

G-030

常時利用可能なヘッドセット型疲労モニタリングシステム A Headset-Based Fatigue Monitoring System for Daily Use

松下 宗一郎† 志波 歩‡
Soichiro Matsushita Ayumi Shiba

1. はじめに

近年における健康維持に対する意識の高まりや、人命にかかわるような業務に携わる際の体調管理のあり方等、病院にて加療しなければならないほどではないが、自らの体調に関する客観的な指標を知ることへの要求が高まりつつある。例えば、自動車や鉄道といった、公共的側面の強い運行業務に際し、自己申告による安全確認に加え、乗務前の健康チェックにより、従来は見過ごされて来た健康上の変異、例えば睡眠不足等による疲労蓄積の状態を客観的に知ること、より高い安全性の確保を図ることができる。また、突発性難聴等、いつでもどこでも起こるかもしれない体調上の異変に対し、わずかな体調の変化をとらえられる健康チェック装置により予兆をとらえ、その日一日の行動における十分な準備を促すことで、結果おこる体調変異による影響を最小限度に食い止めることも考えられる。

そこで本研究では、疲労感の客観的な定量化を行なう事を目標とし、アンケート等の主観的方法に依らない手法での疲労感の数値化を試みており、人は疲労すると、まっすぐにじっと立っていることが次第に困難になっていく(身体の揺れが大きくなっていく)という仮定に基づいて、頭部に装着した高感度加速度記録計による評価方法の研究・開発を進めてきた。[1][2][3]この手法は、我が国の保健医療における重心動揺検査と原理的には類似したものであるが、重心動揺検査では体重計状の力感検出センサにより、足裏加重分布から被験者身体の重心位置を推定し、その時間移動の様子から病理学的診断を行なっている。これに対し、本研究による手法では、ヘッドセット型の装置を被験者の頭部に設置し、頭頂部に作用する加速度の時間変化から、重心動揺検査と同様な評価パラメータの導出を目指したものとなっており、身体運動を検出している点では同じであるものの、測定原理ならびに測定される量の解釈については少なからず違いが存在することを実験により見いだしている。[1] ヘッドセット型の計測装置によるこれまでの実験結果では、睡眠時間の不足や感冒への感染、長時間に渡るストレスの高い会議への出席やアルコールの摂取、継続的な運動負荷といった、主観的な疲労感に加えて客観的に見ても疲労度が増すような原因事象に対し、高い相関において身体の揺れが増加することを見いだしている。ヘッドセット型疲労モニタリングシステムによる評価では、30秒間といった短い時間の間、装置を頭部に装着して直立しているだけで計測が行なえるため、いつでもどこでも気軽に利用できる疲労度評価手法として期待がもたれる。

†東洋大学工学部コンピュータショナル工学科, Dept. of Computational Science & Engineering, Toyo University

‡東洋大学大学院機能システム専攻, Dept. of Intelligent Material & Mechatronics Systems, Grad. Sch., Toyo University

しかしながら、これまでの研究における成果からは、以下のような問題点が明らかとなっている:

(1) 加速度センサが発生する雑音信号により、身体のわずかな揺れに対する目的信号がほとんど埋まっている状態にある。このため、これまでに発見的考察から使用してきた、単位時間あたりの加速度変化量を2次元平面上にて時間積分することによる、加速度軌跡長なる量に対する客観的な信用性が確保されていない。

(2) 上記の加速度軌跡長の計算では、浮動小数点による乗算及び平方根演算が必要となり、典型的には固定小数点演算しか実装されていない小型低消費電力マイクロプロセッサでの実現は困難である。しかしながら、ヘッドセットに設置されたメモリに運動信号を記録し、後でパソコン等により解析する構成では、真の意味で、「いつでも・どこでも」使える状況とはなっていない。

そこで、これらの問題を解決し、提案するヘッドセット型疲労モニタリングシステムを、「いつでも・どこでも・安心して」使用できる状況とするため、本研究では評価パラメータに対する信頼性向上ならびに、ヘッドセット1つで診断を行なえるオールインワンでの実装検討を行なった。

