を持たせることによるストレス緩和効果とストレッチによる肉体的ストレスの緩和効果が期待できることがわかった。

今後として、作業中であっても手軽にできる精神的なストレスに有効な方法の調査を行う。また、被験者 C でみられた全体的に LF/HF が高く、LF/HF が 1.5 で警告を出す設定では感じているストレスが低い場合においても複数回の警告が出てしまうことへの対処を行う。この対処として LF/HF が 1.0 を下回る回数が低いことに着目し、警告を出す LF/HF の値を変化させることで対応をすることを考えている。そして、ストレス緩和として一様な効果を得ることができるシステムの開発を目指す。

参考文献

- [1] 厚生労働省. VDT 作業における労働衛生管理のためのガイドライン.
<http://www.mhlw.go.jp/houdou/2002/04/h0405-4.html>
- [2] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electro-

- physiology:Heart rate variability, Standards of measurement,physiological interpretation, and clinical use. Vol.17, p.354-381, 1996.
- [3] 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, Vol.22, No.3, 2010.
 - [4] Jarod W.Adlington DC, CCIH. System Overview of the BioSuite HRV with Sample Cases.
 - [5] 本多 薫. 座位安静時の心拍変動に関する検討. 山形大学大学院社会文化システム研究科紀要 第7号, 27-37, 2010.
 - [6] 柳平 雅俊, 安土 光男. 運転状態推定技術の開発—心拍解析による眠気状態の検出—. PIONEER R&D, Vol.14, No.3
 - [7] Mohit Kumar, Matthias Weippert, Reinhard Vilbrandt, Steffi Kreuzfeld, and Regina Stoll. Fuzzy Evaluation of Heart Rate Signals for Mental Stress Assessment. IEEE TRANSACTIONS ON FUZZY SYSTEMS, Vol. 15, NO. 5, OCTOBER 2007.
 - [8] 石丸 園子, 中村 美穂, 野々村 千里, 横山 敦士. 人体への加圧部位の違いが心理・生理特性に及ぼす影響. 人間工学 Vol.46, No.5, 2010.
 - [9] 神田 尚子. 心拍変動フィードバックによる色彩環境構築システム. 電気通信大学大学院情報システム学研究科 情報ネットワークシステム学専攻 修士論文, 2013.
 - [10] 三谷 政昭. フーリエ変換からウェーブレット変換へ やり直しのための通信数学. CQ 出版社,2008.
 - [11] Hayden JA, van Tulder MW, Tomlinson G. Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. Ann Intern Med.,142(9) : 776-785, 2005.
 - [12] Jaspers SR et al. Effects of stretching and disuse on amino acids in muscles of rat hind limbs. Metabolism, 38 : 303-310, 1989.
 - [13] 秋山 俊雄. 心電図に含まれる予後推定情報, II . 安静時心拍数と予後の関係. J.ELECTROCARDIOLOGY, Vol.31, No.4, 2011.