

## 原著論文

## ユーザビリティ評価における fNIRS の有用性

岩崎 浩暁<sup>1)</sup>, 萩原 啓<sup>2)</sup><sup>1)</sup>立命館大学大学院 理工学研究科, <sup>2)</sup>立命館大学 情報理工学部

## Availability of fNIRS in Usability Evaluation

Hiroaki IWASAKI<sup>1)</sup>, Hiroshi HAGIWARA<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Graduate School of Science and Engineering, Ritsumeikan University<sup>2)</sup>College of Information Science and Engineering, Ritsumeikan University

**Abstract:** In this study, we investigated the hemodynamics in the frontal association cortex during monotonous working. The frontal association cortex in the cerebral cortex was used for higher brain processing. Thus, activation of the frontal association cortex during monotonous working was an indicator of the brain loading. In the experiment, time-series variation of oxygenated hemoglobin (oxyHb) increased in response to working level. Additionally, time-series variation of oxyHb was indicated possibility depending on whether the subjects facilitate the work, suggesting that near-infrared spectroscopy (NIRS) was useful for evaluation of the work smoothness.

**Keywords:** NIRS, oxyHb, monotonous working, usability, work load

**キーワード:** 近赤外分光法, 酸素化ヘモグロビン, 単調作業, ユーザビリティ, 負荷

## 1. はじめに

近年、技術の進歩に伴い、我々の生活のいたるところに情報機器が存在するようになった。情報機器は我々の生活に高付加価値を与え、生活を豊かにしてきた。しかし、その利便性ゆえに自然と利用回数が多くなり、ユーザとデバイスの物理的接触時間が長くなる傾向がある。ゆえに、ユーザとデバイスのわずかな不適合が、本来必要のない負荷をユーザに与える恐れがある。

従来、ユーザビリティの評価には心理指標や行動指標が用いられてきた[1]。しかしながら、心理指標、行動指標に基づく評価では、実際にヒトの生体機能に及ぼす影響を考慮できていないことになる。そこで生理学的根拠に基づき、生体にかかる負荷の少ない、あるいは使いやすいインタフェースの設計が重要であると考えられる。

ヒトの脳は機能的核磁気共鳴断層画像法(fMRI)やポジトロン断層法(PET)といった非侵襲的脳機能計測装置の開発で、機能の全貌が明らかになりつつある[2-3]。しかしながら、上記の装置は立位や座位での計測が困難であり、横たわった状態での計測を余儀なくされる。近年開発された機能的近赤外分光法(fNIRS)は、近赤外光を用いることでより自然に近い状態

での脳機能計測が可能であることから注目を集めている[4]。fNIRS は空間分解能が低い欠点はあるが、立位や座位といった姿勢での計測が可能であり、多少の動きを伴う状態でも計測ができる利点がある。

fMRI や PET を用いた研究で、前頭葉は、認知や判断、注意集中力や注意分配力といった、高次脳機能を担うことが示唆されている[5]。これらの知見から、fNIRS で計測される前頭部の脳内血行動態からユーザビリティを評価する試みがなされている[6]。

現在のインタフェース・デザインは、ユーザとシステムが対話的にやりとりを行うものが一般的である。しかし、こうした単調なやりとりが、ユーザに不要なストレスを与えることが考えられる。ストレスは比較的長期に持続する慢性ストレスと、ストレス要因を取り除くことで速やかに回復する一過性のストレスの2種類に大別される。既存の研究では、作業により生じる一過性ストレスをさらに細かく単調ストレスと緊張ストレスの2種類に分類し、変化の少ない作業を繰り返すことで生じるストレスを単調ストレスと定義している[7]。

これら知見を踏まえ、本研究ではコンピュータ上で動作する簡易システムを作成し、複雑な思考や計算を必要としない単調作業を被験者に課したときの脳内血行動態変化を fNIRS により計測した。その際、単調作業におけるユーザビリティを意図的に変化させ、ユーザビリティの質の違いが単調ストレスを増加させることで脳内の血行動態変化に及ぼす影響について調べた。

2011年8月3日受理.

## 2. 実験方法

### 2.1 提示課題(標的捕捉課題)

実験には、図 1 に示した標的捕捉課題を使用する。タスクは画面上に出現する正方形の標的をクリックするもので、タスク開始とともに画面上に標的が表示され、クリックするたびに表示位置がランダムで変更される。被験者にはタスクの間、標的を繰り返しクリックしてもらう。本課題では、正方形の標的の一边の長さを変えることでユーザビリティを意図的に変更することが可能である。4段階標的サイズ(4pixel, 8pixel, 16pixel, 32pixel)を設け、サイズの違いによるメリハリをつけるために2のべき乗の数をサイズとして採択した。各々のサイズにおける標的捕捉数、標的捕捉時間、ミスレートを計測した。

