

修士論文

視覚刺激と聴覚刺激に対する 注意度合いと脳血流変化の類似性の検討

同志社大学大学院 生命医科学研究科
医工学・医情報学専攻 医情報学コース
博士前期課程 2013年度 1012番

木村 茜

指導教授 廣安 知之教授

2014年11月25日

Abstract

The correlation of time-series change between the attention degree and brain activity has not been clarified. In order to quantify the attentional function, we examined the similarity between reaction time (RT) to visual and auditory stimuli and the cerebral blood flow changes (CBF) by fNIRS (functional Near-Infrared Spectroscopy). The extracted data of 19 subjects performing audiovisual GO/NOGO task for 10 minutes were analyzed using dynamic time warping (DTW). In the brain regions of higher similarity with RT, we discovered suitable window size to observe the changes of attention degree. Then, it is suggested that more fitted index to evaluate attention is the auditory RT than visual RT. Because the attention resource to visual stimuli with more information is stably and sustainably allocated.

目次

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | 序論 | 1 |
| 2 | fNIRS(functional Near-Infrared Spectroscopy) | 2 |
| 2.1 | 神経血管カップリング | 2 |
| 2.2 | fNIRS の原理 | 3 |
| 3 | 視覚情報と聴覚情報に対する注意 | 5 |
| 3.1 | 視覚情報と聴覚情報 | 5 |
| 3.2 | 注意機能 | 5 |
| 3.3 | 注意計測 | 6 |
| 4 | 反応時間と脳血流の時系列類似性の検討 | 8 |
| 4.1 | 実験 | 8 |
| 4.2 | 検討手法 | 10 |
| 4.3 | 実験結果 | 13 |
| 4.4 | 考察 | 15 |
| 5 | 結論 | 17 |

1 序論

注意は、ヒトが高度な認知、行動を行うために基盤となって働く脳機能であり、注意を持続させることは円滑に目的を達成するために非常に重要である。過去数十年に渡り様々な研究が行われ、注意が有限資源であり外界から入ってくる全ての情報に注意を向けることはできないこと¹⁾、注意を維持する能力は時間的変化に依存して減少する“performance decrement”や“time-on-task 効果”などが報告されている²⁻⁴⁾。これらの特徴が誘因となり、携帯電話を使用しながらの歩行や自動車運転中の通話などによる事故が増加していることが問題となっている。そこでヒトの注意状態に合わせた効果的な情報呈示が必要であると考えられる。本研究では、注意機能の定量化により、不注意によるヒューマンエラーの防止や作業効率の向上に役立つシステムの開発を目指す。

注意機能の定量化のために、行動レベルの指標と脳代謝レベルの指標の関係を明らかにすることを試みる。それにより、行動レベルの指標などを用いることなく、生体状態を表した客観的な注意評価が可能になると考える。fMRI(functional magnetic resonance imaging)を用いた先行研究において、右下頭頂小葉や右前頭部の脳血流変化と行動レベルの注意指標に類似性があることが報告されている²⁻⁶⁾。しかし、注意度合いの変化を時系列変化として検討している研究は少なく、また日常環境に近い非拘束的な状態における注意機能の変化を定量化できるか明らかでない。

そこで本稿では、GO/NOGO task において視覚刺激と聴覚刺激を用いた際の脳血流変化と反応時間 (Reaction Time:RT) の関係性について検討する。

本稿の構成を以下に示す。第2章で神経血管カップリングとfNIRS (functional Near-Infrared Spectroscopy) の原理について述べ、第3章では注意機能について説明を行う。そして第4章では、注意機能における行動レベルの指標と脳代謝レベルの指標の時系列データの類似性の検討を行う。最後に第5章で、本稿の検討における結論を述べる。

2 fNIRS(functional Near-Infrared Spectroscopy)

2.1 神経血管カップリング

fNIRS (functional Near-Infrared Spectroscopy) や fMRI (functional magnetic resonance imaging), PET (positron emission tomography), SPECT (single photon emission tomography) などによる脳血流・脳血液量測定はいずれも、「脳の神経細胞が活動すると、その活動に比例して脳局所の血流量や血液量が増加する」という事実を前提とし、神経細胞の活動を間接的に計測するものである⁷⁾。つまり脳血流についての脳機能イメージング法は、脳の神経細胞が活動してから数秒遅れて生じる脳循環の変化を測定することで脳活動をとらえる手法であり、神経細胞活動と脳循環反応という二つの要素を反映する⁷⁾。

脳循環反応は複数のメカニズムを介して神経細胞による酸素消費よりも過剰に生じる。そのため、Fig. 2.1 に示すように、細静脈における血球量や血球速度の増加に伴い、脱酸素化ヘモグロビン (Deoxy-Hb) が減少し、毛細血管においては酸素化ヘモグロビン (Oxy-Hb) が増加する。このような神経細胞活動と脳循環反応の関係を、神経血管カップリングと呼ぶ。

細静脈における Deoxy-Hb の変化を計測するのが fMRI の BOLD (blood oxygen level dependent) 信号であり、大脳皮質で生じる毛細血管における Oxy-Hb の変化を投影したデータとして計測するのが fNIRS である。そのデータは大脳皮質の活動状態を反映すると考えられる⁸⁾。

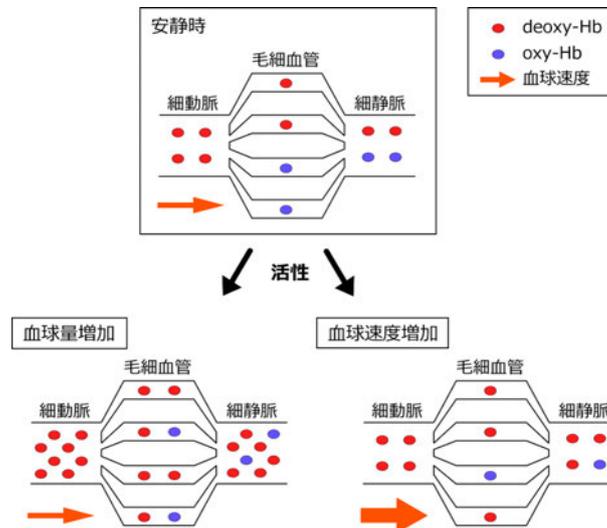


Fig. 2.1 脳活性時の血流量増加モデル (参考文献⁷⁾ より自作)

2.2 fNIRS の原理

fNIRS (近赤外分光装置) とは、近赤外光を用いた脳機能イメージング法の一つである^{8,9)}。ヘモグロビン吸光スペクトルと拡張ランベルト・ベールの法則¹⁰⁾に基づき、大脳皮質付近の神経活動に伴うヘモグロビン濃度変化の相対値を算出する。

