

Локальные модели при декодировании сигналов головного мозга

Маркин В. О

markin.vo@phystech.edu

Московский физико-технический институт

В работе рассматривается задача построения оптимального признакового описания в задаче декодирования сигналов. Рассматриваются электрические сигналы в коре головного мозга, записанные при помощи электрокортикографии (ECoG). Исходное признаковое пространство избыточно, модель прогнозирования оказывается неустойчивой. Для решения данной проблемы предлагается построить локальную модель аппроксимации сигнала. Это позволяет существенно снизить размерность признакового пространства и учесть пространственную структуру сигнала. В статье приведены результаты численных экспериментов на данных электрокортикограмм головного мозга обезьян. Проводится сравнение различных методов отбора признаков и гипотез порождения данных

Ключевые слова: *Локальные модели, отбор признаков, нейрокомпьютерный интерфейс*

Введение

Нейрокомпьютерный интерфейс (BCI) позволяет считывать сигналы нейронов головного мозга и декодировать их в команды исполняющей системы. Исследования в данной области позволяют восстанавливать дееспособность людей с нарушениями двигательных функций организма. Примером такой системы является система управления роботизированным протезом посредством мозговых импульсов.

Мозговая активность представляет собой совокупность электрических импульсов различной амплитуды и частоты, возникающих в коре головного мозга. Электроды, закрепленные в коре, позволяют считывать сигналы для их дальнейшего декодирования алгоритмами нейрокомпьютерного интерфейса.

Стандартные подходы к решению задачи состоят в извлечении информативных признаков из пространственных, частотных и временных характеристик сигнала [1, 2]. Боль-

шинство методов в смежных работах исследуют частотные характеристики [3, 4, 5]. Наиболее распространёнными моделями являются алгоритмы PLS [6, 7, 4], PCA [8, 9]. В работе [10] используются алгоритмы, построенные на скрытых марковских моделях. В работах [5, 9] авторы рассматривают различные участки сигнала в виде слов. В работе [11] задача отбора признаков сводится к задаче квадратичного программирования (Quadratic Programming Feature Selection [12]). Также для решения задачи используются нейросетевые модели [13]. В этой работе для извлечения признаков используются сверточная нейронная сеть, а для предсказания - сеть LSTM.

В данной работе для учета пространственной структуры сигнала предлагается построить локальную модель аппроксимации сигнала, поступающего от электродов. Параметры полученной локальной модели используются в качестве нового признакового описания. Данный подход позволяет снизить размерность пространства признаков и повысить устойчивость модели. Для достижения лучшего качества предлагается использовать приемы, приведенные в работе [14]. В данной статье предлагается перед непосредственным предсказанием траектории движения кисти определить движется ли она в данный момент или нет. Предлагается предсказывать траекторию руки и ее скорость, так как скорость сильнее коррелирована с импульсами, чем координата.

В вычислительном эксперименте используются данные электрокортикограмм обезьян с сайта neurotycho.org.

Постановка задачи

Задача прогнозирования траектории движения кисти состоит в следующем. Сигналы представляют собой временные ряды $\mathbf{S}(t) = \{\mathbf{s}_i(t) \in \mathbb{R}^{N_{ch}}, i \in \{1, \dots, m\}\}$ где N_{ch} - число каналов (электродов). Требуется предсказать координату кисти $y(t) \in \mathbb{R}^3$.

Регрессионную модель предлагается рассматривать как суперпозицию двух моделей: $f = g \circ h$, где модель g строит признаковое описание объекта выборки (в данном случае временного ряда $\mathbf{s}(t_i)$), а модель h прогнозирует ответ $y(t_i)$. В данной работе основное

40 внимание уделяется выбору модели g .