2. ヘッドセット型疲労モニタリングシステム

図1に、開発を行なったヘッドセット型システムを示す。屋外を含めた測定実験の結果、ヘッドセットを頭部に装着した際の安定感の欠如、すなわち、ヘッドセットが頭部からずれ落ちるような感覚により計測される運動信号に少なからず影響が生じることから、装着時に安定感の高いものを選択した。また、屋外での使用では、周囲の音に対する被験者の無意識な応答が問題となったことから、周囲の音が聞こえにくい密閉型の機種を採用している。

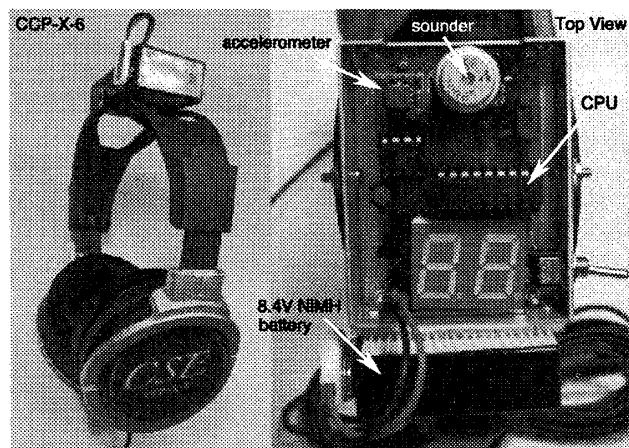


図1 ヘッドセット型疲労モニタリングシステム

図1で、ヘッドセットの頭頂部には、2軸加速度センサ(Analog Devices 社:ADXL202E)が、測定軸が地面と平行になるような配置にて設置されており、被験者の前後方向及び左右方向への微小な加速度(典型的には、健常者で最大約20~50ミリG程度:[G]は重力加速度)を計測している。加速度センサからの信号はアナログ増幅器等を経て小型CPU(Microchip Technology 社: PIC16LF88)に内蔵されたA/D変換器により数値化された後、ヘッドセット上に設置されたフラッシュメモリチップ(1Mbit)に毎秒100サンプルの速度で記録されると同時に、小型CPU上にてリアルタイムで疲労評価パラメータの計算を行なっている。また、頭頂部に設置された回路システムには、計測の開始と終了を音響にて知らせるスピーカーが装着されており、なにもないでただ待っているだけの状態となる被験者に対し、安心感を与える設計としている。

ここで、加速度信号には、頭頂部に設置された加速度センサの感度軸を含む平面が地面となす角度が頭頂部の運動(揺れ)によって変化することで、重力加速度に起因する成分が含まれることになるが、文献[1]にて報告したように、単位時間あたりの加速度変化量を2次元平面上にて時間積分することによる、加速度軌跡長なる量を導入することにより、利用者の身体状況に呼応した数値出力が可能であることが示されている。加速度軌跡長による評価では、装着者が30秒間、閉眼あるいは開眼の状態にて直立しているという条件にて計測を行っているが、様々な被験者に対し実験を行ったところ、(1)健常者については開眼時と閉眼時で、大きく測定値が変化することはない、(2)開眼にて計測を行った場合、周囲で物や人が移動することで、これにつられて頭部が動いてしまう場合が多々見られ、安定した測定が難しくなる、といった結果が得られたことから、今回の実験では、閉眼時についてのみ加速度軌跡長の計測を行うこととした。

3. 運動負荷応答実験による計算アルゴリズム決定

加速度軌跡長については、以前の実験により装着者の疲労状況を反映している可能性が示唆されているが、依然として本当は何が計測されているのかという根本的な疑問への確かな回答とはなっていない。また、加速度センサから生じるショット性の雑音により、ヘッドセット型疲労モニタリングシステムが完全に静止している状態であっても、前出の加速度軌跡長にかなり大きな数値が計測されてしまう。(健常者にて30程度の軌跡長測定値に対し、雑音のみで典型的には10程度の値が観測される)図2は、ヘッドセットを固定物に取り付けて計測した場合と、実際に被験者が装着している場合における加速度信号波形の例であるが、加速度センサより常時出力されるランダムな雑音信号の影響により、信号対雑音比という観点からは、それほど優れた測定環境にないことが分かる。