近赤外光が通過する組織中のヘモグロビン酸素化状態が変化すると、ヘモグロビン吸光スペクトルに従って通過する近赤外光の強度が変化する。そして、ある波長の光が透明試料に照射されたときの吸光度はその試料中に存在する光吸収物質の濃度と光の通過距離 (光路長) に比例するというランベルト・ベールの法則 (Beer-Lambert Law)^{8,10,11)} を用いることにより、脳内の Oxy-Hb と Deoxy-Hb の濃度変化を求めることができる。

Fig. 2.2 に示すように、fNIRS では大脳皮質で吸収、散乱する光の吸収スペクトルを捉えることによってヘモグロビン濃度変化を計測する。生体は不均質な光散乱体であるため、その光路を同定することは不可能であるが、近赤外光を照射した位置から 3-4 [cm] 離れた位置で計測すると、約 2 [cm] 深部を通過した光を検出することができる。この深さは頭皮から大脳皮質の深さであり、成人の頭部モデルを用いたシミュレーションにおいて、近赤外光により大脳皮質を通過した光を検出できることが示されている¹²⁾。

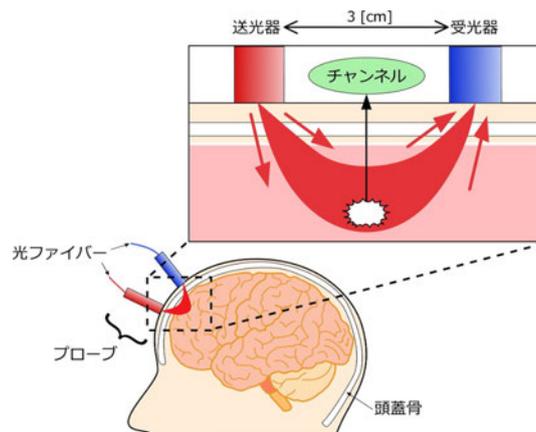


Fig. 2.2 fNIRS 原理の概略図 (自作)

また fNIRS は、安全に、かつ比較的簡便に人の脳の活動を動画像計測できるため、医学や教育の分野における臨床ツールとしても用いられる。fNIRS の長所と短所を以下に述べる。

● 長所

- 完全な非侵襲であり、測定を反復しても生体への有害な影響がないこと。
- 時間分解能を 0.1 [s] 程度まで高く設定でき、脳機能変化の時間経過を検討できること。
- 座位や立位などの拘束の少ない自然な状態で、日常生活に近い脳活動を検討できること。

- 短所

- 測定に散乱光を用いるため、空間分解能が1-3 [cm] 程度と低いこと.
- 主に大脳皮質を測定対象とし、深部の脳構造は測定できないこと.
- 得られるデータがヘモグロビン濃度の変化量であり、濃度の絶対値は求められないこと.

3 視覚情報と聴覚情報に対する注意

3.1 視覚情報と聴覚情報

視覚情報は、眼球から入力される物理的な光の情報であり、網膜の視細胞によって神経活動電位に変換される。刺激が提示されてから 55-70 [ms] で第一次視覚野に到達する¹³⁾。そして、第一次視覚野から、第二次、第三次、後頭頂皮質と進む空間視の階層的流れと、第一次視覚野、第二次、第四次、下側頭回へと進む形態視の階層的流れの 2 つに大別できる。前者を背側皮質視覚路、後者を腹側皮質視覚路と呼ぶ。

聴覚情報は、音波情報のことであり、蝸牛の有毛細胞によって神経活動電位に変換される。視覚情報よりも伝達が速く、刺激が提示されてから 35-45 [ms] で第一次聴覚野に到達する¹³⁾。聴覚野は上側頭回付近に広がり、音刺激に対し最も早く応答する領域を第一次聴覚野と呼ぶ。また聴覚性言語野としてウェルニッケ野などが知られている。周波数成分による基底膜上における変位場所の違いなどが聴覚野上に投射されると推測されているが、詳しいことは分かっていない。

Norretranders によると、ヒトの感覚器官には外界から 11.1 [Mbit/s] を超える情報が入ってきており、そのうち視覚は 10 [Mbit/s]、聴覚は 0.1 [Mbit/s] の情報量をもつ¹⁴⁾。また Angelica は、脳に入力される情報量が増加すると前頭前野付近の活性が大きくなると報告している¹⁵⁾。聴覚刺激に対し視覚刺激は 1 秒間に脳に入力される情報量が約 100 倍であり、異なる情報処理過程を経ることで脳の活性状態は異なることが考えられる。よって例えば同じ脳機能を計測していたとしても、視覚刺激に対する脳活動状態と聴覚刺激に対する脳活動状態の比較を行う必要がある。

3.2 注意機能

注意とは特定の情報への集中と選択を行う働きであり、すべての認知機能の基盤ともいえる脳機能である^{1,16)}。古くから心理学分野などにおいて取り上げられ、現代の認知神経科学の諸分野のなかでも最も重要性を持つ研究テーマの一つである。

Mirsky らによると、注意機能の要素として、選択、集中、集中の維持または警戒、注意の切り替え、転導性、注意の程度の調整、および記憶過程への注意などが挙げられ、大別すると以下の三つの機能に集約される¹⁷⁻¹⁹⁾。

- (1) 情報から標的を選択する機能 (選択性)
- (2) 情報から選択した標的への注意を維持する機能 (持続性)
- (3) 注意を向けている標的から柔軟にかつ適切に他の標的に変更する機能 (制御機能)

これらの注意の脳機能局在は (1) の選択性が頭頂葉下部と側頭葉上部, (2) の持続性が被蓋および中脳橋網様体と視床, (3) の制御機能が前頭前野背外側部および前部帯状回に關与していると推測されている²⁰⁾。しかし近年の脳循環・代謝測定法に基づく研究では, 持続性計測課題においても帯状回を含む前頭葉内側面, 上部から下部にいたる前頭葉背外側面などの広範な領域で活性すると報告されている²¹⁾。それらは大脳皮質において, Fig. 3.1 に示された部分に該当する。

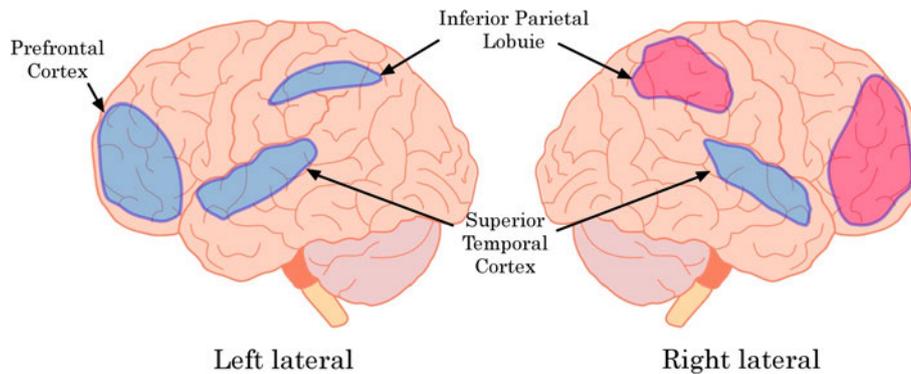


Fig. 3.1 注意の機能の大脳皮質局在の概略図 (参考文献¹⁾ より自作)

