



卒業研究報告書

平成25年度

研究題目

NIRSによるプログラム理解課題時の脳活動計測

指導教員 上野秀剛 助教

氏名 幾谷吉晴

平成26年1月30日 提出

奈良工業高等専門学校 情報工学科

NIRSによるプログラム理解課題時の脳活動計測

上野研究室 幾谷吉晴

脳活動を非侵襲で簡単に測定する手法としてNIRSがさまざまな研究分野で使われている。NIRSを使うことで、これまで外部から計測・評価することの難しかったプログラム理解プロセスを直接的、定量的に評価できる可能性があり、その結果「人間がプログラムをどのように理解しているのか」を明らかにすることが期待される。しかし、NIRSで計測した脳活動信号には多くのノイズが含まれており、またその原理上被験者間での比較が難しいという問題がある。そこで本稿では、これらの問題を解決し、かつプログラム理解研究に適したノイズ除去から評価までのメトリクスを検討し、実際の実験によって得られたデータをそのメトリクスで分析した結果を考察する。実験には2種類の課題を使用する。ひとつは変数と制御子に関する課題で、もうひとつは暗算を行う課題である。実験で得られた脳血流データに含まれるノイズをウェーブレット変換による多重解像度解析を用いて除去したあと、標準得点化を施して被験者間比較を可能にし、信号の評価を行う。その結果、測定部位である前頭極は、暗算などの数値計算時には目立った反応を示さない一方で、式中に変数が現れたときに脳血流が有意に上昇することが分かった。この結果はプログラム理解における被験者の記憶への負荷を、前頭極の脳血流測定によって定量評価できる可能性を示唆する。

目次

1	はじめに	2
2	関連研究	3
2.1	NIRSを用いた脳機能計測	3
2.2	脳活動測定を用いたプログラム理解研究	3
3	NIRSによる脳活動の計測	5
3.1	NIRS	5
3.2	NIRSを用いた実験	5
3.3	多重解像度解析によるノイズ除去処理	6
3.3.1	ウェーブレット変換	6
3.3.2	多重解像度解析	7
3.4	Z変換による標準得点化	8
4	実験	9
4.1	課題	9
4.1.1	変数制御課題	9
4.1.2	暗算課題	10
4.2	実験環境	11
4.3	信号のノイズ除去と標準得点化	12
4.4	結果の評価	13
5	実験結果	15
5.1	変数制御課題	15
5.2	暗算課題	17
6	考察	19
6.1	変数課題の結果	19
6.2	暗算課題の結果	20
6.3	前頭極とプログラム理解の関係	20
6.4	ノイズの除去による時間分解能の低下	21
7	おわりに	22
	謝辞	23
	参考文献	24

1 はじめに

人の脳活動を非侵襲で簡単に測定する手法としてNIRS (Near-Infrared Spectroscopy: 近赤外分光法)がさまざまな研究分野で使われている。NIRSは血流内の酸化ヘモグロビン(Oxy-Hb)と脱酸化ヘモグロビン(deOxy-Hb)の吸光率の違いを利用して、分光学的にそれらの変化を計測し、大脳皮質中の血流動態を推定する手法である[1][2]。

プログラム理解の分野において、Siegmuntらは非侵襲な脳活動測定装置を用いて、プログラム理解が脳のどの部位で、どのように行われているかを調べることの必要性を主張している[3]。また、中川らはプログラム理解活動を定量的に評価することを目的に、プログラムをメンタルシュミレーションしているときの被験者の脳血流をNIRSによって測定している[4]。さまざまな脳活動測定装置の中でもNIRSは、高い時間分解能を持ち、装着が簡単で被験者への身体的拘束も少ないため、ひとつひとつの課題に比較的時間がかかり、さまざまな認知活動が複合的に作用しあい、脳活動の時間的変化にも関心の高いプログラム理解の研究に適していると考えられる。

しかし、NIRSを用いて計測したデータの中には、脳活動とは関係のない成分が多く混入していることが指摘されており[5]、実験の再現性の上で大きな障害となっている。さらに、NIRSで得たデータの処理方法や評価方法は未だに標準化されておらず[6]、各研究者によってさまざまな方法が取られているため、実験間の比較も困難な状況にある。

そこで本研究では、プログラム理解における脳活動の計測を実施するための基礎として、NIRSによって得られた脳活動データを評価するためのノイズ除去処理から特徴抽出までのメトリクスについて検討する。これによってNIRSで得たデータをどのような方法で処理し、評価するのが良いかが明らかになるだけでなく、データの処理方法を標準化することで、さまざまな実験を同じ基準から比較することが可能になる。

2 関連研究

2.1 NIRSを用いた脳機能計測

人の脳活動を非侵襲で簡単に測定する手法としてNIRS (Near-Infrared Spectroscopy) がさまざまな研究分野で使われている。例として文章の黙読 [7], 聴覚の選択的注意 [8], 手足の運動 [9] を行っている際の脳活動がNIRSによって計測されている。また計測装置が小型で軽く、電磁ノイズにも比較的強いことから、BMI(Brain Machine Interface) やBCI(Brain Computer Interface) の分野においても、脳活動の計測装置として利用されている [7][9]。

一般的にNIRSは他の脳活動測定装置 (PET, fMRI, EEG, MEG) と比べて、測定時の被験者への拘束が少なく、時間分解能が高いとされている [5]。しかし、fMRIやPETに比べると空間分解能が低く、また大脳皮質表面の脳活動しか測定できないという弱点がある。さらに、現在広く利用されているNIRS装置は、その性質上、計測の開始時を基準とした相対値しか計測できないため、頭部組織の厚みに差のある個人間や部位間の比較することは難しい。また、NIRSによって計測された脳活動信号は、実験中の被験者の体動や伝送ケーブルの揺れなどのほかに、心拍や呼吸などの生理活動にも敏感に反応する [5]。そのため、アーチファクトの抑制が難しく、データの解析に際しては適切なノイズ除去処理が必要となる。

上記の問題を解決するために、さまざまな処理方法が提案されている。三家らは心拍、呼吸、体動などの身体的要因に関わるノイズの除去を目的に、NIRSで得られる脳活動信号が時系列データであることに着目して、トレンド解析と移動平均を応用した解析方法を提案している [6]。柳沢らは、離散ウェーブレット変換による多重解像度解析を用いたノイズ除去と、標準得点化によって被験者間の比較や統計的処理を可能にする方法を提案し、その有効性をfMRIとfNIRSの同時計測によって検証している [10]。これらの手法を利用することで、ノイズの影響を抑えた上でNIRSで計測した脳活動信号の被験者間比較が可能になると期待される。本研究では、従来研究の処理方法を参考に、実験で計測したNIRSデータからのノイズ除去・解析を行う。

2.2 脳活動測定を用いたプログラム理解研究

Siegmuntらは非侵襲な脳活動測定装置を用いて、プログラム理解が脳のどの部位で、どのように行われているかを調べることの必要性を主張し、機能的磁気共鳴画像法 (fMRI) を利用した実験を提案している [3]。プログラム理解研究へ脳活動計測を導入することは、これまでは難しかった人間のプログラム理解プロセスの直接的な計測・評価を可能にし、その結果として「人間がプログラムをどのように理解しているのか」、「プログラムを理解するうえで初心者と上級者の違いはどこに現れるのか」、さらには「どのように考えればプログラムを効率的に理解

