

原著論文

モバイル端末を用いた精神的疲労計測システムの開発

原田 暢善, 岩木 直
産業技術総合研究所

Fatigue detection with personal mobile device

Nobuyoshi Harada, Sunao Iwaki

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

Abstract: Fatigue detection system with personal mobile device was developed with an index of flicker fusion threshold (FFT). FFT, defined as a frequency at which intermittent light stimuli appear to be steady for the human observer, is known to be getting lower as the mental fatigue accumulates. The FFT has been used as a measure of arousal level by monitoring the time resolution of early visual systems. A traditional system of FFT detection, originally reported by Simonson and Enzer in 1941, requires a large and expensive device to measure, which impeded the diffusion of the method to be used for fatigue measurement in general public. Here, we report our recent development on the FFT detection method to implement mental fatigue measurement system as downloadable application software for mobile device, namely, (i) a new method to control a subjective flickering sensation by changing the contrast of the visual stimuli instead of changing temporal frequency to realize FFT detection on raster-scan display devices, and (ii) a new paradigm, in which forced-choice task performance was used for FFT detection to eliminate arbitrariness of the subjects' response and to achieve faster completion of the test.

Keywords: Flicker Fusion Threshold, Mental Fatigue, Mobile Device, Raster-Scan Display, Arbitrariness

キーワード: 点滅刺激融合閾値, 精神的疲労, モバイル端末, 固定リフレッシュレートディスプレイ, 恣意性

1. はじめに

点滅光のちらつきを感じる周波数閾値を用いて疲労計測を行うフリッカー検査は、Simonson & Enzer (1941)[1]らにより約70年前に提唱されて以来、人間工学および労働衛生の分野で広く利用されている[2]。本計測法は、疲労による大脳皮質全体の活動低下状況を、視覚の刺激分解能の低下を指標にして計測するものと考えられている。

これまでのフリッカー検査は精神的疲労を安定的に計測できる技術として実験室や一部医療機関では広く利用されてきたが、大型かつ高価な専用機が必要で、一般的な生活場面や労働現場で日常的に用いることはできなかった。このような状況の中で、“いつでも、どこでも、頻繁に”フリッカー計測に基づく疲労計測ができるシステムの実現が期待されていた。

2011年12月21日の総務省の発表で、携帯電話の加入契約数が約1億2986万8000件となり日本の総人口1億2805万7352人を上回り、相対比率ではあるが国民1人に一台の携帯電話を持つ時代が訪れた。携帯電話およびスマートフォ

ン等のモバイル端末は、各種アプリケーションをダウンロードすることで、その機能を拡張できる性質と、ネットワークとの高い親和性を有している。モバイル端末に、フリッカー検査の機能を持たせることができれば、日常的に精神的疲労を計測し管理することが容易に出来ると考えられる。我々は、70年来のフリッカー検査の研究成果[1]-[4]と、インターネットでの技術革新を基盤として、モバイル端末上でのアプリケーションソフトによるフリッカー検査の実現のための技術開発を行った。

本システムの開発の過程で、従来のフリッカー値計測装置が、一般的な労働現場で日常的に用いられる際に、疲労計測方法として根本的な弱点を有していることが明らかになってきた。第一として“恣意性の非排除性”である。すなわち従来方法での閾値決定が被験者の主観的な判断に全面的に依存しているため、被験者の“イカサマ”を防止することが出来ないこと。第二として、“計測時間の長さ”である。すなわち、従来方法は、個人差の大きなフリッカー値を、複数の被験者で、単一の機器を用いて計測を行っていたため、その計測は個人間のばらつきを吸収するために大きな計測ダイナミックレンジを用いねばならなかった。そのため、長い計測時間が必要となり、結果としてこの長い計測時間が、労働現場での運用上の大きな障害となっていた。以上、従来型フリッカー値計測装置の根本的弱点である第一および第二課題の克服のために技術開発を行った。