注意と脳活動の關係は, 神経心理学や神経画像学, 神経人間工学の分野において非常に注目されている^{3,19)}。しかし注意には様々な解釈があり^{2,16,17)}, 定義が曖昧であることも注意機能が未だ明らかとなっていない理由の一つである。本稿では「無限の情報から特定の情報への集中と選択を行うこと」を注意と定義する。

3.3 注意計測

本研究では, 注意の持続性に着目する。注意を維持する能力は日常生活においても必要不可欠であり, 注意の時間的变化に依存して眠気や疲労, 作業効率が変動するためである。また注意の持続性は, 選択性や制御機能に比べて比較的単純な課題設計で計測することができるため, 視覚情報と聴覚情報に対する注意機能の違いも比較しやすいと考えられる。

行動レベルの注意を評価する指標として, 反応時間 (Reaction Time: RT) が最も広く用いられる。RT とは感覚野に情報が入力されてから外的反応を示すまでの時間であり, 如何に素早く反応できるかにより注意度合いを評価する。認知心理学だけでなく, 社会心理学, 人格心理学, 産業心理学, 臨床心理学など幅広い分野で使われ, 知覚, 記憶, 言語など様々なパフォーマンスを測定することができる²²⁾。認知課題に対する注意度合い (RT) が課題時間の増加に伴い減少することは “performance decrement” や “time-on-task 効果” として知られる²⁻⁴⁾。

本稿では, 行動レベルの指標と脳代謝レベルの指標の關係性を明らかにすることを試みる。それにより, 認知課題などの行動レベルの指標や主観的なアンケートなどを用いることなく, 生体状態を表した客観的な注意評価が可能になると考える。先行研究において, Fig. 3.1 に示した注意機能関連部位の中でも特に右下頭頂小葉や右前頭部においては, 脳血流変

化と注意度合いの指標に類似性があることが報告されている²⁻⁶⁾。

注意の持続性を計測する課題として、Psychomotor Vigilance Task (PVT) や GO/NOGO task などが多く用いられている。PVT における前部帯状回や右中/下前頭回を含む右前頭頭頂ネットワークが time-on-task 効果に大きく影響しているとした研究³⁾ や GO/NOGO task における前部帯状回や右背外側前頭前皮質の活動の増加がより早く正確な課題パフォーマンスを予測すると報告している研究もある²³⁾。本実験では、PVT よりも課題が複雑で精神的疲労度が高いために、比較的短時間で注意度合いの変化が表れると考えられる GO/NOGO task を実施する。

以上のように、注意機能について様々な研究が熱心に行われているが、注意の行動レベルや脳代謝レベルの変化を時系列変化をとして検討している研究は少ない。そこで、反応時間と脳血流変化量の時系列波形類似性に着目した解析を行う。

4 反応時間と脳血流の時系列類似性の検討

4.1 実験

視覚刺激と聴覚刺激に対する注意度合いの変化とその脳内表現について、反応時間と脳血流変化の時系列類似性から検討することを目的とする。それにより、注意機能を定量化し、不注意によるヒューマンエラーの防止や作業効率の向上に役立つシステムの開発に繋がると考える。実験環境と実施する課題について以下に述べる。

4.1.1 実験環境

実験環境を Fig. 4.1 に示す。右利きの成人健常者 19 名 (男性 9 名, 女性 10 名, 22.9 ± 0.2 歳) に対し実験を行う。被験者に対し、本研究の目的や実験内容の説明を行い、視聴覚混合 GO/NOGO task を実施する。そしてその際の課題に対する反応時間と脳血流変化量のデータを取得する。



Fig. 4.1 実験環境

刺激の呈示と反応時間の記録には、Presentation ソフト (Neurobehavioral Systems, San Francisco, CA) を使用する。脳血流変化の測定には、サンプリング周波数が 10 [Hz] である 116 チャンネルの fNIRS 装置を用いて、前頭部、両側頭部、頭頂部、後頭部の酸素化ヘモグロビン (Oxy-Hb) 濃度変化量の測定を行う。本実験に使用した機器は Table 4.1 に示す。全ての実験は、室温 $23.8 (\pm 1.7)$ [度]、湿度 $43.0 (\pm 47.5)$ [%] で行う。

Table 4.1 使用機器

| 機器名 | 型番 | メーカー | 使用用途 |
|----------|---------------------------|----------------|----------|
| 普通騒音計 | Digital Sound Meter AR814 | SMART SENSOR | 音圧レベルの測定 |
| ノートパソコン | PR73237JRMW | TOSHIBA | 課題の呈示 |
| イヤホン | ATH-ANC23 | audio-technica | 音の出力 |
| fNIRS 装置 | ETG-7100 | 日立メディコ | 脳血流変化の計測 |

4.1.2 GO/NOGO task

比較的単純な実験設計で注意の持続性を計測することができるため、本実験ではGO/NOGO taskを用いる。

GO/NOGO taskとは、Fig. 4.2に示すように2種類の信号(GO信号とNOGO信号)を呈示し、被験者の注意度合いを計測する課題である²⁴⁻²⁶⁾。GO信号が呈示された時は素早く反応し、NOGO信号が呈示された時は反応を抑制することで、注意度合いの変化による反応時間の遅延や反応の正確さを観察する。

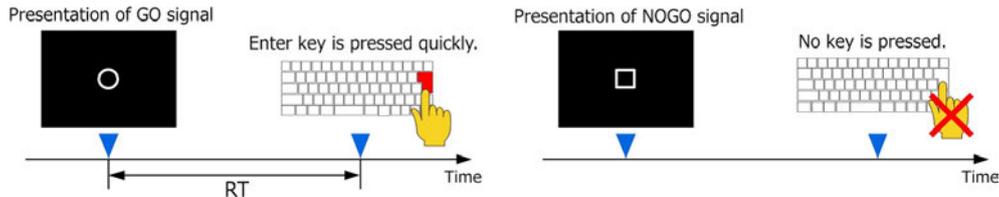


Fig. 4.2 GO/NOGO task

また本実験では、同実験内で視覚GO/NOGO taskと聴覚GO/NOGO taskを並行して実施する。それにより、流動性が高く実験間の注意度合いの統一が難しいといった注意計測において考慮すべき外因を低減し、視覚的注意と聴覚的注意を比較できると考える。

