

**РЕГИСТРАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ
ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗАМИ КОНЕЧНОСТЕЙ**

*Алексей Вячеславович Коршаков, канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр.
Тел.: 8 (915) 197 25 19, e-mail: korshakov_av@mail.ru
НИЦ «Курчатовский институт»
<http://www.nrcki.ru>*

В статье рассматриваются методы работы с паттернами поверхностной электрической активностью предплечья человека при жестикуляции для использования в системах управления встраиваемым и портативным оборудованием и игровыми системами. Рассмотренные методы могут также найти применение в системах управления протезами конечностей.

Ключевые слова: Регистрации электрических сигналов биологических объектов Компьютерные интерфейсы. Роботизированные протезы. Портативные устройства. Консоли ввода информации в интерактивные вычислительные системы.

Введение. В последнее время ускоряющийся прогресс в области робототехники и ассистивных технологий, технологий протезирования позволяет говорить о возможности изготовления протезов конечностей, способных достаточно хорошо имитировать движения естественных аналогов. Речь идёт о возможности копирования функционального содержания конечности в полной мере, а не только эстетики и внешнего вида. Развивающиеся технологии матричных ёмкостных поверхностных датчиков и сопутствующей электроники позволяют говорить даже об «очувствовании» искусственной конечности. Центральным вопросом в точном управлении таким сложным актуатором является система контроля, по возможности естественная и привычная для человека. Основной частью технологии, нацеленной на решение этой задачи, является интерфейс связи с компьютером, основанный на обработке активности уцелевшей мускулатуры в повреждённой конечности, или, та или иная форма интерфейса мозг-компьютер (ИМК) [1].



А.В. Коршаков

У описанной технологии могут быть и менее драматичные применения. Например, использование сигналов движения для интерпретации их не в двигательные акты протеза, а во вполне обыденные компьютерные команды типа открыть/закрыть окно операционной системы, или сигналы манипулятора типа «мышь». Удобство такого интерфейса в первую очередь может быть оценено пользователями портативных и игровых приложений. Среди доступных вариантов таких интерфейсов на сегодняшний день можно назвать в первую очередь устройство, описанное в [2], которое кроме электрических сигналов, регистрируемых с поверхности кожи, использует также информацию от бортовых акселерометров. Ещё одним аналогом системы контроля является устройство типа «Kinnect» и «Move», представляющие собой специфические джойстики игровых консолей, интерпретирующие в команды компьютера положения тела пользователя, регистрируемые посредством видеозахвата и инфракрасного дальномера [3; 4].

Запись и изучение электрической активности с поверхности рук может быть полезной для целей фундаментальных исследований – как непосредственный доказательный инструмент активности конечностей, что при синхронной регистрации ЭЭГ может служить подтверждением активности соответствующих управляющих зон головного мозга, в случаях, когда есть необходимость такого подтверждения.

Данная работа посвящена проверке возможности таких интерфейсов без применения специально разработанной техники и оборудования.

Методика. В целом опыты были направлены на проверку концепции и принципиальную возможность построения подобного интерфейса. В ходе подготовки к эксперименту на левой руке испытуемого крепился специальный браслет, с размещёнными

на нём электродами. Земляной электрод был расположен дистальнее всего от локтевой впадины (100 мм) на воображаемой линии, соединяющей центр локтевой впадины и центр ладони. Эта линия предоставляет собой азимутальную точку отчёта, а точка, отстоящая от локтевой впадины на 30 мм – точку отчёта аксиальной координаты. Остальные электроды крепились на воображаемом кольце, для которого аксиальная координата равна 0 – т.е. в точке, отстоящей от локтевой впадины на 30 мм. По азимуту электроды крепились так, чтобы все они, т.е. их совокупная область регистрации максимально захватывала мышцы, участвующие в выполнении использованных в работе жестов. Целью было, при ограниченном числе и месте крепления электродов (они не должны были мешать естественным движениям человека), регистрировать наибольший объём информации от специфических источников, участвующих в двигательной активности, или производных – вторичных источников, так или иначе являющихся откликами процессов управления положением руки и ладони при жестикуляции.