できるのか」を明らかにすることが期待される。しかし、実際の実験は行われておらず、今後の進展が待たれている。

実際にプログラム理解研究へ脳活動測定を導入した例としては、中川らの研究が挙げられる [4]。彼らはプログラム理解活動を定量的に評価することを目的に、プログラムをメンタルシミュレーションしているときの被験者の前頭葉の脳血流を NIRS 装置によって測定している。それにより、課題の難易度によって脳活動に差が出ること、課題の序盤から中盤にかけて脳血流値の正の変化量が最大になることを示している。

プログラム理解には数値の計算、変数の値の記憶、制御子による分岐の理解などの多くの要因が関わっていると考えられる。中川らが行ったプログラムのメンタルシミュレーション課題にはこれらのうちの複数の要素が含まれている。そのため、変数や制御子などの各要素が被験者の脳へ個別に与える影響については明らかになっていない。しかし、プログラム理解時の被験者の行動を分析するためには、各要素が個別に脳へ与える影響を知る必要があると考えられる。そこで本研究では、変数と制御子に特に着目した課題を行うことで、これらの要素それぞれが人間の脳活動へ与える影響を明らかにする。

3 NIRSによる脳活動の計測

3.1 NIRS

脳内の神経活動の増加は、同時にその部分の血流増加をともなうことが知られている。NIRSは脳内の血流変化を測定することで間接的に脳活動の変化をとらえる手法である。

神経活動の増加にともなった血流量の増加は、結果としてその部分のヘモグロビン濃度に変化を及ぼす。具体的には、脳活動の増加した部分領域において、酸化ヘモグロビン(Oxy-Hb)の増加と脱酸化ヘモグロビン(deOxy-Hb)の減少が見られる[11]。Oxy-HbとdeOxy-Hbは近赤外線光に対して異なる吸収スペクトルを持つため、近赤外線光を頭部から照射し、反射成分の減衰率を分析することで、脳内の神経活動に由来する測定部位の血流変化(Oxy-HbとdeOxy-Hbの変化量)が計測できる[2]。

脳活動の増加した部分領域では、酸化ヘモグロビン(Oxy-Hb)が増加し、脱酸化ヘモグロビン(de-OxyHb)が減少するため、この2つの指標から測定領域の脳活動が判断できる。なかでもOxy-Hbは血流の変化をよく反映し、NIRSによる測定値の中で最も良い指標だと考えられている[11]。このことからNIRSを用いた脳活動測定実験では、Oxy-Hbの値を脳活動の評価値として採用することが一般的である。

しかし、現在一般的に利用されているNIRS装置は、ヘモグロビン濃度の絶対値を求めるのに必要な近赤外線光の脳組織中の伝搬距離(光路長)を求めることができず、計測結果として得られる値は開始時を基準とした相対値となる。ゆえに頭部組織の厚みに差のある個人間や部位間の比較を行うことは適切ではない。また、NIRSによって計測された脳活動信号は、実験中の被験者の体動や伝送ケーブルの揺れなどのほかに、心拍や呼吸などの生理活動にも敏感に反応する[5]。そのため、アーチファクトの抑制が難しく、データの解析に際しては適切なノイズ除去処理が必要となる。

このようにいくつかの問題を抱えているNIRSであるが、高い時間分解能と被験者への拘束性の低さという利点は、他の脳活動測定装置では実現が難しい条件での計測を可能にする。なるべく自然な状態に近い条件で実験を行いたい場合や、脳活動の時間変化を詳細に分析したい場合には特に適している。

3.2 NIRSを用いた実験

脳活動測定の際に採用される実験デザインには大きく分けて、ブロック型(block paradigm)と事象関連型(event-related paradigm)がある[12]。本研究では、ノイズ除去処理に利用するウェーブレット変換による多重解像度解析がブロック型の実験を前提としていることから、ブロック型の実験デザインを採用する。

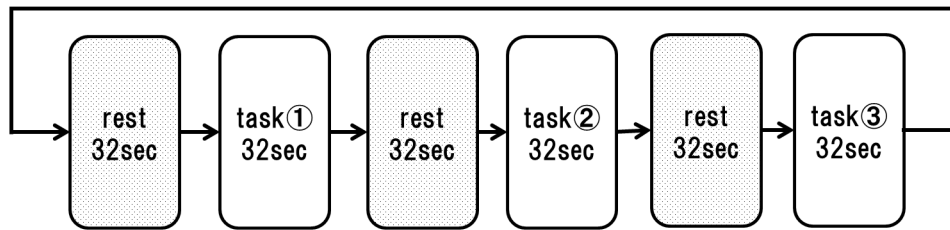


図1 ブロック型デザイン

ブロック型デザインではベースライン課題とターゲット課題を交互に繰り返し、その差分を求めることで着目する脳活動の増減を導出する。ベースライン課題としては、ターゲット課題との差分に注目する活動が現れるようなものを設定する。閉眼や一点注視などの安静状態がベースライン課題として設定されることも多く、その際には課題全体による影響が差分として導出されることになる。図1にブロック型デザインの一般的な流れを示す。

ブロック型デザインで実験を行う際には、ターゲット課題によって変動した脳血流が、ベースライン課題によって基準値まで戻ることが必要となる。しかし、実際にはベースライン後も、前のタスクによって増加した脳活動が下がりきらないことが多い。これは各ターゲット課題の開始点の値がそろっていないことを意味し、そのままでは同じ基準からの評価が不可能となる。よって、各課題毎になんらかの基準値を定め、そこからの差分を評価対象として用いるなど、測定結果の評価時にはなんらかの措置が必要となる。

3.3 多重解像度解析によるノイズ除去処理

NIRSで計測した脳活動信号は、生理活動や体動などのアーチファクトに敏感に反応してしまう。よって、評価の前に計測データにノイズ除去処理を施す。本稿では計測データのノイズ除去のために、柳沢らの提案する離散ウェーブレット変換による多重解像度解析を用いた方法を使用する。

3.3.1 ウェーブレット変換

ウェーブレット変換は時間情報を保ったまま、周波数解析ができる解析法である。同様の効果を持つ解析法としては短時間フーリエ変換(窓フーリエ変換)が挙げられる。短時間フーリエ変換は窓の幅が固定であるのに対し、ウェーブレット変換ではその時間幅、周波数幅を適応的に変化させる。ウェーブレット変換は、時間幅が小さいときは高い周波数を、時間幅が大きいときは低い周波数を検出することで、効率的に時間周波数解析を行う。

ウェーブレット変換は、マザーウェーブレットと呼ばれる波形 $\psi(t)$ をスケールパラメータ a によって伸縮、シフトパラメータ b によって並行移動させながら解析した

い波形 $S(t)$ の局所的な形を求めることで、時間周波数解析を行う。ウェーブレット変換はパラメータ a, b に連続な値を入れるか離散的な値を入れるかによって、それぞれ連続ウェーブレット変換と離散ウェーブレット変換に分けられる。連続ウェーブレット変換の式を以下に示す。

$$(W_\psi S)(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{|a|}} \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} S(t) dt \quad (3.1)$$

連続ウェーブレット変換は信号を連続的に細かく分解するため、多くの計算量が必要となる。そこで a, b に離散値を与え、高速処理を実現したのが離散ウェーブレット変換である。例として式3.1のパラメータ a, b に以下のように離散値を与える。なお、 $i = \{1, 2, 3, \dots\}$ 、 $k = \{0, 1, 2, \dots\}$ である。

$$a = 2^i$$

$$b = 2^i k$$

すると、式3.1は以下の離散ウェーブレット変換の式3.2に変換できる。

$$D(i, k) = \int_{-\infty}^{\infty} S(t) \overline{\psi(i, k)} dt \quad (3.2)$$

$$\psi(i, k) = 2^{-\frac{i}{2}} \psi(2^{-i}t - k)$$

離散ウェーブレット変換は連続ウェーブレット変換よりも高速に処理ができる。また正規直行基底を用いることで、原信号の完全な再構成が冗長性なしに可能になる。ただしその反面、時間幅、周波数幅ともに連続ウェーブレット変換よりも粗いものとなるため、データの評価時には注意を払う必要がある。

