

**К. В. Чагин<sup>1</sup>, А. Н. Савостьянов<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup> Новосибирский государственный университет  
ул. Пирогова, 2, Новосибирск, 630090, Россия

<sup>2</sup> НИИ физиологии и фундаментальной медицины  
ул. Акад. Тимакова, 4, Новосибирск, 630117, Россия

*kirillchagin@gmail.com, alexander.savostyanov@gmail.com*

## **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ИНТЕРВАЛОВ МОЗГОВОЙ РЕАКЦИИ ПРИ ПОМОЩИ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ НЕГЭНТРОПИИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ**

Разработана программная система, позволяющая определять временные интервалы, обозначающие момент «включения» мозга в решение задачи либо, наоборот, прекращение функциональной активности, существовавшей на предыдущем этапе. В основе лежит предположение о том, что амплитуда фонового мозгового сигнала имеет гауссово распределение, а распределение на эффективных интервалах, отражающих мозговую динамику, существенно отличается от нормального и имеет наибольшее значение негэнтропии. Поскольку на определяемых временных интервалах отражена именно мозговая динамика, разработанная система позволяет более точно проводить анализ мозговой активности и вычислять связанные с событием спектральные пертурбации.

*Ключевые слова:* электроэнцефалограмма, негэнтропия, ERSP, анализ независимых компонент.

### **Введение**

Одним из методов анализа мозговой активности является вычисление связанных с событиями спектральных пертурбаций (ERSP) [1]. ERSP отражает изменение спектральной мощности электроэнцефалограммы во времени в различных участках мозга. При использовании этого метода актуально определение временного интервала, на котором мозговая динамика принципиально отличается от соседних интервалов. Такой интервал отражает либо момент «включения» мозга в решение задачи, либо, наоборот, прекращение функциональной активности, существовавшей на предшествующем этапе. Для определения таких изменений используют критерий максимальной информационной емкости, который можно оценивать с помощью величины негэнтропии [2]. Однако обычное применение этого метода сводится к поиску интервалов с артефактной активностью, например, для поиска участков, отражающих глазодвигательную реакцию. В то же время представляет интерес поиск интервалов, отражающих именно мозговую динамику. Эти интервалы могут иметь различные временные границы, как у разных испытуемых, так и у одного испытуемого в различных участках мозга. Такие интервалы мы называем эффективными.

Цель работы – разработать инструмент, позволяющий наиболее эффективно выбирать «интервалы интереса» для анализа временной динамики электроэнцефалограммы (ЭЭГ) с учетом индивидуальных особенностей корковой топологии процессов.

*Чагин К. В., Савостьянов А. Н. Определение эффективных интервалов мозговой реакции при помощи оценки степени негэнтропии электроэнцефалограммы // Вестн. Новосиб. гос. ун-та. Серия: Информационные технологии. 2015. Т. 13, вып. 2. С. 116–122.*

## Ранее разработанный алгоритм

Реализованный ранее алгоритм (Лазаренко, 2005) позволял определять эффективные интервалы ЭЭГ на основе анализа негэнтропии амплитуды сигнала. В работе [3] данный алгоритм применялся для расчета «связанных с событием десинхронизации / синхронизации» ERD / ERS [4]. В отличие от стандартного способа выбора временных границ для расчета ERD / ERS, при котором они одинаковы для всех предъявлений стимула, данная методика позволяла проводить анализ мозговых реакций именно на том интервале времени, когда они наиболее сильно выражены. Таким образом учитывались внутри- и межиндивидуальные различия во времени реакции на стимул, которые при традиционном подходе снижают распознаваемость этой реакции [3]. Однако оценка негэнтропии в данном алгоритме производилась для усредненного по всем отведениям ЭЭГ сигнала. Известно, что мозговая динамика при реакции на один конкретный стимул отражается не во всех областях мозга и не во всем частотном спектре [5]. Поэтому интервалы, которые определялись при таком подходе, не применимы для задач, требующих большей точности.

## Постановка задачи

В рамках данной работы было необходимо разработать новый алгоритм, позволяющий определять эффективные интервалы ЭЭГ. Спектральные изменения мозговой активности при реакции на событие обычно связаны с более чем одной частотой или полосой частот [1]. В связи с этим в основе данного алгоритма должна лежать оценка негэнтропии спектральных пертурбаций (ERSP), так как анализ полного спектра дает более подробную информацию о динамике мозга. Кроме того, определение интервалов должно быть реализовано для отдельных независимых компонент ЭЭГ, выделенных на основе анализа независимых компонент (АНК) [6; 7].

В качестве инструмента для реализации алгоритма поиска эффективных интервалов и их визуализации был выбран пакет EEGLAB. EEGLAB – пакет инструментов для Matlab, предназначенный для обработки ЭЭГ, магнитоэнцефалограмм (МЭГ) и других электрофизиологических данных. Данный пакет позволяет вычислять АНК и ERSP, поэтому идеально подходит для решения поставленной задачи.

