

スパースロジスティック回帰を用いた近赤外分光法による新生児脳活動記録データの解析 Analysis of NIRS Measurements in Newborns Using Sparse Logistic Regression

北園 淳*
Jun Kitazono

直井 望*
Nozomi Naoi

柴田 実†
Minoru Shibata

瀧野 裕‡
Yutaka Fuchino

萬田 暁§
Akira Manda

岡ノ谷 一夫*,¶,||
Kazuo Okanoya

明和 政子*,**
Masako Myowa-Yamakoshi

岡田 真人*,§,¶
Masato Okada

1. まえがき

近赤外分光 (NIRS) 脳機能計測装置は、近赤外光を用いて頭皮上から非侵襲的に脳活動を記録する装置である。多チャンネルのNIRS脳機能計測装置を用いることで、脳活動を頭表面の広い範囲にわたって記録することができる。近年NIRS脳機能計測装置は、その使用の簡便性から、fMRIや脳波計などでの計測が難しい新生児の脳活動計測において重要度を増してきている。しかしながら、現状では新生児の脳活動のうち、特に触覚刺激に対する応答については未解明な部分が多い。先行研究では、触覚刺激に対する応答についてチャンネルごとの応答を議論している[1]。

そこで本研究ではこの研究をさらに進め、一つのチャンネル毎ではなく、多チャンネルが示す応答パターンに着目した。NIRS脳機能計測装置による新生児の脳活動記録データに対し、スパースモデリングの一つであるスパースロジスティック回帰 (Sparse Logistic Regression, SLR) [2] を適用した結果を報告する。研究参加児の両手の掌に触覚刺激を提示した際の脳活動を記録し、その計測データから逆に、刺激提示時と非提示時の識別をSLRを用いて行った。また、推定精度の向上に寄与するチャンネルを選択することで、刺激の種類と脳活動パターンとの関係を議論する。

2. 方法

2.1. 被験者

保護者から研究参加への同意を得られた新生児10名 (女児3名) が被験者として研究に参加した。研究参加児の実験時の平均生後年齢は3.8日 (2-9日) である。また研究参加児は満期産児もしくは後期早産児であり、出産時の在胎月齢の平均は38.8週 (36-42週) である。本研究の実施に当たり、京都大学大学院医学研究科倫理委員会の承認を得ている (第E581番)。

2.2. 刺激

触覚刺激課題では、睡眠中の研究参加児に対し、両手の掌にモーターによる微振動を与えた。微振動は、25-30秒の間隔をはさみ、各10秒ずつ提示した。また、左右の掌を交互に刺激した。刺激は連続的なものと間欠的なものの二種類から成る。本研究ではこれらの刺激を区別せず、刺激のあるなしのみに着目して解析を行った。

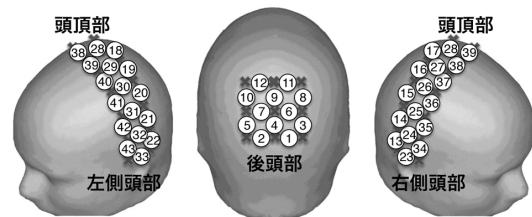


Fig. 1. 近赤外分光 (NIRS) 脳機能計測装置. チャンネル数は43であり、数字はチャンネルの番号を表す。チャンネルは側頭部、頭頂部、後頭部をカバーしている。

2.3. 計測システム

多チャンネルの近赤外分光 (NIRS) 脳機能計測装置 (FOIRE-3000/16; Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) を用い、175 msごとに脳血中の酸素化ヘモグロビンの変化量を計測した。用いた計測装置は43チャンネルから成り、後頭部に12チャンネル、側頭部から頭頂部に31チャンネル配置されている (Fig. 1)。

2.4. 計測の手続き

全10名の研究参加児が触覚刺激課題を行った。ただし、技術的な問題からこのうち8人のみに対しNIRSによる脳計測を行った。触覚刺激課題は各研究参加児につき、12.1試行 (SD=4.3) 行った。毛髪による遮蔽によりSN比が低いチャンネルは計測対象から除外した。また、アーチファクトと見做せる急激かつ大幅な変動が見られた場合には、そのチャンネルは解析対象から除外した。結果、各新生児ごとの解析に用いたチャンネル数の平均は、38.4 (SD=7.6) である。

