

СРАВНЕНИЕ ДВУХ МЕТОДОВ НЕИНВАЗИВНОГО ВСІ

Якуцевич А.

Брестский государственный технический университет, г.Брест

Мозго-компьютерный интерфейс (Brain-Computer interface (BCI)), называемый также мозго-машинным интерфейсом (Brain-Machine interface (BMI)), стремительно развивается в последнее десятилетие (см. вступительную статью в Nature от 13 июля 2006) и сейчас рассматривается как одно из наиболее успешных применений нейронаук, т.к. он дает возможность улучшать качество жизни людей с нейрофизиологическими повреждениями (перенесших инсульт, имеющих церебральный паралич, мышечную дистрофию и т.д.).

Методы ВСІ можно разделить на инвазивные и неинвазивные. В инвазивных методах производится хирургическая имплантация электродов преимущественно в моторные и премоторные фронтальные области коры головного мозга (обзор в Pesaran et al., 2006). В случае неинвазивных методов используется электроэнцефалограмма (ЭЭГ), записанная с поверхности головы. Исследование неинвазивных методов началось с 70-ых годов, когда Жак Видаль сконструировал первую систему ВСІ, которая использовала визуальные вызванные потенциалы (Vidal, 1973). С помощью этой системы стало возможным передвигать на экране курсор с помощью определенного системой направления устремления взгляда. Эта идея позже была улучшена Суттером (Sutter, 1992), Миддендорфом (Middendorf et al., 2000) и другими. Среди других неинвазивных ВСІ различают системы, основанные на вызванном потенциале P300 в париетальном кортексе для различения предпочтительных стимулов от остальных (Donchin et al., 2000; Sellers and Donchin, 2006; Piccione et al., 2006). Группа в Тюбингене (Германия) использует медленные потенциалы коры головного мозга (slow cortical potentials (SCP)), записанные с макушки головы (Kubler et al., 2001; Birbaumer et al., 2000). Группа в Вардсворте (Wardsworth BCI group) использует десинхронизацию событиями (event-related desynchronization (ERD)) в области мю- и бета-ритмов с применением авторегрессионного спектрального анализа (Wolpaw et al., 2000). С использованием этого способа возможно перемещать курсор в вертикальном направлении (вверх-вниз) и, как было представлено недавно, так же дополнительно и в горизонтальном направлении, что дает возможность достичь мысленно любой точки на плоскости (Wolpaw and McFarland, 2004). Эти две группы показали, что только с помощью тренировок можно достичь генерации головным мозгом соответствующих образов ЭЭГ. Иной метод ВСІ использует только машинное обучение самой системы (Anderson, 1997). Однако существует множество групп, которые совмещают как обучение субъекта, так и машинное обучение. Группа в Граце, используя парадигму, схожую с используемой в Вардсворте, включила в концепцию ВСІ так же и обучение самой системы. С использованием данного метода они добились управления курсором, а так же в ортопедическом приборе открытия и закрытия кисти руки (Pfurtscheller et al., 2000). Группа IDIAP в Мартини использует локальные нейронные классификаторы на основе квадратичного дискриминантного анализа (Millan et al., 2002), что позволяет субъекту управлять моторизированной инвалидной коляской. Для достижения этой цели использовалось мысленное движение правой/левой руки, мысленное вращение куба, вычитание цифр и словесные ассоциации (Milan et al., 2004). Группа в Берлине использует ERD совместно с участками отрицательности SCP для построения системы ВСІ, которая достигает точности 95% в решении бинарных задач (Blankertz et al., 2007). Данная методика была ими также использована для движения пальца и плеча виртуальной руки по данным ЭЭГ, записанным со скальпа над моторным кортексом.

В данной работе были использованы данные, полученные на факультете медицинской информатики института биомедицинской инженерии в технологическом университете Граца (представленные в интернете для соревнований в области ВСІ). Данные полу-

чены в эксперименте, когда субъект мысленно контролировал прямоугольник на экране монитора с использованием мысленных движений правой/левой руки после представления сигнала. Эксперимент состоял из 7 этапов с сорока попытками в каждом. Таким образом в рассмотрение бралось 280 записей ЭЭГ. Данные ЭЭГ были дискретизированы с частотой 128 Hz и отфильтрованы в интервале 0.5-30 Hz.

Среди всех данных для последующего анализа были отобраны только записи с двух электродов в области C3 и C4 (международная система 10-20), которые отображают активность моторного кортекса в левом и правом полушарии.