## Описание разработанного алгоритма

На вход разработанному автором алгоритму подаются метки, для которых будет происходить определение эффективных интервалов, а также левая и правая временные границы от этих меток. Под метками понимаются временные отсечки, которые могут означать, например, предъявление стимула или какую-либо реакцию испытуемого.

Разработанная автором методика определения эффективных интервалов состоит из следующих этапов:

- 1) декомпозиция данных ЭЭГ с помощью АНК и разбиение полученных компонент ЭЭГ на интервалы, внутри которых в дальнейшем будет происходить поиск эффективных интервалов, с учетом переданных на вход левой и правой границы от метки ЭЭГ;
- 2) частотно-временная декомпозиция каждого полученного интервала, получение ERSP;
- 3) поиск эффективного и выбор наиболее оптимального интервала для каждой частоты, полученной на этапе 3.

Рассмотрим более подробно каждый этап.

*Декомпозиция данных ЭЭГ с помощью АНК.* Анализ независимых компонент (АНК) – техника разделения линейно-смешанных источников [6]. Концепция АНК была предложена в работе [8] как часть более крупного класса задач «blind source separation». Классический

пример для данного метода – решение так называемых «Cocktail Party Problem». Задача состоит в том, что необходимо, находясь в шумной аудитории, сосредоточиться на одной беседе, т. е. сконцентрировать свое внимание на одном конкретном раздражителе и фильтровать все остальные.

Декомпозиция данных ЭЭГ с помощью АНК включает линейную замену базиса сигналов ЭЭГ, снятых с электродов, расположенных на поверхности головы человека, на пространственно-преобразованный базис «виртуальных каналов» или независимых компонент.

В исходных данных каждая строка матрицы сигналов ЭЭГ представляет изменение во времени суперпозиции сигналов нескольких источников. После применения АНК каждая строка матрицы активации компонент представляет изменение во времени сигнала одного отдельного источника. Важно отметить, что в основе АНК лежит допущение, что сигналы источников статистически независимы [9].

Сигналы источников электрической активности, полученные АНК, могут представлять синхронную или частично-синхронную активность отдельной области коры головного мозга или немозговую активность (движение глазных яблок, мышечная активность, внешние электрические поля и т. д.).

Существуют различные алгоритмы АНК-декомпозиции. В настоящем исследовании использовался преимущественно алгоритм «gúnica», реализованный в пакете EEGLAB.

В данной работе после применения АНК из полученных данных выделяются интервалы, на которых в дальнейшем будет производиться поиск эффективных интервалов мозговой активности. Длина и расположение этих интервалов определяются на основе времени появления меток, левой и правой границ от них, переданных на вход алгоритму, а также частоты дискретизации обрабатываемой ЭЭГ.

*Частотно-временная декомпозиция.* Одной из трех мер частотно-временной декомпозиции в пакете EEGLAB являются связанные с событиями спектральные пертурбации (ERSP). ERSP используется для отображения средних связанных с событием изменений спектральной мощности во времени в широком частотном спектре. ERSP обобщает ERD- и ERS-меры, представленные в работе [10].

Вычисление ERSP требует определения спектральной мощности для одинаковых интервалов испытаний и затем усреднения результатов. Обычно ERSP вычисляется по следующей формуле:

$$\text{ERSP}(f, t) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |F_k(f, t)|^2,$$

где  $n$  – число интервалов испытаний;  $f$  – частота;  $t$  – время;  $F_k(f, t)$  – спектральная оценка интервала испытания  $k$  [11]. В данной работе в качестве оценки интервала испытания используется вейвлет-преобразование.

В данной работе ERSP рассчитывается для каждого интервала по отдельности, т. е. коэффициент  $n$  равен 1. Применяя реализацию расчета ERSP в EEGLAB, на выходе получим матрицы зависимости нормализованной амплитуды сигнала от времени для каждой заданной параметром алгоритма частоты.

*Поиск эффективных интервалов.* В основу данной работы легла гипотеза о том, что амплитуда фонового мозгового сигнала имеет гауссово распределение [6], а распределение мозгового сигнала в период принятия решения в существенной мере отличается от нормального. Другими словами, распределение вероятности амплитуды сигнала на эффективных интервалах отличается от распределения на фоновых.

