

超小型 NIRS 測定における頭部運動の影響

Experimental study on the influence of head movement during ultra-small NIRS device measurement

○吉井慶人, 高橋信

○YOSHII Keito, TAKAHASHI Makoto

東北大学

Tohoku University

キーワード: 近赤外線分光法(Near-infrared spectroscopy : NIRS), 頭部運動(head movement),
外乱(disturbance), デジタルフィルタ(digital filter)

連絡先: 〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-11 東北大学大学院 工学研究科
量子エネルギー工学専攻 高橋(信)研究室 吉井慶人

Tel./Fax. : (022)-795-7921, E-mail: keito.yoshii@luke.qse.tohoku.ac.jp

1. 序論

インタフェースの使いやすさは、主にアンケート等の主観評価やパフォーマンス評価によって評価される場合が多いが、主観評価は個人差や認知負荷が自覚できない可能性があり、客観的パフォーマンス評価は人間の学習能力の高さから認知活動の負荷を明確にできない可能性がある。したがって従来のインタフェース評価手法を補完する認知活動の負荷を客観的かつ定量的に評価する手法が必要とされている。一例として心拍や発汗などの自律神経系に関係する生理指標に基づく評価[1]があるが、認知負荷以外の要因によっても変動する可能性があることが指摘されている。近年、測定技術の進歩に伴い実際の認知活動に直接関連する脳活動を計測することが可能になり、認知活動の負荷の直接的な推定方法として期待されている。代表的な脳機能計測手法として機能的磁気共鳴画像法(functional Magnetic Resonance Imaging: fMRI)があるが、fMRI は実験環境に制限が多いという問題点がある。

本研究グループでは実環境における脳機能計測に適した近赤外線分光法(Near-infrared spectroscopy : NIRS)を用いた研究を行っている。利用する NIRS 装置は日立製作所と東北大学川島研究室が共同で開発した HOT05 光トポであり、小型で携帯性に優れ、複数人の同時計測ができるという特徴を有している。

本装置を用いた先行研究では、原子力プラント運転操作時の脳血流量変化に着目した実験を行い、NIRS により計測された脳血流量が運転員の作業状態、運転員間のコミュニケーションの状況推定に有効である可能性を示している[2]。しかしながら、この研究では運転員が操作室内を歩き回りながら対応操作を行っており、歩行に伴う頭の動きによる脳血流量変化の影響の更なる検討が必要とされている。本研究では、人間が行動することによって副次的に発生する頭の動き(外乱)が HOT05 光トポの計測結果に与える影響を評価し、外乱の影響を排除するための処理を明らかにすることを目的とした。

2. 実験

2.1 被験者

東北大学の大学生 20 名(男性 20 名, 女性 0 名, 平均年齢 22 歳)を対象とした. なお, 本実験は「東北大学大学院工学研究科ヒトを対象とする研究に関する倫理委員会」の承認を受けて行っている(承認番号 12A-12).

2.2 使用機器及び機器構成

本実験では脳活動と頭部運動を同時計測した. 脳活動を計測する機器として HOT05 光トポ(Fig.1(a))を使用した. 本装置は小型かつ軽量であり, 表面皮膚血流の影響を排除する機能を有している. 頭部運動は加速度を計測することで定量化した. 加速度はワイヤレステクノロジー社製の WAA-010 (Fig.1(b))により計測した. 本装置は 3 軸方向の加速度をリアルタイムで HOT05 光トポと干渉せずに同時計測が可能である. 本実験では, HOT05 光トポの上部に WAA-010 を固定し(Fig.1(c)), 脳活動と頭部運動を同時に計測した.

計測機器全体の構成図を Fig.1(d)に示す. HOT05 光トポ計測用 PC と WAA-010 計測用 PC の 2 台を用意し計測を行った.

2.3 課題

本実験では, スマートフォンのアプリケーションで N-Back タスクを着座, 起立, 歩行の 3 状態で行ってもらった. N-Back タスクとは N 個前に出された問題の答えを記憶しておき, 今の答えとして回答するタスクであり, 先行研究で前頭野が賦活することが報告されている[3]. Fig.2 に着座状態での課題の流れを示す. 30 秒間の安静と 30 秒間の N-Back タスクを 5 回ずつ繰り返し, 全体では計 5 分の課題となる.

