

# Компьютерный интерфейс с использованием электронных сигналов МОЗГА

А. Йованович

## 1. Введение

Нами разработано несколько поколений систем цифровой обработки сигналов (*ЦОС*), предназначенных для получения и анализа биомедицинских сигналов. Различные варианты этих систем использовались для проведения исследований в области измерения сердечной активности и изменений сердечного кровеносного давления, быстрых сигналов индивидуальных нейронов, (многоканальной) мозговой активности; акустических сигналов и др. Во всех этих областях (предсказание смерти от сердечной недостаточности, слежение за показателями жизненных функций, влияние медицинских препаратов на нервную систему, обнаружение эпилептической активации, ...) были применены возможности анализа сигналов в реальном времени, в особенности возможность соотносить некоторые биологические состояния с некоторыми свойствами или структурами в трехмерном пространстве.

Обычный компьютерный интерфейс, использующий клавиатуру и другие подобные устройства, является очень медленным. Широкое использование компьютерной графики частично революционизировало связь человек  $\leftrightarrow$  компьютер и позволило ввести новые полезные службы. Внедрение распознавания речи во взаимоотношение человека и компьютера ускорило эту связь. Все органы восприятия человека, поддающиеся контролю, сейчас уже используются в том, что можно было бы назвать целостным (классическим) интерфейсом человек–компьютер. Однако в случае невозможности использования этих органов восприятия,

мы, вероятно, научились бы генерировать по нашей воле некие обнаруживаемые физиологические состояния и затем использовать их в этом целостном интерфейсе. По ряду причин мы заинтересовались физиологией контролируемых человеком сигналов (*КЧС*) активности мозга. В случае успеха это в достаточной степени могло бы предложить дополнительный (или даже единственный) способ общения с другими людьми людям с нарушенными моторными и речевыми функциями.

## 2. Технология и метод

В качестве входного устройства мы использовали электроэнцефалограф ЭЭГ. Мы применяли несколько различных типов этих устройств, подавая их выходные сигналы на аналого-цифровые преобразователи (*АЦП*) компьютера. Это оборудование позволяло записывать до 16 каналов (или 8 разностных) с использованием классических *АЦП*. Недавно был завершен сбор данных с использованием предоставленных нам *Innovative Integration* (см. [6]) компьютеров, оборудованных *АЦП* типа *AD64* и специализированные платы ЦОС типа Texas Instruments TMS 320C32. Каждая из этих плат может работать одновременно с 64 аналоговыми каналами. Используя 4 такие платы в одной ЭВМ, мы расширили возможности системы до 256 каналов.

Входной сигнал на каждом из каналов представляет из себя непрерывную функцию времени:

$$\bar{s}_1(t), \bar{s}_2(t), \dots \bar{s}_m(t).$$

После оцифровки сигнала компьютером мы получаем:

$$s_1(t), s_2(t), \dots s_m(t).$$

Существует много методов обработки сигналов. Для получения характеристик, соответствующих состояниям КЧС, удобно использовать широко распространенный метод сигнальной спектроскопии, основанный на применении быстрого преобразования Фурье (см., например, [1], [2], ...).

Простое практическое преимущество Фурье-анализа сигнала  $s$  заключается в том, что он позволяет находить (ортогональные) периодические компоненты  $o_1, o_2, \dots$ . В случае, когда  $s$  содержит некоторые “существенно” различимые периодические компоненты, они могут

быть четко выделены. Алгоритм дискретного/быстрого преобразования Фурье позволяет решить последнюю задачу с достаточной точностью (тысячи коэффициентов Фурье) в реальном времени. К сожалению, чем больше разрешение, т.е. чем больше коэффициентов Фурье, соответствующих большему количеству измеренных точек сигнала (= большему временному интервалу), тем меньше точность нахождения периодических компонент сигнала. Это одна из основных особенностей, связанных с семантикой преобразования Фурье. Опуская обсуждение подобных деталей, заметим, что в конкретных случаях подобные недeterminированности удается успешно преодолеть.

