

原著論文

NIRS を用いたひらめき時の脳内変化の特徴抽出

寺西 慶祐¹⁾, 萩原 啓²⁾¹⁾立命館大学大学院 理工学研究科, ²⁾立命館大学 情報理工学部

Characteristic Changes in the Brain Measured by Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) during “Aha” Experiences

Keisuke TERANISHI¹⁾, Hiroshi HAGIWARA²⁾¹⁾Graduate School of Science and Engineering, Ritsumeikan University²⁾College of Information Science and Engineering, Ritsumeikan University

Abstract: Neuroscience has made progress. In addition to advancing research, these findings are also being used in commercial areas. In this study, we focused on “Aha” experiences among the various workings of the brain to quantify brain activity and apply it to Neuromarketing. As a first step, we identified the characteristic changes in hemoglobin concentration in the brain during “Aha” experiences using near-infrared spectroscopy (NIRS). And we reproduce “Aha experience” to define it Momentary Learning. In the control experiments, no characteristic changes were observed. In the main experiment, characteristic changes were observed during the 30 seconds from the moment when the button was pressed. Consequently, the waveform at this time was considered to indicate characteristics of the time of Momentary Learning. This finding is consistent with results from previous studies using MRI. Thus, it may be possible to conduct experimental measurements more easily using NIRS, which has fewer restrictions and lower costs than MRI.

Keywords: Brain Science, NIRS, Neuromarketing, “Aha” experience, Momentary Learning

キーワード: 脳科学, NIRS, ニューロマーケティング, ひらめき, 瞬間的学習

1. はじめに

近年fMRI(核磁気共鳴計測)・NIRS(近赤外線分光法)・MEG(脳磁図)など、被験者に損傷を与えない脳の活動計測技術の発達や診断装置の小型化などに伴い脳科学が急速に発達し脳の様々な働きが解明されつつある[1-4]。その結果、研究目的のみならず商業分野での利用を目的としても脳科学が利用され始めており、一般消費者を対象とした脳波センサ付きのヘッドホンや脳波を利用した企業向けのマーケティング支援サービスなどが試験運用され始めている。また、近年の脳トレゲームの流行もあり脳科学は身近なものになりつつある。

さらに、経済産業省は、日本経済・社会の更なる発展を目指す施策の中で、生活者の「感性」に働きかけ、感動や共感を得ることで商品・サービスの価値を高める重要な要素を「感性価値」として着目している。そこでは従来のものづくりの価値軸である、機能・信頼性・価格に加えた新たな価値軸を提案する「感性価値創造イニシアティブ」を取りまとめ、2010年までを「感性価値創造イヤー」と定めている[5]。

このような状況の中、マーケティング分野に関しては従来までのアンケート調査などでは表現できなかった感情の動きな

2010年7月30日受理。2010年3月11日シンポジウム「モバイル'10」にて発表

どの無意識下での人の反応を脳科学の立場から消費者の脳の反応を計測することで消費者心理や行動の仕組みを解明し、マーケティングに応用しようとするニューロマーケティングが注目されている[6]。先行研究として、類似商品に関してブランド名がどのような影響を与えるか、fMRIを用いて計測実験を行ったものが挙げられる[7]。

しかし、脳活動の働きの定量化および商業分野での利用はまだ始まったばかりである。さらに、脳科学に関して実験の際に主に用いられている計測装置はfMRIであり[8]、被験者の拘束度やコストが高いなどの問題点がある。

そこで本研究では被験者の拘束性が比較的少ないNIRSを用いて、様々な脳の働きの中でも特に近年注目されているひらめき(インスピレーション)に着目し、ひらめき時の脳内変化の特徴抽出およびその定量化を行う。その第一段階としてひらめき時の脳内血中酸素ヘモグロビン濃度の変化の特徴抽出を行う。今後、この抽出された特徴を用いてアンケート調査では計測することのできない無意識下での人の反応の評価指標としてニューロマーケティングへの応用を目指していく。