2.4 課題実行アプリケーション

使用した課題実行アプリケーションは Eclipse を用いて開発した. Eclipse は携帯端末のアプリケーション開発に広く用いられる[4]フリーソフトである. アプリケーションの流れを以下に示す.

- ① Back 数を選択し, Start をタッチ(本実験では 2Back と指示).
- ② 30 秒間の安静画面を注視.
- ③ 約 30 秒間のタスクを実施(タスク画面).
- ④ ②と③を 5 回繰り返す.
- ⑤ 終了処理を実施.

Fig.3(a)~(d)にそれぞれの画面を示す.

2.5 実験環境

本実験では, 着座, 起立, 歩行の 3 状態で N-Back タスクを行う. 全状態において首を下げないように注意した. 被験者は着座状態では椅子に座り, 起立状態ではその場に立ち, 歩行状態では自由に歩行しながら課題を行う. スマートフォンを操作しながらの歩行は危険を伴うため, 実験室内に広いスペースを確保し, 被験者の安全を十分に確保した上で実験を行った. 加速度の方向は Fig.4 に示すとおりである.

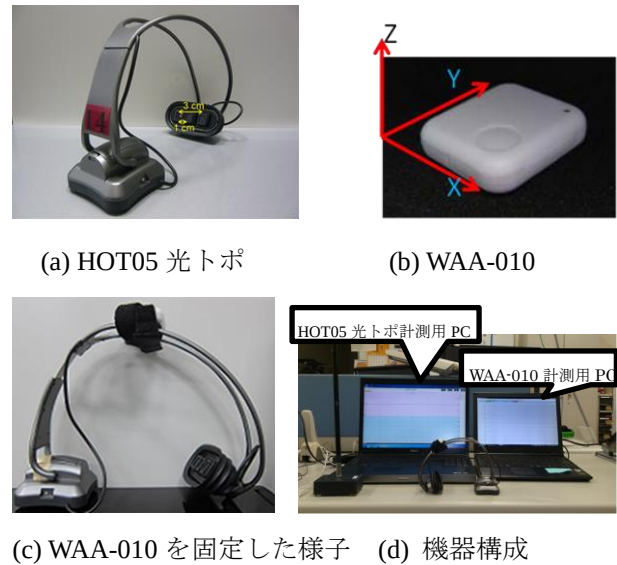
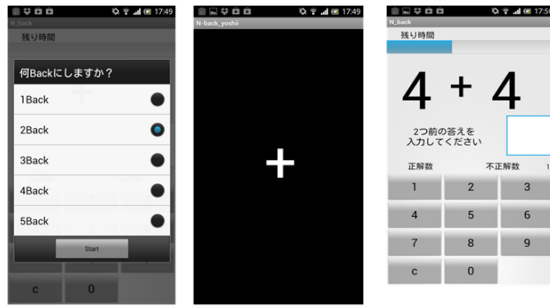


Fig.1 使用機器及び機器構成

安静 (着座)	N-Back (着座)	安静 (着座)	N-Back (着座)	安静 (着座)	N-Back (着座)	安静 (着座)	N-Back (着座)	安静 (着座)	N-Back (着座)
30秒	30秒	30秒	30秒	30秒	30秒	30秒	30秒	30秒	30秒
計5分=1セット									

Fig.2 1 状態の課題の流れ



(a)Back 数選択画面 (b) 安静画面 (c)タスク画面



(d) 終了画面および処理

Fig.3 開発したアプリケーション画面

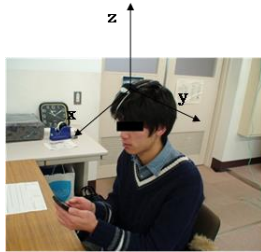


Fig.4 加速度の向き

3. 結果

3.1 データの前処理

HOT05 から出力されるデータには装置固有のノイズや体動(脈や拍動)によるノイズが存在する。これらを除くために MATLAB にてローパスフィルタ(1[Hz], バターワースフィルタ)およびハイパスフィルタ(1/120[Hz], バターワースフィルタ)をかけた。前処理前後の信号の比較を Fig.5(a)に示す。WAA-010 では加速度がゼロである状態でも一定のオフセット値が確認できたため前処理として出力データとそのオフセット値の平均との差をとることとした。その結果を Fig.5(b)に示す。

