

修士論文

ヒトの協調作業時における
脳血流変化を用いた脳機能の検討

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 1002番

後藤 真櫻

指導教授 廣安 知之教授

2015年01月23日

Abstract

The goal of our research is to investigate brain functions during Human-Human cooperative work using fNIRS (functional near-infrared spectroscopy). To approach this goal, we have two steps; a Human-Machine system as the first step and a Human-Human system as the second step. In a Human-Machine system, we measured cerebral blood flow changes during cooperative tapping task which presents continuous stimuli with regular or complex intervals. In the result, cerebral blood flow changes of those who performed well increased around wide area of bilateral frontal cortex at a task with small complex intervals. On the other hand, we carried out simultaneous fNIRS measurement of two people performing synchronized cooperative tapping task at Human-Human system. Cerebral blood flow changes of dyad who performed well showed increases at inferior frontal gyrus, temporal lobe and a part of right middle frontal gyrus. The result showed regions similar to that of increases of those who performed well at a task with large complex intervals. Therefore, these regions relate with synchronization and cooperation.

目次

1	序論	1
2	fNIRS を用いた脳機能イメージング	2
2.1	fNIRS とは	2
2.2	fNIRS の計測原理	3
3	同期タッピング課題を用いた人-機械間における協調作業時の脳血流変化の検討	5
3.1	実験概要	5
3.2	同期タッピング課題	5
3.3	実験手法	6
3.4	解析手法	7
3.5	実験結果	7
3.6	考察	8
4	同期協調タッピング課題による協調作業が複数人脳活動に与える影響の検討	9
4.1	概要	9
4.2	同期協調タッピング課題	9
4.3	実験手法	9
4.4	解析手法	10
4.5	実験結果	11
4.6	考察	11
5	対機械と対人における協調作業時の脳血流変化の比較と考察	13
6	結論	14

1 序論

私たち人間は、社会生活において他人と関わり合いながら生活を送っている。近年になり、社会性を担う神経メカニズムの重要性に着目した「社会神経科学」という新しい学問が生まれ、社会性を神経科学の立場から理解しようとする研究が進められている^{1,2)}。社会の中で生まれる相互作用の脳活動の動きを理解することは、私たち人間が営む社会性を理解することに重要な意味を持つ。そして社会脳科学は精神疾患の仕組みの解明や診断・治療法の創出に貢献すると期待されている。

社会認知における研究は、社会的な刺激に対して反応する単独被験者の心を調査することから始まった³⁾。しかしながらそれらの研究は人間が社会行動をする際の社会認知とは根本的に違うのではないかとされ^{4,5)}、人間同士が相互作用する際の脳活動を同時計測する研究が進められてきた⁶⁻⁸⁾。複数人の脳活動を同時計測するために、fMRI (functional magnetic resonance imaging)^{9,10)} や EEG (electroencephalogram)^{11,12)}、fNIRS (functional near-infrared spectroscopy)^{13,14)} が用いられてきた。その中でも fNIRS は比較的安価で使いやすく、日常生活に近い自然な環境で脳活動を計測できる非侵襲脳イメージング装置である。時間分解能が高く、脳機能の時間的変化をとらえることに優れている。fNIRS の利点を生かして、現実的な状況を想定した実験も行われている¹⁵⁻¹⁷⁾。

社会生活における人間同士の相互作用には会話や競争、議論などがあるが、その中でも本質的な要素として協調作業がある。協調とは、他人と共通の目的に向かって一緒に作業を行う人間に本来備わっている能力であり、変化し続ける自分自身と相手の振る舞いを知覚して、表現し、予測することが求められる¹⁸⁾。そのためには複雑な周囲の状況に対してタイミングを合わせる能力が必要となる¹⁹⁾。他人との協調作業において、共通の目的に向かう際にはお互いの身体の動きに対称性がありかつ互いに相補う関係となることが報告されているが²⁰⁻²²⁾、その時の人間同士の神経メカニズムについてはまだ十分に研究が進められていない。

本研究では、人間同士が協調作業を行う際の脳活動について検討することを目的とし、そのために fNIRS を用いて脳活動を計測する。人間同士の協調作業では協調する相手への感情など、協調以外の要素が含まれると考えられる。そこで協調のみに着目するため、入力に対して非応答の性質を持つ、人-機械モデルにおいて脳活動の検討をする。それから、人間のように応答のあるモデル(人-人モデル)において脳活動の検討を行い、人間同士が相互作用を行う際の脳活動について両モデルの結果から考察を行う。

本稿の構成を以下に示す。第2章で fNIRS の特徴や計測原理について述べる。第3章で人-機械モデルにおける脳活動の検討、第4章で人-人モデルにおける脳活動の検討を行い、第5章で両モデルにおける脳活動の比較検討を行う。そして第6章で本稿の結論を述べる。

2 fNIRS を用いた脳機能イメージング

2.1 fNIRS とは

fNIRS は近年普及してきた脳機能計測法の一つであり、脳活動に伴う局所的な血行動態変化を計測する技術である²³⁾。この技術は、微弱な近赤外光を頭皮から照射・検出することにより、無侵襲に脳機能を画像化する手法であり、比較的コンパクトな装置で計測が可能である。安全かつ簡便に人の脳機能を記録できるため、医学や教育の分野において臨床応用の期待が高まっている。

fNIRS の装置としての特徴を以下に挙げる²⁴⁾。

- 利点
 - (1) 被験者の体の位置や向きに制約を課さない
 - (2) 機械音が小さい
 - (3) 生体への害が少ない近赤外光を使うことにより、安全性が高く繰り返し測定することが可能である
 - (4) 操作に特別な資格を必要としない
 - (5) 比較的安価である
- 欠点
 - (1) 得られた結果の解釈が確立されていない
 - (2) 定量性が無い
 - (3) 空間分解能が低い
 - (4) 速い神経活動の変化を検出することができない
 - (5) 脳の動脈硬化がある対象では結果の解釈に注意を要する

また、fNIRS から得られるデータの特徴を以下に挙げる。

- 脳血流を測定対象とする計測機器の中では時間分解能が 0.1 sec と高く、脳機能の時間経過を検討可能
- 測定に散乱光を用いるため、空間分解能は 2~3 cm 程度と低く、脳構造との対応をそれ以上の精度で決定することは困難
- 近赤外光は頭皮下 2~3 cm までの生体内を通過し、大脳皮質のヘモグロビン (以下 Hb) 濃度を測定することになり、より深部の脳構造は測定不可
- Hb 濃度が反映するのは脳血液量であるが、特別の場合を除いては、得られるデータは脳血流量を反映

- 連続光を用いる計測装置で測定できるのは Hb 濃度のベースラインからの変化量であり、ベースライン値そのものは測定不可
- 頭皮や頭蓋骨の血液量に変化しない条件を設定すると、fNIRS データは脳における Hb 濃度変化を反映可能

2.2 fNIRS の計測原理

2.2.1 近赤外分光法

近赤外分光法とは、近赤外光を生体内に投射し、散乱光・反射光を分光することで脳血流変化を測定する方法である。fNIRS による計測では、700~900 nm の波長を持つ近赤外光を用いている。近赤外光は骨や皮膚などの生体を透過しやすく、Hb による吸収率が大きい。したがって頭皮上から近赤外光を照射すると、その光成分は脳組織内で散乱・吸収を繰り返しながら大脳皮質に到達し²⁵⁾、一部は再び頭皮上から検出することができる。その概要を Fig. 1 に示す。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、成人のモデルを用いたシミュレーションでは、照射 - 検出点の距離を約 30~40 mm に設定すること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^{26,27)}。また、血液中の酸素化ヘモグロビン (Oxy-Hb) と脱酸素化ヘモグロビン (Deoxy-Hb) では、近赤外光の吸収特性が異なるので (Fig. 2)、照射点からおよそ 3 cm 離れた箇所計測すると、乱反射して戻ってきた光成分を検出することができる²⁵⁾。この光が光電子増倍管に導かれて電気信号に変えられる。fNIRS では、この検出光から大脳皮質の Oxy-Hb、Deoxy-Hb、またこれらを合わせた総ヘモグロビン濃度 (Total-Hb) の 3 つの Hb の変化を推定している²⁸⁾。ただし、照射から検出までの光路長は計測できないため、得られるデータは、Hb の絶対値ではなく、相対的な濃度変化である。吸光量変化と濃度変化は、ランベルト・ベールの法則によって関連付けられている。