また、一つの課題が終了する毎に主観評価 NASA-TLX を行う。NASA-TLX はアメリカ航空宇宙局で開発された精神的作業負荷(メンタルワークロード)の主観評価法である。本来、NASA-TLX は評価語が全て英語で記述されているが、芳賀、篠原らは日本でも NASA-TLX を使用できるよう日本語版を作成した上、パソコン画面上で作業負荷評価評定をするプログラムを開発した[8]。本実験では上記の日本語版 NASA-TLX を使用することで、主観的メンタルワークロードを計測した。

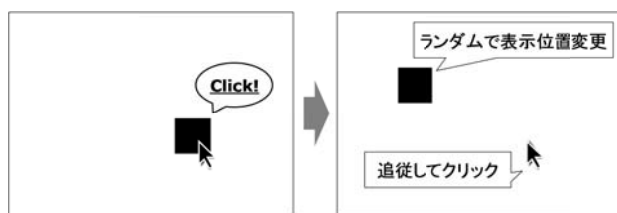


図 1 標的捕捉課題

### 2.2 実験準備

本実験では脳内血中ヘモグロビン濃度の他に、心電図及び皮膚電気活動を計測した。被験者には右手を利き手とする健康な成人 10 名(男性 9 名、女性 1 名)を起用し、計測に先立ち、被験者には十分なインフォームド・コンセントを得ている。

心電図及び皮膚電気活動の計測には多用途生体計測器 Polymate(デジテックス研究所)を用いた。心電図計測のための電極は左右の鎖骨 2 箇所と左の肋骨の下から 2 番目に当たる箇所に装着し、3 点誘導法により心電図を計測した。また、皮膚電気活動計測用電極は、被験者の非利き手の人差し指と中指の末節腹側部に装着した。脳内血中ヘモグロビン濃度変化の計測には近赤外光イメージング装置 NIRStation(島津製作所)を用いた。NIRS 計測部位を図 2 に示す。

本実験では前頭葉を主に測定対象とした。前頭部は頭髪による遮光の影響を軽減することができるため、高い S/N 比が得られ、信頼性の高いデータが得られる[9]。解析には認知や判断といった高次情報処理を行うとされる前頭連合野の 1ch、10ch、19ch を用いた。

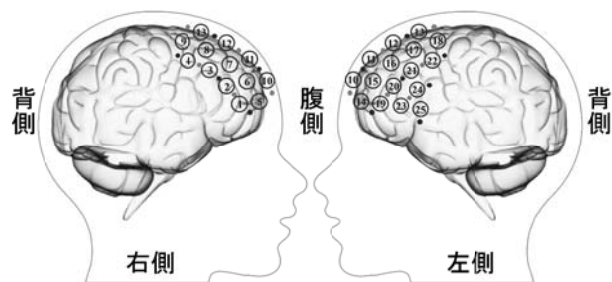


図 2 NIRS 計測部位

実験時は計測装置による苦痛がないか適宜被験者に確認を取りつつ実験を行った。また、本実験は発汗による皮膚コンダクタンスの微小な変化を観測するため、実験時は室温を 25°C 一定に保ち、室温の変化による発汗の影響を抑えた。

### 2.3 実験プロトコル

実験プロトコルを図 3 に示す。安静閉眼(前)～主観評価 NASA-TLX までを 1 サイクルとして標的サイズ分(4pixel, 8pixel, 16pixel, 32pixel)の計 4 回行う。課題は 4 種類の標的サイズを、順序効果を考慮して実験毎にランダムに行う。タスクの反復が 5 回終わった後、1 分間の安静閉眼をはさみ、主観評価 NASA-TLX を行う。全ての提示課題が終わり次第、実験終了とする。タスク前後の安静閉眼は、生体信号のベースライン補正のために計測する。尚、本実験における安静閉眼とは、被験者に目を閉じてもらい、なにも考えていない状態を指す。

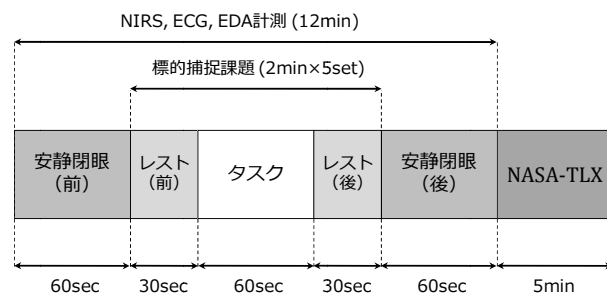


図 3 実験プロトコル

## 3. データ処理

### 3.1 NIRS データ

NIRS により計測される指標は、酸素化ヘモグロビン濃度変化(oxyHb)、脱酸素化ヘモグロビン濃度変化(deoxyHb)、及び両者の和である総ヘモグロビン濃度変化(totalHb)の 3 指標である。NIRS で得られる脳活動の指標にはいくつかの視点があるが、多くの先行研究では局所脳血流変化と最も相関が強いことから oxyHb を解析対象としている[10]。ただし、被験者が高齢者で、動脈硬化等の血流障害が疑われる場合は totalHb を用いた方が良いという見解もある[11]。本研究では被験者が全員 20 代の若年層であり、動脈硬化の疑いが少ないことから、解析に oxyHb を用いた。