3.2 NIRS の出力データ

Fig.6(a)~(c)に、ある被験者の着座、起立、歩行状態における脳血流量変化の波形を示す。図の赤い部分はタスク中を示す。各状態で安静時と比較しタスク時の脳血流量に差が存在することがわかる。また、着座および起立状態と比較して、歩行状態の脳血流量変化の幅が大きいこともわかる。これは歩行によって生じた測定部の動き(外乱)に起因するものと考えられる。

3.3 加速度センサの出力データ

Fig.7(a)~(c)にある被験者の着座、起立、歩行状態における加速度変化の波形を示す。前項と同じく赤い部分はタスク中を示す。青線が x 方向加速度、赤線が y 方向加速度、緑線が z 方向加速度を示す。着座および起立状態と比較して、歩行状態の加速度変化の絶対値が大きい傾向が示されており、予想通り外乱の影響をもっとも大きく受ける状態は歩行状態であることが計測結果から示された。

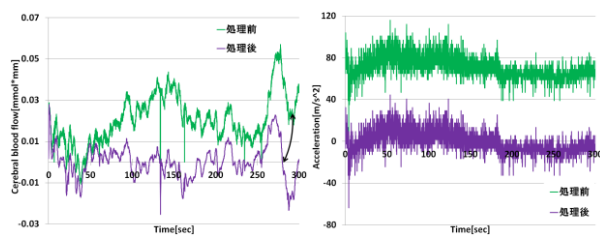
4. 解析

4.1 安静-タスク間の t 検定

タスク時の前頭前野の賦活の有無を推定するために、安静時およびタスク時の脳血流量の平均に対して対応のある t 検定を行った。なお、解析には SPSS を使用した。各被験者、各状態での結果を Table.1 に示す。赤字は有意水準 5% で有意な差が存在しないことを示す。Table.1 より、20 人中 19 人で、外乱の影響が大きいと思われる歩行状態においても、安静時とタスク時に有意な差が存在するという結果が得られた。被験者⑬は特異例であり、歩行状態において安静時とタスク時に有意な差が存在しないという結果となった。歩行状態における t 値の絶対値は着座状態と比較し、20 人中 13 人で小さいという結果が得られた。この結果は t 値を脳の賦活に関する推定精度の指標として考えると、外乱のある状況下では推定精度が減少することを示唆している。

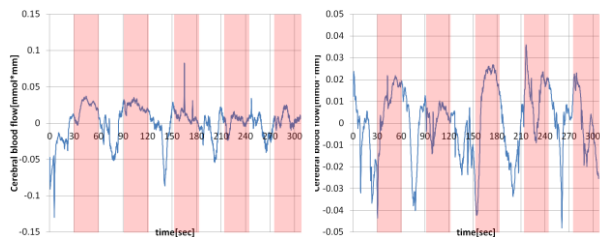
4.2 脳血流量変化の周波数スペクトル解析

前項では歩行による頭部の加速度変化がNIRSの推定結果に悪影響を及ぼす可能性を示唆したが、次にその影響を減少させる方策に関して検討を行った。実験実施時にできるだけ頭部を動かさないように工夫を行うことも一つの可能性であるが、ここでは歩行の周期性に着目し外乱成分を減らす可能性に着目した。まず脳血流量データの周波数スペクトル解析を行った。着座、起立、歩行状態の解析結果を比較し、歩行状態に特有の周期成分が確認できればそれが歩行の影響であると考えられる。Fig.8にある被験者の解析結果を示す。青線は着座状態、赤線は起立状態、緑線は歩行状態の脳血流量変化の周波数スペクトルを示す。縦軸はパワースペクトル密度(Power Spectral density:PSD)であり、横軸は周波数を示す。着座および起立状態と比較して、歩行状態にのみ0.5[Hz]付近にピークが存在することが示されている。