2. ひらめき

ひらめきの最も有名な例の一つとして、アイザック・ニュートンが木からリンゴが落ちるのを見て万有引力を発見したことが挙げられる。

しかし、このようなひらめきを実験で再現することは非常に困難である。従って、本研究ではひらめきの特徴を抽出し、定

義することで疑似的にひらめきを再現した。

ひらめきの特徴としてひらめいた瞬間には、瞬間的な理解(気づき)、情動(感嘆、感動)、ストレスからの解放(快感)、興奮などの感覚、感情が伴う。本研究ではこの中でも瞬間的な理解(気づき)という特徴を抽出し、「瞬間的学習」と定義することで「ひらめき」を再現し、実験を行なった。

3. 実験

3.1 実験概要

画面上の一部分の色の变化あるいは消失する動画を被験者に見てもらい、「動画の変化に気がついた瞬間」を「瞬間的学習(ひらめき)」とし、その際の脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度の変化を測定し、認知判断に関わる前頭葉、注意制御・実行に関わるとされるブロードマンの脳地図 46 野近傍と運動野における脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度変化の特徴抽出を行った。実験では疲労・覚醒度主観評価指標 RAS(Roken Arousal Scale)、 α 波減衰係数 AAC (Alpha Attenuation Coefficient)、脳波 EEG(Electroencephalogram)、脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度変化の計測を行った[9][10][11]。RAS、AAC に関しては本実験の前後のみ計測を行った。

3.2 脳内活動の計測

脳のある部位が活発に活動するとその部位の血流量が増加する。従って、血流量の変化を測定することにより脳部位の活性状態を知ることができる。そこで血中に約 43% 存在し、細胞活動時に消費する酸素を運ぶヘモグロビンを測定することで血流量を測定する。

また、血中ヘモグロビンについては動脈血中では酸素化ヘモグロビンが多く、脱酸素化ヘモグロビンは少ない。また、脳内細胞で消費される酸素化ヘモグロビンは供給される酸素化ヘモグロビンに比べ微量である。血流量が変化すると酸素化ヘモグロビンの濃度変化は強い相関を示し、脱酸素化ヘモグロビンはほぼ相関を示さない。このことより、酸素化ヘモグロビンの変化は血流量変化と見なすことができる。従って、本研究では脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度を計測することにより、脳の活動状態を評価することとする。

3.3 脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度の計測

本研究で用いる NIRStation(島津製作所)では対象物体に損傷を与えず濃度計測を行う。そのための計測方法として光を利用して、光の吸光度「Absorbance」(入射光と検出光との強度比の対数値)が光路長と濃度との積に比例するという Lambert-Beer の法則((1)式)を使用している。

$$\text{Absorbance} = -\log(I/I_0) = \epsilon C d \dots (1)$$

I =検出光、 I_0 =入射光の光強度、

ϵ =モル分子吸光係数、 d =光路長、 C =試料濃度

しかし、人の血中酸素化ヘモグロビン濃度の計測を行う場合、光が三次元で透過し、血中には散乱物質が含まれているため(1)式をそのまま適用することはできない。従って、人の血中酸素化ヘモグロビン濃度の計測を行う場合は光の吸光度変化と濃度変化との微小区間における線形関係を仮定することによって、光の散乱の影響を付け加えた modified Lambert-Beer の法則を用いる((2)式)。

$$\Delta A = -\log(\Delta I/I_0) = \epsilon \Delta C \langle d \rangle + \Delta S \dots (2)$$

$\langle d \rangle$ =平均光路長、 ΔS =散乱変化

定量したい対象物質が 2 つある場合は、光の吸光度変化と濃度変化の線形関係を仮定すると吸光度変化はそれぞれの濃度変化の和で表わされる。NIRStation では 780nm、805nm、830nm の 3 波長に従って吸光度変化を計測し、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンのモル分子吸光係数を使って、modified Lambert-Beer の法則と最小二乗法に従って酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化を算出している。

また、NIRStation を用いる際の注意点として、個人や部位に従って異なる平均光路長(測定部位の厚み)を 1、散乱変化を 0 と固定して脳内酸素化ヘモグロビン濃度を算出している点がある。従って、被験者ごとの比較は当然ながら、同じ被験者であっても各部位における比較を行う際には対照実験を行うなどし、この点に留意しなければならない[12]。