NIRS で得られるヘモグロビン濃度の時系列変化は、modified Lambert-Beer 則に基づき、計測開始時からの相対的な変化を算出したものとなる[12]。ゆえに、目的に応じてベースラインの補正を行う必要が生じる。本研究ではタスク前の期待感の混入やタスク後の緊張からの開放による影響を考慮し、5 回の繰り返し試行に移る前段階の安静閉眼と、繰り返し試行終了後の安静閉眼の各々の平均濃度変化値をとり、各領域の時間軸中点における各々の平均値を通る 1 次式をバックグラウンドとしてベースラインを補正した。

また、NIRS によるヘモグロビン濃度計測では、計測装置によるノイズの影響で、信号に高周波成分が混入する。また、心拍や呼吸といった、生体が起源となるノイズも混入することが知られている[13]。NIRS 信号は 0.1Hz より低い低周波信号であることから、余分な情報を除去する目的で、0.1Hz の高域波遮断フィルタを適用し、NIRS の基準線を抽出した。

本研究で解析対象に取り上げた前頭連合野はヒトの脳で最も発達が著しい部位であり、複雑な情報処理を担うとされている[14-15]。計測部位におけるタスク時の oxyHb の上昇は、その部位で神経活動が活発化したことを示し、被験者がタスク中に高次情報処理を行っていたことを裏付ける指標となる。タスクにおける賦活効果を定量的に示すため、多くの関連研究では解析指標としてタスクとコントロールの差を用いている。NIRS 信号の中には、脳以外の頭皮や頭蓋骨板間に含まれる血液情報が少なからず含まれており、脳以外の部分の光吸収の影響を除去する目的で信号の減算処理が行われる。

しかしながら、実験結果を確認したところ、被験者の中にはタスク時に oxyHb が減少する被験者も少なからず存在し、本タスクが全てのヒトの脳と同じ領域に変化をもたらさないことが判明した。oxyHb の減少は、脳以外の部位に oxyHb を豊富に含む血液が集中することによって起こるとされている[16-17]。このとき、脳以外の部位で使用される血液量に比例して計測部位の oxyHb の減少が起こると仮定すると、脳の使用領域は異なるが、タスク時の oxyHb の減少も脳の情報処理を示す指標と捉えることができる。これに加え、単調作業時の血流変化

は脳活性時のものと比べると微小であり、タスクとコントロールの信号を用いた場合に明確な差が見られない被験者が確認された。以上の理由より、タスク時の oxyHb の変動の大きさを捉えるため、oxyHb の標準偏差(HbOSD: standard deviation of oxygenated hemoglobin)を利用した。HbOSD を用いることで、タスク時の脳内の血行動態の変動の大きさを評価することが可能となる。

### 3.2 パフォーマンスデータ

NIRS データの変動が何に起因して発生するかを調べる上で、本研究では計測された行動指標と HbOSD の関係を調査した。本実験で得られる行動指標は、タスク中にクリックできた標的数(標的捕捉数)、標的をクリックするまでにかかった時間(標的捕捉時間)、ミスクリック率(ミスレート)の 3 指標である。このうち、時系列的に情報を持つ標的捕捉時間に着目し、HbOSD との関係を調べた。被験者がタスクを円滑に遂行できたか否かを評価するため、タスク時の標的捕捉時間の標準偏差(CTSD: standard deviation of capture time)を用いた。本指標は被験者の作業効率を示すと考えられる。

図 4 にベースライン補正及びフィルタリングされた oxyHb の時系列変化とパフォーマンスデータを示す。主軸はヘモグロビン濃度変化、第 2 軸は標的捕捉時間に対応している。パフォーマンスグラフは、標的捕捉数が多くなるほど密になり、標的捕捉時間が長いほど高くなる。

例示したデータはある被験者の標的サイズ 4pixel における 1ch の oxyHb 波形とパフォーマンスデータである。この被験者は安静時に比べ、タスク時に oxyHb が減少していることが見て取れる。また、90-150 秒間は oxyHb の変化が非常に大きく、標的捕捉時間も大きくばらついていることがわかる。一方、570-630 秒間では oxyHb の変化が小さく、標的捕捉時間がほぼ一定でばらつきが小さい。このデータは、被験者内でタスク時の標的捕捉時間が安定しておらず、oxyHb の変化が顕著に表れている。本研究ではタスク時の oxyHb の変動が標的捕捉時間の変動に起因すると仮定し、それらの関係性を調査した。