実験設計にはブロックデザインを採用し、Fig. 4.3に示すように、レスト区間を30[s]、タスク区間を600[s]とする。被験者はタスク区間で、視覚GO信号(“○”)と聴覚GO信号(1000[Hz])にそれぞれ反応し、視覚NOGO信号(“□”)と聴覚NOGO信号(1100[Hz])で反応を抑制する。レスト区間では、モニター画面中央の“○”を注視し、イヤホンから流れる1000[Hz]の正弦波音を聞き、タスク区間中の反応を想定したタップ動作を行う。

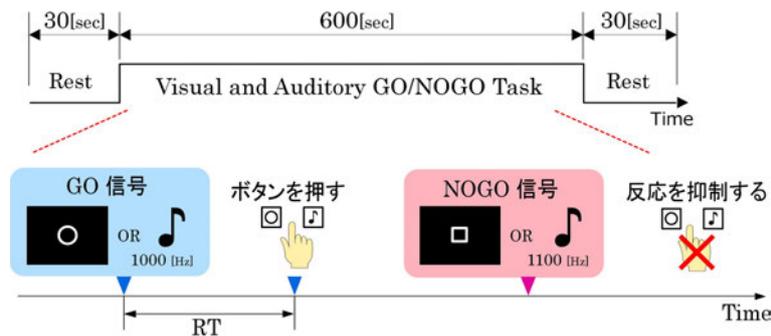


Fig. 4.3 実験設計

全ての信号は1.0から3.0[s]のランダムな間隔で0.5[s]間呈示する。また課題に関係のない外部雑音を削減するために、イヤホンのノイズキャンセラー機能を使用する。なお全ての聴覚刺激は、60[dB]の正弦波音で再生する。

4.2 検討手法

4.2.1 前処理

- 反応時間 (Reaction Time:RT)

本実験における RT は、GO 刺激が呈示されてから被験者が Enter キーを押すまでの時間とし、注意が持続されているかどうかの指標として用いる。100 [ms] 以内に反応しているもの²⁷⁾ と NOGO 刺激に反応を示したものはエラーとし、エラー以外の RT について検討する。そして注意度合いの変化を観察するために、被験者ごとに視覚刺激に対する RT (RT_v) と聴覚刺激に対する RT (RT_a) をそれぞれ式 (4.1) を用いて標準化する。 \bar{x} は RT の平均値、 σ は RT の分散値である。

$$f(x) = \frac{(RT_x - \bar{x})}{\sigma} \quad (4.1)$$

また脳血流データとの類似性を検出するため、注意度合いが高いほどより脳血流変化量は増加するという仮定に基づき、反応時間データの正負符号を反転する。さらに不等間隔の刺激呈示時間に対して 0.1 [s] の間隔で線形補間を行い、10 [Hz] の脳血流データとサンプルサイズをそろえる。そして Fig. 4.4 に示すように、注意度合いがどのような時間窓 (Window size) で変化するかを検討するため、24, 30, 36……120 [s] の Window size で移動平均処理を行う。

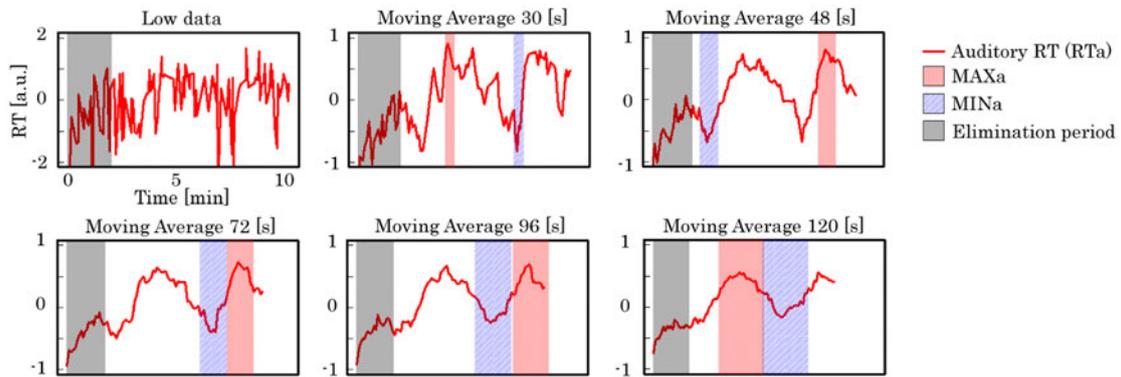


Fig. 4.4 聴覚刺激に対する反応時間データに対する Window size の違い

- 脳血流変化 (Cerebral blood flow changes:CBF)

fNIRS を用いて脳血流変化 (Cerebral blood flow changes:CBF) をサンプリング周波数 10 [Hz] で計測する. 得られた fNIRS データに Low-pass filter (LPF) 1.0 [Hz] を用いて脈拍によるタスクに関係のない周波数成分を除去する²⁸⁾. そして式 (4.2) を用いて, 各被験者各チャンネルのタスク区間の脳血流データの標準化を行う. \bar{x} はタスク区間の CBF 平均値, σ は CBF 分散値である.

$$f(x) = \frac{(CBF_x - \bar{x})}{\sigma} \quad (4.2)$$

そして RT と同様に, 24, 30, 36……120 [s] の Window size で移動平均処理を行う.

- 注意度合いの異なる区間

注意度合いの異なる区間では, 脳の活動状態やネットワークが異なると考えられる. そのため, 視覚刺激と聴覚刺激それぞれに対する注意の高い区間と低い区間, 視覚刺激と聴覚刺激両方に注意の高い区間と低い区間の 6 区間を定義し, 検討を行う.

Fig. 4.5 に示すように, 聴覚刺激 (a) に対する反応時間 (RTa) と視覚刺激 (v) に対する反応時間 (RTv) において, 被験者ごとに最も平均 RT の遅い区間 (MINa, MINv), 最も平均 RT の速い区間 (MAXa, MAXv), また RTa と RTv の和の最小と最大の区間 (MAXsum, MINsum) を求める. そして, MAXa, MAXv, MINa, MINv, MAXsum, MINsum に対応する区間を脳血流データから抽出し, 反応時間と脳血流データの波形の類似性を検討する. なお, タスク開始から 2.0 [min] は, 不慣れなどの注意度合いと関連のない反応時間のばらつきが見受けられたため, 抽出対象から除外する.