3.4 モーフィング動画

モーフィングとは映画やアニメーションの中で使用される SFX(Special Effects)のひとつで、コンピュータグラフィックスの手法のひとつである。モーフィングを用いた動画はある物体から別の物体へと徐々に変形するものとなる。これはオーバーラップを使った映像のすり替えとは異なり、変形していく間の映像をコンピュータによって補完して作成する。

本研究では一部分の色の变化あるいは消失するモーフィング動画を作成しパフォーマンステストとして使用した(Fig.1)。実験には Fig.1 の様に A から B へと徐々に変化していくモーフィング動画を使用した。



Fig.1 モーフィング動画の例

3.5 パフォーマンステスト

「瞬間的学習」を起こすためにパフォーマンステストとしてモーフィングを用いて画面上の一部分の色の変化あるいは消失する動画を作成した。変化の割合は画面全体の 0.05%~0.1%である。本実験で用いる動画の変化時間は1問30秒とした。また、動画の再生・計測には C# で作成した Brain Storming System を使用し、ボタン入力時の時刻の記録および各動画の再生と頭出しの時刻の記録を行った。

本実験におけるパフォーマンステストでは、被験者は1問につき10回動画をリピート再生し、変化が分かった瞬間にAボタンを押し(「瞬間的学習」)、10回再生しても分からなかった場合はBボタンを押しスキップする。また画面の切り替えやボタン入力動作の影響を調べるために対照実験も行った。その際のパフォーマンステストは30秒間灰色の画面が表示されてから画面が変化する動画を用いて行った。本実験並びに対照実験1、2の実験順については順序効果の出ないように実験の順番はランダムとした。

4. 実験方法

4.1 実験条件

本実験では健康な成人8名(20歳~23歳)を被験者として測定を行った。計測に先立って被験者からは十分なインフォームドコンセントを得て実験を行った。実験時の室温は約24℃とした。計測対象は生理指標として EEG、実験前後の RAS、AAC および脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度変化の計測を行った。EEGの計測には、「EEG1100」(日本光電)を、脳内血中酸素化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)を使用した。

脳波計測のための電極装着位置は国際10-20法にもとづく O1, O2 とした。NIRStation のプローブは、被験者の頭部に専用ホルダーを装着し取り付けた。Fig.2 に発光用のプローブ(Fig.2 の T)と、受光用のプローブ(Fig.2 の R)の装着位置を示す。隣接するプローブの間隔は3cmである。実際の解析には「瞬間的学習」に特に関係が深いと考えられる 1ch(前頭前野中央部右側)、10ch(前頭前野中央部)、19ch(前頭前野中央部左側)、22ch(運動野-右半身)、25ch(前頭前野背外側部)を使用した[13][14][15]。

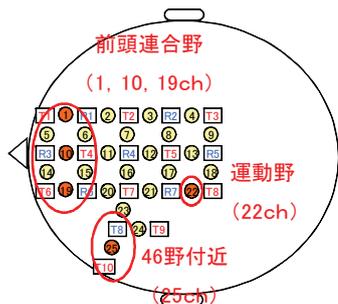


Fig.2 NIRS プローブ装着位置

4.2 実験プロトコル

4.2.1 本実験

被験者には実験室にて脳波計測のための電極と脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度計測のためのプローブを装着した。

主観評価 RAS を記入後、180s(閉眼 30s 開眼 30s)を3回繰り返すの「実験前 α Attenuation Test(以下 AAT)」を行った。その後、「瞬間的学習」を被験者に体験してもらうためにパフォーマンステストを行う。パフォーマンステストとしてモーフィング動画を被験者に10問見せる。順序効果をなくすために問題の順番はランダムとした。最後に180sの「実験後 AAT」、主観評価指標 RAS の記入を行った。

4.2.2 対照実験

本実験と同様に被験者には実験室にて脳波計測のための電極と脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度計測のためのプローブを装着した。その後、本実験の結果と比較するために2種類のパフォーマンステスト別々に行う。

本実験における「瞬間的学習」とは異なり画面の切り替えのみの認知によるボタン押しの影響を計測するために画面が切り替わった瞬間にAボタンを押す対照実験1を行う(Fig.3)。

また、ボタン入力動作のみによる反応を計測するために画面が切り替わったことによる影響が出ない様に画面が切り替わった後、約15秒間の間隔を空け、被験者が自身のタイミングで自発的にAボタンを押す対照実験2を行う(Fig.4)。