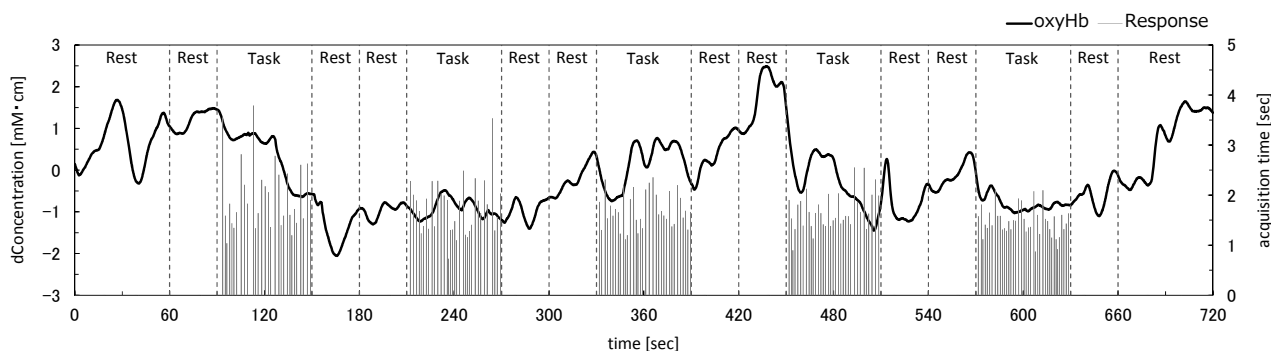


図 4 oxyHb 時系列変化とパフォーマンス

### 4. 結果

前頭連合野の HbOSD と CTSD の関係を図 5 に示す。図より、行動指標はサイズ毎に差が出ていることがわかる。CTSD のみで Tukey の多重比較検定をしたところ、8pixel と 16pixel、16pixel と 32pixel の間に有意差は見られなかったが、8pixel と 32pixel では  $p < 0.01$  で明らかな差が見られた。また、上記以外の組み合わせでは  $p < 0.001$  で著明な差が得られた。

HbOSD ではサイズ毎に明確な差が得られなかったが、標的サイズが大きくなるに従い、変動が大きくなる傾向が見られた。HbOSD を単一でグラフ化したものが、図 7 の上にあたる。1ch と 19ch において、標的サイズが最も小さい 4pixel で HbOSD が他のサイズに比べて最も大きくなるのがわかる。また、標的サイズが 8pixel、16pixel と大きくなるにつれ、HbOSD が減少していくことがわかる。しかし、32pixel に関しては再び HbOSD が上昇する結果となった。前頭連合野中央の 10ch では 4pixel の値が他のチャンネルに比べて小さい値を示したが、残りのサイズは他のチャンネルと同様の傾向を示した。

図 5 に示した HbOSD と CTSD の 2 変量の関係で無相関検定をかけたところ、2 変量間に有意な相関関係はあるが、相関の強さを示す相関係数はどのチャンネルにおいても 0.1 から 0.2 といった低い値を示した。しかし、CTSD 以外の他の行動指標と HbOSD の相関を調べたところ、図 5 のようにサイズが小さくなるに伴い拡散していく傾向は得られなかった。ゆえに、この傾向は HbOSD と CTSD 独自の関係であると考えられる。

サイズの違いによる 2 指標間の拡散度合いを定量的に示すため、各々の標的サイズにおける  $x$  軸(HbOSD)と  $y$  軸(CTSD)の平均値を重心点とし、重心から各評価値との距離を導出することで定量的評価値の導出を試みた。図 6 に本評価法のイメージを示す。