2.2.2 ランベルト・ベールの法則

ランベルト・ベールの法則とは、光の吸収についての尺度を与える法則である。ある特定の波長 λ の光の強度を $I_0(\lambda)$ とし、その光を光路長 l の物質に照射する。この時光は並行直進であるとする。物質から出てきた光の強度を $I(\lambda)$ とすると式 (2.1) のランベルト・ベールの法則が成り立つ。

$$E = \log \frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)} = \epsilon Cl \quad (2.1)$$

ここで ϵ は吸光係数 (単位: $M^{-1} cm^{-1}$)、 C は分子濃度 (単位: M) である。 $\log(I_0(\lambda)/I(\lambda))$ を吸光度と呼ぶ。ランベルト・ベールの法則は透明な液体に適用される。透明とは吸収のみを示すものである。実際には生体に照射された光は吸収と散乱による減衰を受けつつ伝播する。散乱光が存在すれば実効的な光路長が増大するために吸光度が見かけ上大きくなる。これらを考慮に入れ、吸光度に誤差 S が生じると仮定したものが、式 (2.2) に示す拡張ランベルト・ベールの法則である。

$$E' = \log \frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)} = \varepsilon Cl + S \quad (2.2)$$

fNIRS では、Hb 濃度変化を測定するために式 (2.3) のように書く。

$$E'' = \log \frac{I_0(\lambda)}{\Delta I(\lambda)} = \varepsilon \Delta Cl + \Delta S \quad (2.3)$$

fNIRS の測定は、Oxy-Hb と Deoxy-Hb を対象にした未知数が 2 つある分析となる。よって、2 つの波長の異なる近赤外線を用いる必要がある。ある波長 λ_1 , λ_2 における Oxy-Hb, Deoxy-Hb の吸光度をそれぞれ E_1 , E_2 とおく。

$$E_1 = \varepsilon_{1a} \Delta C_a l + \varepsilon_{1b} \Delta C_b l \quad (2.4)$$

$$E_2 = \varepsilon_{2a} \Delta C_a l + \varepsilon_{2b} \Delta C_b l \quad (2.5)$$

ここで ε_{1a} , ε_{1b} は波長 λ_1 における Oxy-Hb, Deoxy-Hb の吸光係数, ε_{2a} , ε_{2b} は波長 λ_2 における Oxy-Hb, Deoxy-Hb の吸光係数を示す。 ΔC_a , ΔC_b は求めたい Oxy-Hb と Deoxy-Hb の濃度変化である。 E_1 , E_2 , l , ε_{1a} , ε_{1b} , ε_{2a} , ε_{2b} は実験的に決定することができるので、式 (2.4), 式 (2.5) により、 ΔC_a , ΔC_b を求めることができる。

ただし、光路長が確定できないので、モンテカルロ法や光拡散方程式など伝搬のシミュレーションを行い推定する。連続光を用いる fNIRS は、光路長は頭部の部位、あるいは被験者に関わらず一定と仮定して Hb 濃度変化を算出している。しかしながら、時間分解スペクトロスコピーなどを用いて光路長を実測すると、頭部の部位や被験者により異なることが報告されている²⁹⁾。

3 同期タッピング課題を用いた人-機械間における協調作業時の脳血流変化の検討

3.1 実験概要

協調作業に不可欠な要素であるタイミングの制御機構について、外的イベントが単調である場合と複雑である場合ではその機構が異なることが報告されている¹⁹⁾。先行研究¹⁹⁾に基づき、課題には同期タッピング課題を用い、提示刺激間隔に外乱を与え周期を変化させることで協調の難しさを調整した。機械から一方的に与えられる音刺激に対して人間が協調する際の脳活動をfNIRSを用いて計測する。本実験では、音刺激に対する協調の観察と、音刺激の変化による脳血流変化の違いの2点について検討する。

3.2 同期タッピング課題

同期タッピング課題とは、連続的にある間隔で提示される音刺激に対して同期、すなわちタイミングを合わせるようにタップする課題である³⁰⁾。単純な刺激に対し反復的応答が必要とされる課題であり、その誤差修正機構が刺激と応答の位相状態を維持するために重要な役割を果たしている。誤差修正機構とは、単純な負のフィードバックによる位相修正機構と周期修正機構から成る。位相修正機構とは、刺激と動作タイミングを同期させようとする人間が持つと考えられている仕組みである。一方周期修正機構とは、前述の動作を行った際に検出され、ある動作タイミングと次の動作タイミングの差を、刺激の間隔に合わせようとする仕組みのことである。

実際に私たち人間が直面する環境は、次のイベントが未知で予測できないといった複雑な時間構造を持っている。本稿はその状況を想定した音刺激を用意する。音刺激が単調である場合だけでなく複雑である場合も設定し、その際の人間が協調しているかどうかその適応性を計測する。

本実験では同期タッピング課題を用いて、一定の時間間隔に外乱を加え、それを提示刺激間隔 (Inter Stimulus Interval: ISI) として用いた。外乱の大きさを複雑さの指標として制御する。

具体的に、ISIは正規分布(式(3.1))に従う正規乱数で与えられる。この時正規分布は平均 μ と標準偏差 σ で表される。この方法を用いることにより、 μ を固定し、 σ の大きさを変化させ、外乱の大きさを制御することができる。

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-(x-\mu)^2/2\sigma^2} \quad (3.1)$$

n 番目の提示刺激時刻を $\text{Stim}(n)$ 、 n 番目にボタンを押す時刻を $\text{Tap}(n)$ として、連続するタップの間隔であるITI (Inter Tap-onset Interval)、提示刺激時刻とタップの間隔であるSE (Synchronization Error)を解析の対象とし、以下の式(3.2)と式(3.3)に定義する。Fig.3に同期タッピング課題における時間的關係を示す。SEの絶対値が0に近いほど同調

できていることを示す.

$$ITI = \text{Tap}(n + 1) - \text{Tap}(n) \quad (3.2)$$

$$SE = \text{Tap}(n) - \text{Stim}(n) \quad (3.3)$$

3.3 実験手法

3.3.1 被験者

被験者は女性健常者7名(年齢: 23 ± 0.5 歳, 利き腕: 右)を対象とした.

3.3.2 使用機器

脳血流変化の計測にはfNIRS装置(ETG-7100, 日立メディコ)を用いた. fNIRS装置のサンプリング周波数は10 Hzである. プローブの設置は脳波電極配置の国際基準である国際10-20法を参考に行った(Fig. 4). プローブは正中線を中心とした左右に 3×5 のプローブを2つ設置した. 本実験に用いたプローブと脳の部位の関係をFig. 5に示す.

刺激提示には, 聴覚刺激を阻害する可能性のある雑音源をできるだけ排除するためノイズキャンセラー付イヤホン(ATH-ANC23, オーディオテクニカ)を使用した. 本実験では刺激提示を行うプログラムをPresentationソフト¹を用いて作成した. 提示音刺激には, 100 ms, 500 Hzのsin波を用いた.

3.3.3 実験設計

被験者は椅子に座ったまま, イヤホンを装着し提示される音刺激に合わせて同期タッピング課題を行う. タッピングの動作に慣れるために, 被験者は実験前に音刺激を聞き同期タッピング課題の練習を行う. ISIの平均値 μ は800 msの固定値とし, ISIの標準偏差 σ は予備実験の結果より外乱を含まない0 ms, 認知閾値周辺の40 ms, 最も大きな外乱である80 msの3種類とした. 課題を与える順序が脳血流変化に影響を与えないよう, カウンターバランスを取った.

計測時間は始めの安静状態を30秒, 課題を150秒, 課題後の安静状態を50秒とし, 計測中は一貫して画面注視を行う. 本実験では「協調」に着目しており, 課題時に指の運動による脳活動の影響を小さくするため, 被験者は安静状態時に指のタップを行う. 課題では提示される音刺激に対して同期するよう右人差し指でタップをし, 同期タッピング課題を遂行する.

3.3.4 実験環境

温度は $20.6 \sim 22.4^\circ\text{C}$, 湿度は48~60%であった. Fig. 6に実験の様子を示す.