2010年2月2日受理。2012年3月16日シンポジウム「モバイル'12」にて発表

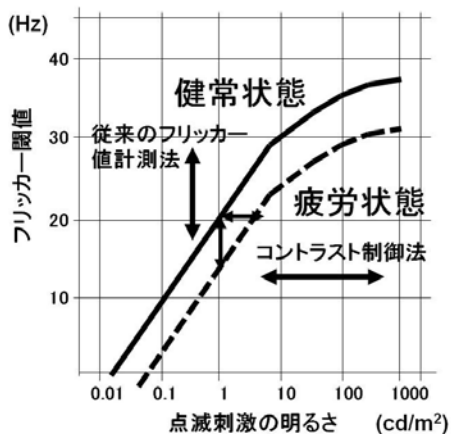


Fig.1: 点滅刺激の明るさとフリッカー閾値の変化の関係を健康状態と疲労状態において示した。縦方向の矢印は従来のフリッカー値計測法の横方向の矢印はコントラスト制御法の疲労計測原理を示している。

以下、モバイル端末でのフリッカー値計測機能実現のための第一開発段階、および従来のフリッカー値計測方法の弱点克服のための第二開発段階、における克服すべき課題および技術開発に関して述べて行きたい。

2. 第一開発段階

第一開発段階においては、モバイル端末でのフリッカー値計測機能実現のための技術開発を行った。

2.1 点滅刺激の周波数変動と機種依存性

当初、モバイル端末でのフリッカー値計測機能実現は、従来のフリッカー値計測法に準ずる形で、点滅刺激を周波数変動させる形での計測機能実現を行った。端末に付属するLEDの点滅周波数を変化させる、LED点滅法、および、液晶画面を固定し、背景にあるバックライトの点滅周波数を変化させる、バックライト点滅法、の2方式でのアプリ開発を行った。これら2方式の計測法は、技術的には可能なものではあったが、実際の開発過程において、機種依存性という問題が明らかになった。LED点滅法では唯一機種、バックライト点滅法でも最新機種の中での半数の機種のみにおいて、機能が実現できずに留まった。従来の携帯端末において、点滅刺激を、周波数を変える形で発生させることは、携帯端末の機能において特殊な使用形態であり、普及性の観点から問題となる要件であると考えられた。携帯端末にとって機能として無理のない、普及性が確保された、刺激発生方法が必要とされた。以上の状況から、コントラスト制御法が開発された。

2.2 コントラスト制御法

Fig.1は、点滅刺激の周波数閾値(縦軸)と、点滅光刺激の輝度(横軸)に対して、点滅光の輝度を変化させた場合のフリッカー値の変化を示した図である。フリッカー値は、点滅光の輝

度の増加とともに右肩上がりに増加する。すなわち低輝度では低周波数で、高輝度では高周波数で、チラツキの感覚が成立する。ここで黒線を健康状態だとすると、疲労状態においては全体的に下方向にシフトすることとなり、疲労状態は点線で表すような関係を示す。黒線と点線の間に、縦方向および横方向の矢印を見ることができる。縦方向の矢印は、点滅する点の輝度は一定であるが、点滅する点の周波数だけが変化する状況を表している。すなわち健康状態と疲労状態が縦方向の周波数変化で関係づけられていることを示している。この関係は、従来のフリッカー標準計測法、および、LED点滅法、バックライト点滅法の計測原理を示している。一方、黒線と点線の関係づけは、縦方向の矢印だけでなく、横方向の矢印でも可能である。この横方向の矢印は、点滅する光の周波数は一定であっても、その点滅する点の輝度(コントラスト)の変化で健康状態と疲労状態の関係づけが可能であることを示している。この関係は、点滅刺激の周波数は一定であっても、点滅する点の輝度(コントラスト)を変えることでちらつき感覚の成立を制御するコントラスト制御法の計測原理を示している。携帯電話やスマートフォン等のディスプレイは、垂直同期周波数(リフレッシュレート)が一定の値に固定されているため(典型的なディスプレイでは15Hz、30Hzあるいは60Hz)、連続的な点滅周波数変化を実現することはできない。Fig.1は、コントラスト制御法が、たとえリフレッシュレートが固定されているデバイスにおいても、段階的に点滅光のコントラストを変化させることで、健康状態と疲労状態の間でのちらつきを感じる閾値の変化の検出を実現しうることを、すなわち、動画の再生できるデバイスであれば、どのような端末においてもフリッカー値の計測が実現できることを示している。

