

# 実オフィス環境で利用可能な簡易型視聴覚疲労度計測技術の研究開発

## Visual/Auditory Fatigue Measurement Technology Available at Office Environment

研究代表者 (独)産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門 グループ長 氏家弘裕  
Group Leader, Institute for Human Science and Biomedical Engineering,  
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

### 和文アブストラクト

オフィス環境での作業に長時間従事する人の健康維持・増進に資する技術として、いつでも容易に疲労度を測定可能とする簡易型視聴覚疲労度計測技術の開発を試みた。視覚疲労計測には両眼立体弁別閾を、聴覚疲労計測には一過性閾値変動(TTS)の回復曲線を利用し、その妥当性を検討した。その結果、視覚疲労計測では、文章読み課題において両眼立体弁別閾の変化が主観的評価値と同様の傾向を示し、その有用性が明らかにされた。一方、聴覚疲労計測では、長時間の計測を要することが判明し、移動平均法を用いた手法を再検討した。また実際に、携帯電話への疲労計測ソフトウェアの組込みを行った。今後、携帯機器による実場面での疲労データ蓄積を行うことで、有用な計測技術を提供することが期待される。

### Abstract

We tried to develop the visual/auditory fatigue measurement technology that is available at any time at any location, and that is conducive to health maintenance and promotion for people working in office environments. We adopted measurement of stereoscopic depth threshold for evaluating visual fatigue, and measurement of recovery process of temporal threshold shift (TTS) for auditory fatigue; then, we looked at their validities. We found that stereoscopic depth thresholds showed similar tendency with subjective evaluation of visual fatigue after long periods of reading. We, however, found that the measurements based on the recovery process of TTS took longer periods, and then looked at the other technique based on method of moving average. Moreover, we installed measurement software onto actual cellular phones. These developments might provide useful methods to measure visual/auditory fatigue, especially when we further collected visual/auditory fatigue data using mobile devices.

#### 1. 研究目的

IT 関連技術の進歩による高度情報化に伴い、携帯電話、PDA (個人情報端末)、カー・ナビゲーション・システムなどさまざまな情報デバイスが個人レベルで利用可能となり、10 年ほど前には考えもつかなかったような情報の利用が可能となっており、来るべきユビキタス・コンピューティング社会への移行に向けて、だれもがその恩恵を享受しつつある。しかし、その一方で、視覚表示機器 (VDT) による視覚ストレス、IT 機器の騒音による聴覚ストレス等、視聴覚へのス

トレスに曝される機会が増加しているのも事実である。特に、国内では 2,500 万もの人が労働するオフィス環境は、コンピュータを初めとするさまざまな IT 機器の使用が急速に高まり、すみやかな対策が求められている。

視聴覚ストレスやその疲労への影響の重大性は既に認識されてきており、人間工学の観点から、オフィス環境における視覚表示機器の適正利用に関する国際標準規格 ISO/IS 9241 シリーズなどが発行されている。しかし、実際のオフィス環境でこうしたガイド

ラインがどの程度遵守されているかについては、定かではない。また、こうした規格の類は、「見やすい」・「聞きやすい」環境条件を基準とし、必ずしも視聴覚疲労の観点から作成されたわけではなく、また視覚・聴覚の相互作用による疲労が未解明であり、さらに長時間作業の影響が考慮されない等、不十分である。視聴覚ストレスを最小限とし人々の健康を維持するには、適正基準値の設定やオフィス環境におけるユーザ個人の視聴覚疲労度の容易な計測が必要である。

そこで、本研究では、オフィス環境での作業に長時間従事する人の健康維持・増進に資する技術として、いつでも容易に疲労度を測定可能とする簡易型視聴覚疲労度計測技術の開発を目標とする。

## 2. 研究経過

### 2.1 視覚疲労計測手法の開発

視覚疲労度の視覚機能による計測に、両眼立体弁別閾計測（両眼立体視による奥行き弁別可能な両眼視差量の計測）を採用した。この方法は、両眼の眼球運動精度に依存し、疲労の影響を十分に反映する一方、輝度やコントラストの影響を受けにくく、計測環境に対する柔軟性が高い。そこで、本研究開発では、まず両眼立体弁別閾と視覚疲労度との関係性を明らかにするとともに、計測ソフトウェアの携帯電話機への組み込みを行った。