¹Neurobehavioral Systems, <http://www.neurobs.com/>

3.4 解析手法

3.4.1 行動データ

音刺激に対して同調できているかどうかを調べるため、以下の方法で検討を行った。音刺激と同調するようタッピングを行う被験者は、 n 回目のタッピングの際に音刺激よりも自分のタップが早い、もしくは遅いと感じると $n+1$ 回目のタッピングでは SE が小さくなるよう自分のタップタイミングを修正する。それに応じて被験者のタップ間隔 ITI は変化していく。そのために式 (3.4) を用いて ITI の差分 ($\Delta\text{ITI}(n)$) を算出する。

$$\Delta\text{ITI}(n) = \text{ITI}(n) - \text{ITI}(n-1) \quad (3.4)$$

式 (3.3)、式 (3.4) より算出した SE と $\Delta\text{ITI}(n)$ はそれぞれ正と負の値を持つので Table 1 に示した判断表に基づき n 回目のタッピングについて調べる。Table 1 の Judge が 1 となる条件を満たした回数を、課題全体の回数 (N) のうち同調できた回数 (N_s) とする。その割合を同調率 (Ratio of Synchronization: ROS) とし、被験者のタスクパフォーマンスとした。式 (3.5) を用いて ROS を算出した。

$$\text{ROS} = \frac{N_s}{N} \times 100 \quad (3.5)$$

3.4.2 脳血流変化データ

脳血流変化の解析には課題に関連した神経活動を反映するとされる Oxy-Hb を用いた。NIRS 装置から取り出された脳血流変化データに対し、ローパスフィルタを 1.0 Hz 施した。それから課題区間の平均値と標準偏差を用いて正規化を行いゼロ点補正をした。ここまで処理を施したデータに対し、解析を進めた。

同調した際の脳血流変化を調査するため以下の処理を施した。Table 1 において Judge が 1 となった n 回目のタッピングに着目する。 n 回目のタッピングの SE の絶対値を昇順に並べ、小さい方から 20 個選択する。脳血流変化は脳機能が出現するまでに 4~5 秒遅れるため³¹⁾、選択された n 回目のタッピングの後 50 サンプルまでの計 51 サンプルの脳血流変化の積分値を算出する。そして 20 個分の脳血流変化の総和を求める。各チャンネル毎に求めた総和の値によって色分けを行った。

3.5 実験結果

3.5.1 行動データ

同期タッピング課題による SE の時間的変化の結果を示したのが Fig. 7 である。Fig. 7 は全被験者の SE の時間的変化を平均したものである。SE の値が負の場合は、音刺激よりも早くタップ動作をしたことを示し、一方 SE の値が正である場合は、音刺激よりも遅くタップ動作をしたことを示す。Fig. 7 より、一定間隔の音刺激である σ が 0 ms の時はそれほど音刺激との差があまり見られないのが分かる。しかし、外乱を含むとその誤差が次第に大きくなるのが見て取れる。

それから、課題毎の ROS の被験者間の平均値を Fig. 8 に示す。課題が難しくなるにつれ ROS の割合は大きくなる、すなわち同調する割合が大きくなることが分かる。

3.5.2 脳血流変化データ

課題毎における同調している際の脳血流変化の総和を Fig. 9 に示す。値が大きいほど濃赤、値が小さいほど濃青を示している。また ROS に基づき、課題毎にうまく課題を遂行できた被験者とできなかった被験者に分類する。分類方法は、各課題の ROS の平均値より ROS が大きい被験者をうまく課題を遂行した被験者、平均値より ROS が小さい被験者をうまく課題を遂行できなかった被験者とした。その分類に基づき、課題毎における同調している際の脳血流変化の総和を Fig. 10, Fig. 11 に示す。うまく課題を遂行できた被験者では (Fig. 10), $\sigma = 40$ ms の時、全体的に活動していることがわかる。そして $\sigma = 80$ ms では左右ともに下前頭回や側頭葉を中心とした範囲が活動しており、前額の中心に近いほど活動しておらず、活動している部位と活動していない部位が局在しているように見える。一方、あまりうまく課題を遂行できなかった被験者では (Fig. 11), $\sigma = 0$ ms, 40 ms では顕著な傾向は見られなかった。しかしながら $\sigma = 80$ ms では右側頭部において下前頭回や側頭葉で大きな活動が見られ、中前頭回では脳活動変化の大きな減少が見られた。

3.6 考察

Fig. 7 より σ が大きくなるにつれて課題が難しくなることがわかる。一方で Fig. 8 から、 σ が大きくなるにつれて同調率も高くなる。以上より、課題が難しくなると音刺激に同調しようとしていることが分かる。

また脳血流変化をみると、 $\sigma = 40$ ms のときに、上手く課題を遂行できた被験者とできなかった被験者の脳血流変化の傾向が異なることが分かる。人間がある間隔の音刺激を聞いた時に、その間隔が一定ではないと気付く閾値が $\sigma = 20\sim 30$ ms とされている¹⁹⁾。 $\sigma = 40$ ms は、閾値周辺であり、わずかなずれを認知してタップタイミングを修正しようとしたため、 $\sigma = 40$ ms においてうまく課題を遂行できた被験者は脳活動が広い範囲で見られたのではないかと考えられる。

また、 $\sigma = 80$ ms において、特に右側頭部が脳血流変化の増加と減少が局在していた。複雑なリズムに対する追跡作業において、そのリズムが基本間隔より 20% の揺動を含む場合、右下頭頂葉、右前前頭外側皮質 (下前頭回付近)、背外側前前頭皮質が活性すると報告されている³²⁾。本実験の同期タッピング課題の基本間隔である 800 ms の 20% は、 $\sigma = 80$ ms に相当すると考えられる。従って Fig. 9 より、右側頭部の下前頭回付近において大きな活動が見られたと考えられる。

4 同期協調タッピング課題による協調作業が複数人脳活動に与える影響の検討

4.1 概要

人間同士が協調作業を行う際の脳活動を計測する。本実験では2名の被験者が1ペアとなって同期協調タッピング課題を行っている際の脳血流変化について検討を行う。Cuiらの手法¹³⁾を参考に、1台のfNIRS装置を用い2名の被験者の同時計測を行った。

4.2 同期協調タッピング課題

同期協調タッピング課題は、人間同士のタイミング合わせを調査するためにタイミング機構研究における実験系の課題として用いられてきた³³⁾。本課題は2名の被験者により行い、それぞれの被験者に対して、他方の被験者のタッピングのリズムにできる限り同調してタップを行う。ただし、両被験者のタップが徐々に加速、もしくはタッピングが止まってしまうのを防ぐため、1~2秒の周期でタップすることを事前に指示した。記録されたn番目のボタン押し(Tap)時刻をTap(n)として、2名の被験者間での非同期量SE(Synchronization Error)を解析の対象とし、以下の式(4.1)に定義する。SEの絶対値が0に近いほどお互いのタイミングに合わせて協調できていることを示す。また、個々の被験者のタップ周期ITI(Inter Tap-onset Interval)を式(4.2)に示す。Fig. 12に同期協調タッピング課題における時間的關係を示す。

$$SE(n) = \text{Tap}_A(n) - \text{Tap}_B(n) \quad (4.1)$$

$$\text{ITI}_A(n) = \text{Tap}_A(n+1) - \text{Tap}_A(n) \quad (4.2)$$

$$\text{ITI}_B(n) = \text{Tap}_B(n+1) - \text{Tap}_B(n)$$

4.3 実験手法

4.3.1 被験者

本実験では2名を1ペアとし、女性健常者7名21ペア(年齢:23-24歳,利き腕:右)を対象とした。以下、各ペアの被験者を被験者A,被験者Bとする。

4.3.2 使用機器

第3.3.2項と同様の機器を使用して実験を行った。ただし、1台のfNIRS装置で2名の被験者を同時計測するため、プローブは正中線を中心とした左右に3×5のプローブを1人につき2つ設置した。

4.3.3 実験設計

被験者は椅子に座ったまま、イヤホンを装着し提示される音刺激に合わせる同期協調タッピング課題を行う。タッピングの動作に慣れるために、被験者ペアは実験前に同期協調タ

ピング課題の練習を行う。実験中一貫して画面中央に表示される「+」を注視した。計測時間は最初の安静状態を 30 秒，課題を 150 秒，課題後の安静状態を 50 秒とし，計測中は一貫して画面注視を行う。

4.3.4 実験環境

温度は 20.6~25.7°C，湿度は 28~62%であった。2名の被験者は横並びに座り，両被験者間をパーティションで仕切る。両被験者は事前に互いが誰であるか知っている状態で実験を行う。Fig. 13 に実験の様子を示す。

4.4 解析手法

4.4.1 行動データ

同期協調タッピング課題の行動データより，協調できている・協調できていないを次のように定義する。 n 回目のタッピングの際，被験者 A が先にタップした場合， $n+1$ 回目では被験者 A は遅くタップする。一方，被験者 B は， n 回目のタッピングで被験者 A よりも遅くタップするので $n+1$ 回目では早くタップする。また，被験者 B が先にタップした場合も同様である。このように SE を小さくするよう，相手とのタップに基づき自分のタップを修正する状態を協調できているとする。 n 回目における協調できている・協調できていないの 2 値を $SE(n)$ ， $\Delta ITI_A(n)$ ， $\Delta ITI_B(n)$ の 3 つのパラメータを用いて導出する。 $\Delta ITI_A(n)$ ， $\Delta ITI_B(n)$ は以下の式 (4.3) を用いて算出する。

$$\begin{aligned}\Delta ITI_A(n) &= ITI_A(n) - ITI_A(n-1) \\ \Delta ITI_B(n) &= ITI_B(n) - ITI_B(n-1)\end{aligned}\tag{4.3}$$