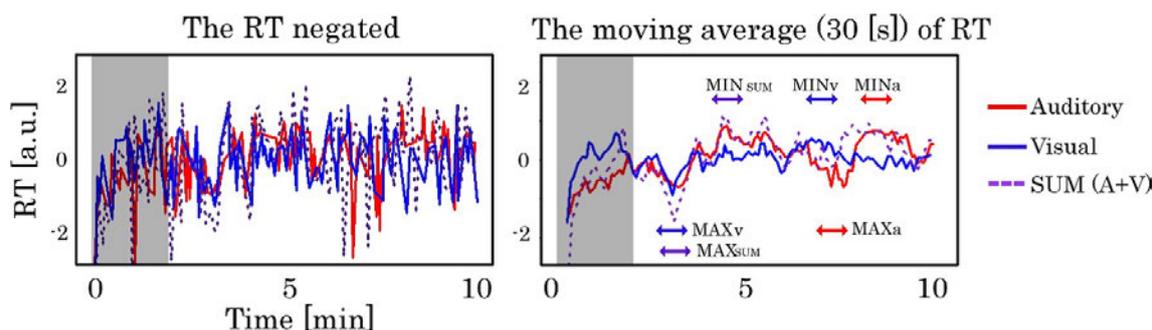


Fig. 4.5 視聴覚刺激に対する反応時間と脳血流変化

4.2.2 DTW (Dynamic Time Warping)

DTW は, 2つのシーケンス間の距離を最小化するように時間軸方向にシーケンス長を伸長させる距離尺度である. 長さが n, m の二つの時系列 $X = x_1, \dots, x_n, Y = y_1, \dots, y_m$ を考えた場合, DTW 距離は式 (4.3) のように定義され, 動的計画法に基づき計算される^{29,30)}.

$$D(X, Y) = f(n, m)$$

$$f(t, i) = \|x_t - y_i\| + \min \begin{cases} (t, i - 1) \\ (t - 1, i) \\ (t - 1, i - 1) \end{cases} \quad (4.3)$$

$$f(0, 0) = 0, \quad f(t, 0) = f(0, i) = \infty$$

$$(t = 1, \dots, n; i = 1, \dots, m)$$

RT と CBF の類似性の検討には DTW 距離を用いる。RT と CBF のような異なる次元データの関係を明らかにするためには、完全な相関ではなく時間軸のずれを許容する必要があると考えられるためである。

さらに迫江らによる Sakoe-Chiba band³¹⁾ を用いて、時間軸伸長の制約を 6.0 [s] にした。その時間制約は、刺激呈示から脳血流が増加するまでの血流動態による時間的遅延に基づくものである。なお、比較するシーケンスの絶対値の差が DTW 距離結果に大きく影響するため、DTW の計算の前に式 (4.1) を用いて再び RT シーケンスと CBF シーケンスの標準化を行う。そして、注意度合いの異なる 6 区間の RT と各チャンネルの CBF データの DTW 距離について検討する。

4.2.3 類似判定

DTW の計算により、116 チャンネルにおいて MAXa, MAXv, MAXsum, MINa, MINv, MINsum の 6 区間それぞれの DTW 距離を得た。最も反応時間と脳血流データが類似しているチャンネル、類似していないチャンネルの一例を Fig. 4.6 に示す。

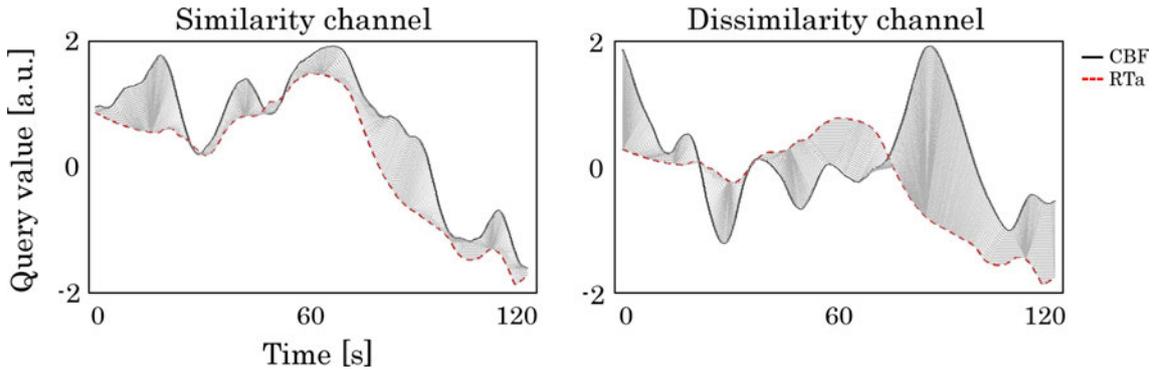


Fig. 4.6 類似チャンネルと非類似チャンネル

116 の DTW 距離データをもとに、チャンネルを類似チャンネルと非類似チャンネルの 2 クラスに分類する。分類には式 (4.4) に示す一次元の判別分析法を用い³²⁾、116 サンプルの DTW 距離データのクラス内分散 σ_w^2 が最小、クラス間分散 σ_b^2 が最大となるようにする。なお式 (4.4) では、クラス 1 クラス 2 における平均値 m 、分散値 σ^2 、サンプルサイズ ω を用いる。

$$\sigma_b^2 = \frac{2\omega_1\omega_2(m_1 - m_2)^2}{(\omega_1 + \omega_2)^2}$$

$$\sigma_w^2 = \frac{\omega_1\sigma_1^2 + \omega_2\sigma_2^2}{(\omega_1 + \omega_2)} \quad (4.4)$$

$$2 \text{ クラスの分離度} = \frac{\sigma_b^2}{\sigma_w^2}$$

そして被験者ごとに類似チャンネルと非類似チャンネルを決定した。その結果より、チャンネルごとに被験者 19 人中の類似チャンネルであると判定された被験者の割合 (類似率) を算出した。

$$\text{類似率} = \frac{\text{チャンネル類似判定の被験者数}}{\text{全被験者数}}$$

類似率をカラーマップで示し、左から Window size(昇順) ごとに並べたものが Fig. 4.7 である。Window size の大きさによって抽出される 6 区間の類似率は変化している。