ショット性雑音を軽減するためには、ある時間間隔にて測定値の平均を計算する手法が有効であるが、平均値を計算する時間が長くなれば、わずかな加速度の変化、すなわち被験者の身体の揺れに関する情報を消去してしまう可能性が高くなってしまいます。ここで問題となるのは、「客観的な疲労度を計測する有効な手段がない」ことであり、疲労度を変化させながら、その変化を的確に数値表現できる計算アルゴリズムを決定する事は容易ではないと考えられる。

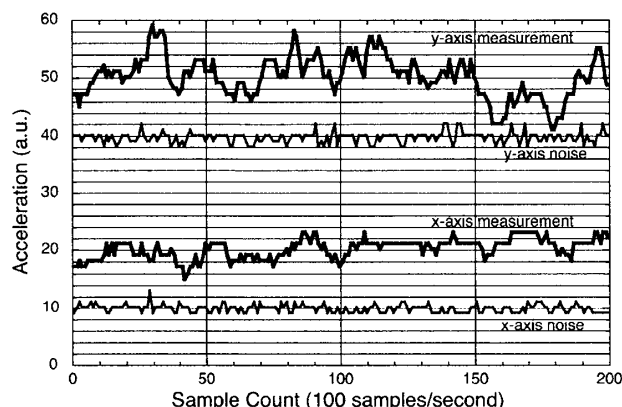


図2 静止時と被験者計測時の加速度波形の違い

そこで、本研究では、文献[2][3]にて報告した、被験者に定量的な運動負荷を与え、疲労回復の過程における身体の揺れの変化を計測することで、選定された計算アルゴリズムが疲労からの回復過程を矛盾無く表現できるかどうかという基準をもって、有効な手法の決定を試みることにした。

運動負荷実験では、文献[2][3]にて報告した通り、下記のような手順において測定を実施した:

(1) 運動負荷を課す前に、それぞれ30秒程度の間隔を置きながら、心拍数(30秒間)並びに、加速度軌跡長(30秒間・閉眼)の計測を3回繰り返し、その結果を安静時のデータとして記録する。

(2) 連続5分間に渡り、できる限り一定の運動強度にて被験者に運動負荷を与える。今回は、事前に何回か被験者に試してもらった上で、平地を5分間ジョギングする運動を選択している。

(3) 運動終了直後を時間起点として、1分間毎に心拍数、加速度軌跡長の計測を繰り返す。ここで、計測中には被験者は立ったままの姿勢を維持してもらい、「座る-立つ」の運動を行うことによる新たな運動負荷や血流状況変化等の影響をできる限り排除した。尚、運動終了直後より起算して15分間に渡り、計測を実施した。

加速度軌跡長 L については、時刻を i (i は整数。サンプリングにおける順序に対応している) とし、時刻 i における加速度の測定値を X 軸、 Y 軸の2軸に対して、 $A_x(i)$ 、 $A_y(i)$ と表現した時、次のような計算式によって計算される。

$$L = \sum (\sqrt{(A_x(i+1) - A_x(i))^2 + (A_y(i+1) - A_y(i))^2}) - (1)$$

ここで、 \sum については、30秒間の中で計算可能な全ての時刻(サンプリング点)に対し演算を行なうことを示している。また、 $\sqrt{\quad}$ は平方根演算であり、平面上の2点間、即ち、座標 $(x, y) = (A_x(i+1), A_y(i+1))$ から $(A_x(i), A_y(i))$ までの距離を計算した上で時間積分を行なっていることになる。今、測定値である A_x, A_y に大きな雑音が含まれていることから、これを N 点の時間移動平均演算 (N は1以上の整数) によって雑音軽減の処理に付す事とすると、(1)式より加速度軌跡調 L は、加速度軌跡長の定義から、

$$L = \sum (\sqrt{(A_x(i+N-1) - A_x(i))^2 + (A_y(i+N-1) - A_y(i))^2}) / N - (2)$$