### 3. Система

Идея в целом заключается в вычислении спектра *БПФ* или энергетического спектра вектора входных сигналов, выполнении некоторых операций над этим спектром и получении некоторых приемлемых представлений *KЧС*-состояний. Последние должны представлять из себя хорошо различимые спектральные характеристики. Кроме того, время их рассчета не должно превышать 0.05с., т.е. они должны вычисляться практически в реальном времени, с незаметной задержкой при работе интерфейса. Обычно электроэнцефалографы работают с частотами до 100 Гц. Следовательно, частота дискретизации сигналов до 200 АЦП в секунду может считаться достаточной. *KЧС*-состояния, которые мы рассматривали в практических задачах, были такие, которые представляли из себя частотную или амплитудную модуляцию за пределами указанного частотного интервала. Однако, для того чтобы получить достаточное частотное и временное разрешение для различных событий, с *БПФ* с использованием от 1K до 4K точек, мы оцифровывали наши сигналы с частотой от 5000 до 20000 отсчетов в секунду.

Сигналы  $s_1, \dots, s_n$  поступают на вход *БПФ*-буферов, их *БПФ*-спектр  $S_1, \dots, S_m$  считается практически в реальном времени. Чтобы усилить требуемые характеристики, мы умножаем полученные векторы покоординатно:

$$S(\omega) = \prod_{j=1}^m S_j(\omega), \quad \omega \in \text{dom}(S_1).$$

Таким образом, частоты, присутствующие во всех сигналах  $S_1, \dots, S_m$  бу-

дут представлены и в сигнале  $S$ , в то время как частоты, отсутствующие в некоторых из сигналов  $S_1, \dots, S_m$ , будут подавлены. Далее, поскольку сигналы жизнедеятельности мозга, зафиксированные разными электродами, в достаточной степени независимы, это влечет дополнительное подавление больших интервалов получаемого на выходе спектра. На рисунке 1 представлен один полный эксперимент с четырьмя сигналами, продолжительностью каждый в 5 секунд. В самой правой колонке частично изображены 4 сигнала.

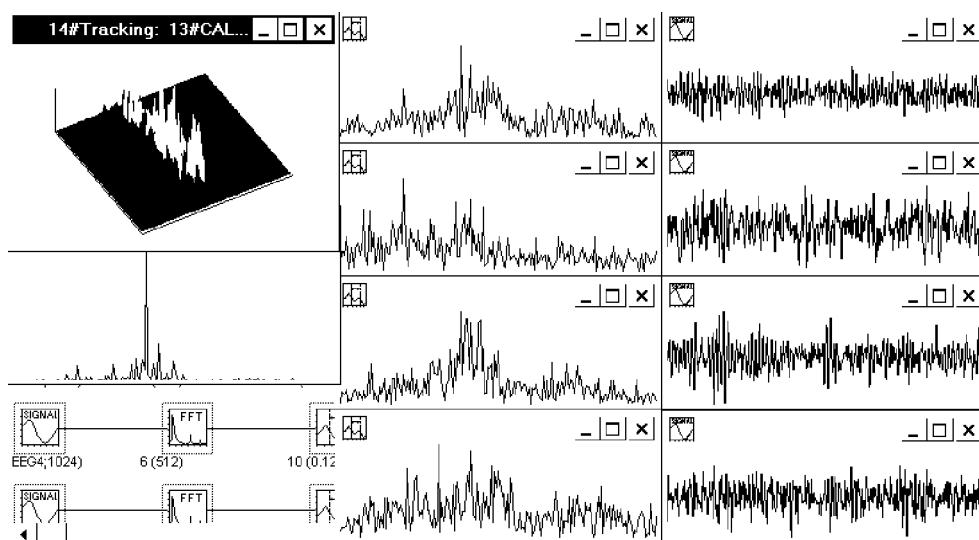


Рис. 1.

Далее показан соответствующий энергетический спектр. Извлекаются начальные участки этого спектра (не показаны на рисунке), а затем перемножаются, чтобы получить результирующий спектр, изображенный в середине левой колонки. Снизу приведен фрагмент системного окна. Временные изменения результирующего спектра (100 спектральных каналов на дорожку) представлены в левом верхнем углу окна. Все связанные объекты объединены, что изображено на соответствующих временных графиках. На рисунке 2 приведен тот же результирующий трехмерный или временной спектр, что и изображенный в левом верхнем углу рисунка 1.