Для самой записи применялся несколько нестандартный подход. Запись проводилась на 45-канальном электроэнцефалографе на частоте 1 кГц. После проведения записи, в качестве предварительной обработки проводились следующие процедуры: данные фильтровались в диапазоне 0,01-450 Гц, применялся заградительный фильтр на частотах 50, 100 и 150 Гц. Далее данные разбивались на 2 частотных диапазона: от 0 до 5 Гц и от 5 до 120 Гц. В данной работе использовался только низкочастотный диапазон, несмотря на то, что в этих рамках сигналы, скорее всего, являются артефактами, связанными, например, с изменением контактных сопротивлений в области соприкосновения контактных электродов и кожи и возможно с другими эффектами. Выяснилось, что эти сигналы специфичны к жесту и несут информацию, по крайней мере, о взаимном положении системы «конечность-регистрирующие электроды». Сигналы частотного диапазона 5-120 Гц в данной работе не рассматривались. Они также, несомненно, несут информацию специфичную жесту, что в будущем может помочь усовершенствовать работу классификаторов жестов. Этот частотный диапазон будет предметом рассмотрения в дальнейшем.

Экспериментальный протокол. С использованием специального программного обеспечения и персонального компьютера на экране монитора по очереди демонстрировались заранее заготовленные фотографии руки человека, изображающие подготовленный список жестов. В задачу испытуемых входило повторение этих жестов. Каждый жест предьявлялся на 6 секунд, в течение которых испытуемый должен был из положения покоя поднять руку (положение покоя — свободное лежание руки на столе с расслабленными мышцами) и изобразить жест. Затем следовал 2-х секундный период паузы, в течение которого руку нужно было вернуть в расслабленное состояние.

Условия синхронизации по времени были реализованы следующим образом: в отдельный специализированный канал (синхро-канал) регистрирующего оборудования подавался сигнал высокого уровня стандартной логики о конкретной отметке времени в момент начала, конца теста, в момент появления на экране нового жеста, в момент начала периода паузы. Таким образом, выделялись промежутки времени, в рамках которых проводилась жестикуляция.

Полученные таким образом данные обрабатывались простейшими алгоритмами фильтрации, нормировались, сегментировались на периоды жестикуляции и паузы. При этом период жестикуляции можно сегментировать ещё на 3 периода: период первичной жестикуляции (начального движения из положения покоя), период становления жеста (предположительно, связанный с тонкой моторикой кисти и более точными движениями, по сравнению с движением из положения покоя - поднятия руки), и, собственно, жеста или установившегося жеста. Специально разделять эти 3 этапа от испытуемого не требовалось, требовалась естественность жестикуляции. Продолжительность 1-го и 2-го этапов жестикуляции была мала по сравнению с продолжительностью 3-го этапа. Все три этапа - неразделимые части одного действия и часто 1-й этап является отличительным признаком ценным в равной степени признакам 3-го этапа для распознавания

жеста, что связано с тем, что в различных жестах, даже при некоторой схожести конечных положений, пути их становления различны.

Для классификации жестов по этим сигналам был использован следующий приём. После фильтрации и нормирования всех сигналов на диапазон $[-1,1]$ вычислялась квадратичная сумма данных каждого канала, а результат подвергался процедуре q -наризации, в ходе которой из фильтрованных исходных дискретизированных данных производилась ещё менее гладкая функция путём разбиения пространства всех возможных значений на q диапазонов и присвоения значения q_i $i \in [0, N]$ каждой точке функции попадающей в i -й диапазон. Использовалось несколько значений N , в конечном итоге оказалось, что лучшие результаты дают небольшие значения N ($8 \leq N \leq 64$). Чем больше N , тем меньше потери информации и меньше «унифицированность» сигнала. С другой стороны при уменьшении N спады и пики имеют тенденцию становиться «более похожими», и, таким образом, происходит генерализация признаков для классификатора – распознающей нейронной сети. Каждая кривая имеет свои уникальные признаки и особенности, разумеется, существует некоторая вариабельность от эксперимента к эксперименту. В качестве классификатора была выбрана нейронная сеть PNN (Probabilistic Neural Network) [5]. Архитектура сети PNN базируется на архитектуре радиальной базисной сети, но в качестве второго слоя используется так называемый конкурирующий слой, рассчитывающий вероятность принадлежности входного вектора к конкретному классу, т.е. в нашем случае – к некоторому номеру жеста. Причём выигрывает тот входной вектор, для которого вероятность принадлежности к некоторому классу выше.