Данная работа сосредоточена на сравнении качества определения мысленного движения правой/левой рукой с помощью методов, используемых в Вардсворте (Wolpaw et al., 2000) и Берлине (Blankertz et al., 2007).

Первый метод заключается в том, что для данного временного ряда вычисляется спектр преобразования Фурье. Для очистки данного спектра от влияния гаусового шума используется авторегрессионный спектральный анализ. В полученном спектре берется в рассмотрение только область 8-12 Hz, соответствующая мю-ритмам. Данные ритмы отражают активность моторных и зеркальных нейронов в моторном и премоторном кортексе. Для определения мысленного движения используется высота спектра в рассматриваемом интервале. При этом используется то, что при движении (мысленном движении) амплитуда мю-волн подавляется. Сравнивая амплитуды, в этих областях C3 и C4 находится полушарие, где данное подавление активности наиболее существенно. Тем самым делается вывод о сопоставлении с мысленным движением правой/левой руки.

Второй метод основан на медленных потенциалах (SCP). Сигнал ЭЭГ вначале пропускается через усредняющий фильтр, а затем умножается на функцию $1 - \cos(\pi x / 128)$. В полученной последовательности с помощью прямого и обратного преобразований Фурье выбираются низкие частоты (1-4 Hz). Результирующий сигнал на промежутке 200 ms усредняется до четырех значений. Тем самым мы имеем 8 значений (по четыре с C3 и C4). Классификация данных производится с использованием машины опорных векторов (support vector machine (SVM)) для нахождения разделяющей прямой.

Эксперименты показали, что для рассматриваемой последовательности ЭЭГ с помощью обоих методов верный процент распознавания составляет в пределах около 85%. Тем самым эти методы дают хорошую классификацию даже только для двух каналов электроэнцефалограммы.

Литература

1. Anderson C.W. Effects of variations in neural networks topology and out averaging on the discrimination of mental tasks from spontaneous electroencephalogram. *J. Intell. Syst.*, 1997; 7:165-190.
2. Birbaumer N, Kubler A., Ghanayim N., Hinterberger T., Perelmouter J, Kaiser J, Iversen I., Kotchoubey B., Neuman N., Flor H. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2000; 8:190-192
3. Blankertz B., Dornhege G., Krauledat M., Muller K-R., Curio G. The noninvasive Berlin brain-computer interface: fast acquisition of effective performance in untrained subject. *Neuroimage*, 2007; 37(2):539-550
4. Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. The mental prosthesis: assessing the speed of P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2000, 8:174-179.
5. Kubler A., Kotchoubey B., Kaiser J., Wolpaw JR., Birbaumer N. Brain-computer communication: unlock the locked-in. *Psychol. Bull.* 2001; 127:358-375.
6. Middendorf M., McMillan G., Calhoun G., Jones KS. Brain-computer interface based on steady steady-state visual evoked response. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2000; 8:211-213
7. Millan J.D.R., Mourino J., Franze M., Cinnotti F., Varsta M., Heikkinen J., Babiloni F. A local neural classifier for recognition of EEG pattern associated to mental tasks. *IEEE Tras. on Neural Networks*, 2002; 13(3): 678-686

8. Millan J.D.R., Renkens F., Mourino J., Gerstner W. Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 2004
9. Piccione, F., Giorgi, F., Tonin, P., Priftis, K., Giove, S., Silvoni, S., Palmas, G., Beverina, F. P300-based brain computer interface: reliability and performance in healthy and paralyzed participants. *Clin. Neurophysiol.* 2006, 117:531-537
10. Pesaran B., Musallam S., Andersen R.A. Cognitive neural prosthetics. *Current Biology.* 2006; 16:2:77-80.
11. Pfurtscheller G., Guger C., Muller G., Krausz G., Neuper C. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neurosci. Lett.* 2000; 292:211-214
12. Sellers E.W, Donchin E. A P300-based brain computer interface: initial tests by ALS patient. *Clin. Neurophysiol.* 2006, 117: 538-548
13. Sutter E.E. The brain response interface: communication through visually-introduced electrical brain responses. *J. Microcomput Appl.* 1992; 15:31-45
14. Vidal J.J. Towards direct brain-computer communication. *Annu Rev Biophys Bioeng* 1973; 2:157-180
15. Wolpaw J.R., McFarland D.J., Vaughan T.M. Brain-computer interface (BCI) research at the Wadsworth Center. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 2000; 8:161-163
16. Wolpaw J.R., McFarland D.J. Control of a two-dimensional movement signal by noninvasive brain-computer interface in human. *Proc. of the Nat. Ac. of Sc. of the USA*, 2004
17. BCI competition 2003: <http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition/>