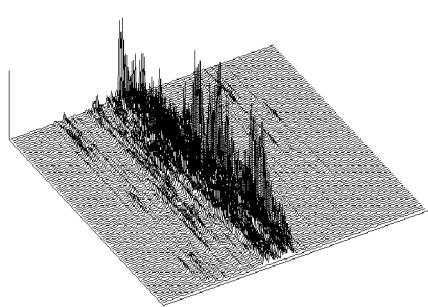


Рис. 2.

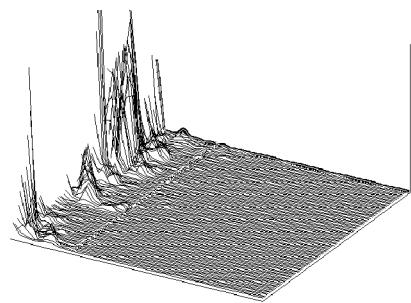


Рис. 3.

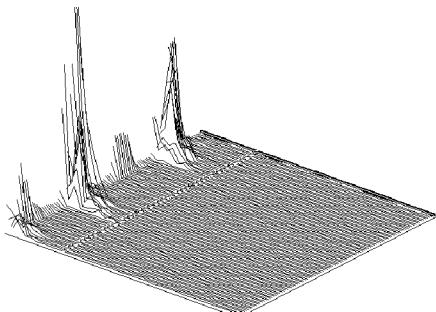


Рис. 4.

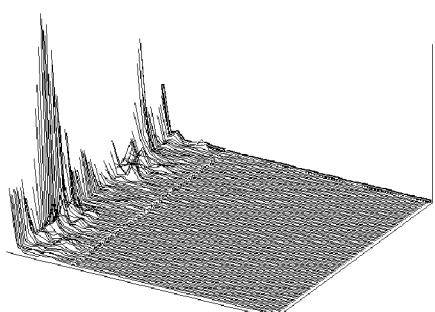


Рис. 5.

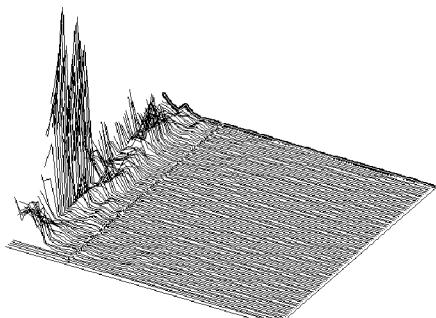


Рис. 6.

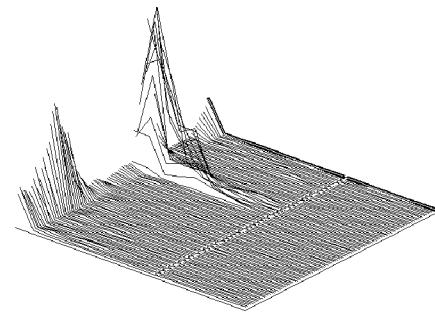


Рис. 7.

На результирующем спектре виден глобально хорошо различимый гребень, довольно устойчивый во времени, с центром на частоте  $10.5\text{ Гц}$ , круто падающий к нулю с обеих сторон. Рисунки 3 - 7 показывают результаты других экспериментов, включая изменение во времени энергетического спектра, подобного изображенному на рисунке 2. Все эти эксперименты имели длительность 5 секунд, с частотой дискретизации  $10\text{ Гц}$ . Линия, проведенная вдоль спектра показывает, что все важные особенности лежат ниже частоты  $10\text{ Гц}$ . Они могут быть сгруппированы в пики в следующих частотных полосах: ниже  $3\text{ Гц}$ ,  $4\text{--}6\text{ Гц}$ ,  $7\text{--}9\text{ Гц}$ , выше  $9\text{ Гц}$ ; и по интенсивности: низкой, высокой (и близкой к нулю). Продолжительность во времени этих спектральных характеристик составляет от 0.3 до 1 секунды. Все “импульсы” порождены усилиями воли человека. Путем тренировок любой человек может научиться контролировать подобные составляющие, представленные в КЧС. Далее, в зависимости от размера множества легко порождаемых КЧС, используя их в качестве кодовых команд, вроде азбуки Морзе, отдельный пользователь может определить вариант примитивного командного кода, предназначенного для внедрения в расширенный пользовательский интерфейс. Этот простой метод не мог бы работать без хорошо проявляющейся спектральной стабильности, особенно наглядно представленной на трехмерном спектре. Описываемая система содержит встроенный калькулятор, и может быть расширена путем использования определенных пользователем алгоритмов классификации и распознавания трехмерных спектральных характеристик.