3.3.2 多重解像度解析

正規直行基底を用いた離散ウェーブレット変換によって、信号 $S(t)$ は次のように表現できる。

$$S(t) = A_0 + \sum_{i=1}^{\infty} \sum_{k=0}^{\infty} D(i, k) \psi(i, k) \quad (3.3)$$

なお、 A_0 はスケーリング関数を用いて求めた $S(t)$ の近似成分を表す。近似成分 A_0 はここでの議論には関係しないので説明は省略する。

式3.3から各レベル i における信号の詳細成分 d_i は、以下の式によって個別に算出できる。

$$d_i(t) = \sum_{k=0}^{\infty} D(i, k) \psi(i, k) \quad (3.4)$$

パラメータ i の値によって、各ウェーブレットが持つ時間幅、周波数幅が変わるので、式3.4によって算出された詳細成分 d_i は各レベルによって異なる時間幅、周波数幅を持つ。よって、離散ウェーブレット変換を用いることで信号 $S(t)$ の多重解像度解析が可能になる。

実験では、まず測定データを多重解像度解析にかけ、信号を周波数成分ごとに分解する。その後、それらの中でノイズの可能性の高い周波数の成分を除外し、残った成分のみでデータを再構成することによって、ノイズを除去する。この方法で再構成したデータの妥当性については、柳沢らがfNIRSとfMRIの同時計測実験によって確かめている[10]。

3.4 Z変換による標準得点化

NIRSによって計測されたデータは原理上、開始時を基準とした相対変化量なので、そのままでは被験者間の比較や統計処理ができない。そこで、柳沢らはウェーブレット変換によるノイズ除去を施したあとにデータを標準得点化する方法を提案している。本稿では被験者間の比較と統計処理を可能にするために、柳沢らの提案する標準得点化処理を使用する。以下にその詳細を示す。

ノイズ除去後のデータを平均が0、標準偏差が1になるように次の式によって標準得点化する。

$$Z = \frac{X - \mu}{\sigma} \quad (3.1)$$

ここで X はノイズ除去後のデータ、 μ 、 σ はその平均と標準偏差である。

4 実験

被験者に2種類の課題を行ってもらい、その際の脳活動を1ch-NIRSによって計測する。被験者は奈良工業高等専門学校の学生11名で、年齢は17歳から20歳、全員が右利きの男性かつプログラミングの基礎講義を受講済みである。

4.1 課題

実験で被験者に課す課題内容について説明する。なおこれ以降、課題を構成する小問のことを「タスク」と表現する。

2種類の課題のうちの一つはプログラム理解研究への導入を念頭に置いた変数と制御子に関する課題である。もう一つは、計測結果や信号処理の妥当性を確認するために、柳沢らによってすでに結果が示されている課題である。いずれの課題もベースライン課題をレスト（安静状態）としたブロック型デザインで行う。タスクとレストの時間はともに32秒とし、レスト時は画面に提示される十字記号を注視したまま安静、タスク時は画面に提示される問題に対し声を出さずに解答するように被験者に指示する。

4.1.1 変数制御課題

本研究はプログラム理解研究へのNIRSの導入を前提にメトリクスを検討している。そこで、ひとつ目の課題としてプログラム理解研究に関わりの深いプログラム中の変数と制御子に着目した課題を行う。

この課題はタスク間に変数の有無、制御子の有無の差が出るように調整した整数タスク、変数タスク、制御子タスクの3種類のタスクから構成される。図2に変数制御課題の例を示す。いずれのタスクも3つの変数a, b, cが提示され、各変数に格納される値を求めるというのが基本的な作業である。それぞれのタスクは以下のルールにしたがって出題される。

- 整数タスク

各変数に格納される値は、3つの整数の和によって決定される。

- 変数タスク

各変数に格納される値は、3つの整数または変数の和によって決定される。変数の値を計算するには、他の変数の値を記憶している必要がある。

- 制御子タスク

各変数に格納される値は、3つの整数または変数の和によって決定される。変数の値を計算するには、他の変数の値を記憶した上でif-elses文の分岐を判断する必要がある。

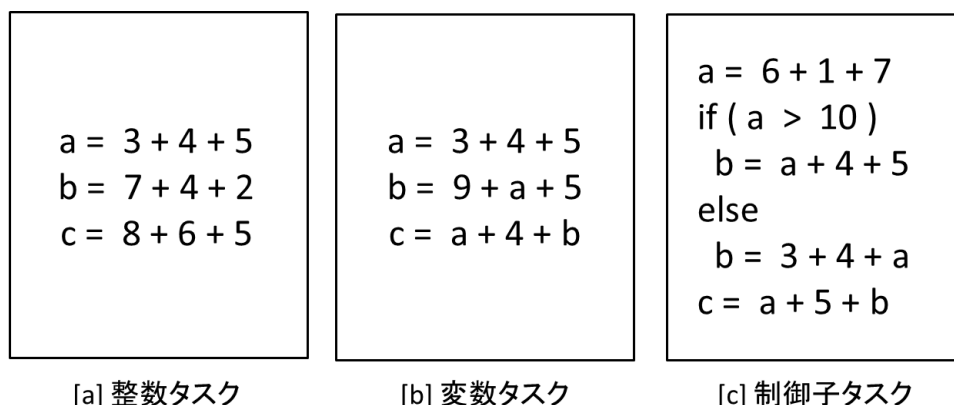


図2 変数制御課題の出題例

タスクに含まれる要素の数に合わせて、各タスクの出題数を調整する。タスク32秒間に整数タスクは4問（1問あたり8秒）、変数タスクは3問（1問あたり10.6秒）、制御子タスクは2問（1問あたり16秒）出題する。

整数タスクと変数タスクの間には変数の有無による差が、変数タスクと制御子タスクの間には制御子の有無による差があるので、脳活動の測定結果にもこの差を反映した変化が現れることが期待される。そして、変数および制御子によって脳活動にどのような変化が現れるのかを分析することは、プログラム理解時の脳活動を分析するうえでの手がかりになりうる。

4.1.2 暗算課題

暗算課題は柳沢らが実験で用いた課題[10]で、実験の妥当性を確認するために行う。この課題はタスク間に暗算の難易度の差が出るように調整した難易度低タスク、難易度中タスク、難易度高タスクの3種類のタスクから構成される。図3に暗算課題の例を示す。いずれのタスクも画面に提示される式の解を暗算で求めるというのが基本作業である。それぞれのタスクは以下のルールにしたがって出題される。

- 難易度低タスク

1桁の整数2つによる繰り上がりの無い足し算。

- 難易度中タスク

1桁の整数3つによる足し算。

- 難易度高タスク

小数点の引き算と割り算。

タスクの難易度の変化に合わせて、各タスクの出題数を調整する。タスク32秒間に難易度低タスクは16問（1問あたり2秒）、難易度中タスクは10問（1問あたり3.2秒）、難易度高タスクは2問（1問あたり16秒）出題する。