$SE(n)$ ， $\Delta ITI_A(n)$ ， $\Delta ITI_B(n)$ はそれぞれ正と負の値を取るため，3 つのパラメータの組み合わせは 8 通りある (Table 2)。そのうち，協調できている状態は被験者 A が先にタップする場合と被験者 B が先にタップする場合があり，Table 2 では Judge を 1 で表した。

Judge = 1 を満たした回数を，課題全体の回数 (N) のうち協調できた回数 (N_c) とする。その割合を協調率 (Ratio of Cooperation: ROC) とし，2名の被験者のタスクパフォーマンスとした。式 (4.4) を用いて ROC を算出した。

$$ROC = \frac{N_c}{N} \times 100\tag{4.4}$$

また，時間の遷移と共に協調状態がどのように変化するかを見るために，課題時間の 150 秒を 30 秒毎の 5 つのセクションに分け，各セクションでの ROC と SE の平均値を算出した。

4.4.2 脳血流データ

第 3.4.2 項と同様の手法を用い脳血流変化データを解析した。ただし協調した際の脳血流変化を調査するために Table 2 を使用した。

また、課題内で協調が進むと脳血流変化はどのように変化するかを調べるために課題時間の150秒を30秒毎の5つのセクションに分け、各セクションでの脳血流変化の積分値を算出しその値によって領域ごとに色分けをした。

4.5 実験結果

4.5.1 タスクパフォーマンス

全ての被験者ペアにおけるROCの値をFig.14に示す。このグラフより、Pair6が最も協調することができたペア (ROC = 84.14 %), Pair2が協調することができなかったペア (ROC = 43.80 %) となる。全被験者ペアでのROCの平均値は69.59%であった。この平均値より高いROCの値を持つペアを協調することができたペア群 (high ROC group, n=12), 平均値より低いROCの値を持つペアを協調することができなかったペア群 (low ROC group, n=9) とした。

また、課題時間を5つのセクションに分割し、それぞれのセクションでROCとSEの平均値を算出した結果のうち、最も協調することができたPair6をFig.15に、協調することができなかったPair2をFig.16に示す。Pair6はSEが0に近く、ROCが高いという状態が安定して続いている。一方、Pair2は一度SEが0に近づいたが、それ以外は100ms前後の値となり、2名のタッピングに差が生じているのが分かる。またROCも最初は60%近くあったがその後課題の終わりにかけて減少しており、協調率が悪くなるのが分かる。

4.5.2 脳血流変化データ

協調している時点の脳血流変化の総和を、high ROC group と low ROC group の分類に基づき、値によって色分けした結果をFig. 17に示す。総和の値が大きいほど濃赤、小さいほど濃青を示している。high ROC group では下前頭回、側頭葉、右中前頭回の一部、左頭頂葉の一部において脳血流の増加が見られた。一方、low ROC group では、左前頭部の全体で脳血流変化の減少を示した。

また、課題時間の150秒を30秒毎の5つのセクションに分け、各セクションでの脳血流変化の積分値を算出しその値によって領域ごとに色分けをした結果のうち、最もうまく協調することができたPair6をFig. 18, 最も協調することができなかったPair2をFig. 19に示す。Pair6では時間が進むにつれ、被験者Aは左右前頭部においてわずかに減少しているが、被験者Bは左右とも側頭葉付近の減少、下前頭回・中前頭回・上前頭回の脳血流の増加が見られ、増減の局所化が見られる。Pair2では、時間が進むにつれ、被験者A, B両者とも脳血流の増加が全体的に広域になるのが分かる。

4.6 考察

Fig. 17より、high ROC group では下前頭回、側頭葉、右の中前頭回の一部、左の頭頂葉の一部において脳血流の増加が見られた。下前頭回は社会脳に関連する部位の一つとして考えられている³⁴⁾。側頭葉は変動的かつ不確実な要素を多く含む状況下で、現在の状況

に基づいて将来の行動を選択する認知機能を担う³⁵⁾。中前頭回は外側前頭前野の領域と重なる。外側前頭前野は計画を必要とする戦略的な行為において賦活するとされている³⁶⁾。本実験に用いた同期協調タッピングは相手の意図を読み取り自らのタップを修正していく。high ROC group は協調するために、次のタップタイミングをどうすべきか計画を立てて課題を遂行したため外側前頭前野が賦活したのではないかと考えられる。逆に協調できなかったペアでは、右側頭部の傾向は見られないが、左側頭部が全体的に減少傾向を示した。脳の右半球は音の知覚に対して特化しているとされている³⁷⁾。そのため、low ROC group では左側頭部の脳血流は減少したものの、右側頭部の一部においてわずかに脳血流が増加したのではないかと考えられる。high ROC group とは異なり、協調する以前に音に対して脳活動が現れたのではないかと考えられる。

また、Konvalinka らは2名一組になったペアは時間が経つと共に互いに順応するようになると報告している³⁸⁾。人-人モデルでは、音刺激の提示間隔が相手の人間に依存するため、時間が進むにつれ協調作業の成績と脳血流に変化があると考えた。そのため、課題時間を5つのセクションに分割して、最も協調できた Pair6 と最も協調できなかった Pair2 について検討を行った。Pair6 について Fig. 18 より、課題中、安定してうまく協調作業ができたと考えられるが、Fig.15 を照らし合わせて見ると、被験者 A は脳血流の変化は小さいが、SE の時間変化と関連が見れる。被験者 B は課題の後半にかけて左右前頭部ともに、側頭葉での減少、下前頭回・中前頭回・上前頭回での増加と、局在化が見られた。Pair2 について Fig. 19 より、SE は3つ目のセクションで SE が 0 に近づき互いにタイミングを合わせてタップできていると考えられるが、他のセクションでは 100 ms 付近で安定しており、ROC は課題後半にかけ小さくなり段々うまく協調できなかったと考えられる。Fig.16 と比較して見ると、被験者 A, B 両者とも課題後半になるにつれ増加しており脳活動が見られる。協調しようと努力するために脳血流の増加が見られるとするならば、Pair2 は協調しようと頑張るほど成績は悪くなることが考えられる。Pair6 も Pair2 も課題と脳活動の関連が示唆されるが、その傾向は各ペア・各被験者により異なる。また、Pair6 と Pair2 以外の被験者ペアも同様にタスクパフォーマンスと脳血流の時間変化を観察したところ、共通した傾向は見ることはできなかった。

5 対機械と対人における協調作業時の脳血流変化の比較と考察

人-機械モデルと人-人モデルの両結果からその違いについて考察する。

人-機械モデルの $\sigma = 40$ ms, 人-人モデルにおいて, いずれもうまく同調, 協調できるほど全体的に脳血流変化の積分値は大きな値を示すことがわかる. また, 人-機械モデルの $\sigma = 80$ ms と人-人モデルのうまく同調, 協調できた被験者は脳血流の積分値において同様の傾向を示すことが分かる. 人-機械モデルの $\sigma = 80$ ms は最も同調するのが難しい課題である. これより, 他人と協調して課題を進めていくのは難しいことであり, そのために両課題では脳活動が同様の傾向を示したのではないかと考えられる.

同期タッピング課題もしくは同期協調タッピング課題の相違点は, 相手が機械であるか, それとも人間であるかの点である. すなわち, こちらの入力に如何に問わず音刺激を提示するモデルか, それともこちらの入力に応じて音刺激のタイミングが変化するモデルであるかの違いである. 両モデルに共通しているのは, 音刺激に対して合わせるということだけである. 本実験の結果より, 両モデルにおいて賦活部位が類似しており, それらの部位は音刺激に合わせる, すなわち協調するということに対して賦活したと考えられる. 一方で人-人モデルにしかない特徴は本実験では見られなかった. 最適な相手との協調作業では認知制御機能が減少し, 社会感情領域 (デフォルトモードネットワーク) において脳活動が増加するのではないかと示唆されている³⁹⁾. また人-人モデルにおいて, 時間と共に協調がどのように変化するかを検討した結果より, 課題と各ペアの被験者達の脳血流には共通した傾向が見られなかった. このことよりも, 相手が人間であることの影響を見るためには個人に着目し, そのペアの組み合わせに着目する必要があると考えられる.