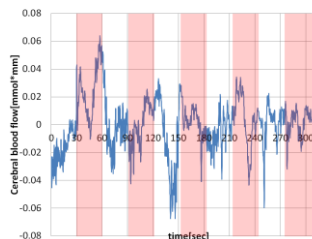


(a) HOT05 光トポ (b) WAA-010

Fig.5 前処理前と後の比較

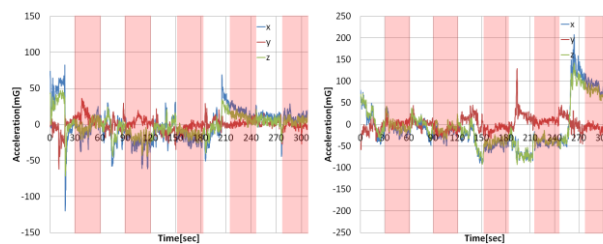


(a) 着座状態 (b) 起立状態

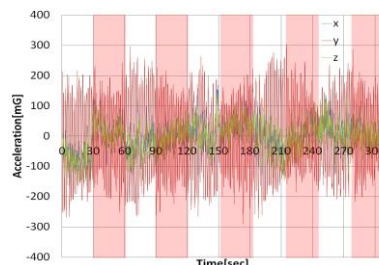


(c) 歩行状態

Fig.6 脳血流量変化の波形



(a) 着座状態 (b) 起立状態



(c) 歩行状態

Fig.7 加速度変化の波形

Table.1 t 検定結果

被験者 番号	t 値		
	着座	起立	歩行
1	16.47	7.052	5.354
2	15.47	9.203	14.91
3	13.81	8.295	25.11
4	9.666	12.71	8.239
5	19.43	14.95	7.383
6	33.54	23.88	18.56
7	8.040	4.406	21.78
8	6.617	5.217	4.579
9	6.994	10.81	5.925
10	3.850	20.23	26.99
11	4.368	7.149	16.15
12	3.224	20.15	16.89
13	10.26	11.77	0.182
14	14.64	18.38	28.62
15	19.12	7.929	3.421
16	32.23	21.96	7.716
17	12.30	6.590	6.473
18	16.62	20.84	7.406
19	21.58	15.93	34.35
20	15.07	7.927	9.798

4.3 加速度変化の周波数スペクトル解析

歩行状態に特有のピークの原因を特定するため、加速度波形の周波数スペクトル解析を実施した結果を Fig.9 に示す。着座および起立状態においては、xyz 全ての方向の周波数スペクトルに特徴的なピークは観察されないが、歩行状態においては、全ての被験者、全ての方向で特徴的なピークが観察されている。これは歩行によって頭頂部に周期的な振動が発生していることを示している。歩行状態において、x 方向および z 方向は類似のピークを持つのに対し、y 方向は異なる周波数のピークが観測されている。これは、x 方向加速度および z 方向加速度が前に進むために発生する加速度に対応しているのに対し、y 方向加速度は前に進むために出す足によって左右に揺れることで発生する加速度であるためと考えられる。歩行状態における y 方向加速度の最も大きいピークと、Fig.8 に示す歩行状態における脳血流量変化の周波数ピークを比較すると、似通った周波数であることがわかる。以上から主に y 方向加速度が脳血流量変化に影響を与えると結論づけることができる。

4.4 歩行状態における脳血流量変化ピークと加速度変化ピークの比較

前項の脳血流量のピークと y 方向加速度ピークが一致する可能性を更に検証するため、全被験者でピーク周波数の比較および実験中に主観的に評価した各被験者の歩行速度を Table.2 に示す。ここで歩行速度は 5 が最も早く、1 が最も遅いことを示す。

Table.2 から、ピークを確認できなかった被験者⑰を除き、すべての被験者において脳血流量ピーク周波数と y 方向加速度ピーク周波数が $\pm 0.05[\text{Hz}]$ 内に収まっていることが示されている。以上から y 方向加速度が主に脳血流量変化に影響を与えることが確認できた。