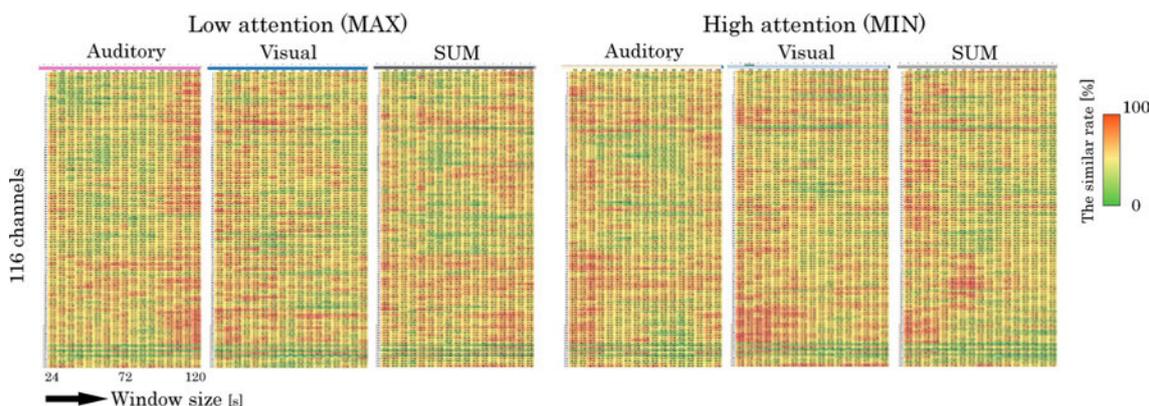


Fig. 4.7 各チャンネルの被験者の類似率

次節より、注意度合いの異なる 6 区間の RT と CBF の波形類似性の結果を述べる。

4.3 実験結果

先行研究^{2, 5, 20, 23)}を参考に、右背外側前頭前皮質 (Dorsolateral Prefrontal Cortex:DLPFC) と右下頭頂小葉 (Inferior Parietal Lobule:IPL) を含む右前頭頭頂ネットワーク付近を着目領域とした。着目領域内の対象となるチャンネルを Fig. 4.8 左下に示す。

着目領域の平均類似率を求めると、Fig. 4.9 に示すように Window size の違いによる傾向が見られた。Window size の違いによる傾向 (近似曲線の傾き) と平均類似率の最も高い Window size を Table 4.2 に示す。

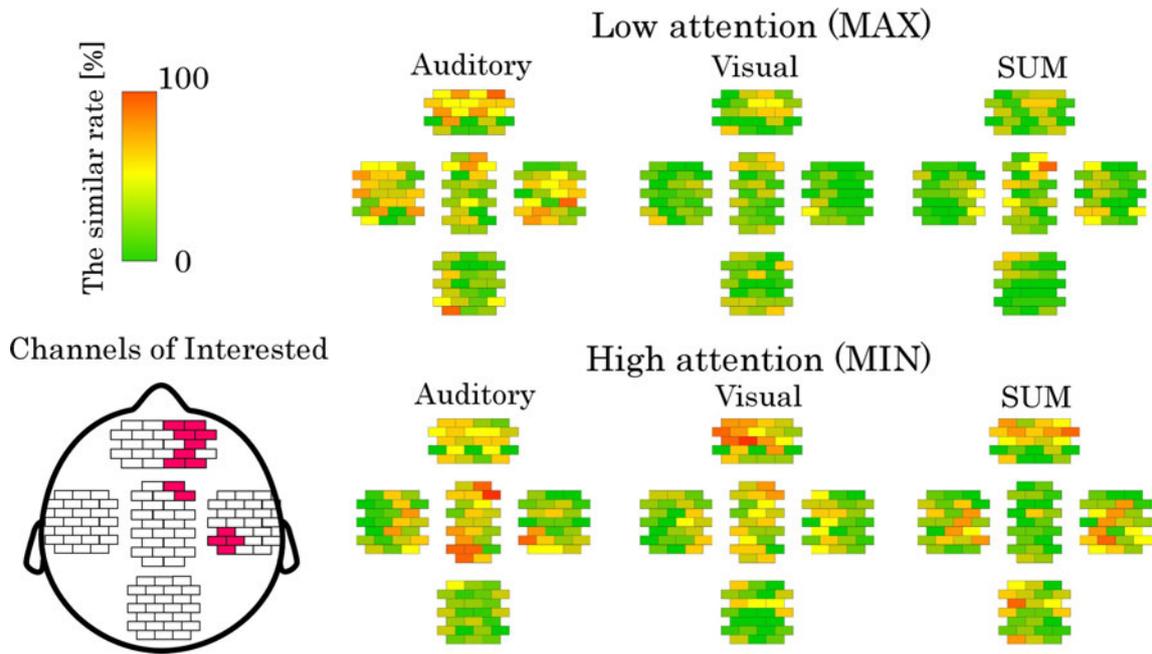


Fig. 4.8 適した Window size における注意度合いの異なる 6 区間の類似率

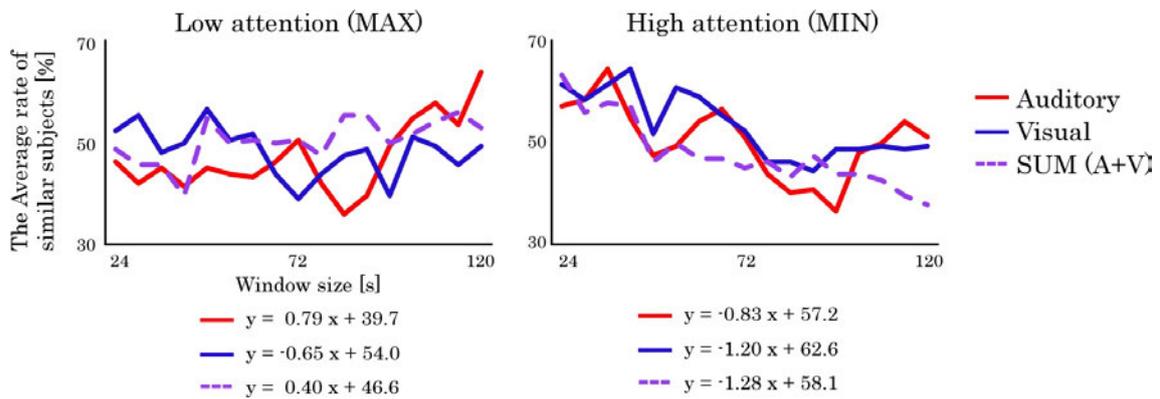


Fig. 4.9 Window size の違いによる平均類似率の傾向

また、平均類似率の最も高い Window size では着目領域の RT と CBF の類似性が高く、

| Attention | Stimuli | Slope | Best window size [s] |
|------------|----------|-------|----------------------|
| Low (MAX) | Auditory | 0.79 | 120 |
| | Visual | -0.64 | 30 |
| | SUM | 0.40 | 48 |
| High (MIN) | Auditory | -0.83 | 36 |
| | Visual | -1.20 | 24 |
| | SUM | -1.28 | 24 |

それぞれの注意度合い変化を検討するために適した Window size であると考え、その Window size における各チャンネルの類似率を Fig. 4.8 に示す。

以下に、注意度合いの異なる 6 区間について比較する。

4.3.1 低注意と高注意の比較 (Low/High)

Fig. 4.9 の近似曲線の傾きより、高注意時 (MIN) に比べ低注意時 (MAX) では、Window size が小さいときに類似率が高くなる傾向があった。高注意時よりも低注意時の CBF 変化の方が類似期間が長かったことが考えられる。

また、脳全体の平均類似率と着目領域の平均類似率を Fig. 4.10 に示す。着目領域において、低注意と高注意の平均類似率に有意差はなかった。脳全体の平均類似率では、Wilcoxon の順位和検定結果より、視覚 RT と視聴覚 RT において低注意時よりも高注意時に有意に類似率が高いことが示された (Auditory : $Z=4.18, p<.001$, SUM : $Z=3.36, p<.001$)。