6 結論

本研究では、人間が協調作業を行う際の脳活動を調査するために、fNIRS を用いて検討を行った。そのために人-機械モデル、人-人モデルの2つのモデルを想定し実験を行った。人-機械モデルでは、同期タッピング課題を用いて一定間隔の音刺激や複雑なリズムを持つ音刺激に対する同調について調査した。その結果、うまく同調して課題を遂行できる被験者において、認知閾値周辺の提示刺激間隔誤差の際に左右の広い範囲で脳活動の増加を確認した。一方、人-人モデルでは、2名が1ペアとなり同期協調タッピング課題を行い、1台のfNIRS装置を用いて脳血流変化を計測した。上手く協調して同期協調タッピング課題を遂行できたペアにおいて、下前頭回、側頭葉、右の中前頭回の一部、左の頭頂葉の一部において脳血流の増加が見られた。また、人-人モデルにおける活動部位は、人-機械モデルにおいて最も複雑な音刺激の際にうまく同調して課題を遂行できた被験者と同様の脳活動領域であった。これより、音刺激に合わせて課題を遂行する、すなわち同調・協調する際の脳活動は、下前頭回、側頭葉、右の中前頭回の一部、左の頭頂葉の一部ではないかと考えられた。

謝辞

本研究を進めるにあたり、多くの方々に御世話になりました。ここに深く感謝の意を表します。

研究活動全般にわたり、懇切なる御指導と御鞭撻を賜りました、同志社大学生命医科学部の廣安知之教授に心より感謝致します。また、同志社大学生命医科学部の山本詩子助教、同志社大学工学部の田中美里特別任用助教には大変有難い御助言と御指摘を頂きました。心より御礼申し上げます。

本研究の実施にあたり、あらゆる面で適切な御助言、御指導を頂きました、私の指導院生である早川温子氏に心から厚く御礼申し上げます。早川温子氏の終始親身な御助言と御激励があったからこそ、本研究を進めることができました。心より感謝致します。また、研究ミーティングにおいて多くの議論と御助言を頂いた、fNIRS 班の皆様、特に大久保祐希氏、中村友香氏にはお世話になりました。本研究を遂行できたのも皆様のおかげです。有難うございます。そして、修士論文執筆にあたって、早川温子氏、井上楓彩氏には、お忙しい中丁寧な校正、指導をして頂き、大変お世話になりました。本研究の実施にあたり、被験者実験に参加して頂いた研究室の皆様にも感謝致します。

最後に、医療情報システム研究室の皆様のお力添えの下、この三年間充実した研究生活を送ることができました。この場をお借りして、厚く御礼を申し上げます。本当に有難うございました。

参考文献

- 1) K.N. Ochsner and M.D. Lieberman, “The emergence of social cognitive neuroscience,” *American Psychologist*, Vol.56, pp.717–734, 2001.
- 2) J. Decety and J.T. Cacioppo, *The Oxford Handbook of Social Neuroscience*, Oxford: Oxford University Press, 2011.
- 3) N. Sebanz, H. Bekkering and G. Knoblich, “Joint action: bodies and minds moving together,” *Trends in cognitive sciences*, Vol.10, No.2, pp.70–76, 2006.
- 4) H.D. Jaegher, “Social understanding through direct perception? yes, by interacting,” *Consciousness and cognition*, Vol.18, No.2, pp.535–542, 2009.
- 5) L. Schilbach, B. Timmermans, V. Reddy, A. Costall, G. Bente, T. Schlicht and K. Vogeley, “Toward a second-person neuroscience,” *Behavioral and Brain Sciences*, Vol.36, No.04, pp.393–414, 2013.
- 6) F. Babiloni and L. Astolfi, “Social neuroscience and hyperscanning techniques: past, present and future,” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, Vol.44, pp.76–93, 2012.
- 7) G. Dumas, F. Lachat, J. Martinerie, J. Nadel and N. George, “From social behaviour to brain synchronization: review and perspectives in hyperscanning,” *IRBM*, Vol.32, No.1, pp.48–53, 2011.
- 8) I. Konvalinka and A. Roepstorff, “The two-brain approach: how can mutually interacting brains teach us something about social interaction?,” *Frontiers in human neuroscience*, Vol.6, p.215, 2012.
- 9) B. King-Casas, D. Tomlin, C. Anen, C.F. Camerer, S.R. Quartz and P.R. Montague, “Getting to know you: reputation and trust in a two-person economic exchange,” *Science*, Vol.308, No.5718, pp.78–83, 2005.
- 10) D.N. Saito, H.C. Tanabe, K. Izuma, M.J. Hayashi, Y. Morito, H. Komeda, H. Uchiyama, H. Kosaka, H. Okazawa, Y. Fujibayashi, et al., ““stay tuned”: inter-individual neural synchronization during mutual gaze and joint attention,” *Frontiers in integrative neuroscience*, Vol.4, p.127, 2010.
- 11) L. Astolfi, J. Toppi, F.D.V. Fallani, G. Vecchiato, S. Salinari, D. Mattia, F. Cincotti and F. Babiloni, “Neuroelectrical hyperscanning measures simultaneous brain activity in humans,” *Brain topography*, Vol.23, No.3, pp.243–256, 2010.
- 12) G. Dumas, J. Nadel, R. Soussignan, J. Martinerie and L. Garnero, “Inter-brain synchronization during social interaction,” *PloS one*, Vol.5, No.8, p.e12166, 2010.

- 13) X. Cui, D.M. Bryant and A.L. Reiss, “Nirs-based hyperscanning reveals increased interpersonal coherence in superior frontal cortex during cooperation,” *Neuroimage*, Vol.59, No.3, pp.2430–2437, 2012.
- 14) L. Holper, F. Scholkmann and M. Wolf, “Between-brain connectivity during imitation measured by fnirs,” *NeuroImage*, Vol.63, No.1, pp.212–222, 2012.
- 15) M. Suda, Y. Takei, Y. Aoyama, K. Narita, T. Sato, M. Fukuda and M. Mikuni, “Frontopolar activation during face-to-face conversation: An in situ study using near-infrared spectroscopy,” *Neuropsychologia*, Vol.48, No.2, pp.441–447, 2010.
- 16) P. Ekkekakis, “Illuminating the black box: Investigating prefrontal cortical hemodynamics during exercise with near-infrared spectroscopy,” *Journal of Sport and Exercise Psychology*, Vol.31, No.4, pp.505–553, 2009.
- 17) H. Tomioka, B. Yamagata, T. Takahashi, M. Yano, A.J. Isomura, H. Kobayashi and M. Mimura, “Detection of hypofrontality in drivers with alzheimer’s disease by near-infrared spectroscopy,” *Neuroscience letters*, Vol.451, No.3, pp.252–256, 2009.
- 18) N. Pecenka and P.E. Keller, “The role of temporal prediction abilities in interpersonal sensorimotor synchronization,” *Experimental Brain Research*, Vol.211, No.3-4, pp.505–515, 2011.
- 19) 武藤ゆみ子, 三宅美博, エルンスト・ペッペル, “複雑な外的イベントとの同期における2種類のタイミング制御機構: 自動的な機構と認知に制御された機構,” 第19回自律分散システム・シンポジウム資料, pp.115–120, 2007.
- 20) I. Kokal, V. Gazzola and C. Keysers, “Acting together in and beyond the mirror neuron system,” *Neuroimage*, Vol.47, No.4, pp.2046–2056, 2009.
- 21) J. Masumoto and N. Inui, “Two heads are better than one: both complementary and synchronous strategies facilitate joint action,” *Journal of Neurophysiology*, Vol.109, No.5, pp.1307–1314, 2013.
- 22) L.M. Sacheli, E. Tidoni, E.F. Pavone, S.M. Aglioti and M. Candidi, “Kinematics fingerprints of leader and follower role-taking during cooperative joint actions,” *Experimental brain research*, Vol.226, No.4, pp.473–486, 2013.
- 23) A. Maki, Y. Yamashita, Y. Ito, E. Watanabe, Y. Mayanagi and H. Koizumi, “Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive nir topography,” *Medical physics*, Vol.22, No.12, pp.1997–2005, 1995.
- 24) 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.