Результаты и обсуждение. Работа классификатора является ключевым моментом во многих приложениях связанных с человеко-машинными интерфейсами. Универсального стандартного решения не может существовать, и необходима постоянная потоковая коррекция для достижения устойчивых постоянных результатов. Тем не менее выбранный классифицирующий алгоритм устойчив, и может быть использован для «тренированного» пользователя с высокой стереотипичностью движений. Устойчивость классификации результатов сохраняется вплоть до 10-15% зашумления артефактами типа «пик» по величине составляющих до 20% от максимального значения сигнала. Для распознавания нет нужды во всём 6-секундном сигнале, при условии, что обучение прошло по некоторому начальному отрезку, «ответственному» за становление жеста. Остальная часть записи может использоваться для коррекции предварительного результата. Этот и другие подходы, связанные, например, с использованием другого метода смешивания каналов (или без такового вообще) или сигналов диапазона (5-120 Гц) могут положительно повлиять на результат.

Важно отметить, что никакие другие источники информации типа акселерометров и других приборов определения положения в пространстве принципиально не использовались. Также следует иметь в виду индивидуальный характер такого интерфейса, подразумевающий его использование конкретным человеком.

Выводы. В статье рассмотрен простейший метод получения данных об активности электрических источников в предплечье человека во время жестикуляции. Данная концепция измерений и обработки может быть использована для идентификации и различения жестикуляции человека по соответствующим паттернам. Можно указать на возможность использования такой технологии в научных исследованиях и в прикладной области, связанной с ассистивными технологиями и индустрией развлечений. Вычислительная сложность используемых алгоритмов мала, т.к. используются только простейшие арифметические операции над массивами и операция фильтрации. Оба типа вычислений хорошо реализуемы на современных микроконтроллерах.

Данная технология также может быть использована для идентификации мышечной активности в электроэнцефалографических опытах для её сопоставления с энцефалографической активностью.

Новизна результатов. Автор считает, что в данной работе новыми являются следующие положения и результаты:

1. Новаторской является концепция носимого устройства для регистрации электрических сигналов руки человека и определения её функционального состояния. При этом используется исключительно электрические сигналы, регистрируемые с контактных электродов. Не используются другие источники информации;

2. Алгоритм подготовки и выделения из регистрируемых сигналов составляющих, характеризующих движение руки при жестикуляции.

Литература

1. Бобров П.Д., Коршаков А.В., Роцин В.Ю., Фролов А.А. Байесовский подход к реализации интерфейса мозг-компьютер, основанного на представлении движений // Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. – М., 2012. Т. 62. № 1. С. 1-11.

2. <https://www.thalmic.com/myo/#>

3. <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>

4. http://ru.wikipedia.org/wiki/PlayStation_Move

5. Wasserman P.D. Advanced Method in neural computing. – New York: Van-Nostrand Reinhold, 1993.

Registration of muscle's electrical activity for limb prosthesis control

Alexei Vyacheslavovich Korshakov, PhD., Senior researcher

National Research Centre «Kurchatov Institute»

The paper deals with human forearm gesticulation electric activity patterns processing method for usage in control systems of embedded and portable devices, gaming systems. The considered methods could also be applied in limb prostheses controlling systems.

Key words: registration of bio-objects electrical signals, computer interfaces, portable devices, information input console for interactive computational systems.

УДК 621.311:681.5

К ВОПРОСУ ЭКОНОМИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ СОЗДАНИЯ ИНТЕГРИРОВАННЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ЭНЕРГООБЕСПЕЧЕНИЕМ

Александр Михайлович Баин, канд. техн. наук, докторант

Тел: (499)731-18-11, e-mail: evgen_uis@mail.ru,

Олег Иванович Лисов, д-р. техн. наук, проф.

кафедры «Информатика и программное обеспечение вычислительных систем»

Тел: (499) 731 18 11, e-mail: evgen_uis@mail.ru

Национальный исследовательский университет (МИЭТ)

<http://miet.ru>

Рассмотрены технико-экономические аспекты синтеза интегрированных систем управления энергообеспечением. Проанализированы составляющие экономического эффекта при внедрении интегрированных систем, созданных на основе предложенных авторами подходов.

Ключевые слова: системы управления энергообеспечением, экономическая эффективность, диспетчерское управление, распределительные электросети.