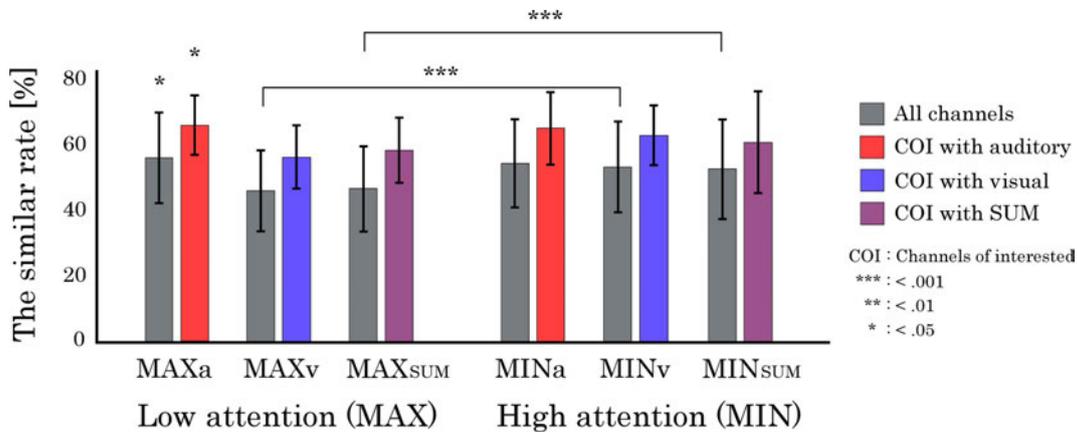


Fig. 4.10 着目領域と脳全体の平均類似率

4.3.2 聴覚と視覚と視聴覚の比較 (Auditory/Visual/SUM)

高注意時に有意な差はなかった。低注意時の着目領域の平均類似率に関して、Steel-Dwass 法の多重検定結果より、視覚 RT よりも聴覚 RT の類似率は有意に高いと示された ($F(2,28)=2.76, p<.05$)。低注意時の脳全体の平均類似率に関して、聴覚 RT の類似率は他よりも有意に高いと示された ($F(2,230)=5.32, p<.05$)。

4.4 考察

高注意時よりも低注意時では Window size が大きいときに類似率が高くなる傾向があり、高注意時に比べて低注意時の RT や CBF の変化は類似期間が長かったと考えられる。またその傾向は聴覚 RT と CBF の類似率において顕著であった。課題を通して被験者は聴覚刺激に低注意を払う区間が長く、またその状態が脳活動に大きく影響していた可能性が示唆される。

その理由として、注意度合いに関わらず被験者は安定して持続的に視覚刺激に反応でき

たため、視覚刺激が脳活動変化に与える影響が小さかった可能性が考えられる。これは3.1の聴覚刺激と比較して視覚刺激の方がより情報量が多く、より脳活動が増加するという仮説に一致しないように見える。しかし一般的な日常環境や本実験のように視覚情報と聴覚情報の両方に対し注意を持続する場合、情報量の多い視覚刺激に多くの注意資源を配分するため、注意資源を多く配分されない聴覚刺激の方が注意度合いの変化の影響を受けやすく脳活動と類似したとも捉えられる。Fig. 4.11 に示すように、課題全体における視覚 RT と聴覚 RT の平均値と分散値、エラー率は聴覚の方が多いこともその考察を支援すると考える (Average : $t(18)=5.38$, $p<.001$, Variance : $t(18)=5.52$, $p<.001$, Error rate : $t(18)=2.24$, $p<.05$)。

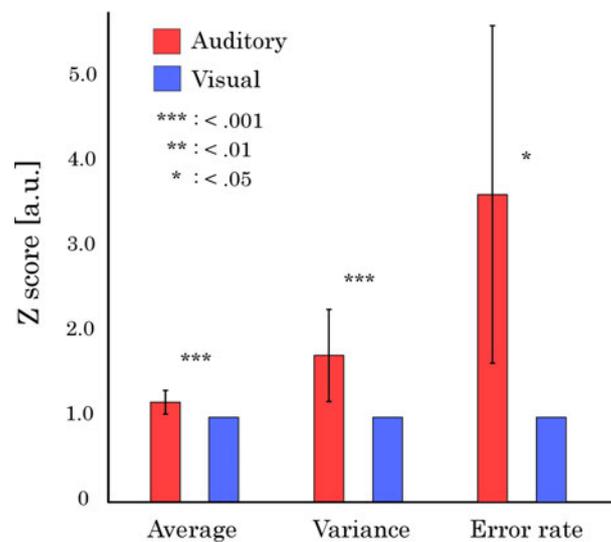


Fig. 4.11 視覚反応成績を基準とした聴覚反応成績

また視覚刺激と聴覚刺激に反応する際の難易度の違いによって感覚刺激の注意配分は異なる可能性も考えられる。しかし、それぞれで標準化した視覚 RT と聴覚 RT を加算した視聴覚 RT データ (SUM) よりも聴覚 RT において類似率が高かった (Fig. 4.10) ことから、聴覚 RT の方がより注意度合いの変化を評価することに適した指標である可能性が示唆される。

5 結論

本稿では、注意機能の定量化を目指し、視覚刺激と聴覚刺激に対する注意度合いの変化とその脳血流変化の類似性について検討した。検討のために、視聴覚混合 GO/NOGO task における反応時間 (RT) と脳血流変化量 (CBF) の類似性を計算した。DTW を用いて時間軸のずれを考慮した結果、RT と CBF の類似性が高い脳領域や注意度合いが異なる Window size について検討することができた。

その結果、聴覚 RTの方がより注意度合い変化の評価に適した指標である可能性が示唆された。情報量の多い視覚刺激には安定して持続的に注意が配分され、脳代謝レベルの注意度合いの高低は聴覚 RT に表れるためである。

しかし CBF は注意以外の複数の脳機能も関連した代謝物である。CBF から注意状態を推定するためには、異なる脳機能に基づく脳活動を分離するなど、RT と CBF により強い関係性を持たせる必要がある。

謝辞

本研究を進めるにあたり，多大なるご指導を頂いた，同志社大学生命医科学部医情報学科の廣安知之教授，山本詩子助教，並びに同志社大学理工学部の田中美里特別任用助教に深く感謝いたします。また本稿を書く際に，貴重な意見を多数下さった M2 の眞島希実さん，中村友香さんをはじめ，認知負荷班の皆様，様々な助力を頂いた NIRS 班の皆様，医療情報システム研究室の方々にあらためて深くここにお礼を申し上げます。