Fig.3 対照実験1画面

Fig.4 対照実験2画面

5. 解析方法

各実験において、Aボタンが押された前後30秒間の脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度について解析を行った。被験者ごとにAボタン入力時の前後30秒間を加算平均し正規化を行った。本研究で使用したNIRStationでは光路長が1、散乱変化が0に固定されているため各部位および被験者間の比較ができないとされている。従って、各実験における同一chの比較検討のみを行う。そのために、正規化を行う際に、各実験において被験者ごとに加算平均した後の同一chの平均と標準偏差を用いて正規化を行う。正規化後、Aボタン入力時からの変化の特徴を明確にするため各ch波形のボタン入力時が(0,0)になるように波形をそろえた(Fig.5)。さらに、NIRS計測の波形に関しては脳内の神経活動が発生したのちに血流量が遅れて変化することが知られている[15]。そのため各実験におけるボタン入力時の前後の状態を比較検討するためにAボタン入力時の前後10秒間をそれぞれ加算平均し、解析を行った(Table 1)。

今回、RAS および AAT に関しては「瞬間的学習」時の脳内変化に直接関係がないため解析、評価の対象としない。

また、先行研究では時系列データでの計測は行っているがひらめいた瞬間の波形の解析を行っているものはほとんどない[8]。従って、脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度変化波形においてボタン入力時から最初の頂点に着目し、その頂点 MAX の波形の変動について検討を加え、また A ボタン入力時前後 10 秒間に関して Wilcoxon 検定(ノンパラメトリック法)を用いて有意差を調べ比較検討を行った。

6. 結果

脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度変化(Fig.5)については、前頭前野右側に位置する 1ch に関しては本実験と対照実験 1 はほぼ同様の変化を示しておりボタン入力後 6~7 秒後に頂点 MAX を得る変動を示している。また、対照実験 2 は本実験と対照実験 1 より頂点 MAX の値は小さいものとなっている。

前頭前野中央部に位置する 10ch に関して本実験の波形が対照実験 1 の波形よりボタン入力後の変動が大きくなっており、また対照実験 2 は本実験と対照実験 1 より頂点 MAX における波形の変動が小さくなっている。

前頭前野左側に位置する 19ch に関しては本実験が対照実

験よりもボタン入力後明らかに大きく波形が変動して頂点 MAX の値も大きくなっていることがわかる。

運動野に位置する 22ch に関しては対照実験 2 が本実験や対照実験 1 よりも頂点 MAX の位置がボタン入力時に近くボタン入力後 4~6 秒後に位置しているのがわかる。波形の変動は対照実験 2、本実験、対照実験 1 の順に小さくなっている。

前頭前野背外側部のブロードマンの脳地図 46 野近傍に位置する 25ch に関しては本実験の頂点 MAX の値が対照実験と比較して大きな値を示し、対照実験 1、2 の順に波形の変動は小さくなっている。

以上の結果を各実験ごとにまとめて比較検討する。本実験における「瞬間的学習」時の影響について検討すると 10、19、22、25ch に関して対照実験 1、2 よりも頂点 MAX における波形の変動が大きくなっている。

対照実験 1 において画面の切り替わりを認知した瞬間にボタンを入力する動作の影響について検討すると 1ch に関しては本実験と対照実験 1 は頂点 MAX における波形の変動はほぼ同一の値となっている。その他の ch に関しては対照実験 1 の頂点 MAX における波形の変動は本実験に比べて小さい値となっている。