2.5. スパースロジスティック回帰

ロジスティック回帰 (LR) は、線形の識別面を用いて二値判別を行う手法である。本研究では、このLRを関連度自動決定法 (Automatic Relevance Determination, ARD) によって拡張したスパースロジスティック回帰 (Sparse Logistic Regression, SLR) を用いた[2]。SLRでは、識別に寄与しない変数の識別面の重みを0にすることで、識別に寄与する変数を取り出すことが可能である。

識別面を

$$f(\mathbf{x}; \mathbf{w}) = \sum_{d=1}^D w_d x_d + w_0 \quad (1)$$

とする。ただし、 $\mathbf{x} = (x_1, \dots, x_D)^T$ は D 次元の入力ベクトル、 $\mathbf{w} = (w_0, w_1, \dots, w_D)^T$ は、識別面の定数項と重みを表す。 $f(\mathbf{x}; \mathbf{w}) = 0$ が二つのクラスの境界を表す。 N 個のサンプルからなるデータ集合 $\{(\mathbf{x}_1, y_1), \dots, (\mathbf{x}_N, y_N)\}$ が与えられたとする。ただし、 $\mathbf{x}_i$ は各入力データ、 y_i はそのクラス

* 科学技術振興機構 ERATO 岡ノ谷情報プロジェクト

† 京都大学医学部

‡ 首都大学東京大学院人文科学研究科

§ 東京大学大学院新領域創成科学研究科

¶ 理化学研究所脳科学総合研究センター

|| 東京大学大学院総合文化研究科

** 京都大学大学院教育学研究科

を表す二値変数であり $y_i \in \{0, 1\}$ である。このときLRは以下のようにベルヌーイ分布を用いて定式化される。

$$p(y_1, \dots, y_N | \mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_N, \mathbf{w}) = \prod_{n=1}^N p_n^{y_n} (1 - p_n)^{1-y_n} \quad (2)$$

$$p_n = \frac{1}{1 + \exp(-f(\mathbf{x}_n; \mathbf{w}))} \quad (3)$$

LRではこの確率モデルを用いて最尤推定を行うことによって $\mathbf{w}$ を求める。

SLRではさらに、識別面の重み $\mathbf{w}$ について次式で表される事前分布を導入する。

$$p(w_d | \lambda_d) = \mathcal{N}(w_d | 0, \lambda_d^{-1}) \quad (4)$$

$$p_0(\lambda_d) \propto \lambda_d^{-1} \quad (5)$$

ただし $\mathcal{N}(w_d | 0, \lambda_d^{-1})$ は平均0, 分散 λ_d^{-1} のガウス分布を表す。式(4)は、ARD事前分布と呼ばれ、 λ_d はハイパーパラメータと呼ばれる。SLRでは、識別面の重み $\mathbf{w}$ の推定とともに λ_d ($d = 1, \dots, D$) の推定を行う。この際、識別に寄与しない次元については、 $\lambda_d \rightarrow \infty$ となり、 $w_d = 0$ という推定値が得られる。このようにSLRでは、識別に寄与しない次元について、推定の過程で識別面の重みを自動的に0とすることで、その次元を取り除くことが出来る。また本研究では、このSLRに対して変分ベイズ法を用いて推定の高速化を行った手法を用いた[2]。

2.6. SC-value

本研究ではチャンネルを選択するために、SLRでの解析結果を基に計算される selection counting value (SC-value)[2]を用いる。SC-valueは、各チャンネルの重要度を表す指標である。SC-valueは交差検定に似た以下の手続きで計算される。まず、データをトレーニングデータとテストデータに分割する。トレーニングデータを用いてSLRによって重み $\mathbf{w}$ の推定を行い、テストデータによって識別精度を評価する。これを繰り返し、識別精度によって重みづけをした選択された頻度によってSC-valueは定義される。これを式で表すと以下ようになる。

$$SC(d) = \sum_{\{k | p(k) > 0.5\}}^K p(k) I(\hat{w}_d(k) \neq 0) \quad (d = 1, \dots, D) \quad (6)$$