また、各被験者でピーク周波数が異なることも示されており、歩行速度とピーク周波数を比

較すると歩行速度の大きい被験者はよりピーク周波数が大きい傾向が見られた。縦軸に歩行速度、横軸にピーク周波数とした歩行速度とピーク周波数の関係を Fig.10 に示す。この結果から、各被験者でピーク周波数が異なる原因は歩行速度であると示唆される。

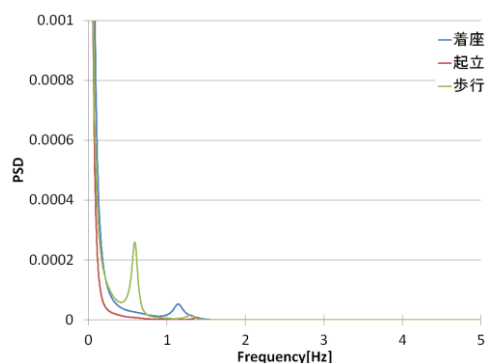


Fig.8 脳血流量変化スペクトル解析結果

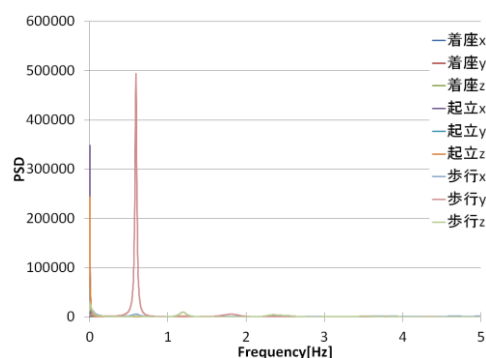


Fig.9 加速度変化周波数スペクトル解析結果

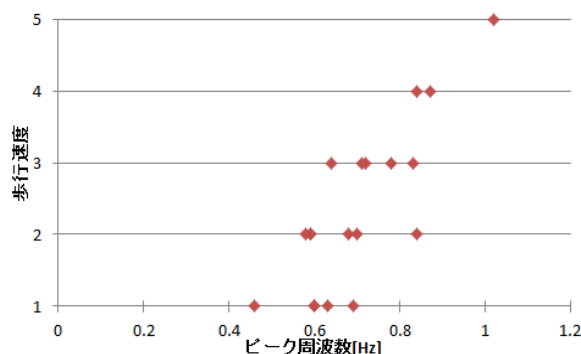


Fig.10 歩行速度とピーク周波数の関係

Table.2 歩行状態における周波数ピークの比較

被験者 番号	ピーク周波数[Hz]		ピーク差[Hz] (脳血流-加速度)	歩行 速度
	脳血流	加速度		
1	0.62	0.63	-0.01	1
2	0.71	0.71	0.00	
3	0.86	0.87	-0.01	4
4	0.52	0.84	0.00	4
	0.84			
5	0.58	0.59	-0.01	2
6	0.59	0.59	0.00	2
7	0.70	0.70	0.00	2
8	0.68	0.64	0.04	3
9	0.69	0.68	0.01	2
10	0.79	0.84	-0.05	2
11	1.02	1.02	0.00	5
12	0.47	0.46	0.01	1
	0.85			
13	0.75	0.78	-0.03	3
14	0.69	0.69	0.00	1
15	0.71	0.71	0.00	3
16	0.60	0.60	0.00	1
17	なし	0.60		1
18	0.83	0.83	0.00	3
19	0.58	0.58	0.00	2
20	0.68	0.72	-0.04	3

5. 外乱の除去による推定精度の向上

前章ではy方向の特定の周波数成分の外乱が脳血流量データのノイズとして混入していることを明らかにした。本章ではフィルタリングを用いてそのノイズを除去することにより脳活動の賦活に関する推定精度を向上させる可能性について検討を行った結果を示す。

5.1 外乱の除去

外乱を除去するために、特定の周波数成分を遮断するバンドストップフィルタを準備しピーク成分の除去を行った。まず、歩行状態における加速度変化波形のピーク成分を脳血流量