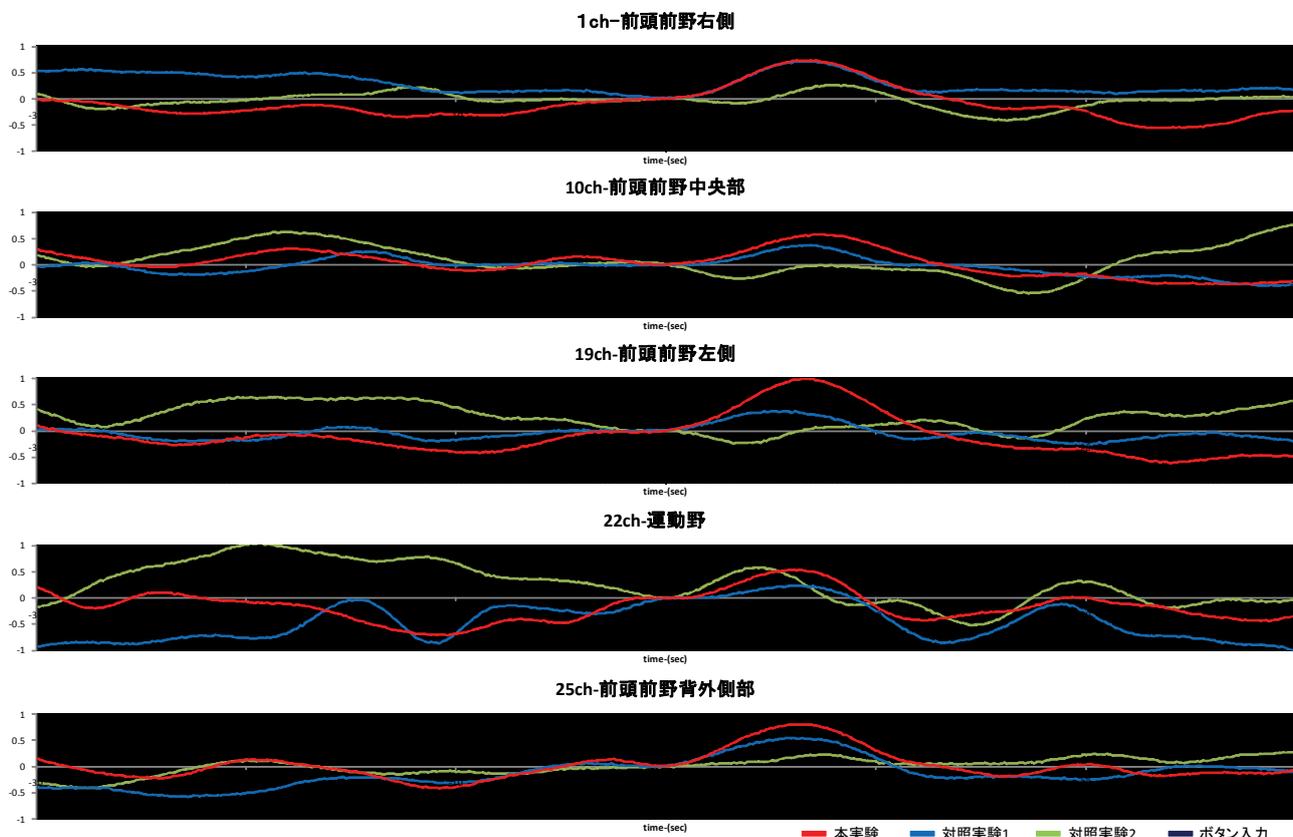


Fig.5 脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度変化

Table 1 各実験におけるボタン入力時から前後 10 秒間の加算平均結果

	1ch		10ch		19ch		22ch		25ch
本実験 【前10秒間】	-0.156	P<0.1	0.023	NS	-0.184	P<0.05	-0.339	P<0.05	-0.068
本実験 【後10秒間】	0.428		0.336		0.588		0.256		0.492
対照実験1 【前10秒間】	0.108	NS	-0.001	NS	-0.048	NS	-0.227	NS	-0.070
対照実験1 【後10秒間】	0.419		0.179		0.211		0.085		0.347
対照実験2 【前10秒間】	-0.029	NS	-0.007	NS	0.169	NS	0.295	NS	-0.072
対照実験2 【後10秒間】	0.065		-0.112		-0.058		0.221		0.111

n=8, NS:有意差なし

対照実験 2 における被験者自身のタイミングで自発的にボタンを入力する動作についての影響を検討すると、22ch において本実験、対照実験 1 よりも頂点 MAX に達するまでが早く、頂点 MAX における波形の変動も大きいものになっている。他の ch については本実験、対照実験 1 よりも頂点 MAX における波形の変動は小さいものとなっている。

また、各実験におけるボタン入力時から前後 10 秒間の加算平均結果(Table 1)に関しては A ボタン入力時の前後 10 秒間で本実験のみに統計的に有意な増加傾向が見られた(10ch を除く)。