- 25) 渡辺英寿, 室田由美子, 中島千鶴, “近赤外線光トポグラフィーを用いた失語症回復過程の計測,” 高次脳機能研究, Vol.25, No.3, pp.215–223, 2005.
- 26) E. Okada and D.T. Delpy, “Near-infrared light propagation in an adult head model. i. modeling of low-level scattering in the cerebrospinal fluid layer,” *Applied optics*, Vol.42, No.16, pp.2906–2914, 2003.
- 27) E. Okada and D.T. Delpy, “Near-infrared light propagation in an adult head model. ii. effect of superficial tissue thickness on the sensitivity of the near-infrared spectroscopy signal,” *Applied optics*, Vol.42, No.16, pp.2915–2922, 2003.
- 28) 福田正人, “5. 近赤外線スペクトロスコピー,” *Equilibrium Research*, Vol.69, No.1, pp.1–15, 2010.
- 29) H. Zhao, Y. Tanikawa, F. Gao, Y. Onodera, A. Sassaroli, K. Tanaka and Y. Yamada, “Maps of optical differential path length factor of human adult forehead, somatosensory motor and occipital regions at multi-wavelengths in nir,” *Physics in medicine and biology*, Vol.47, No.12, p.2075, 2002.
- 30) Y. Miyake, Y. Onishi and E. Poppel, “Two types of anticipation in synchronization tapping,” *Acta neurobiologiae experimentalis*, Vol.64, No.3, pp.415–426, 2004.
- 31) 笹山瑛由, “ブレイン・マシン・インタフェースに向けた多チャンネル脳波計測による脳内情報抽出法および識別法に関する研究,” PhD thesis, 京都大学, 2012.
- 32) K.M. Stephan, M.H. Thaut, G. Wunderlich, W. Schicks, L. Tellmann, H. Herzog, G.C. McIntosh, M. Kraemer, V. Hoemberg and R.J. Seitz, “Cortico-cerebellar circuits and temporal adjustments of motor behavior,” *Proceedings of the Society for Neuroscience*, Vol.462, p.8, 2002.
- 33) 今誉, 三宅美博, “協調タッピングにおける相互同調過程の解析とモデル化,” ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol.7, No.4, pp.477–486, 2005.
- 34) P. Mukherjee, H.C. Whalley, J.W. McKirdy, R. Sprengelmeyer, A.W. Young, A.M. McIntosh, S.M. Lawrie and J. Hall, “Altered amygdala connectivity within the social brain in schizophrenia,” *Schizophr Bull*, Vol.40, No.1, pp.152–160, 2013.
- 35) 山野光彦, 赤松直樹, 辻貞俊, “側頭葉てんかんに関する認知機能研究の進歩: 社会的認知機能を中心に,” 産業医科大学雑誌, Vol.34, No.3, pp.245–258, 2012.
- 36) J. Tanji and E. Hoshi, “Role of the lateral prefrontal cortex in executive behavioral control,” *Physiological Reviews*, Vol.88, No.1, pp.37–57, 2008.

- 37) H. Platel, C. Price, J.C. Baron, R. Wise, J. Lambert, R.S. Frackowiak, B. Lechevalier and F. Eustache, “The structural components of music perception. A functional anatomical study,” *Brain*, Vol.120, No.2, pp.229–243, 1997.
- 38) I. Konvalinka, M. Bauer, C. Stahlhut, L.K. Hansen, A. Roepstorff and C.D. Frith, “Frontal alpha oscillations distinguish leaders from followers: Multivariate decoding of mutually interacting brains,” *NeuroImage*, Vol.94, pp.79–88, 2014.
- 39) M.T. Fairhurst, P. Janata and P.E. Keller, “Being and feeling in sync with an adaptive virtual partner: brain mechanisms underlying dynamic cooperativity,” *Cerebral Cortex*, Vol.23, No.11, pp.2592–2600, 2013.

付 図

1	fNIRS の原理	1
2	ヘモグロビンの吸光スペクトル	1
3	同期タッピング課題における時間的關係	2
4	国際 10-20 法	2
5	各プローブの CH と脳部位の位置關係	2
6	実験風景 (人 - 機械モデル)	3
7	各課題における SE 時系列	3
8	各課題における ROS	4
9	人 - 機械モデルにおける各課題別脳血流変化の積分値による色分け	4
10	人 - 機械モデルにおける各課題別脳血流変化の積分値による色分け (うまく課題を遂行できた被験者)	5
11	人 - 機械モデルにおける各課題別脳血流変化の積分値による色分け (うまく課題を遂行できなかった被験者)	5
12	被験者のタップ間での時間的關係	6
13	実験風景 (人-人モデル)	6
14	全被験者のタスクパフォーマンス	7
15	課題間を 5 つのセクションに分割した際の SE と ROC (Pair6)	7
16	課題間を 5 つのセクションに分割した際の SE と ROC (Pair2)	7
17	人 - 人モデルにおける各グループ別脳血流変化の積分値による色分け	7
18	課題間を 5 つのセクションに分割した際の脳血流変化の積分値の変化 (Pair6)	8
19	課題間を 5 つのセクションに分割した際の脳血流変化の積分値の変化 (Pair2)	8

付 表

1	判断表 (人 - 機械モデル)	3
2	判断表 (人 - 人モデル)	6

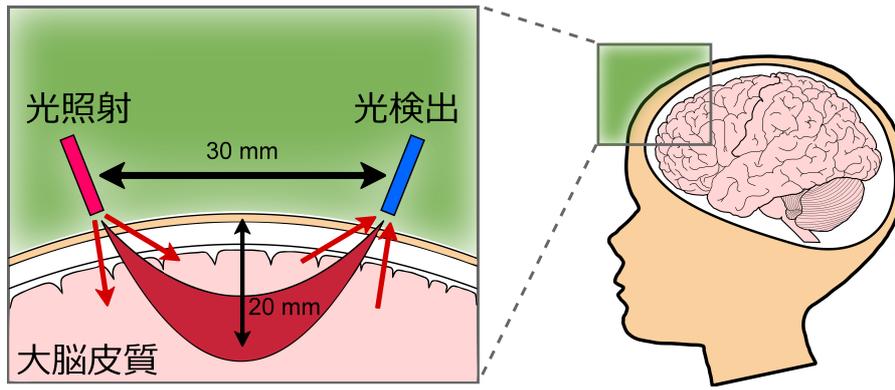


Fig. 1 fNIRS の原理

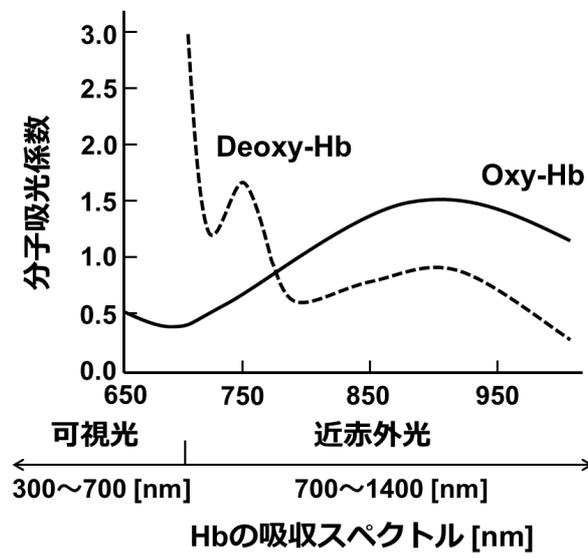


Fig. 2 ヘモグロビンの吸光スペクトル

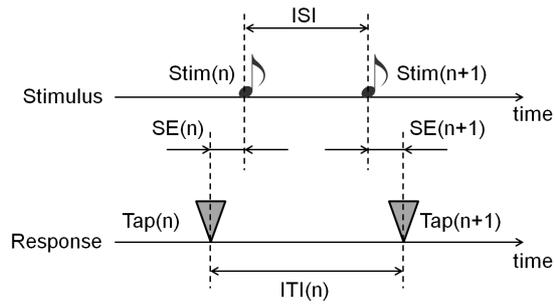


Fig. 3 同期タッピング課題における時間的關係

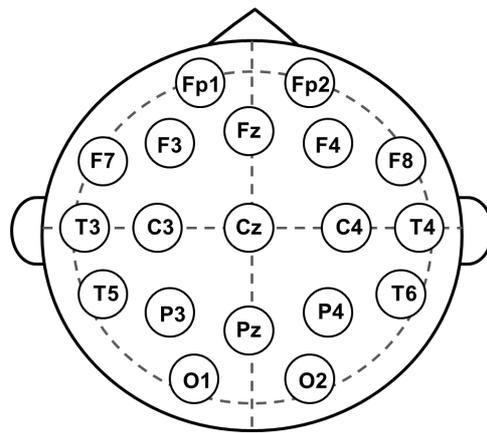


Fig. 4 国際 10-20 法

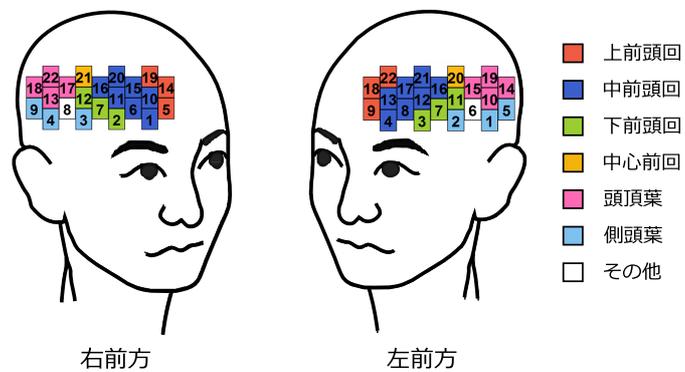


Fig. 5 各プローブの CH と脳部位の位置關係



Fig. 6 実験風景 (人 - 機械モデル)