$$\mathbf{S}(t) \xrightarrow{g} \mathbf{X}(t) \xrightarrow{h} \mathbf{y}(t)$$

После построения признакового описания выборки $\mathbf{X}(t) = \{X_i(t), i \in \{1, \dots, m\}\}$ выбирается некоторая модель $h(\mathbf{X}, \mathbf{w}^*)$. Здесь \mathbf{w} - вектор параметров модели. Задается функция ошибки $L(\hat{\mathbf{y}}, \mathbf{y})$, где $\hat{\mathbf{y}}(t) = h(\mathbf{X}, \mathbf{w})$ предсказанные значения целевой переменной. Наилучшее значение вектора параметров модели находится решением оптимизационной задачи

$$\mathbf{w}^* = \operatorname{argmin}_{\mathbf{w}} L(h(\mathbf{X}, \mathbf{w}), \mathbf{y})$$

41 Литература

- 42 [1] Soichiro Morishita, Keita Sato, Hidenori Watanabe, Yukio Nishimura, Tadashi Isa, Ryu Kato,
43 Tatsuhiro Nakamura, and Hiroshi Yokoi. Brain-machine interface to control a prosthetic arm
44 with monkey ECoGs during periodic movements. *Frontiers in Neuroscience*, 8, dec 2014.
- 45 [2] David M. Alexander, Peter Jurica, Chris Trengove, Andrey R. Nikolaev, Sergei Gepshtein, Mikhail
46 Zvyagintsev, Klaus Mathiak, Andreas Schulze-Bonhage, Johanna Ruescher, Tonio Ball, and Cees
47 van Leeuwen. Traveling waves and trial averaging: The nature of single-trial and averaged brain
48 responses in large-scale cortical signals. *NeuroImage*, 73:95–112, jun 2013.
- 49 [3] César Márquez Chin, Milos R Popovic, Adam Thrasher, Tracy Cameron, Andres Lozano, and
50 Robert Chen. Identification of arm movements using correlation of electrocorticographic spectral
51 components and kinematic recordings. *Journal of Neural Engineering*, 4(2):146–158, apr 2007.
- 52 [4] Andrey Eliseyev and Tatiana Aksenova. Stable and artifact-resistant decoding of 3d hand
53 trajectories from ecog signals using the generalized additive model. *Journal of Neural Engineering*,
54 11, oct 2014.
- 55 [5] Carlos A. Loza and Jose C. Principe. Unsupervised robust detection of behavioral correlates in
56 ECoG. In *2017 8th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*. IEEE,
57 may 2017.

-
- [6] Roman Rosipal and Nicole Krämer. Overview and recent advances in partial least squares. In *Subspace, Latent Structure and Feature Selection*, pages 34–51. Springer Berlin Heidelberg, 2006.
- [7] Andrey Eliseyev and Tetiana Aksenova. Penalized multi-way partial least squares for smooth trajectory decoding from electrocorticographic (ECoG) recording. *PLOS ONE*, 11(5):e0154878, may 2016.
- [8] Hai bin Zhao, Chun yang Yu, Chong Liu, and Hong Wang. ECoG-based brain-computer interface using relative wavelet energy and probabilistic neural network. In *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. IEEE, oct 2010.
- [9] Yilin Song, Yao Wang, and Jonathan Viventi. Unsupervised learning of spike patterns for seizure detection and wavefront estimation of high resolution micro electrocorticographic (μ ECoG) data. *IEEE Transactions on NanoBioscience*, 16(6):418–427, sep 2017.
- [10] Rui Zhao, Gerwin Schalk, and Qiang Ji. Coupled hidden markov model for electrocorticographic signal classification. In *2014 22nd International Conference on Pattern Recognition*. IEEE, aug 2014.
- [11] Anastasia Motrenko and Vadim Strijov. Multi-way feature selection for ecog-based brain-computer interface. *Expert Systems with Applications*, 114, 07 2018.
- [12] I Rodriguez-Lujan, R Huerta, C Elkan, and C Santa Cruz. Quadratic programming feature selection. *Journal of Machine Learning Research*, 2010.
- [13] Ziqian Xie. Deep learning approach for brain machine interface. 2018.
- [14] Nicholas Szrama David T Bundy, Mrinal Pahwa and Eric C Leuthardt. Decoding three-dimensional reaching movements using electrocorticographic signals in humans. *Journal of Neural Engineering*, 13, feb 2016.