ただし、 $\hat{w}_d(k)$ と $p(k)$ は k 番目の分割における重みの推定値と識別精度を表す。また、 $I(\cdot)$ は、条件が満たされたとき1, 満たされないとき0を取る指示関数である。

2.7. 解析

得られた計測データは、1タスクブロックの時間の2倍よりも遅いドリフトと振動を除くため、ハイパスフィルター (0.0125 Hz) にかけた。また、ノイズを除去するため5点移動平均をとった。刺激提示開始5秒前の期間の酸素化ヘモグロビン量の平均値をベースラインとし、刺激提示による相対的な変化量を解析対象とした。各チャンネルごとに、刺激提示5~10秒後の範囲で絶対値が最大となるピークを求めた。このピークから5秒後の期間の平均値を刺激提示による応答値とした。この応答値に対しSLRを適用し、刺激提示前と刺激提示後の識別に寄与するチャンネルの選択を行った。

3. 結果と考察

Fig. 2に、得られた研究参加児8名分のSC-valueを示す。この図から、各研究参加児ごとに後頭部から頭頂部、側頭

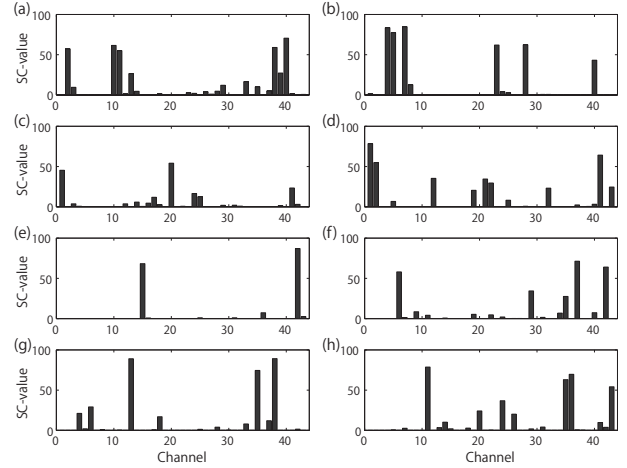


Fig. 2. 研究参加児8名分のSC-value.

部にかけて広い範囲のチャンネルが選択されていることがわかる。例えばFig. 2(a)では、チャンネル2, 10, 11, 38, 40でSC-value (上限値は100) が50を超えて高い値をとっており、後頭部から頭頂部のチャンネルが選択されている。一方で、Fig. 2(g)では、チャンネル13, 35, 38でSC-valueが高い値となっており、右側頭部から頭頂部のチャンネルが選択されている。このように、触覚刺激による広範囲における応答はチャンネルごとに解析を行った先行研究でも報告されている[1]。また、研究参加児間で選択されたチャンネルにばらつきがあり、個人差が存在することがわかる。従来の新生児を対象とした脳機能研究においても、大きな個人差が認められていたが、それが何に起因するかは解明されていない。今後は、より多種の触覚刺激や、聴覚刺激、視覚刺激でも同様の解析を行い、結果の差異や関連を検討することで、新生児の脳活動の個人差の要因を解明することが期待される。

4. まとめ

本研究では、多チャンネルのNIRS脳機能計測装置による新生児の脳活動を記録したデータに対し、スパースロジスティック回帰を適用した。触覚刺激提示時と非提示時の識別に寄与するチャンネルの選択を行い、頭部の広範囲に渡るチャンネルが選択されることを示した。この選択されたチャンネルによる識別性能の評価は今後の課題の一つである。また、研究参加児間で選択されるチャンネルに個人差があることを示した。今後、より多種の触覚刺激や聴覚・視覚刺激に対する脳活動を調べることで、この個人差の要因を解明することが期待される。

参考文献

- [1] Shibata, M., Fuchino, Y., Naoi, N., Kohno, S., Kawai, M., Okanoya, K., and Myowa-Yamakoshi, M. (2012). Broad cortical activation in response to tactile stimulation in newborns. *Neuroreport*. 23(6), 373–377.
- [2] Yamashita, O., Sato, M. A., Yoshioka, T., Tong, T., and Kamitani, Y. (2008). Sparse estimation automatically selects voxels relevant for the decoding of fMRI activity patterns. *NeuroImage*. 42(4), 1414–1429.