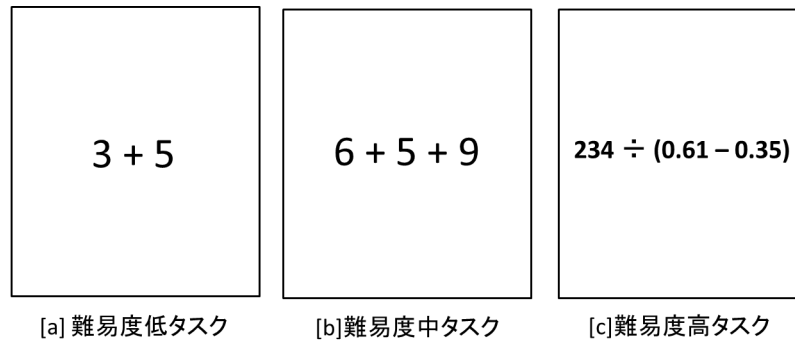


図3 暗算課題の出題例

暗算課題，変数制御課題の両方において，3種類のタスクを順番にすべて行う作業を1サイクルとして，それを3回繰り返す．図4に課題の1サイクルを示す．

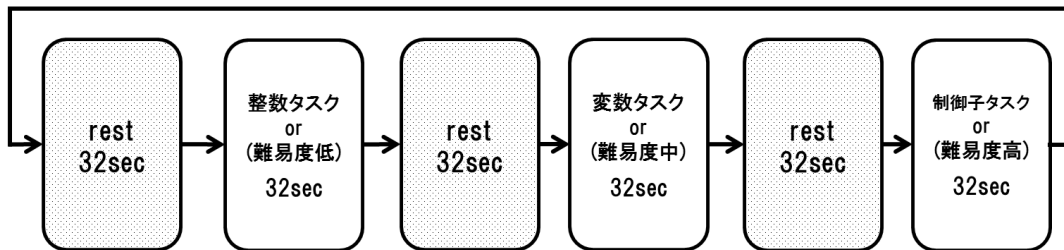


図4 課題の1サイクル

また，実験は以下の手順にしたがって行う．

1. 実験内容の説明
2. 装置の取り付け
3. 変数制御課題の実施
4. 休憩(3分)
5. 暗算課題の実施
6. 装置の取り外し

4.2 実験環境

脳活動の計測にはナノテックイメージ社製NeXus10を用いる．図5に装置の外観と装着時の様子を示す．実験は被験者1名と実験者2名のみが居る静かな部屋で実施する．また，体動によるアーチファクトを抑えるため肘掛けとヘッドレストを備えたイスに座り，後頭部を常にヘッドレストに着けたままできるだけ体を動かさないよう被験者に指示する．

被験者の額部分に装置を装着し、128Hzのサンプリング周波数で脳活動を測定する。この計測条件は暗算課題、変数制御課題で共通である。また装置の装着場所から、前頭葉の前方部分、いわゆる「前頭極」が測定部位となる。測定部位の前頭極は短期記憶に関係が深いほかに、計画的な行動などの高次な機能に関連するとされる。今回の課題では、変数に格納されている値を記憶することによって、また制御子による分岐の判断によって脳活動が増加する可能性があると考えられる。



(a) 装置の外観



(b) 装着時の様子

図5 使用した計測装置

4.3 信号のノイズ除去と標準得点化

実験により得られる脳血流データのうち、一般的に課題の傾向をよく反映するとされるOxy-Hbを利用する[11]。まずOxy-Hbにウェーブレット変換による多重解像度解析をかけ、信号を周波数ごとに分解する。

脳血流は神経活動の時間変化を数秒のオーダーでゆるやかに反映する[13]。そのため、信号に含まれる成分のうちで1Hz以上の高周波数を持つものは被験者の体動などに起因した計測ノイズである可能性が高い。また0.015~0.50Hzの成分は呼吸の周期によく一致することから呼吸によるノイズ、0.05~0.15Hzの成分は血圧変動のMayer波と連動することから血圧変動に起因したノイズであると考えられる[14]。よって、分解した信号のうちでノイズと考えられるこれらの成分を除外し、タスクに起因する成分だけから信号を再構成する。その後、被験者間比較を可能にするために再構成後信号を標準得点化し、被験者毎、タスクの種類ごとに信号を評価する。

4.4 結果の評価

ブロック型デザインではベースライン課題とターゲット課題を交互に繰り返し、その差分を求めることで着目する脳活動の増減を導出する。今回の実験ではベースラインタスクを安静状態（レスト）にしているため、安静時の脳血流値と各タスク時の脳血流値の差分から評価値、すなわち課題による脳への影響を算出する。

図6に示したのはある被験者の変数制御課題時の再構成信号である。この信号の各タスクにおける評価値はその直前のレスト時の値を基準に求められる。しかし、図6から分かる通り、レスト時の値は非定常なため、こういった値を基準値に設定するかを検討する必要がある。また決定した基準値からどのように評価を行うのかについても検討が必要となる。

本実験ではウェーブレット変換によって高周波数成分をノイズとして除外するため、再構成される信号は低周波数成分だけで構成される。よって、再構成信号は時間幅が粗く、詳細な時間変化を論じるのには適さない。すなわち再構成信号において、タスクの開始直後の点や終わる直前の点では、その周辺のレスト時の成分が混入しているため、ある1点を基準値として採用することは適切ではない。このような再構成信号の特性から本研究では、よりレスト時の成分を多く含む値としてレスト時の平均値を基準とする。

同様の理由で、信号を評価する際にもある1点に着目するのではなく区間中のデータ全てを使用して評価値を算出するのが適切である。そこで今回は評価指標として、課題区間中のデータの時間積分値を用いる。

NIRSによって得られるデータは離散値なので、課題の開始時点の脳血流値を f_0 、終了時点 f_n とすると、1課題区間中のデータ $F(t)$ は以下のように表現できる。

$$F(t) = \{f_0, f_1, f_2, \dots, f_{n-1}, f_n\}$$

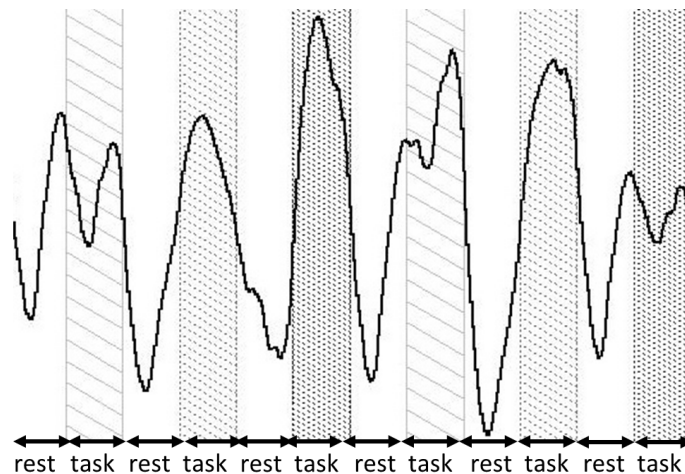


図6 再構成信号の例

基準値の算出に必要な課題のひとつ前に行われたレスト時のデータ $R(t)$ も以下のように表現できる。

$$R(t) = \{r_0, r_1, r_2, \dots, r_{n-1}, r_n\}$$

よって、積分値はデータ $F(t)$ の各値と基準値の差分にサンプリング周期をかけたものの総和で求められる。基準値を A 、評価値を E とすると、信号の積分値は以下のように定式化される。今回の計測に用いたNIRS装置のサンプリング周波数は128Hzなので、各値が持つ時間幅 τ はその逆数から0.0078125[sec]となる。

$$A = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n R(t) \quad (4.1)$$

$$E = \int_0^n F(t) - A dt \quad (4.2)$$

$$= \sum_{i=0}^n (f_i - A) \cdot \tau \quad (4.3)$$

5 実験結果

5.1 変数制御課題

図7に被験者Aの変数制御課題時の計測結果を，図8にウェーブレット変換による多重解像度解析の結果を示す．図の横軸は課題時の時間を示す．縦軸はOxy-Hbの測定値を示し，値が高いほど脳が活動していることを表す．