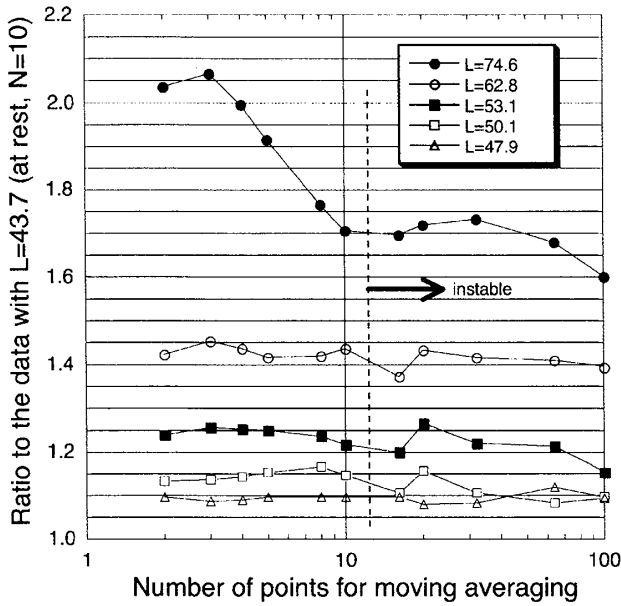


図3 移動平均処理における平均化サンプル数Nに対する加速度軌跡長計算値の変化

と表現できる。ここで、N 点の移動平均値の計算では、例えば X 軸方向の加速度成分 A_x については、本来であれば $A_x(i)$ から $A_x(i+N-1)$ の N 点の加速度平均値を計算する必要があるが、加速度軌跡長が時間差分という形で表現されていることから、最初と最後の 2 点の加速度値だけで加速度軌跡長を計算することができる。このことにより、整数演算能力しか持たない、超小型低消費電力 CPU であっても、計算量を抑えながら、丸め誤差の影響を受けにくい演算処理を行なうことが可能となる。

続いて、N の最適値を求めるため、N の値を変化させながら、加速度軌跡長 L の値を計算し、先の運動負荷応答における疲労回復過程の実験データに適用した結果を図 3 に示す。図 3 では、以前の実験において経験的に決めた $N=10$ (移動平均化時間 = 100msec) にて計算した加速度軌跡長の値を基準として用い、安静時に $L=43.7$ (任意単位) であった軌跡長が、N を変化する事でどのように変わるのかを示している。ここでは、N が 10 よりも小さい領域では、疲労回復過程における加速度軌跡長の振る舞いについて、規則正しい相関、すなわち、疲労が残っている状態であるほど、L の値が大きくなるという関係を保っていることがわかる。この反面、N が 10 を超えると L の値について逆転現象が見られるようになり、移動平均の時間区間が長過ぎることによって、疲労に関するパラメータの抽出がうまくいかなくなっていることを示唆している。

以上より、移動平均におけるサンプリング数 N を 10 以下とすべきであるという結論が得られたが、N を小さくしていく方向については、ここまでの議論では決着がつけられない。そこで、純粋に「信号対雑音比」という観点から、次のような実験を考えた。すなわち、与えられた N の値に対し、ヘッドセット型疲労モニタリングシステムが完全に静止している時の加速度軌跡長 L を計算し、これと、実際