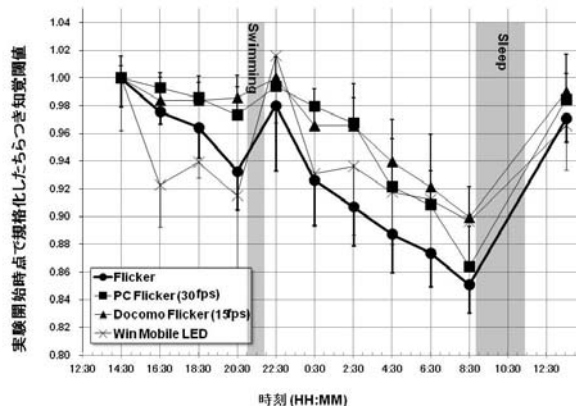


Fig.2: 従来のフリッカー値計測標準機(●太線)とコントラスト制御法のアプリを実装した携帯電話機:DocomoSH906i(▲細線)およびMacPC(■細線)、およびLED点滅法アプリを実装したWindows Mobile OSのWillcom WSO11SH端末(×細線)を用いた連続疲労負荷実験における計測結果。

2.3 疲労負荷実験

コントラスト制御法が、疲労計測方法として確立されてきた従来のフリッカー値計測法と比較して、疲労計測過程での程度妥当性のある結果が得られるのかについて連続疲労負荷実験において検討を行った。従来のフリッカー値計測標準機(●太線)と、われわれが開発したコントラスト制御法アプリを実装した携帯電話機:DocomoSH906i(液晶リフレッシュレート 15fps)(▲細線)および MacPC(液晶リフレッシュレート 30fps)((■細線)、および LED 点滅法アプリを実装した Windows Mobile OS の Willcom WSO11SH 端末(×細点線)を用いた、連続疲労負荷実験での被験者 1 人(41 歳男性)疲労計測結果を Fig.2 に示す。縦軸は、計測開始時のフリッカー計測値を 1 とした場合の各時刻の相対的な計測値、横軸は時刻を示している。被験者は、午後 14 時 30 分より翌朝 8 時 30 分まで論文執筆等の頭脳労働を行い、2 時間おきにフリッカー検査による疲労計測を行った。Fig.2 の各点は、各計測方法で各時刻 5 回計測して得られた平均値と標準偏差を示している。被験者は、21 時から 22 時にかけてリフレッシュのため水泳に行き、また翌朝 9 時から 11 時まで仮眠をとった。いずれの計測方法でも、(a) 終夜頭脳労働により疲労が蓄積していく様子、(b) 軽い運動等のリフレッシュにより、一時的に精神的疲労が軽減される様子、(c) 仮眠により、疲労が回復する様子が、適切に計測されていることを示している。また、計測方法の違いによって計測値そのものには多少の差があるものの、データの時間的変化はほぼ一致していることが明らかになった。

Fig.3 は、上記の連続疲労負荷実験データを、縦軸を携帯電話機:DocomoSH906i(液晶リフレッシュレート 15fps)でコントラスト制御法にて計測した階調値、横軸をフリッカー値計測標準機の周波数値として、疲労負荷実験の被験者 12 人(平均年齢 35.3±11.5 歳男性)の全データをプロットした図である。細線 1 本が 1 人の被験者の回帰直線である。データの分布は、フリッカー値が個人差が大きい指標であることを反映して、縦方向および横方向にもバラついていることを示している。一方、各個人の回帰直線の傾きは、大きく逸脱する被験者がいないこと、ほぼ平行関係が維持されていることが観察された。太線は全データの回帰直線を示す (R=0.736)。以上の関係は、個人間での比較はむずかしいが、個人内での相対評価を行う場合、携帯電話の階調値として計測したフリッカー値とフリッカー値計測標準機の周波数値の変化の比率が維持されていること、すなわち相対比較が可能であることを示している。この各個人の回帰直線がほぼ平行関係が維持されている関係から、コントラスト変化によるフリッカー検査で計測されるちらつき知覚のコントラスト閾値が、従来のフリッカー検査で用いられてきた周波数閾値(フリッカー値)への変換が可能であることが示された。