Table 1 判断表 (人 - 機械モデル)

$SE(n)$	$\Delta ITI(n)$	Judge
正	負	1
正	正	0
負	正	1
負	負	0

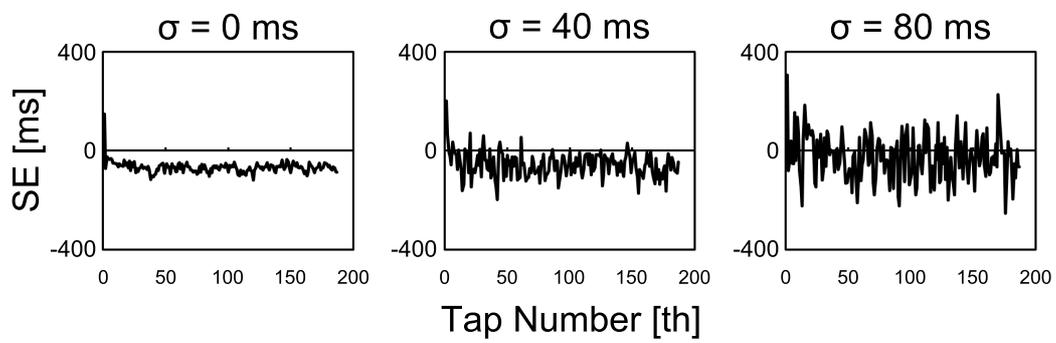


Fig. 7 各課題における SE 時系列

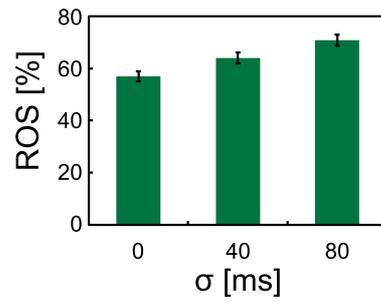


Fig. 8 各課題における ROS

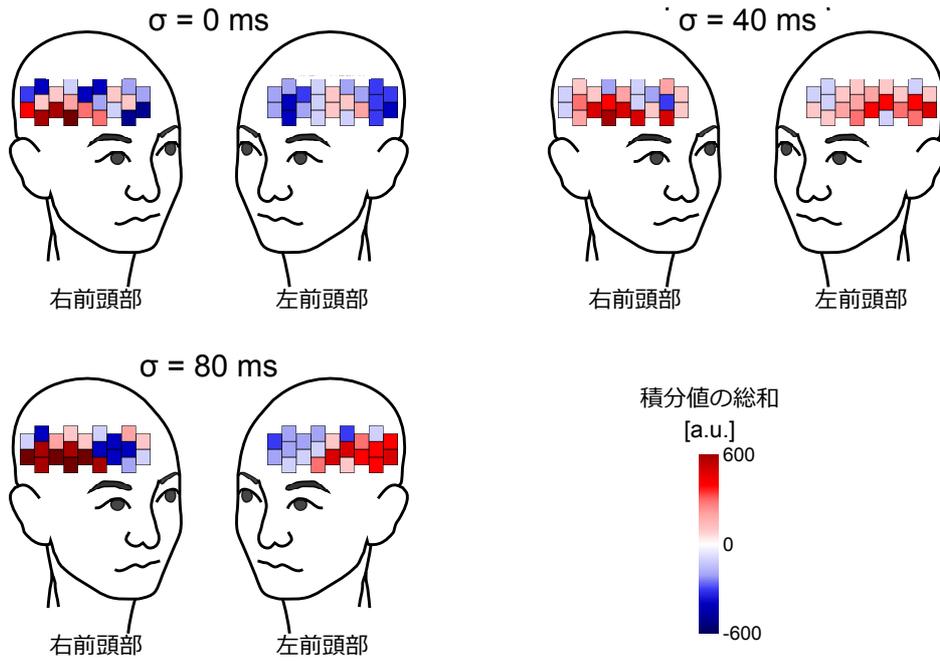


Fig. 9 人 - 機械モデルにおける各課題別脳血流変化の積分値による色分け

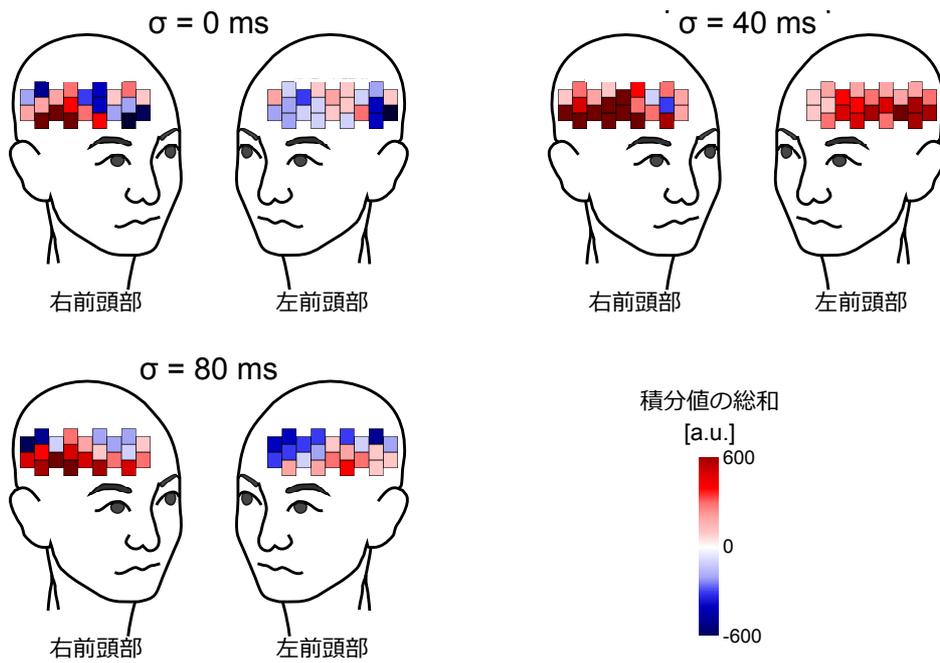


Fig. 10 人 - 機械モデルにおける各課題別脳血流変化の積分値による色分け (うまく課題を遂行できた被験者)

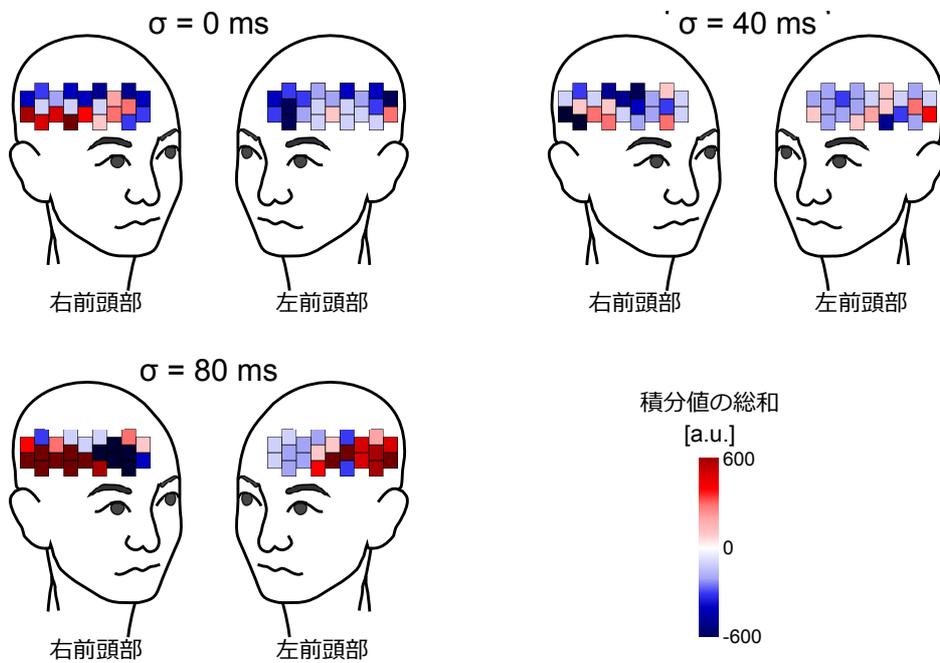


Fig. 11 人 - 機械モデルにおける各課題別脳血流変化の積分値による色分け (うまく課題を遂行できなかった被験者)