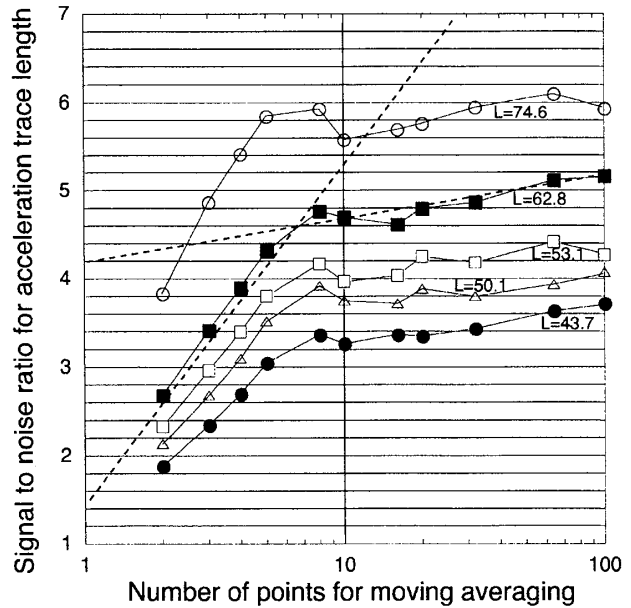


図4 平均化サンプル数Nに対する信号対雑音比

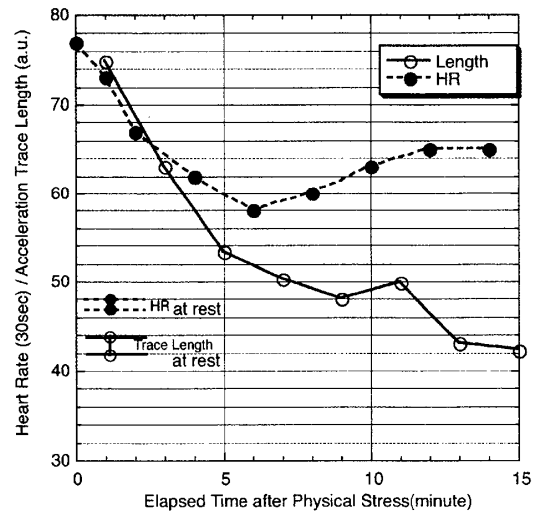


図5 疲労回復過程における加速度軌跡長の挙動

に被験者がシステムを装着して計測した時の加速度軌跡長との比をとることによる「信号対雑音比」を計算してみた。その結果、図 4 に示すように、N を 1 から増加させることで、N が 10 付近までは信号対雑音比が急速に向上していくものの、N が 10 に近づいた後は、ほとんど信号対雑音比に変化が見られなくなることが分かった。そこで、信号対雑音比という視点から、N の最適値を推定するため、N 小さい領域における信号対雑音比の上昇カーブと、N が大きい領域におけるゆるやかな上昇カーブに対し概略にて接線を引き、これらが交わる点を求めたところ、およそ $N=7$ ないし $N=8$ という値となった。すなわち、 $N=7\sim 8$ 付近では、加速度センサから生じる雑音の影響を軽減しつつ、運

動信号に含まれている有効な成分を平均化処理によって失わずにすむ一種の臨界点が形成されているものと考えられる。ここで、(2)式より、 $N=8$ とすれば、CPUにおける演算処理としては、2進数表現された数値をLSB方向に3ビットシフトするのみの演算となり、非力な演算能力しか有しない状況であっても、疲労評価に際し有効な計算結果を提示できる可能性があることが示された。図5は、文献[3]にて報告した、 $N=10$ とした際の疲労回復過程における加速度軌跡長の変化を示した図であり、ジョギングによる運動負荷の印加直後から、心拍数と共に加速度軌跡長の値が単調に減少している。一方で、加速度軌跡長が運動直後から安静時の値にまで、約15分にて復帰しているのに対し、心拍数は安静時よりも高い値にとどまっていることから、運動負荷による身体への影響は、循環器系と、身体の平衡感覚機能維持系において、異なる過程によっていることも併せて示唆されている。

4. 疲労にともなう身体応答に関する考察

以上の実験により、被験者の頭頂部に設置した加速度センサによって計測される運動信号により、被験者の疲労度を推定する際の計算アルゴリズムについて、一定の指針を得る事ができた。ここで、図3及び図4から、移動平均を計算する際のサンプル数 N には最適値が存在することが示唆されているが、 N の上限値について考えた場合、疲労に関する情報を含んでいる身体運動の周波数域を推定できるのではないかと考えた。以前に行なった報告[1]では、周波数帯域別に身体運動の激しさを数値化した際に、2Hz から10Hz といった、比較的速い運動成分によって、加速度軌跡長の値が支配されていることが示されている。ここでは、被験者の頭部が単振動振り子モデルで扱えることを仮定し、運動を周波数の異なる単振動振り子の揺れの合成であると考えて計算を行なった際の「運動の激しさ」に相当する量を定義したところ、2Hz 以上の高周波側成分に対し、加速度軌跡長が極めて強い相関関係にあることが見いだされている。ところが、2Hz よりも低い、ゆっくりとした運動成分に対しては、このような相関はほとんど失われてしまうことから、疲労に伴う身体応答では、秒速2回～10回といった、比較的速い身体の動きに着目する必要があることが示されている。一方、今回の実験結果からは、図3に示す、移動平均に係るサンプル数と、疲労回復における数値変化の一貫性との関係から、 $N=100$ 、即ち、移動平均によりカットオフ周波数=1Hz に相当するローパスフィルタを作用させた場合には、疲労に関する情報のほとんどを失ってしまっていることが分かる。つまり、1Hz より下の周波数帯域には、疲労に関する有用な情報は含まれていない可能性が高いと考えられる。そして、 $N=20$ (カットオフ周波数=5Hz に相当) 付近にて、疲労回復過程に対する加速度軌跡長測定値の矛盾が解消し、より高い周波数域では疲労度が高いほど、加速度軌跡長が大きくなるという傾向が確立していることと併せ、疲労に伴って生じる身体の自発的運動では、少なくとも秒速2ないし5回以上のスピードによる身体運動に着目すべきであるという結論が得られた。このことは、加速度センサが重力加速度に対し感度を有することにより、計測中の準静的な頭部姿勢変化によって生じる加速度信号を考慮の外におけることを意味している。

