

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОМЕНТА НАЧАЛА ВЫПОЛНЕНИЯ ЗАДАЧИ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ДАННЫХ ЭЭГ

Бауэр А. В.

Научный руководитель: д.т.н. Спицын В.Г.

Национальный исследовательский Томский политехнический университет

anton.bauer@inbox.ru

Введение

Анализ электроэнцефалограммы (ЭЭГ) является на сегодняшний день перспективным методом построения систем взаимодействия человека с компьютером через использование интерфейсов мозг-компьютер (Brain-Computer interface, BCI). Как показывают многие исследования [1], использование BCI значительно ускоряет процесс реабилитации после инсультов и травм, связанных с частичной потерей подвижности.

Однако, системы, основанные на BCI, могут использоваться не только людьми с ограниченными возможностями. Бурно развивающаяся сегодня отрасль виртуальной реальности нуждается в разработках, которые позволят пользователю перемещаться в виртуальном пространстве независимо от того, какую конфигурацию и размеры имеет реальное пространство вокруг него. Такими разработками могут являться BCI, основанные на классификации данных ЭЭГ о представлении движения (Motor Imagery, MI). В данной статье будут рассмотрены некоторые проблемы BCI, основанных на представлении движения, а также способы их решения.

Проблемы интерфейсов мозг-компьютер

Первой проблемой на пути к реализации приемлемого для коммерческого использования BCI является определение моментов начала и окончания выполнения представления движения.

Другая проблема, требующая решения – составление обучающей выборки для алгоритма классификации данных ЭЭГ в целях определения типа представляемого движения (правая/левая рука, правая/левая нога и пр.). Большинство людей на сегодняшний день не имеют опыта взаимодействия с интерфейсами мозг-компьютер, основанными на представлении движения, а это значит, что их мозг не способен во время представления движения продуцировать активность достаточную для классификации действия. Данные ЭЭГ, собранные таким образом, требуют осторожной фильтрации, что замедляет работу с ними.

Существующие решения

Большинство исследователей для создания обучающей выборки используют указания испытуемым о том, какое движение в какой момент времени они должны представить. Такой подход имеет очевидные недостатки, главный из которых

– это невозможность однозначно удостовериться в том, что испытуемый действительно выполняет представление движения или представляет именно то движение, которое от него требуется.

Другим подходом к решению этой проблемы является использование пассивных движений. Пассивное движение – движение, выполняемое другим лицом или устройством без участия субъекта движения (испытуемого). Недостатком такого метода является необходимость в дополнительном оборудовании, что делает экспериментальную установку более громоздкой. Кроме этого, требуется синхронизация между устройством для снятия ЭЭГ и устройством для выполнения пассивного движения, что требует дополнительных вычислительных ресурсов и снижает скорость обработки данных.

На сегодняшний день исследователи используют размеченные промежутки времени, т.е. для каждого временного интервала однозначно определяется, какую задачу должен выполнять испытуемый в данный момент времени. Такой подход оправдан в рамках исследований, однако совершенно неприменим в системах для ежедневного использования, необходим механизм автоматического определения начала и окончания выполнения действия.

Предлагаемые решения

Использование для построения обучающей выборки активных движений лишено недостатков описанных выше способов. Согласно исследованиям [2], активность мозга во время выполнения активного движения схожа с активностью во время представления того же движения.

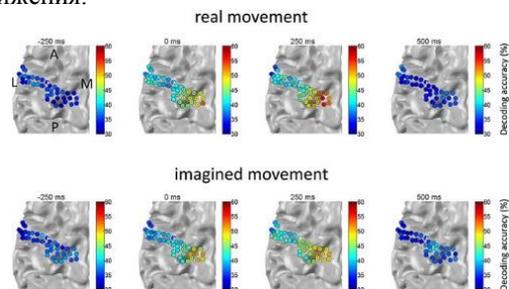


Рисунок 7. Активность мозга при выполнении активного движения и представлении движения.

Это позволяет сделать предположение о возможности использования активных движений для построения обучающей выборки, используемой для создания классификаторов данных о представлении движения.

Характеристики ЭЭГ

Существует множество характеристик ЭЭГ, каждую из которых можно отнести к одному из трех типов:

- временные характеристики;
- частотные характеристики;
- частотно-временные характеристики;

Частотные и частотно-временные характеристики не рассматриваются для задачи определения моментов начала и окончания действия, т.к. требуют больших вычислительных затрат, нежели расчет временных характеристик.

Ко временным относятся следующие характеристики:

- Среднее значение

$$\mu = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T x(t)$$

- Стандартное отклонение

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x(t) - \mu)^2}$$

- Первая производная

$$\delta = \frac{1}{T-1} \sum_{t=1}^{T-2} |x(t+1) - x(t)|$$

- Нормализованная первая производная

$$\bar{\delta} = \frac{\delta}{\sigma}$$

- Вторая производная

$$\gamma = \frac{1}{T-2} \sum_{t=1}^{T-2} |x(t+2) - x(t)|$$

- Нормализованная вторая производная

$$\bar{\gamma} = \frac{\gamma}{\sigma}$$

Использование нормализованных величин предпочтительнее из-за разницы в абсолютных значениях одной величины для задач представления движения и активного движения

Обработка сигнала

Подготовительным этапом является определение индивидуальных частот бета- и мю-ритмов [3]. Этот этап необходим для того, чтобы получить данные ЭЭГ с минимальным шумом. Такая фильтрация позволит упростить определение моментов начала и окончания выполнения задачи, а также избежать ложноположительных срабатываний.

Из поступающего сигнала выделяются составляющая, соответствующие бета-ритму мозга. Для этого сигнал пропускается через полосовой фильтр, нижняя частота среза которого на 2 Гц меньше рассчитанной индивидуальной частоты, а верхняя – на 2 Гц больше.

Для поиска начала и окончания выполнения задачи представления движения используется окно в 0,5 секунды. Для этого окна рассчитывается нормализованная вторая производная, после чего сравнивается со значением 2-й нормализованной

производной для предыдущего окна. При значительном различии между значениями детектируется либо начало последовательности и начинается ее запись, либо ее окончание и запись заканчивается.

Обработка сигнала для представления движения аналогична за исключением того, что из поступающего сигнала выделяется составляющая, соответствующая мю-ритму.

Экспериментальные данные

На сегодняшний день проводятся эксперименты с использованием иных признаков ЭЭГ. Кроме этого, варьируется ширина окна, в котором данные признаки рассчитываются. В качестве экспериментальных данных используется выборка, предоставленная для BCI Competition IV [4].

Выводы

В ходе исследований разработан метод подготовки обучающей выборки для классификации данных о представлении движения на основе данных об активном движении. Предложен метод определения моментов начала и окончания пользователем выполнения заданий.

Список источников

1. Ye Liu. A Boosting-Based Spatial-Spectral Model for Stroke Patient's EEG Analysis in Rehabilitation training // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. - 2016. - №24. - С 169-179
2. Hisato Sugata. Common neural correlates of real and imagined movements contributing to the performance of brain-machine interfaces. // Scientific Reports.- 2016. -№26
3. S. Parini. An automated method for relevant frequency bands identification based on genetic algorithms and dedicated to the Motor Imagery BCI protocol // Engineering in Medicine and Biology Society / 29th Annual International Conference of the IEEE, 2007
4. BCI Competition IV, [Электронный ресурс]. Режим доступа <http://www.bbc.de/competition/iv/>