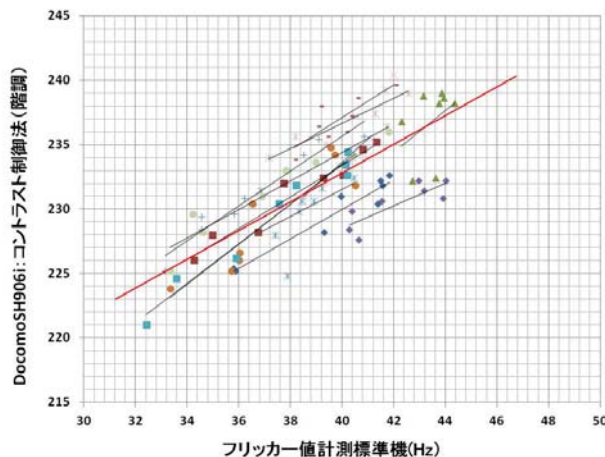


Fig.3: 従来のフリッカー値計測標準機と携帯電話 DocomoSH906i でのコントラスト制御法での計測値の相関関係

3. 第二開発段階

第二開発段階において、従来のフリッカー値計測方法の弱点克服のための技術開発を行った。[5]

3.1 恣意性の排除：四択刺激提示法

従来のフリッカー値計測法の弱点として、“恣意性の非排除性”、被験者の“イカサマ”を防止することが出来ないという性質があった。従来のフリッカー値計測法においては、閾値決定が基本的に被験者の主観的な判断に全面的に依存しているため、外部から被験者が正しく判断を行っているかどうかに関してチェックする方法はなかった。この課題を解決するため、「少なくとも点滅が見えていなければ正しい答えは選択できない」という機構を導入し恣意性の排除を行った。フリッカー値計測の際の恣意性の介入は、2種類あり、「点滅が見えていなくとも見えると言ってボタンを押す」、非認知反応型と、「点滅が見えているのに見えないと言ってボタンを押さない」、認知非反応型がある。とくに問題であり危険なのは、非認知反応型であり、近年問題となっている、トラックおよびバス等での重大な事故の発生の際の過重労働による過労状況をチェックする際に、大きな問題点として存在している。この過労型の恣意性の介入を排除すべく技術開発を行い、四択刺激提示法を開発した。被験者に上下左右 4 つの刺激を提示しその中の 1 つだけが点滅を行っている(Fig.4)。その点滅の最初は、コントラスト変化の振幅の幅が小さくちらつきが見えないが、次第に振幅が拡大してある段階でチラつき感覚が発生する。チラつき感覚が発生した時点で、十字キーまたはタッチパネルで、刺激の場所を選択することで閾値が決定される。四択刺激反応法は、“少なくともチラつきが見えていなければ正しい場所を選択できない”という機構から、ちらつきが見えていなくともボタンを押そうとする、過労型の恣意性の介入を排除すること