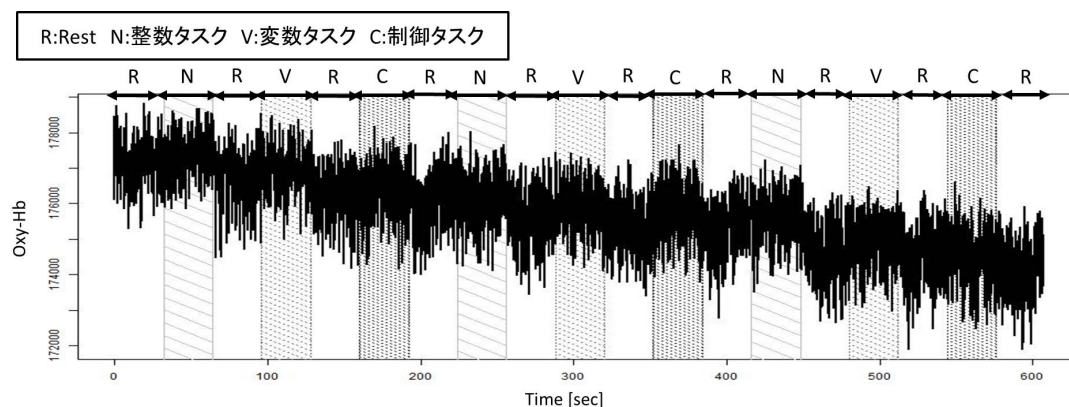


図7 原信号(変数制御課題)

4.3節で示した通り， d_1 から d_7 までの高周波成分は計測ノイズ， d_8 ， d_9 成分は呼吸， d_{10} ， d_{11} はMayer関連成分による影響と考えられる．タスクレストの反復が64秒周期なので， d_{13} 成分周辺がタスクに関連する信号の中心成分である．よって， d_{13} 成分とその前後成分である d_{12} ， d_{14} をタスク関連信号として再構成した．

図9に標準得点化処理を施した再構成後の信号を示す．信号の再構成でノイズ成分が除去されたことで，タスクによる脳活動の変動が表れ，各タスク間の評価がしやすくなったことが分かる．

全被験者の再構成信号をそれぞれ標準得点化し，加算平均した結果を図10に示す．図から，タスク時には脳活動が増加し，レスト時には脳活動が減少していることが分かる．また他のふたつのタスクに比べて，変数タスク時に脳活動が大きく増加する傾向があることが分かる．

脳活動の定量的評価として，各タスクにおける積分値を求めた．図11に全被験者の各タスクにおける結果の分布を表した箱ひげ図を示す．箱ひげ図はデータの分布を示すためのグラフで，データ全体の50%を箱，残りを箱の上下に伸びた線(ひげ)として表現する．また箱の中に引かれている線はそれぞれのデータの中央値を示す．横軸はタスクの種類を表し，左から整数タスク，変数タスク，制御子タスクの結果を示す．縦軸は積分による評価値を表し，高いほどタスク時の脳活動が多いことを示す．変数タスクの評価値がほかのふたつのタスクに比べて高い水準に分布していることが分かる．多重比較(Ryan法)を行った結果，整数-変数タスク間，変数-制御タスク間において有意差($p < 0.05$)が確認できた．