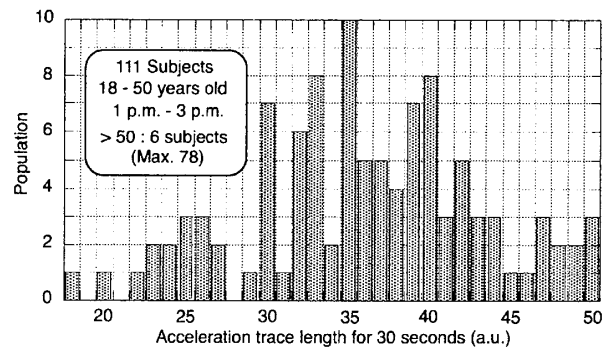


図6 イベント会場内における健常者の計測結果

5. 結論ならびにオールインワンシステムの実装

以上より、被験者の頭頂部に設置した運動センサによって、疲労度の客観評価を行なうためには、使用した加速度センサデバイスのもとでは、最終的には2～10Hz程度の周波数帯域にて、加速度軌跡長の計算を行なう必要があることが分かった。また、加速度センサから発せられるショット性雑音の影響を回避するため、加速度移動平均値に対する加速度軌跡長計算という手法が有効であることを、定量的な運動負荷に対する疲労回復応答過程を利用することで示した。一方、図6は、18歳から50歳代くらいまでの被験者計111名に対し、大学教室にてヘッドセット型疲労モニタリングシステムによる計測を行なった結果であるが、短時間にて多数の人が集まるイベント会場における喧噪の中においても、本システムによって計測される加速度軌跡長の健常値である30～40の間にピークをもつ測定数値分布を示しており、いつでも、どこでも利用可能であることに対する有用性を確認することができた。

図1に示した試作システムでは、クロック周波数4MHz、最高計算速度1MIPSというCPUを使用しているが、本研究による計算量を軽減できるアルゴリズムを用いることで、有用な情報の抽出を十分行なえることが分かった。また、消費電力は、ディスプレイを除いて約30mW (3V電源、消費電流約10mA) と小さく、いつでも、どこでも気軽に利用できる、オールインワンでの疲労モニタリングシステムの可能性を示すことができたと考えている。今後は、より実際の場面でのデータ蓄積を重ね、家庭用の体温計と同様に、利用者の身体状況を客観的に数値化できるシステムとしての確立を目指して行きたい。

参考文献

- [1] S.Matsushita et al. "A Wearable Sense of Balance Monitoring System towards Daily Health Care Monitoring.", Proc. of ISWC 2003, pp.176-183, (Oct. 2003) at New York.
- [2] 松下宗一郎, "ヘッドセット型微小加速度記録計による運動負荷応答の計測", 情報科学フォーラム FIT2005 講演論文集第2分冊, pp.305-306 (Sep. 2005) at 東京
- [3] S. Matsushita, A. Shiba, and K. Nagashima, "A Wearable Fatigue Monitoring System -Application of Human-Computer Interaction Evaluation-", 7th Australasian User Interface Conference (AUIC2006), pp.151-154 (Jan. 2006) at Hobart, Australia