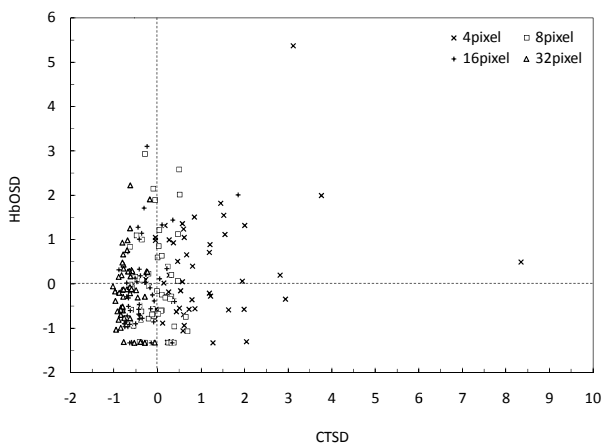


図 5 HbOSD と CTSD の関係

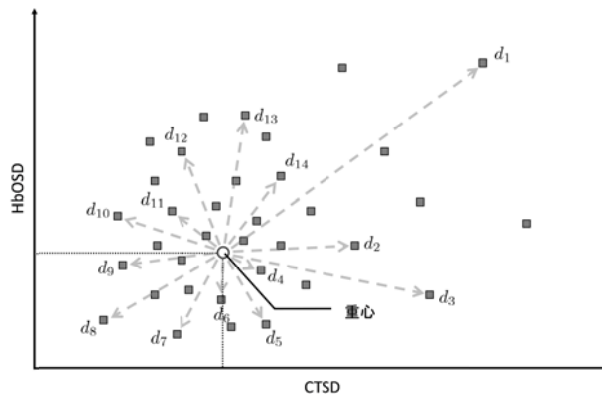


図 6 2 指標間のばらつきの定量的評価法

各標的サイズにおいて、評価値の数を  $N$ 、重心座標を  $(x_c, y_c)$  としたとき、各々の標的サイズにおける重心からの距離の平均  $d_M$  は以下の式で表される。

$$d_M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left( \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2} \right) \quad (1)$$

(1)式を適用し、重心からの距離の平均値をとることで oxyHb 変動と標的捕捉時間のばらつきの 2 指標間の拡散度合いの定量化を試みた。その結果を図 7 に示す。

図 7 の上が示すのは、タスク時の前頭連合野における oxyHb の変動である。図 7 の下は、図 6 に示した 2 指標の重心からの距離解析を行い、2 指標間の拡散度を示したものである。タスク時における HbOSD ではサイズ間に有意差は得られなかったが、行動指標と生理指標の 2 指標を考慮した拡散度評価からは、前頭連合野の各チャンネルにおいて 4pixel とそれ以外のサイズで  $p < 0.001$  の著明な差が見られた。

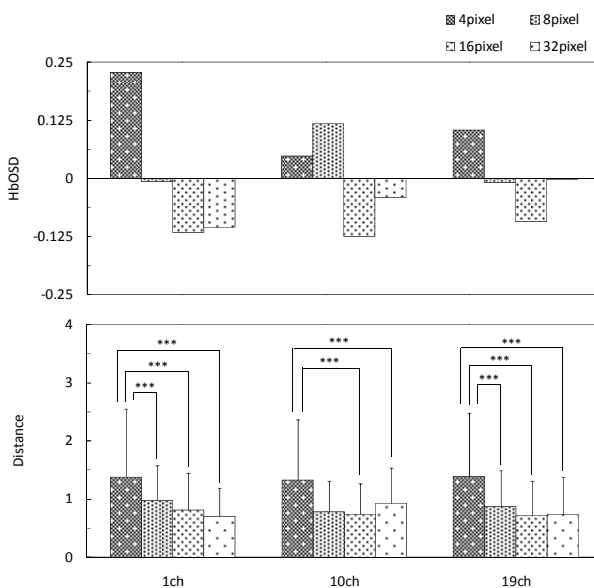


図 7 HbOSD(上)と拡散度(下)

行動指標のみを用いた評価と比べると、拡散度による評価ではサイズ間の有意差を得られる箇所が減少する結果となったが、生理指標を加味した場合においても 4pixel とそれ以外のサイズで明確に差別化できることがわかる。

## 5. 考察

NIRS データ解析では、頭皮や頭蓋骨板間に含まれる血液の光吸収の影響を除去する目的で、信号の減算処理を行うのが一般的である。しかし、本実験の結果、差分をとることでタスク時の oxyHb のヘモグロビン濃度が安静時に比べて減少する被験者と増加する被験者の 2 パターンが存在することがわかった。このパターンの違いは本研究だけではなく、高次脳機能を調査する数多くの研究で報告されている。高次脳活動時には複雑な神経ネットワークが活性化するため、賦活酸素代謝変化も様々なパターンを示すと考えられている[18-19]。一般的に、ヒトになにか作業をさせると脳内で神経活動が活発化し、賦活した部位の oxyHb が上昇する。本実験では前頭連合野の賦活を想定していたが、結果を確認したところ、安静時に比べてタスク時に oxyHb が増加する被験者と、逆に減少する被験者が確認された。

被験者によってヘモグロビン変化の傾向が異なる理由として、第一に安静時の脳活動状態がタスク時よりも活発であった可能性が挙げられる。これは、task-induced deactivation (TID) と呼ばれる現象で、安静時やベースラインでの対照課題時の脳は、そのじつ、活発に活動しており、その際の賦活がタスクによる賦活を上回るという考え方である[20]。被験者によってはこの TID 現象が起き、図 4 の被験者のように、安静時に oxyHb が高く、タスク時に減少した可能性がある。