波形から除去した。次に着座状態と歩行状態の脳血流量変化の周波数スペクトル解析結果を比較し歩行状態に特有のピーク成分を除去した。加速度周波数スペクトル解析結果から得られたピーク周波数に対応する信号成分をフィルタリングにより除去した歩行状態の脳血流量変化の波形および周波数スペクトル解析結果を Fig.11 に示す。Fig.11(a)とピーク除去前の Fig.6(c)と比較すると、歩行による加速度の影響と考えられる変動が緩和されていることが分かる。また、Fig.11(b)とピーク除去前の Fig.8と比較すると、歩行状態に特有のピークが除去されていることが分かる。

5.2 除去後の安静-タスク間の t 検定結果

外乱成分を除去した脳血流量データに対して、4.1 章で述べた手法で全被験者において t 検定を行った結果を Table.3 示す。

Table.3 から、20 人中 19 人の被験者でピーク除去後の t 値の絶対値が上昇していることがわかる。この結果より、タスク実行時の脳活動の賦活に関する推定精度が向上したと考えられる。しかし、被験者⑬のように t 値の絶対値が減少する被験者も存在する。4.1 章で述べたように被験者⑬はピーク除去前の t 値の絶対値が非常に小さい値であった。これは、安静時と比較してタスク実行時の脳血流量変化に有意な差が明確には認められないことを示している。つまり、脳活動の賦活の量が少ないことを意味しており、このような場合は外乱に起因するピークを除去しても推定精度の向上は期待できないことを示唆している。この被験者の場合のような例外もあるが、ほとんどの被験者に関しては脳血流量データから加速度に起因する外乱成分を除去することにより、脳活動の賦活に関する弁別精度の向上が可能であることが示された。

6. 結論

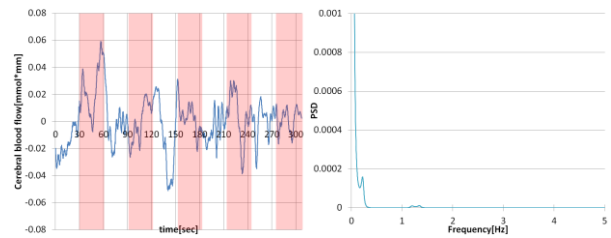
本研究では、人間が行動することによって副次的に発生する頭の動き(外乱)による NIRS 計測結果に対する影響を評価および検討した。更に、外乱の影響を排除するために実施すべき処理を検討し、外乱に起因する周波数成分を除去することにより弁別精度を向上させる可能性を示した。

この結果より、現実的環境において NIRS 装置を用いた脳機能計測を行う際には、頭頂部の加速度も同時に計測し、その結果に基づき脳血流量データの後処理を行うことで推定精度の向上が見込まれるという結論が得られた。

今後はより現実的な環境における NIRS 計測の精度向上に本研究成果を応用していく予定である。

7. 参考文献

- [1] 石田奨, “生体指標による適応インタフェースの研究” 東北大学, 2012
- [2] 白井文祥, ”複数同時 NIRS 計測によるプラント運転員の状態推定に関する研究” 東北大学, 2013
- [3] B.Willems, S.Hah, et.al., “En Route Data Communications Experimental Human Factors Evaluation,” US.Department of Transportation Federal Aviation Administration, 2010
- [4] 松岡 宣, 作りながら覚える Android プログラミング, Softbank Creative 株式会社, 2011



(a) 脳血流量波形 (b) スペクトル解析結果

Fig.11 ピーク除去後の歩行状態の脳血流量変化

Table.3 ピーク除去後の t 検定結果

被験者 番号	t 値		除去後- 除去前
	除去前	除去後	
1	5.354	5.926	0.572
2	14.91	15.04	0.136
3	25.11	25.29	0.179
4	8.239	8.313	0.074
5	7.383	7.781	0.398
6	18.56	19.64	1.083
7	21.78	22.56	0.776
8	4.579	4.723	0.144
9	5.925	6.362	0.437
10	26.99	27.38	0.388
11	16.15	17.35	1.198
12	16.89	18.16	1.278
13	0.182	0.180	-0.002
14	28.62	29.81	1.188
15	3.421	3.961	0.540
16	7.716	8.426	0.710
17	6.473	6.823	0.350
18	7.406	7.431	0.025
19	34.35	35.20	0.842
20	9.798	10.34	0.540