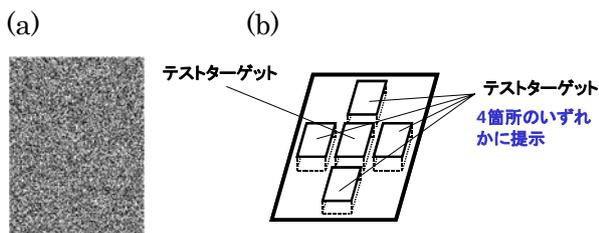


図1 両眼立体知覚閾計測の視標(a)と立体視標の提示される位置(b)

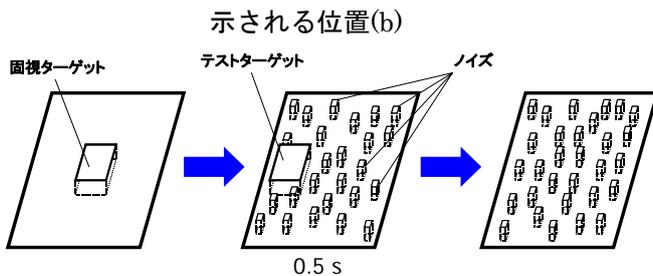


図2 両眼立体知覚閾計測の視標の提示手順

### ①両眼立体弁別閾と視覚疲労度の計測

本計測では、長時間の読みを行うことによる両眼立体弁別閾の変化と視覚疲労に関する主観評価値の変化を、異なる文字サイズでの読みに対して計測した。

両眼立体知覚閾は、階段法により計測した。具体的には、図1(a)に示すようなランダムドットのパタンの中に、上下左右4ヶ所のいずれかに奥行きを持って飛び出して知覚されるテストターゲット（図1(b)参照）を0.5秒間提示し（図2）、観察者はこれの位置を回答した。正答ごとに両眼で非対応な画素（ノイズ）が増加し、誤答ごとにノイズが減少する。こうした折り返し10回で計測が終了し、後半6回のノイズ量の平均値をもって閾値とした。

被験者は、40名（男性8名、女性32名、年齢35.2±11.2歳）である。実験は、被験者ごとに1回、午前9時から午後5時までで、1日に10名ずつ実験を実施した。被験者の作業は、4回の時間帯（第1回：9:45～10:30、第2回：11:00～12:30、第3回：13:30～15:00、第4回：15:30～17:00）において、コンピュータ（Apple, PowerBook G4 15'）の画面上に提示された文章を、マウス操作により、スクロールしながら読み進めることと、それらの時間帯の前後で、視覚疲労に関する15の質問（各7段階の主観評価）、立体知覚閾計測を行うことであった。視距離50cmで提示された文章の文字サイズは、視角で14、17、23、28、34 arc minであった。