参考文献

- 1) 芋阪直行. 注意をコントロールする脳 神経注意学からみた情報の選択と統合. 新曜社, 2013.
- 2) R. Langner and S. B. Eickhoff. Sustaining attention to simple tasks: a meta-analytic review of the neural mechanisms of vigilant attention. *Psychological Bulletin*, Vol. 139, No. 4, pp. 870–900, 2013.
- 3) J. Lima, W. Wub, J. Wangb, J. A. Detreb, D. F. Dinges, and H. Rao. Imaging brain fatigue from sustained mental workload: An asl perfusion study of the time-on-task effect. *NeuroImage*, Vol. 49, No. 1, pp. 3426–3435, 2010.
- 4) J. T. Coull, R. S. J. Frackowiak, and C. D. Frith. Monitoring for target objects: activation of right frontal and parietal cortices with increasing time on task. *Neuropsychologia*, Vol. 36, No. 12, pp. 1325–1334, 1998.
- 5) T. Yarkoni, D. M. Barch, J. R. Gray, T. E. Conturo, and T. S. Braver. Bold correlates of trial-by-trial reaction time variability in gray and white matter: A multi-study fmri analysis. *PLoS ONE*, Vol. 4, No. 1, 2009.
- 6) C. C. Hilti, K. Jann, D. Heinemann, A. Federspiel, T. Dierks, E. Seifritz, and K. Cattapan-Ludewig. Evidence for a cognitive control network for goal-directed attention in simple sustained attention. *Brain and Cognition*, Vol. 81, No. 2, pp. 193–202, 2013.
- 7) 福田正人. 精神疾患とNIRS — 光トポグラフィ検査による脳機能イメージング. 中山書店, 2009.
- 8) A. Villringer and B. Chance. Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function. *Trends in Neurosciences*, Vol. 10, No. 20, pp. 435–442, 1997.
- 9) S. C. Bunce, M. T. Izzetoglu, K. Izzetoglu, B. Onaral, and K. Pourrezaei. Functional near-infrared spectroscopy. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 25, pp. 52–62, 2006.
- 10) 酒谷薫, 岡田英史, 星詳子, 宮井一郎, 渡辺英寿. Nirs -基礎と臨床-. 新興医学出版社, 2012.
- 11) H. Owen-Reece, M. Smith, C. E. Elwell, and J. C. Goldstone. Near infrared spectroscopy. *British journal of anaesthesia*, Vol. 82, pp. 418–426, 1999.
- 12) E. Watanabe, Y. Yamashita, A. Maki, Y. Ito, and H. Koizumi. Non-invasive functional mapping with multi-channel near infrared spectroscopic topography in humans. *Neuroscience Letters*, Vol. 205, No. 1, pp. 41–44, 1996.

- 13) V. Poghosyan and A. A. Ioannides. Attention modulates earliest responses in the primary auditory and visual cortices. *Neuron*, Vol. 58, No. 5, pp. 802–813, 2008.
- 14) T. Norretranders. The user illusion: Cutting consciousness down to size. *Penguin Press Science*, 1998.
- 15) D. Angelika, R. D. Banker, B. Izak, F. D. Davis, A. R. Dennis, G. David, G. Alok, I. Anja, K. Peter, P. A. Pavlou, M. Gernot, R. Rene, V. B. Jan, and W. Bernd. On the use of neurophysiological tools in is research: Developing a research agenda for neurois. *MIS Quarterly*, Vol. 36, pp. 679–702, 2012.
- 16) R. Parasuraman. The attentive brain. *Bradford Book*, 2000.
- 17) S. E. Petersen and M. I. Posner. The attention system of the human brain: 20 years after. *Annu Rev Neurosci*, Vol. 35, No. 1, pp. 73–89, 2012.
- 18) A. F. Mirsky, B. J. Anthony, C. C. Duncan, M. B. Ahearn, and S. G. Kellam. Analysis of the elements of attention: A neuropsychological approach. *Neuropsychology Review*, Vol. 2, pp. 109–145, 1991.
- 19) 日本高次脳機能障害学会教育研修委員会. 注意と意欲の神経機構. 株式会社 振興医学出版社, 2014.
- 20) A. F. Mirsky. Behavioral and psychophysiological markers of disordered attention. *Environ Health Perspect*, Vol. 74, pp. 191–199, 1987.
- 21) N. S. Lawrence, T. J. Ross, R. Hoffmann, H. Garavan, and E. A. Stein. Multiple neuronal networks mediate sustained attention. *Journal of Cognitive Neuroscience*, Vol. 15, No. 7, pp. 1028–1038, 2003.
- 22) M. Okubo. Outliers in reaction time data : Methodological considerations and practical suggestions. 専修人間科学論集心理学篇, Vol. 1, No. 1, pp. 81–89, 2011.
- 23) H. Garavan, T. J. Ross, K. Murphy, R. A. Roche, and E. A. Stein. Dissociable executive functions in the dynamic control of behavior: inhibition, error detection, and correction. *NeuroImage*, Vol. 17, No. 4, pp. 1820–1829, 2002.
- 24) M. J. Herrmann, M. M. Plichta, E. Ann-Christine, and A. J. Fallgatter. Optical topography during a go-nogo task assessed with multi-channel near-infrared spectroscopy. *Behavioural Brain Research*, Vol. 160, No. 1, pp. 135–140, 2005.
- 25) R. Hester, C. Fassbender, and H. Garavan. Individual differences in error processing: A review and reanalysis of three event-related fmri studies using the go/nogo task. *Cerebral Cortex*, Vol. 14, No. 9, pp. 986–994, 2004.

- 26) J. Watanabe, M. Sugiura, K. Sato, Y. Sato, Y. Maeda, Y. Matsue, H. Fukuda, and R. Kawashima. The human prefrontal and parietal association cortices are involved in no-go performances: An event-related fmri study. *NeuroImage*, Vol. 17, No. 3, pp. 1207–1216, 2002.
- 27) R. Whelan. Effective analysis of reaction time data. *The Psychological Record*, Vol. 58, No. 1, pp. 475–482, 2008.
- 28) A. V. Medvedev. Does the resting state connectivity have hemispheric asymmetry? a near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*, Vol. 85, No. 1, pp. 400–407, 2014.
- 29) S. Oomomo, H. Chen, K. Furuse, and N. Ohbo. Efficient search of similar time series under time warping with dimensionality reduction. *Proceedings of Data Engineering Workshop 2005*, Vol. 1, No. 1, 2005.
- 30) Y. Sakurai, C. Faloutsos, and M. Yamamuro. Stream processing under the dynamic time warping distance. *Proceedings of Data Engineering Workshop 2007*, Vol. 1, No. 1, 2007.
- 31) H. Sakoe and S. Chiba. Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. 26, No. 1, pp. 43–49, 1978.
- 32) N. Otsu. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, Vol. 9, No. 1, pp. 62–66, 1975.