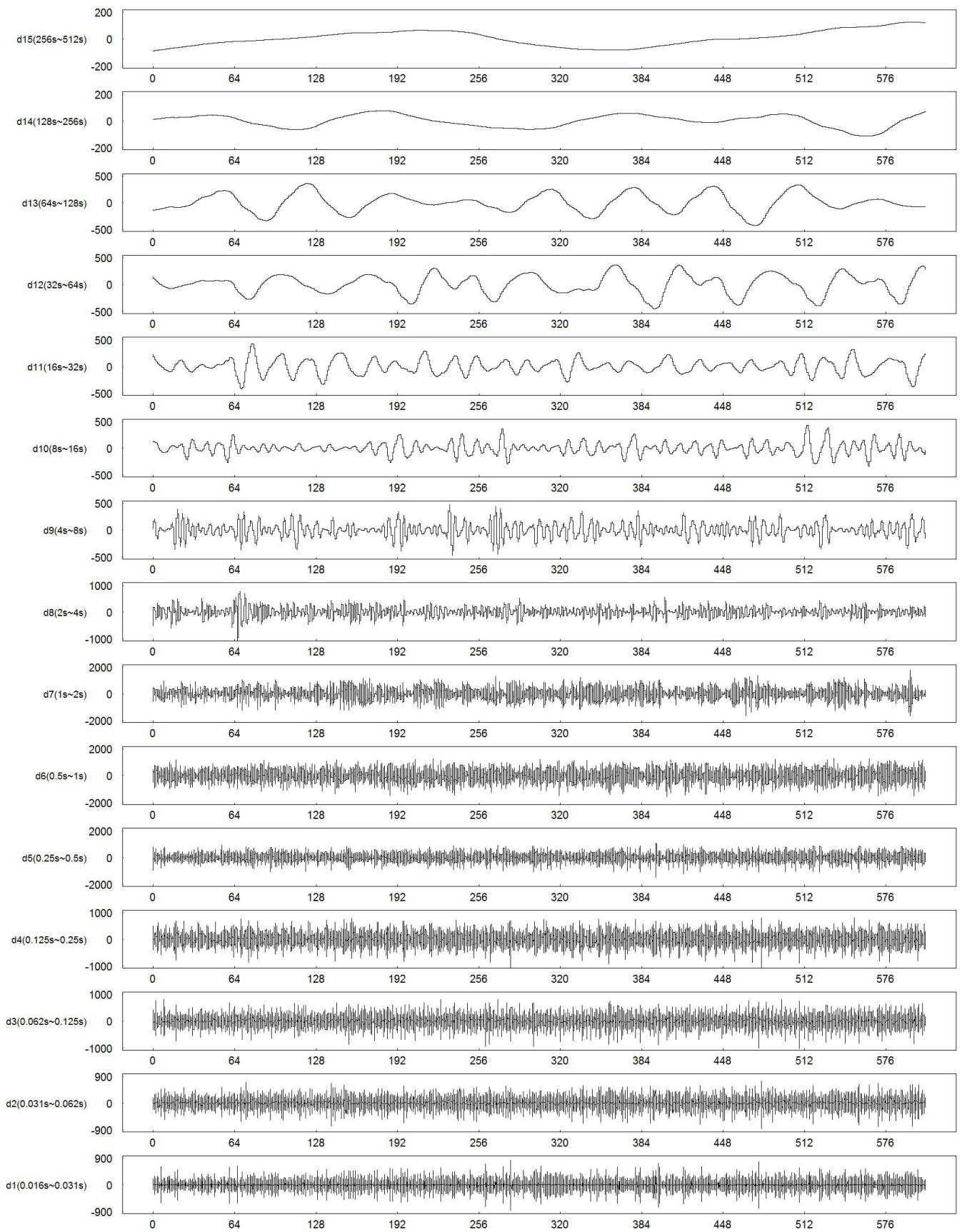


图 8 多重解像度解析結果

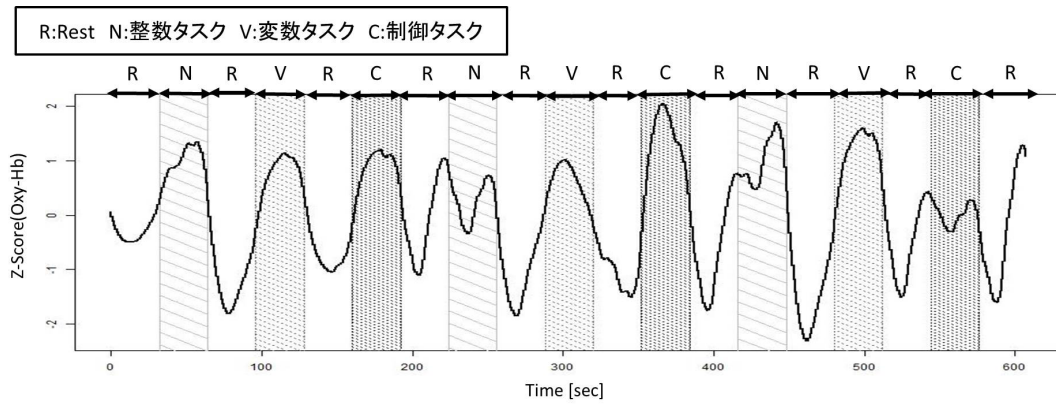


図9再構成信号(変数制御課題)

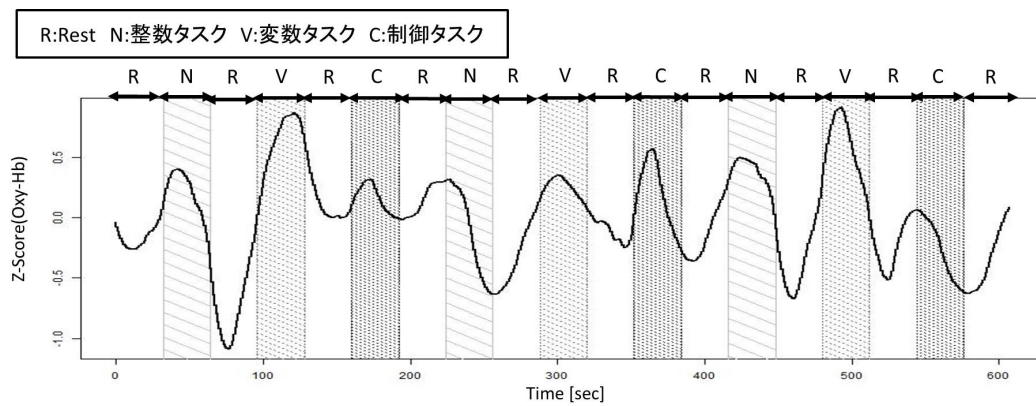


図10被験者11名の加算平均結果(変数制御課題)

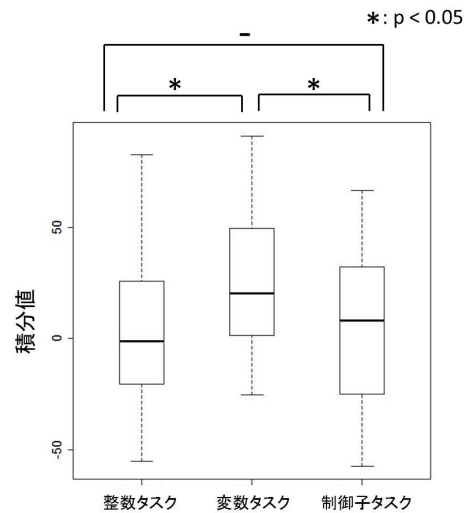


図11評価結果(変数制御課題)

5.2 暗算課題

被験者Aの暗算課題時の計測結果を図12に、ウェーブレット変換による多重解像度解析で得られた d_{12} , d_{13} , d_{14} 成分で信号を再構成した結果を図13に示す. 同じ

被験者の変数課題（図9）と比べて、タスクによる脳活動の増加が安定せず、また難易度の違いによるタスク間の値の差が小さいことが分かる。

全被験者の再構成信号を加算平均した結果を図14に示す。タスクの1サイクル目では難易度中タスク時に大きな脳活動の増加が見られる。しかし、タスクの2サイクル目では難易度低タスク時と難易度高タスク時に大きな脳活動の増加が起こっており、逆に難易度中タスク時には脳活動が減少している。このことから、難易度の違いによるタスク間の値の差は小さいと考えられる。

図15に全被験者の各タスクにおける積分値を示す。多重比較(Ryan法)を行った結果、いずれの組み合わせにおいても有意差($p < 0.05$)は見られなかった。

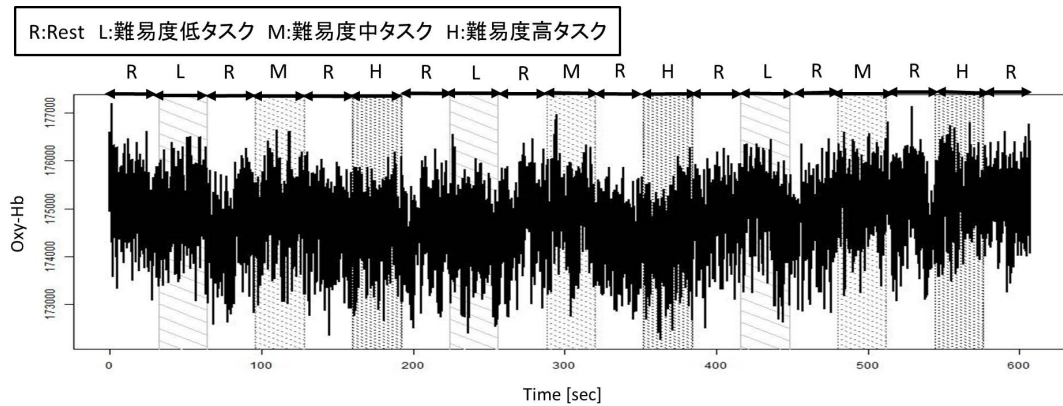


図12 原信号(暗算課題)

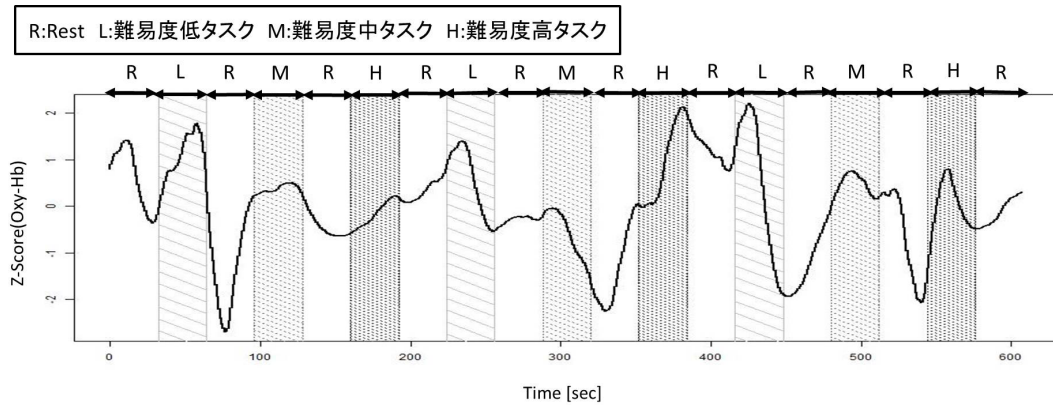


図13 再構成信号(暗算課題)