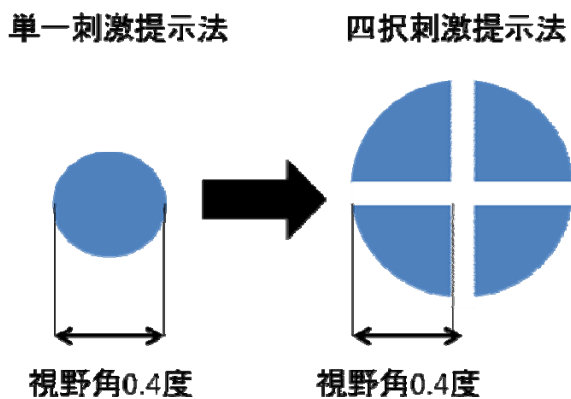


Fig.4: 従来の単一刺激提示法と四択刺激法の視覚刺激の構成

が可能となった。

実際の労働の現場、特に交通・運輸関係の職場において、就業の点呼の際には、これまでも乗務員の疲労の状態を管理する必要はあったのだが、実際は、点呼の際の声かけまたは問診などで行なうだけで、どうしても不安が残る状況で運航を続けるのが現状であった。以上の状況で、過労型の恣意性の介入を防止する、本技術開発は、実際の労働現場での運用において必須となる機構となった。

3.2 計測時間の短縮：個人閾値調整法

従来のフリッカー値計測法のさらなる弱点として、計測の際の“計測時間の長さ”があった。すなわち、複数回の計測ごとに大きなダイナミックレンジからもたらされる長い計測時間を要したため、5回の計測で約2分から3分の時間を必要とした。この長い計測時間が労働現場での運用上の大きな障害となっていた。この問題点は、基本的に個人差の大きなフリッカー値の計測を、単一の機械で多人数の計測を行おうとした際に発生するものであった。刺激の点滅が見えない状態(高周波数帯または小振幅帯)から見える状態(低周波数帯または大振幅帯)に連続的に変化させるスキャンのダイナミックレンジは、複数の被験者のフリッカー値のばらつきを吸収させるため、非常に大きく設定しておかなければならなかった。一方、単一個人のフリッカー値計測において、各計測トライアル間の変動幅および各計測日間の変動幅は、複数の被験者間のフリッカー値の差ほどばらつくことはなく、狭い振幅帯であり、ある一定範囲に集約されていた。単一個人でのフリッカー値計測は、狭いダイナミックレンジ設定が可能であり、短い時間で十分に適正な計測が可能となる。単一個人の閾値に合わせて最小のダイナミックレンジで変化させることで5回の計測を1分以内で行うことが可能となった。

従来のフリッカー値計測標準機における閾値計測開始の設定条件は、固定値もしくは5Hzステップで設定(例えば

55Hz, 50Hz, 45Hz等)されているだけにとどまり各個人ごとに設定されることはなかった。また1回の計測の際のトライアル間においても上記の規定値条件を繰り返すだけで、個人の閾値および必要十分な最小限のダイナミックレンジでのスキャンを行う事は想定されなかった。従来研究の成果を基盤とした、必要十分な、最小ダイナミックレンジの観点からは本システムで初めて導入された技術的観点である。以下、最小のダイナミックレンジに関して説明を行う。

これまでの実験において健常成人の被験者(25歳から40歳)において周波数変動でのフリッカー値計測の標準値は、ほぼ40Hz近傍の値を示す。標準値が40Hzであった場合、変化量としてのフリッカー値は、一日の労働での減少率として想定される5%減少で2Hz、徹夜労働の明け方における減少率として想定される10%で4Hz、の変動量となる。

縦軸を実際のコントラスト値とし横軸の従来型フリッカー計測装置の周波数値に対してプロットした回帰直線において、周波数値の変化に対するコントラスト値の変化の比率で2.07:(液晶リフレッシュレート30fps)となる関係が求められた。この場合、周波数でのフリッカー値の変動量に対し、階調でのフリッカー値の変動量は、変化率で周波数の約2倍となるため、5%で4階調、10%で8階調の変動量となる。8階調の変動量は、ほぼ徹夜労働の明け方に検出される変動量であり、通常の各日の計測での変動幅の値としてめったに検出されることはない変動量である。また、各計測トライアル間の変動量はさらに小さな変動幅となる。1階調あたり1秒のスキャンで計測を行った場合、8階調分(8秒)の変動量のダイナミックレンジを確保しておれば、健常状態と徹夜明け状態の差異を吸収しうるダイナミックレンジを設定していることを意味し、各計測日間の変動幅および各計測トライアル間の変動幅を十分に吸収しうるものと考えられる。以上、個人の閾値に合わせて、スキャンのダイナミックレンジを最小にセッティングすることにより、従来のフリッカー値計測標準機において、5回の計測に2分から3分を要していた計測時間が、およそ8秒×5=40秒の計測時間に大幅に短縮した。