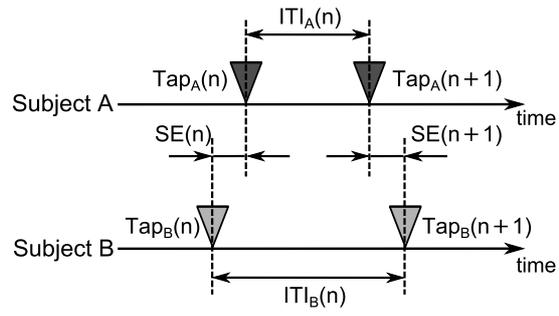


Fig. 12 被験者のタップ間での時間的關係



Fig. 13 実験風景 (人-人モデル)

Table 2 判断表 (人 - 人モデル)

$SE(n)$	$\Delta ITI_A(n)$	$\Delta ITI_B(n)$	Judge
正	負	正	1
正	正	正	0
正	負	負	0
正	正	負	0
負	正	負	1
負	正	正	0
負	負	負	0
負	負	正	0

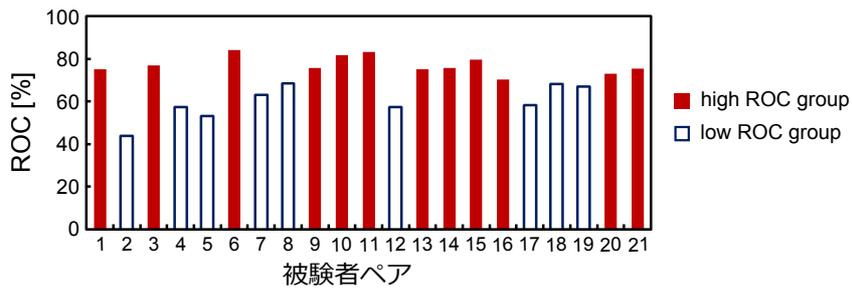


Fig. 14 全被験者のタスクパフォーマンス

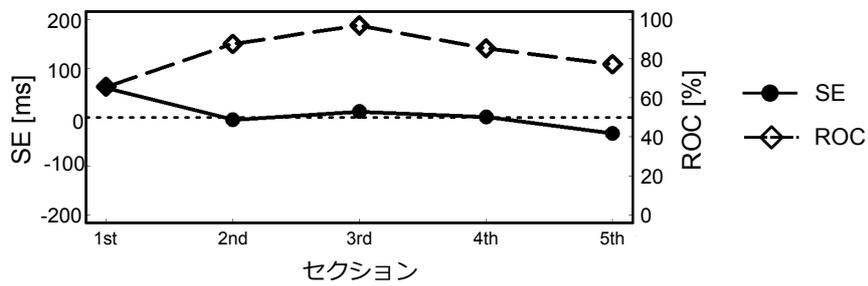


Fig. 15 課題間を5つのセクションに分割した際のSEとROC (Pair6)

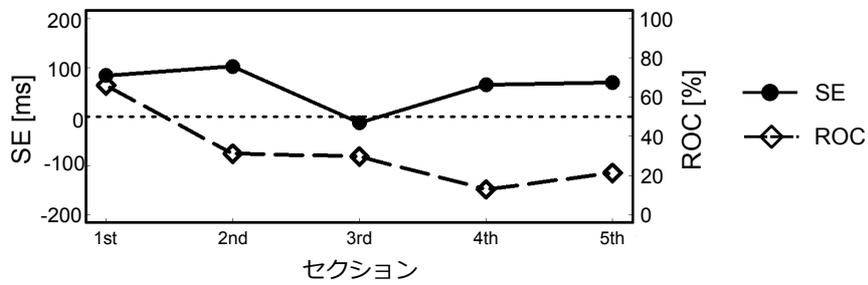


Fig. 16 課題間を5つのセクションに分割した際のSEとROC (Pair2)

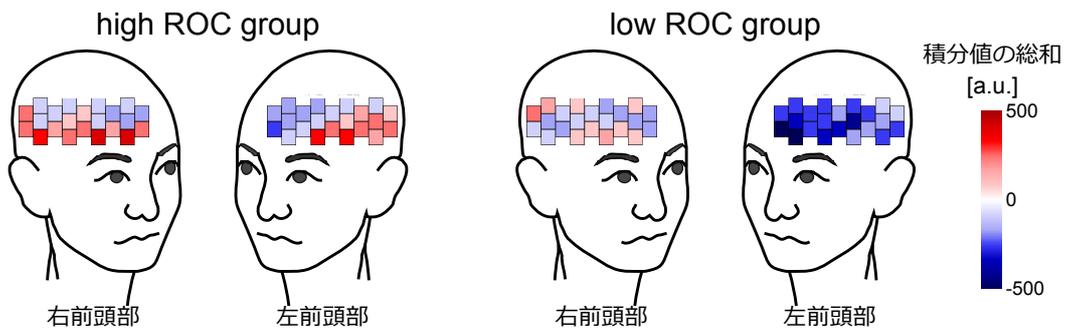


Fig. 17 人-人モデルにおける各グループ別脳血流変化の積分値による色分け

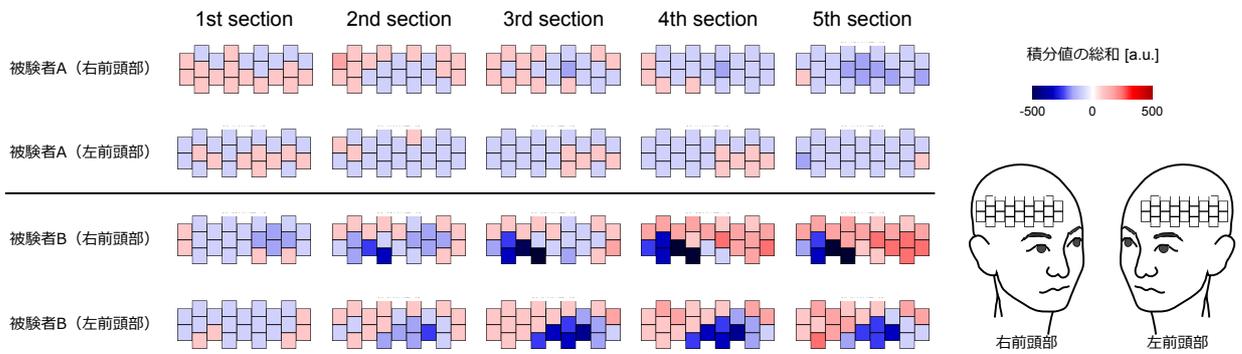


Fig. 18 課題間を5つのセクションに分割した際の脳血流変化の積分値の変化 (Pair6)

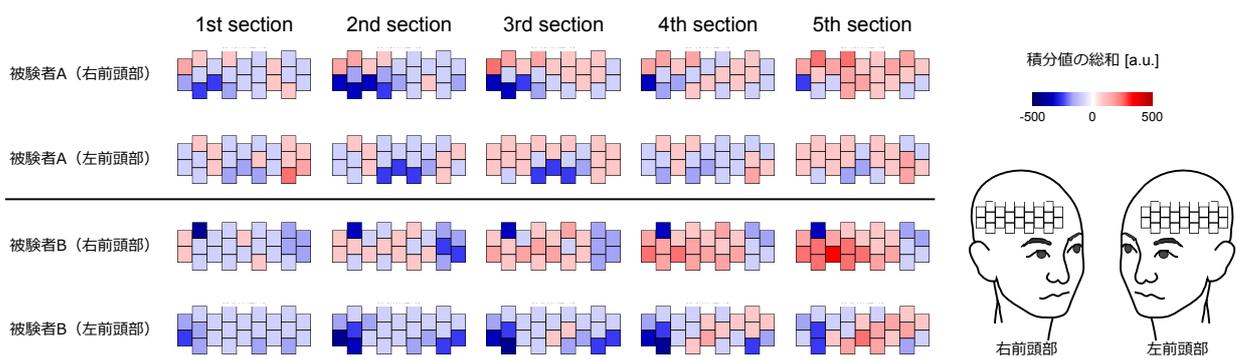


Fig. 19 課題間を5つのセクションに分割した際の脳血流変化の積分値の変化 (Pair2)