第二にタスクが前頭連合野を使用するほど複雑なものではなかったことが考えられる。本実験は意識を集中させずに遂行できる単調なタスクを想定しているため、高次脳機能を担う前頭連合野の皮質部を使用せず、より深部の原始的な脳機能のみでタスクを完遂できた可能性がある。また、タスクの難易度が低いと、仮に皮質部が賦活したとしても、ヘモグロビン濃度の増減の絶対量が小さく、結果として安静時との差が得られなかった可能性がある。

第三に被験者の眠気や疲労の影響が考えられる。既存の研究では、主観的な眠気や疲労が前頭前野背外側面の賦活反応性と関連し、主観的な眠気が強い場合や疲労感を強く感じている場合、前日の睡眠時間が短い場合に、前頭前野背外側面の賦活反応が小さくなることを報告している[21-22]。

oxyHb 変化の傾向の違いには、この他にも年齢層の違いによる影響も報告されているが、本研究は全て若年層を対象としているため、年齢層による影響はないと考えられる。

上記の理由より、本研究では oxyHb の差分をとらず、タスク時の時系列変動である HbOSD を用いることで解析を行った。本タスクは一回の課題遂行時間が 60sec であり、その際の oxyHb の時系列変化は神経細胞活動のみではなく、神経細胞活動に脳循環反応が合わさった変化であると考えられる[23-24]。タスク時の前頭連合野の HbOSD の上昇は、前頭部大脳皮質において血液の流動が起きた指標となる。ゆえに、タスク時の HbOSD の上昇は、本来無意識でできる単調作業中に余計な負荷が被験者にかかり、前頭部大脳皮質の血液を流動させたと考えることができる。結果より、標的サイズが最も小さい 4pixel ではタスク時の HbOSD が大きくなり、他のサイズと比べ、タスク時に脳内の血行動態を著しく変動させたことが推測できる。標的サイズの増加に伴う HbOSD の減少は、サイズの増加により脳内活動が抑制され、被験者にかかる負荷を減少させたと考えられる。また、HbOSD がタスクのパフォーマンスに関連する可能性が少なからず存在すると考えられる。CTSD の増大に伴い 2 指標間の拡散が大きくなることから、被験者の中には標的を捕捉する時間にばらつきが出ることで高次脳機能を用いた可能性がある。

しかしながら、2 指標間の拡散度を用いた評価では、HbOSD のばらつきのみならず、CTSD のばらつきも非常に影響すると考えられる。CTSD は被験者の作業効率を示す指標であるが、標的サイズが最大の 32pixel では、CTSD が被験者内、及び被験者間でも安定しており、個人差の影響は少ない。ゆえに、ユーザビリティが良質である場合は個人差の影響は無視できると考えられる。ただし、標的のサイズが小さくなり、ユーザビリティの質が悪化すると、被験者内であっても CTSD が安定しなくなり、被験者間でもばらつきが生じる。これは、ユーザビリティの悪化により、被験者に安定したパフォーマンスを提供することができなくなることを示している。ゆえに、ユーザビリティの悪化による個人差の影響の増大は、ユーザビリティ評価の指標として重要な位置付けを示すと考えられる。ただし、他の指標との比較の際には、タスクの違いによるデータ分布の差異が解析結果に影響を及ぼすため、解析の妥当性については更なる検討が必要であると考えられる。

本実験では、タスク毎に標的のクリックのしやすさが異なるため、標的捕捉数が被験者の能力、及びタスクにより変化する。標的捕捉数は被験者の身体的負荷量を反映すると考えられるため、各々の被験者にかかる身体的負荷が同様であったかどうか疑問が残される。本研究のタスクデザインでは、被験者にかかる身体的負荷が脳内血行動態に変化をきたす可能性を捨てきれないが、標的捕捉数と HbOSD の相関を見たところ、CTSD と HbOSD の結果のように拡散する傾向は得られなかった。ゆえに、タスク時の HbOSD の増減は、被験者にかかる身体的な負荷よりも作業効率に依存すると考えられる。

本研究ではタスク時の oxyHb 変化のみに着目し、oxyHb の変動(HbOSD)を解析に用いた。しかし、本指標による解析は NIRS の先行研究では報告例がなく、指標が何を意味するのにはついては疑問が残されているため、更なる検討が必要である。とはいえ、HbOSD は従来の NIRS データ解析に用いられるタスクとコントロールの差による解析の欠点を補う評価指標であると考えられる。

タスクとコントロールの差による解析では、タスク設定は勿論のことであるが、コントロールの設定も非常に重要となる。安静状態をコントロールに起用する場合は、簡便に計測が可能であるが、理想的な安静状態の生起は難しく、安静状態計測時には被験者が覚醒状態の維持や気晴らしのために思考を巡らせることで、脳を賦活させる恐れがある。対照実験をコントロールに起用する場合は、本実験と別日、あるいは本実験と連続して実験を行うため、被験者の条件を統制することが難しくなる。被験者の覚醒状態や疲労状態は時々刻々と変化しているため、同一被験者であっても、タスク時とコントロール時の条件が同一であるとは限らない。