視覚疲労に関する15項目の質問に基づく主観評価値を、文章読み作業の各回の前後で得た平均値を図3に示す。この結果から、毎回の文章読み作業による評価

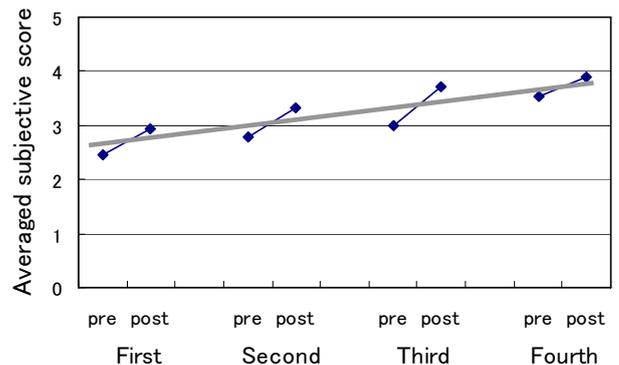


図3 読み作業時間の前後における主観評価値

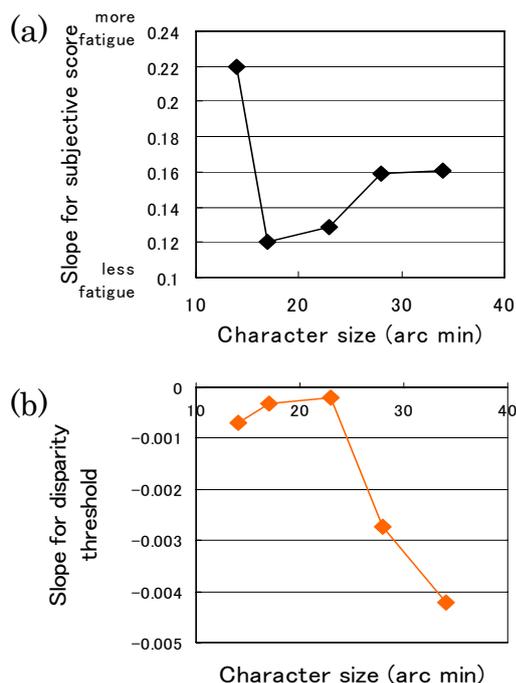


図4 文字サイズごとにみた読み作業全体での (a) 主観評価値の変化と (b) 両眼立体知覚閾値の変化

値の上昇と4回の作業を通しての評価値の上昇とが見られ、視覚的疲労が生じていることがわかる。そこで、4回の作業を通しての評価値の上昇を図3に示す近似直線の傾きとして求め、これを文字サイズごとにプロットしてものを図4(a)に示す。また、同様の処理を両眼立体知覚閾値の変化にも適用した結果を図4(b)に示す。これらから、主観評価値と両眼立体知覚閾値ともに、17と23 arc min (12、16ポイントに相当)で、視覚疲労による評価値の上昇が低いことがわかる。そして、この結果から、両眼立体知覚閾値は視覚疲労の主観評価値と対応する傾向があることが示された。

そこで、実験に用いたものと同様の両眼立体知覚計測のソフトウェアを立体表示可能な携帯電話機 (Mova SH505iS) に実装し、その動作確認を行った。その結果、基本的動作は確認できたが、ランダムドット表示や描き換えの速度がやや遅いことが判明した。



図5 携帯電話機での両眼立体知覚閾計測動作確認

## 2. 2 聴覚疲労計測手法の開発

ある一定時間、強い刺激に曝されると感度の低下が生じる。このような閾値上昇や閾値変動は、一過性閾値変動 (temporal threshold shift: TTS) と呼ばれている。ここで、高周波音に対する TTS 回復曲線の2相性を利用することによって、神経活動に関連する短時間の回復過程と、有毛細胞や代謝機能の変化に関連する比較的長い回復過程とをともに反映した評価が可能となると考え、一過性閾値変動である純音閾値上昇 (500Hz、1kHz、2kHz、4kHz) に対する回復曲線を求めることで聴覚疲労度の測定を行った。なお、純音閾値上昇はベケシー法を用いて、検査音が聞こえなければ応答を返す自覚的測定を行った。

図6に、疲労刺激として、Gaussian ノイズ、100dB SPL を20分暴露した後の1kHz純音に関する純音閾値上昇値 (回復曲線) の一例を示す。回復曲線は、10回試行の平均値であり、1.5分後に緩やかな跳躍が生じている。Hirsh と Ward(1952)が測定した500Hz、120dB SPL の疲労刺激を3分間提示した後の回復曲線と比較すると、回復の時定数が短い。これは、累積総暴露エネルギーレベルが異なるために一概には比較できないが、低音圧レベルの騒音を長い暴露時間で呈示したことによるものと考えられる。この回復曲線から、短時間の回復過程に関する時定数は30.0秒と推定された。しかし、神経活動に関連する短時間の回復過程と、有毛細胞や代謝機能の変化に関連する比較的長い回復過程とに分離しようと試みたところ、長い回復過程に関しては、安定し再現性のある回復曲線の時定数を得ることができなかった。