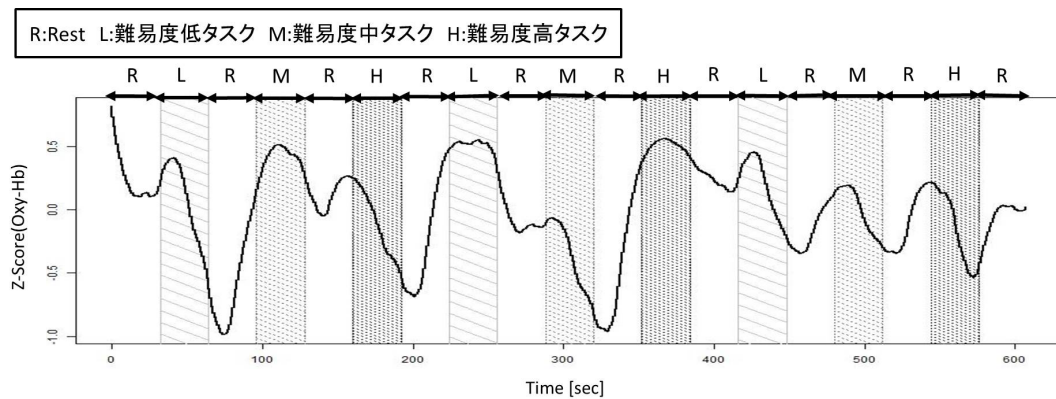


図 14 被験者 11 名の加算平均結果(暗算課題)

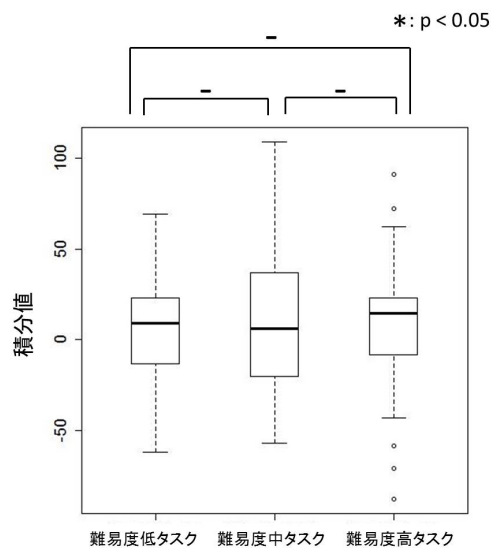


図 15 評価結果(暗算課題)

6 考察

6.1 変数課題の結果

変数課題では整数タスクより変数タスクが有意に高く、また、制御子タスクより変数タスクが有意に高かった。整数タスクと比べて変数タスクは、式に変数が出現するため、被験者に以下の影響があったと考えられる。

- 変数へ代入された値を記憶する必要があるため短期記憶への負荷が上がる。
- 常に1桁の数字しか計算しない整数タスクに比べて、変数タスクでは変数に格納された2桁の数字も扱う必要があるため、計算の負荷が上がる。

変数が入ることにより、記憶または計算の負荷が高まると考えられるが、同様に計算による負荷がかかる暗算課題においては有意差は見られなかった。そこから、変数の値を記憶することで脳活動が上昇したと考えられる。中川らの研究に

においても変数の数が多いプログラムのメンタルシミュレーション時には、変数が少ないプログラムに比べて、前頭葉の脳活動が高くなった[4]. 今回の実験の測定部位が前頭葉の一部分である前頭極だったことから、本研究の結果は彼らの結果を支持し、プログラム中の変数の動きを理解することに前頭葉が関わっている可能性を示唆する.

変数理解について脳活動に有意差が見られた一方で、制御子の理解による脳活動変化は現れなかった. その原因として以下のふたつが考えられる.

- 制御子による分岐の理解は、前頭葉の脳活動に影響を与えない.
- 制御子タスクの出題数が変数タスクにくらべて1問少なかつたため、被験者へ与える負荷が小さくなり、制御子が入ることによる脳活動の差がつぶれてしまった.

現状では、そもそも制御子の理解は前頭葉に影響を与えないのか、それとも今回のタスク設定によってたまたま影響が見られなかっただけなのかを判断するのは難しい. 変数タスクと制御子タスクの問題の出題数をそろえることで、制御子による前頭葉への影響の有無を明らかにできると考えられる.

6.2 暗算課題の結果

柳沢らは同一の課題において、難易度低-高タスク間および難易度中-高タスク間で有意差が現れることを示している[10]. しかし本実験では同じ課題を行ったにもかかわらず、いずれのタスクの組み合わせにおいても有意差は現れなかった. その原因として、測定部位の違いが考えられる. 柳沢らは前頭葉の左外側部を測定しているのに対して、本研究では前頭葉の額に近い部分(前頭極)の脳活動を測定した. 一般的に前頭極は高次の認知活動を担うとされており、具体的な能力として記憶や判断を司ると考えられている. また、柳沢らがfMRIによって脳活動を測定した結果は、暗算課題試行時の前頭極に有意な活動がないことを示している. ゆえに、今回の測定条件では、その測定部位が前頭極だったので、記憶に負荷をかける変数課題時には有意差を観察できたが、暗算課題時には有意差が見られなかったと考えられる. この結果は課題の種類によって活発になる脳の部位が異なることを示し、またその違いをNIRSによって計測できることを証明すると考えられる.

6.3 前頭極とプログラム理解の関係

本実験の結果は前頭極が変数による記憶への負荷に反応することを示す. またその負荷によって生じる脳活動の変化をNIRSで検出できることを示す. 本研究の結果と中川らの結果を合わせると、プログラムの中に現れる変数が人間の脳へ

与える影響をNIRSによる前頭葉の活動測定から定量評価できる可能性が示唆される。今後、制御子による分岐の理解や、プログラムの大局的な理解における脳活動を計測する研究を行うことでプログラム理解全体の定量的な評価が可能になると考えられる。

6.4 ノイズの除去による時間分解能の低下

本研究では、脳活動信号に含まれるノイズをウェーブレット変換による多重解像度解析をもちいて除去した。しかし、ウェーブレット変換の特性上、低周波数成分のもつ時間情報は粗いものとなるため、ノイズ除去後の信号の時間情報も粗くなってしまう。すなわち今回採用したノイズ除去方法では、NIRSのメリットのひとつである高い時間分解能を十分に活かすことができない。詳細な時間情報を保持したまま、ノイズを除去する方法を見つけることで、プログラム理解における脳活動の時間変化を詳細に分析できるようになると考えられる。

ひとつの解決案として、高周波数成分を可能な限り取り入れた信号の再構成が考えられる。ラットを対象とした実験から、刺激に対応した脳血流の上昇には約3秒程度かかり、上昇した脳血流がベース値に戻るまで約4~5秒かかるという結果が得られている。また刺激を与えている期間中は脳血流が高い水準を保持しつづけることが分かっている[13]。したがって、タスクに関連した脳活動の上昇から鎮静は最短約8秒周期で行われると考えられる。よって、8~32秒周期のd10,d11成分はタスクによる影響を反映していると考えられる。また体動などのアーチファクトが8秒以上持続するとは考えにくいいため、d10, d11成分に混入しているノイズは他の成分(d1~d9)に比べると少ないことが期待される。以上から、タスクによる脳活動の変化を反映し、かつ比較的ノイズの少ないd10, d11成分を取り入れて信号を再構成することで、信号の時間分解能の向上を実現できると考えられる。