上記の理由から、タスク時のヘモグロビン濃度変化のみに着目し、その時々々の疲労や覚醒状態を反映できる脳内活動評価法が必要であると考えられる。今回解析に用いた HbOSD は、タスク中の脳内ヘモグロビン濃度変化のみに着目するため、従来のようにタスクとコントロールのコンプライアンスの統一化を図る必要がなく、従来の評価方法の欠点を補うことができる。しかしながら、本指標はヘモグロビン濃度の減算処理を施さないため、ヘモグロビン濃度の絶対変化量による考察ができない点や、ヘモグロビン濃度の時系列変化の増減の傾向の違いを無視している点、脳活性の指標としての妥当性に疑問が残されているなど、数多くの問題点が挙げられる。ゆえに、評価の妥当性を維持し、かつ本指標の有用性、信頼性を検証するために、従来の解析法と本解析を組み合わせた相補的な評価を行うことで、それぞれの指標の持つ意味合いを明確化する必要があると考えられる。

## 6. おわりに

本実験の結果から、単調作業が円滑に進められなくなることによって脳内の血行動態変動が大きくなることがわかり、ユーザビリティの評価法として NIRS が有用であることが示唆された。本研究で評価に用いたタスク中の脳内酸素化ヘモグロビン濃度変化の変動は、ヘモグロビンの時系列変化傾向の違いを無視した評価指標である。しかし、厳密には変化傾向の違いは異なる脳活動を示している可能性があるため、今後は傾向の違いによるグループ別解析の必要があると考えられる。ヘモグロビン濃度の時系列変化傾向の違いによる分離には、眠気や疲労などの主観的評価による分離法が有効であることが示唆

されている。しかし、本研究で用いた主観評価 NASA-TLX には眠気や疲労の因子が含まれないため、主観指標による分離は難しい。そこで、本実験で計測している他の生理指標による傾向の分離が有効であると考えられる。本実験では脳内血中ヘモグロビン濃度変化の他に心電図、皮膚電気活動を計測しており、これらの生理指標は被験者の自律神経系の活動状態や覚醒状態との関連が示唆されている[25-26]。ゆえに、今後の課題として、これらの指標とヘモグロビン濃度の時系列変化との関係を調査することで、ヘモグロビンの変化傾向の違いによる分離ができる可能性があると考えられる。また、本実験では実験前日の睡眠時間を統制しなかったが、眠気は作業中に被験者の注意をそらす可能性が報告されており、実験前日の睡眠時間が被験者のパフォーマンスに影響を及ぼす可能性がある[27]。今後の実験の際には、整合性確保の目的で実験前日の睡眠時間の統一を図る必要があると考えられる。

## 謝辞

本研究は独立行政法人日本学術振興会科学研究費補助金(基盤研究(C), 課題番号 22500415)の助成を受けた。ここに記して感謝の意を表す。

## 参考文献

- [1] 森本一成: モバイル情報機器のユーザビリティ評価の動向(<特集>ユーザビリティ評価にもとづく製品開発), 精密工学会誌 vol.74 (2), pp.125-127 (2008).
- [2] Curtis VA, Bullmore ET, Brammer MJ, et al.: Attenuated Frontal Activation During a Verbal Fluency Task in Patients With Schizophrenia. *Am J Psychiatry*, vol.155, pp.1056-1063 (1998).
- [3] Videbech P: PET measurements of brain glucose metabolism and blood flow in major depressive disorder: A critical review, *Acta Psychiatr Scand*, vol.101 (1), pp.11-20 (2000).
- [4] Villringer A, Planck J, Hock C, et al.: Near infrared spectroscopy (NIRS): A new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults, *Neuroscience Letters*, vol.154, pp.101-104 (1993).
- [5] Cabeza R, Nyberg L.: Imaging cognition II: An empirical review of 275 PET and fMRI studies, *J Cogn Neurosci*, vol.12 (1), pp.1-47 (2000).
- [6] 田村博: 文字入力・表示文字探索に関わる脳内反応の NIRS 解析, HIS2007 論文集(CD-ROM), vol.2007, ROMBUNNO.1223, (2007).
- [7] 人間生活工学研究センター, 人間感覚データベース構築モデル事業成果報告書, 人間生活工学研究センター, pp.62-74, (2000).
- [8] 芳賀繁, 水上直樹: 日本語版 NASA-TLX によるメンタルワークロード測定, 各種室内実験課題の困難度に対するワークロード得点の感度, *人間工学*, Vol.32, No.2, pp.71-79 (1996).
- [9] Sato T, Fukuda M, Ito M, et al.: Multichannel near-infrared spectroscopy in depression and schizophrenia: cognitive brain activation study, *Biological Psychiatry*, vol.55, pp.501-511 (2004).