4. まとめ

携帯端末でのフリッカー値計測機能実現のためのコントラスト制御法の開発に加えて、従来のフリッカー値計測方法の弱点の克服のため、恣意性の排除のための四択刺激提示法の開発、および、計測時間短縮のための個人閾値調整法の開発により、実際の労働現場および日常生活における使用に耐えうるモバイル端末を用いた精神的疲労計測システムを実現することが可能となった。現在、本計測システムの特性である、高頻度で長期間の連続した計測、および、アプリケーションプログラムの一斉配信で実現できる大人数での一斉計測、これら2つの特性を利用した、人間集団の疲労データの管理・視

覚化システムの開発を進めている。これまでのフリッカー値の計測は、実験室に設置した専用機であったため、1日に数回しか計測できず、計測を継続する期間も限られていた。また単機もしくは数機の計測機による計測のため計測可能な人数も限られていた。一方、職場環境等、きわめてマイルドな環境要因はフリッカー値で極端な変化として検出できず、従来の計測状況では、個人のノイズ(生体条件のゆらぎ、外乱要因等)に埋もれてしまい検出することは出来なかった。本システムで高頻度で長期間にわたる計測状況で、数人単位ではなく数百人および数千単位での計測を実現することが可能であることから、疲労計測時系列データを被験者群に対し加算平均を行った場合、個人ごとのノイズはキャンセルされる。以上から、環境要因で、これまで検出が不可能だった、マイルドながらも全体の疲労状況に影響を与える要因の作用を検出できると考えられた。上記の計測方法の2つの特性を用いて、これまで個人の変動の中に埋もれて明瞭に検出できなかった、温熱環境、および、管理職の交代などの人間関係等の、わずかな職場環境の変化の影響を、人間集団のグループでの変動として検出し、さらにグループ間の変動の比較検討を行うことも可能であると考えられた。

5. 参考文献

- [1] Simonson, E. and Enzer, N.: Measurement of fusion frequency of flicker as a test for fatigue of the central nervous system: observations on laboratory technicians and office workers, *J. Indust. Hyg. & Toxicol.*, vol. 23, pp. 83-89, (1941).
- [2] 橋本: Flicker 値の生理学的意味と測定上の諸問題 - Flicker Test の理論と実際, *産業医学*, 第 5 巻, 第 9 号, pp. 563-578, (1963)
- [3] 橋本: 精神疲労の検査, *人間工学*, vol. 17, No.3, pp. 107-113 (1981)
- [4] Murata, K., Araki, S., Kawakami, N., Saito, Y. and Hino, E.: Central nervous system effect and visual fatigue in VDT workers, *International Archives of Occupational and Environmental Health*, pp. 109-113 (1991)
- [5] 岩木, 原田: ちらつき知覚閾値を用いた精神的疲労の客観的簡易計測技術開発, *生体医工学*, Vol. 49, S1, p. 10087 (2011)

著者紹介



原田 暢善(正会員)

1996 北海道大学大学院環境科学研究科博士後期課程修了、博士(環境)。1997 工業技術院、生命工学工業技術研究所(現、産業技術総合研究所)へ科学技術特別研究員として着任、研究を継続する。2010 産業技術総合研究所認定ベンチャー、フリッカーヘルスマネジメント株式会社代表取締役就任。主に、外部情報環境要因(単調さ・複雑さ)の脳機能への影響を脳磁図計を用いて研究。研究成果をモバイル端末のアプリケーションソフトとして普及を図る。



岩木 直(非会員)

1998 東京大学大学院工学系研究科博士後期課程修了、博士(工学)。1998年電子技術総合研究所研究員。2002年産業技術総合研究所主任研究員、2008年より研究グループ長、現在に至る。ヒト認知機能の非侵襲計測技術を用いた評価の研究に従事。