7. 考察

本実験において「瞬間的学習」時の各 ch の波形において「瞬間的学習」時から潜時 6~7 秒で上側に頂点 MAX を有する特徴的な波形が出現することが分かった。

一方、対照実験 1 と本実験の波形変化は非常に似たものとなっているが、A ボタン入力時の前後を比較すると本実験の 10ch を除く他の ch において統計的に有意な増加傾向がみられたが、対照実験 1 では有意差を得ることができなかった。また、対照実験 1 において A ボタン入力時の前後の波形を比較すると 1ch を除き他のどの ch も本実験よりも頂点 MAX における波形の変動が小さくなっている。さらに、対照実験 2 は運動野の 22ch において A ボタン入力後に変動がみられるが他の ch では A ボタン入力前後の波形の形状には特徴的な変動は見られなかった。

以上の結果より本実験に現れる A ボタン入力後から潜時 6~7 秒で上側に頂点 MAX を有する特徴的な波形が「瞬間的学習」時における脳内活動を示す波形であると考えられる。

また、本実験と対照実験 1 の結果を比較すると 10、19、25ch に関しては明らかに本実験が頂点 MAX における波形の変動が大きいものとなっている。このことより被験者が徐々に変化していく動画の変化に注意集中し「瞬間的学習」時に脳内血行動態が増大するのは 10、19、25ch を中心とした前頭前野中央部から前頭前野背外側部にかけての部位であると考えられる。従って、「瞬間的学習」時には前頭前野中央部および前頭前野左側と前頭背外側部が活発に活動しておりその中でも前頭前野左側が最も活発に活動しているものと考えられる。

対照実験 1 においてはボタン入力の前 30 秒間は灰色一色の画面が表示されている。従って画面が切り替わる瞬間のみに注意が向いている状況であり、本実験に比べ 1ch を除き頂点 MAX における波形の変動は小さいものとなっている。また、1ch の頂点 MAX における波形の変動は本実験の 1ch と酷似している。従って、前頭前野右側に位置する 1ch は特に画面の切替りに対する反応に関する部位であると考えられる。

また、22ch に関して各実験結果を比較すると対照実験 2 が頂点 MAX に至るまでの潜時が本実験や対照実験と比べて短く、頂点 MAX における波形の変動も本実験や対照実験 1 に比べ大きいものとなっている。さらに対照実験 2 に関しては他の ch において頂点 MAX における波形の変動は本実験や対照実験 1 に比べ頂点が明確でなく小さいものとなっている。従って、対照実験 2 のようなボタン入力のみを行うときに最も大きな変化が現れるのは 22ch の運動野であると考えられる。

しかし、A ボタン入力時の前後 10 秒間の増加に関しては本実験のみに有意差がみられた。そのため、運動野である 22ch は動作のみに影響を受けるのではなく、思考にも大きく影響を受けるのではないかと考えられる。従って、「瞬間的学習」時の脳内血中酸素化ヘモグロビン濃度の変化の特徴として、前頭前野と前頭前野背外側が活発に活動しており、その中でも前頭前野左側が特に活発に活動していると考えられる。さらに、Table 1 の結果より「瞬間的学習」が起こっているかどうかを決定するためには頂点 MAX の発生だけではなく、「瞬間的学習」時の前後 10 秒間で脳内酸素化ヘモグロビン濃度が有意に増加していることが判断基準になると考えられる。これらの結果は、ひらめき時には前頭前野が活動しているという fMRI による先行研究の結果と一致するものである[8]。これにより、NIRS においてもひらめきに関する実験計測が可能であると考えられ、fMRI に比べ被験者の拘束度やコストが比較的少ない NIRS を用いることで容易にひらめきに関わる「瞬間的学習」の実験計測が行えるようになると考えられる。

さらに、近年の小型の脳計測機器の開発に伴い、ニューロマーケティングにおいてはユーザーの嗜好調査などにウェアラブル型の脳計測機器が実際に用いられている。また、研究分野においてはひらめきが起こった方がより記憶に残るといった研究結果も報告されている[16]。

そこで、本研究結果のニューロマーケティングへの応用としては、広告等を見たときに実際にひらめきが起こっているかどうかを計測し、その広告が記憶に残りやすいものであるかどうかの評価指標への利用が期待できる。