- [10] Hoshi Y, Kobayashi N, Tamura M: Interpretation of near-infrared spectroscopy signals: A study with a newly developed perfused rat brain model, *J Appl Physiol*, vol.90, pp.1657-1662 (2001).
- [11] 志村 孚城: 近赤外分光法による前頭前野計測—認知症の早期発見とリハビリテーション方法の評価—, コロナ社, pp.62-66 (2009).
- [12] 江田英雄: NIRS の問題点と今後の展開, システム/制御/情報, vol.53 (4), pp.155-161 (2009).
- [13] Matthews F, Pearlmutter BA, Ward, TE, et al.: Hemodynamics for brain-computer interfaces, *IEEE Signal Processing Magazine*, vol.25 (1), pp.87-94 (2008).
- [14] Sowell ER, Thompson PM, et al.: Longitudinal mapping of cortical thickness and brain growth in normal children, *J Neurosci*, vol.24 (38), pp.8223-8231 (2004).
- [15] Ofen N, Kao YC, Sokol-Hessner P, et al.: Development of the declarative memory system in the human brain, *Nat Neurosci*, vol.10, pp.1198-1205 (2007).
- [16] Fox PT, Raichle ME: Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects, *Proc Natl Acad Sci USA*, vol.83, pp.1140-1144 (1986).
- [17] Fox PT, Raichle ME, et al. Nonoxidative glucose consumption during focal physiologic neural activity, *Science*, vol.241, pp.462-464 (1988).
- [18] Sakatani K, Xie Y, Lichty W, et al.: Language-activated cerebral blood oxygenation and hemodynamic changes of the left prefrontal cortex in poststroke aphasic patients: A near-infrared spectroscopy study, *Stroke*, vol.29, pp.1299-1304 (1998).
- [19] Sakatani K, Lichty W, Xie Y, et al.: Effects of aging on language-activated cerebral blood oxygenation changes of the left prefrontal cortex: Near infrared spectroscopy study, *J Stroke Cerebrovasc Dis*, vol.8, pp.398-403 (1999).
- [20] Sambataro F, Murty VP, Callicott JH, et al.: Age-related alterations in default mode network: Impact on working memory performance, *Neurobiol Aging*, in press (2008).
- [21] Suda M, Sato T, Kameyama M, et al.: Decreased cortical reactivity underlies subjective daytime light sleepiness in healthy subjects: A multichannel near-infrared spectroscopy study, *Neuroscience Research*, vol.60, pp.319-326 (2008).
- [22] Suda M, Fukuda M, Sato T, et al.: Subjective feeling of psychological fatigue is related to decreased reactivity in ventrolateral prefrontal cortex, *Brain Research*, vol.1252, pp.152-160 (2009).
- [23] Bandettini P, Wong EC, Hinks RS, et al.: Time course EPI of human brain function during task activation, *Magnetic Resonance Med*, vol.25, pp.390-397 (1992).
- [24] Taoka T, Iwasaki S, Uchida H, et al.: Age correlation of the time lag in signal change on EPI-fMRI, *J Computer Assisted Tomography*, vol.22, pp.514-517 (1998).
- [25] Dawson, M.E., Schell, A.M, et al.: The electrodermal system. In J.T. Cacioppo, L.G. Tassinary, & G.L. Bernston (Eds.), *Handbook of Psychophysiology*, pp.200-223 (2000).
- [26] Sayers BM.: Analysis of heart rate variability, *Ergonomics*, vol.16 (1), pp.17-32 (1973).
- [27] Anderson C, Horne JA.: Sleepiness Enhances Distraction During a Monotonous Task, vol.29 (4), pp.573-576 (2006).

### 著者紹介



岩崎 浩暁(学生会員)

1988年11月21日生。2011年3月立命館大学情報理工学部知能情報学科卒業。同年4月立命館大学大学院工学研究科情報理工学専攻人間情報科学コース入学、現在に至る。主に NIRS による脳内活動計測の研究に従事。モバイル学会、ヒューマンインタフェース学会、日本人間工学会関西支部の会員。



萩原 啓(正会員)

1953年5月25日生。1977年大阪大学基礎工学部生物工学科卒業。同年松下電工株式会社入社。電器 R&D センター健康科学研究所主幹研究員を経て2003年立命館大学へ。現在、立命館大学情報理工学部知能情報学科教授。博士(医学)。生体情報計測評価技術、特に睡眠・覚醒・生体リズムの研究に従事。モバイル学会、日本生体医工学会、ヒューマンインタフェース学会、日本人間工学会の会員。