Для извлечения большей информации из динамических (импульсных) сигналов потребуется вариант спектральной реконструкции (описанный в [3]): пусть  $p(t)$  есть (постоянный)  $\gamma$ -частотный импульс длительностью  $\Delta_p t$ ; пусть  $\Delta_{FFT} = n (= 2^k)$  – длина БПФ-буферов; если сигнал  $s(t)$ , содержащий импульс  $p$  в своей частотно-временной окрестности не имеет важных компонент, тогда траектория интенсивности линии  $\gamma$  в трехмерном спектре будет иметь вид трапецидальной фигуры, по которой легко найти  $p$  с точной интенсивностью.

Для получения большей скорости численных вычислений 5 лет назад мы разработали параллельные БПФ и векторные операции с использованием *транспьютерного гиперкуба*, однако, архитектура *транспьютеров* оказалась непригодной для использования вместе с системой ЦОС реального времени. Мы планируем полностью переработать всю насто-

ящую систему для реализации ее на параллельной *TI 62* архитектуре *Innovative Integration QUATRO* для получения многоканальной трехмерной системы спектроскопии высокого разрешения, работающей в реальном времени. Такая система будет удачным средством работы с *KЧС*. Настоящая версия системы является демонстрационной и доступна через [4] и [5], полная версия предоставляется бесплатно для использования в научных исследованиях и в области искусства.

*KЧС*-подход в настоящее время проходит проверку в ряде научно-исследовательских лабораторий. Методика *CCR*, Chidakash (=умный экран) Content Reader также связана с *KЧС*-подходом. Пусть  $M = \{m_1, m_2, \dots, m_k\}$  - набор умственных понятий, вместе с их уникальными физиологическими описаниями  $D = \{d_{m_1}, d_{m_2}, \dots, d_{m_k}\}$  и (графическим) представлением  $G_p = \{gp_1, gp_2, \dots, gp_k\}$ . Если  $D$  хорошо идентифицируемо, то может оказаться возможным научиться различать различные объекты  $\vec{d}$  из набора понятий  $S$  и разделять их на классы. Таким образом усовершенствованный *KЧС*-интерфейс как *punctus contra punctus* становится  $G$ -(Ли-) оператором над  $S$  с потенциально интересными показателями на выходе (см. рисунки 8 и 9);

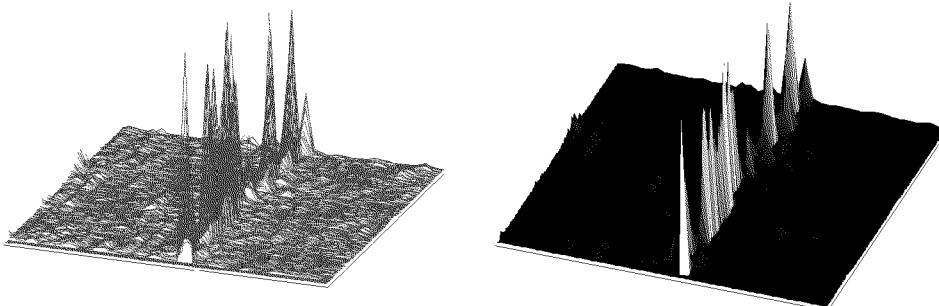


Рис. 8.

Рис. 9.

## Список литературы

- [1] Hwei P. Hsu, *Signals and systems*, Schaum's outline series, McGraw-Hill, 1995.

- [2] Openheim A. V., Schafer R. W., *Discrete-time signal processing*, Prentice Hall, 1989.
- [3] A. Jovanović, *Matematika u biologiji*, Matematički fakultet Beograd, 1997.
- [4] A. Jovanović, *CD-ROM GIS001*, Matematički fakultet Beograd, 1997.
- [5] <http://www.gisss.com>
- [6] <http://www.innovative-dsp.com>