8. おわりに

本研究から、NIRSを用いた計測により「瞬間的学習」時には前頭前野と前頭前野背外側が活発に活動しており、その中でも前頭前野左側が特に活発に活動しているという特徴を示すことができた。今後、ニューロマーケティングなどの脳科学の商業利用の進展に伴い、容易に脳内変化を計測できる NIRS を用いことで脳科学の商業利用がより発展すると考えられる。

一方でいくつかの改善点が残る。本実験における解析では被験者毎の正答数による違いは考慮せずに解析を行ったが、正答数による結果の違いをパターン分けする必要があるのかという点についても今後解析を行っていききたい。

また、「瞬間的学習」時の波形の定量的評価方法の提案や本実験で用いたモーフィング動画以外でのパフォーマンステストでも同様の結果が得られるのか、年齢や性別の違いによって脳内変化の特徴に差異が見られるのか実験を行い検討を加えていきたい。

謝辞

本研究は、文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(C)22500415)の助成を受けたものである。また、本研究にご理解を示し、被験者として快くご協力頂いた皆様に深く感謝する。

参考文献

- [1] 伊良皆啓治: 脳機能のイメージングの拡がり-磁気を用いた脳機能イメージング、システム/制御/情報、53 (4), pp.125-130 (2009).
- [2] Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank DW. : Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation, Proc Natl Acad Sci U S A, Dec, 87 (24), pp.9868-9872 (1990).
- [3] Ogawa S, Lee TM. : Magnetic resonance imaging of blood vessels at high fields: in vivo and in vitro measurements and image simulation, Magn Reson Med, Oct, 16(1), pp.9-18 (1990).
- [4] Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, Glynn P. : Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields, Magn Reson Med, Apr, 14 (1), pp.68-78 (1990).
- [5] 経済産業省: 感性価値創造イニシアティブ(2007).
- [6] Samuel M. McClure, Jian Li, Damon Tomlin, Kim S. Cypert, Latane' M. Montague, and P. Read Montagu : Neural Correlates of Behavioral Preference for Culturally Familiar Drinks, Neuron, 44, pp.379-387 (2004).

- [7] 岸本彰彦: ニューロコンサルティングの時代, 情報未来, 32, pp.62-65 (2008).
- [8] 西村千秋, 原洗一, 角田徹, 王力群: 「ひらめき」に付随する脳神経活動の測定, 第 37 回日本バイオフィードバック学会学術総会, pp.31 (2009).
- [9] 芝垣佑美, 小川梢, 萩原啓: 照度の差異による認知判断作業中の生理・心理・行動の変化及びパフォーマンスの推定, 計測自動制御学会論文集, 46 (1), pp.381-386 (2007).
- [10] 高橋誠, 北島洋樹, 本城由美子: 精神的作業負荷のチェックリスト作成とそれによる眠気とリラックス状態の関係構造の検討, 労働科学, 72 (3), pp.89-100 (1996).
- [11] 萩原啓, 荒木和典, 道盛章弘, 斉藤正巳: 覚醒度の定量的評価指標とその応用に関する研究, 精神神経学会, 99(1), pp.23-34 (1997).
- [12] 江田英雄: 光計測で脳活動を見る, 臨時別冊・数理科学 2003 年 6 月号 脳の謎に挑む, pp.44-45, サイエンス社(2003).
- [13] 独立行政法人 産業技術総合研究所 人間福祉工学研究部門編: 人間計測ハンドブック, pp.533-537, 朝倉書店 (2003).
- [14] 加藤象二郎, 大久保堯夫: 初学者のための生体機能の測り方, pp.13-14, 日本出版サービス (1999).
- [15] Roy CS, Sherrington CS : On the regulation of the blood supply of the brain. J Physiology, 11, pp.85-108 (1890).
- [16] THEODORE W.WILLS, SAL A. SORACI, RICHARD A. CHECHILE, and HOLLY A. TAYLOR: "Aha" effects in the generation of pictures, Memory & Cognition, 28 (6), pp.939-948 (2009).

著者紹介

寺西 慶祐(学生会員)

1986年12月20日生。2010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理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、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。