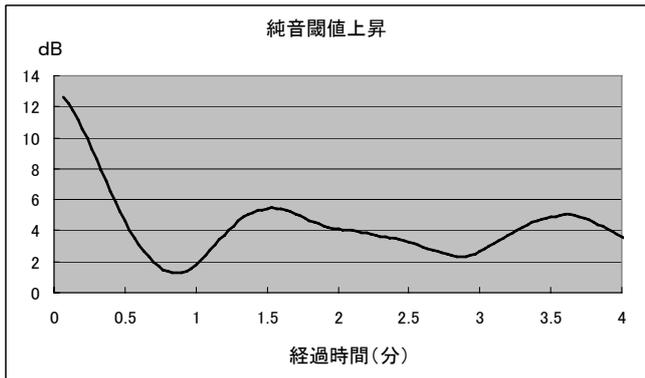


図6 騒音暴露後の純音閾値上昇

疲労刺激として、Gaussian ノイズ、80dB SPL を暴露し続けた時の、1kHz 純音に関する純音閾値上昇値の一例を、図7に示す。ここでは、ベクシー法によって測定した1試行の閾値変化を2.5分の移動平均で表している。図6では、純音閾値上昇値を測定する時には閾値上昇測定用疲労刺激を提示しなかったが、図7では騒音暴露中の閾値、つまり、検査信号の検出レベルを測定したものである。検査音 500Hz、1kHz、2kHz、4kHz の中で、1kHz に対する閾値上昇が安定し再現性ある結果を示した。

上述の回復曲線による疲労度測定では、20 分の騒音暴露後の4分間の閾値上昇を10試行平均したものであり、1試行の測定結果では再現性のあるデータが得られず10試行の平均値を必要としており、日常生活における疲労度計測には適していない。また、疲労した聴覚に更に疲労度の測定のための疲労刺激を呈示することは、疲労を軽減するために測定するといった本来の目的に反するものである。これに対して図5の測定手法は、移動平均を用いることで、騒音暴露による閾値上昇の傾向を1回の測定で時系列的に把握できる利点がある。

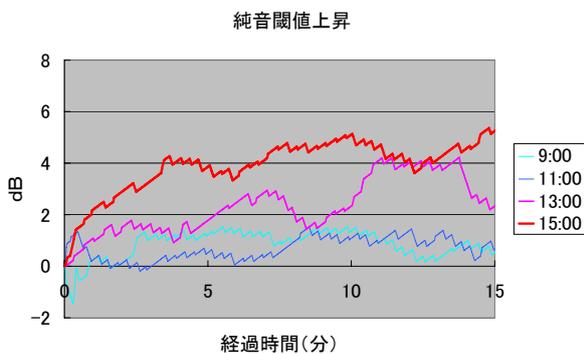


図7 騒音暴露にともなう純音閾値上昇

本手法による聴覚疲労計測手法では10分程度の計測時間が必要であり、現時点では必ずしも実用的ではない。時間を短縮するための手法を、今後さらに開発する必要がある。

### 3. 研究成果

視覚疲労度を両眼立体知覚閾に基づいて計測する手法を提案し、その妥当性を示すことができた。その中で、視覚疲労の生じにくい文字サイズは、17~23 arc min で、これはJISの最小文字サイズにほぼ該当することが示された。また、この計測アルゴリズムを携帯電話機に搭載し、その動作確認を行った。

### 4. 今後の課題と発展

視覚疲労計測の実用化を図るためには、計測時間の短縮と計測の継続を可能とする工夫が必要である。計測時間の短縮には、ソフトウェア搭載のターゲットとする携帯電話機の高高速化を待たねばならないが、一方、立体表示可能な携帯電話またはノート型PCともに、一時期流通していたが、現状では新たな開発は行われていない。そこで、さらなる課題として、両眼立体知覚閾値を用いない手法を提案することも課題である。

聴覚疲労度については、移動平均法を用いる手法を確立するとともに、その実用化においては、視覚疲労計測と同様に計測時間の短縮が求められる。

また、本研究の成果をもとに、視聴覚疲労度計測アルゴリズムを1つの機器に搭載し、日常生活の本来の行動を阻害することなく、普段の生活・行動の中で無自覚的な計測を可能とする測定原理・実装手法を実現したい。

### 5. 発表論文リスト

- 1) 氏家弘裕、中村則雄、佐川賢：視覚疲労に基づく最適文字サイズの検討，平成16年度照明学会全国大会講演論文集，177 (2004)
- 2) 氏家弘裕、中村則雄：携帯電話を利用した視聴覚疲労度計測手法の開発，ケータイ・カーナビの利用性と人間工学シンポジウム研究論文集，5-6 (2004)