図8中のd12, d13, d14に加えてd10, d11を取り入れて信号を再構成した結果を図16に示す。d₁₀成分は8~16秒周期なので、8秒区切りでの評価が可能になると考えられる。図9と比較すると、高周波数成分を取り入れて再構成した信号のほうが、他のふたつのタスクと比べて問題数の多い整数タスクでは小刻みな脳活動の変化が現れるなど、タスク中の詳細な脳活動の変化が反映されているのが分かる。

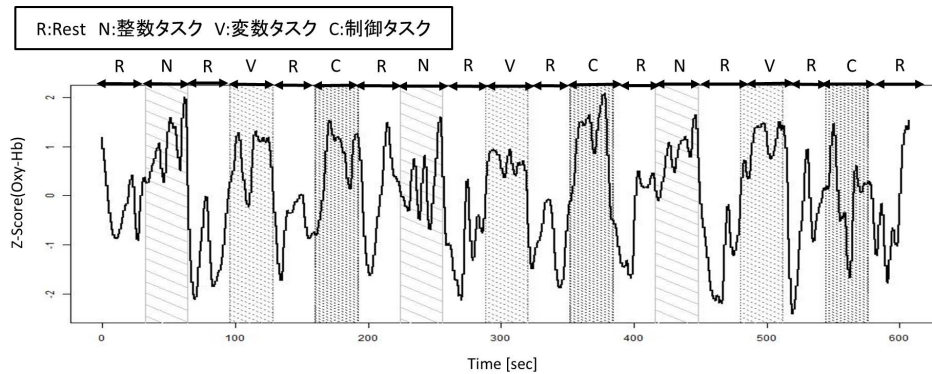


図 16 d_{10}, d_{11} を取り入れた再構成信号

7 おわりに

本研究では、プログラム理解研究に脳活動計測を導入する基礎として、2種類の課題を行っているときの脳活動を測定し得られたデータのノイズをウェーブレット変換を用いた多重解像度解析によって除去したあと、結果を評価した。ひとつめの課題として、プログラム中の変数と制御子に着目した課題を行った結果、式変数に現れたときに脳活動が有意に上昇した。これは中川らの変数の数が多いほど前頭葉の脳血流が上昇するという実験結果[4]を支持するものであり、プログラム理解活動をNIRSによる前頭葉の脳血流測定で定量評価できる可能性を示唆する。また、ふたつめの課題として難易度に差をつけた暗算課題を行った結果、難易度差による脳活動の違いは見られなかった。柳沢らによる実験と比べ、本研究では前頭葉の額に近い部分(前頭極)を測定したため、記憶に負荷のかかる変数課題時には有意差を観察できたが、暗算課題時には有意差が見られなかったと考えられる。以上の結果から、前頭極は数値の計算には反応しないが、変数などの記憶に負荷のかかる処理をする際には脳活動が高くなることが示唆される。これは前頭極の脳活動測定から、プログラム理解における記憶への負荷だけを個別に定量評価できる可能性を示す。またこの知見はプログラム理解時の脳活動を分析するうえでのひとつの手がかりになると考えられる。

しかし、制御子による分岐判断が前頭極へ与える影響は今回見つけられなかった。現状では、制御子の理解は前頭極に影響を与えないのか、それとも今回のタスク設定によってたまたま影響が見られなかっただけなのかを判断するのは難しい。制御子による前頭極への影響を明らかにするためには、タスク設定を見直したうえで、追加の実験を必要とする。

今後の発展として、変数や制御子などが脳活動へ与える影響を調査した結果を踏まえたうえで、実際のプログラムを理解している際の脳活動の分析を行うことが考えられる。また今回の実験ではif文による分岐のみについてしか調査を行っていないので、for文やwhile文による繰り返し処理が脳に与える影響を検討することも興味深いと思われる。

謝辞

査読を担当して下さった内田先生，被験者実験に協力して下さった11名の学生の皆さんに感謝いたします。

参考文献

- [1] Eiju Watanabe, Yuichi Yamashita, Atsushi Maki, Yoshitoshi Ito, Hideaki Koizumi: “Non-invasive Functional Mapping with Multi-channel Near Infra-red Spectroscopic Topography in Humans,” *Neuroscience Letters*, Vol.205, pp.41–44, (1996).
- [2] 江田英雄: “（解説）MEG, NIRS の測定原理”, *日本機械学会誌*, Vol.111, No.1080, pp.10–13, (2008).
- [3] Janet Siegmund, Andre Brechmann, Sven Apel, Christian Kastner, Jorg Liebig, Thomas Leich and Gunter Saake: “Toward Measuring Program Comprehension with Functional Magnetic Resonance Imaging,” *Proceedings of the ACM SIGSOFT 20th International Symposium on the Foundations of Software Engineering (FSE '12)*, Article No.24, (2012).
- [4] 中川尊雄, 亀井靖高, 上野秀剛, 門田暁人, 松本健一: “脳血流計測に基づくプログラム理解行動の定量化”, *ソフトウェア工学の基礎 XIV(ソフトウェア工学の基礎ワークショップ FOSE2013)*, pp.191-196, (2013).
- [5] 山田亨, 梅山伸二: “近赤外分光脳機能計測法における波長差分法を用いたベースライン安定化の試み”, *生体医工学*, Vol.43, No.4, pp.530–537, (2005).
- [6] 三家礼子, 盛川浩志, 栗原俊介, 河合隆史, 田村義保: “時系列解析によるNIRSデータの信号処理”, *ヒューマンインターフェース学会誌*, Vol.11, No.2, pp.163–172, (2009).
- [7] 雑賀広記, 三浦直樹, 王碩玉: “黙読を用いたBrain-Computer Interfaceの開発”, *バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌*, Vol.11, No.1, pp.61–66, (2009).
- [8] 栗本育三郎, 川上直樹, 舘すすむ: “聴覚の選択的注意におけるNIRS信号解析”, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol.14, No.3, pp.371–380, (2009).
- [9] 平山健太, 綿貫啓一, 楓和憲: “NIRSを用いた随意運動および他動運動の脳賦活分析”, *日本機械学会論文集 (C編)*, Vol.78, No.795, pp.162–170, (2012).
- [10] 柳沢一機, 綱島均, 丸茂喜高, 広瀬悟, 清水俊行, 泰羅雅登, 土師知己: “機能的赤外分光装置(fNIRS)を用いた高次脳機能計測とその評価”, *ヒューマンインターフェース学会誌*, Vol.11, No.2, pp.183–191, (2009).
- [11] Yoko Hoshi, Norio Kobayashi, Mamoru Tamura: “Interpretation of Near-infrared Spectroscopy Signals: A Study with A Newly Developed Perfused Rat Brain Model,” *Journal of Applied Physiology*, Vol.90, No.5, pp.1657–1662, (2001).
- [12] M.M.Plishta, S.Heinzel, A.-C.Ehrlis, P.Pauli, A.J.fallgatter: “Model-based Analysis of Rapid Event-related Functional Near-infrared Spectroscopy(NIRS) data: A Parametric Validation Study,” *Neuro Image*, Vol.35, pp.625–634, (2007).

- [13] 松浦哲也, 菅野巖: “神経活動にともなう脳血流増加のメカニズム”, 比較生理生化学, Vol.19, No.1, pp.30-38, (2002).
- [14] 洪淳憲, 小坂義弘: “自発呼吸下でのR-R間隔変動の周波数解析における問題点”, 日本臨床麻酔学会誌, Vol.15, No.6, pp.479-482, (1995).