В теории информации и статистике одной из мер «негауссовости» распределения является негэнтропия:

$$J(x) = H(y) - H(x),$$

$$H(x) = -\sum P(x = x_i) \log(P(x = x)),$$

где  $J$  – негэнтропия;  $x$  – исследуемая величина;  $H$  – энтропия,  $y$  – случайная величина с гауссовым распределением и дисперсией, равной дисперсии  $x$ . При заданном математическом

ожидании и дисперсии распределение Гаусса обладает максимальной энтропией. Негэнтропия измеряет разницу энтропии между заданным распределением и распределением Гаусса с одним математическим ожиданием и дисперсией. Таким образом, она всегда не отрицательна, равна нулю, только если распределение гауссово, и инвариантна для любого линейного обратимого преобразования координат. Поскольку негэнтропия сложна в вычислительном плане, в данном исследовании используется ее аппроксимация [12]:

$$J(x) = \frac{1}{12} E^2(x^3) - \frac{1}{48} kurtosis^2(x),$$

где коэффициент эксцесса (*kurtosis*) вычисляется по формуле

$$kurtosis(x) = E(x^4) - 3E^2(x^2).$$

Дискретный сигнал ЭЭГ принято рассматривать как выборку случайной величины:

$$x : x(0), x(1), x(2), \dots, x(N), \\ N = f \cdot L,$$

где  $L$  – продолжительность эксперимента;  $f$  – частота дискретизации (Гц).

Разработанный в рамках данной работы алгоритм перебирает различные интервалы внутри строк матриц зависимости нормализованной амплитуды сигнала от времени (ERSP), полученных на втором этапе, для каждой частоты и выбирает интервалы с максимальным значением негэнтропии. Поскольку полный перебор всех интервалов – это вычислительно сложный процесс, был реализован алгоритм детерминированного локального спуска с чередующимися окрестностями (VND) [13], модифицированного под решение данной задачи.

### Обзор и анализ результатов

Разработанный в рамках данной работы алгоритм поиска и инструмент визуализации тестировался в первую очередь на данных ЭЭГ, записанных в ходе выполнения заданий, предлагаемых программой «Hunt», разработанной выпускником кафедры общей информатики ФИТ НГУ А. В. Юргановым [14]. Задания заключаются в выборе одного правильного варианта из двух после предъявления стимула. Для определения «эффективности» определенных интервалов были выбраны следующие критерии.

1. Схожесть и повторяемость большей части эффективных интервалов при прочих равных условиях, т. е. при предъявлении одинаковых стимулов и при одинаковой реакции на них. При этом могут быть интервалы, найденные алгоритмом, но отражающие немозговую динамику.

2. Эффективные интервалы должны концентрироваться в промежутке между предъявлением стимула и реакцией испытуемого.

3. Наличие интервалов, начало или конец которых совпадают или близки к той или иной метке.

4. Визуальная оценка специалистов в области нейрофизиологии.

Наилучшие результаты показал вариант поиска интервалов, при котором выбирается не интервал с максимальным значением негэнтропии спектральных пертурбаций среди всех частот, а интервал со средними значениями левой и правой границы среди 25 % полученных интервалов для каждой частоты с наибольшими значениями негэнтропии.

На рис. 1 отображены эффективные интервалы, найденные разработанным алгоритмом. На данном примере задавались границы от 500 до 1 500 мс от метки «S1». Видно, что большое число интервалов концентрируется между метками «S1» (предъявление стимула, 0 мс) и «R3» (нажатие испытуемым клавиши – его ответ на предъявленное испытание, 500–700 мс). Также видна схожесть интервалов при разных испытаниях.

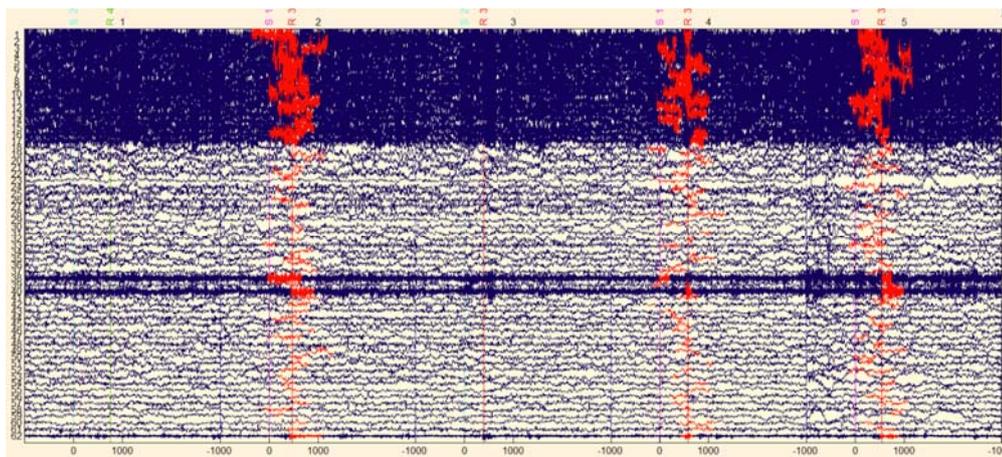


Рис. 1. Визуализированные эффективные интервалы для 62 компонент первых пяти испытаний

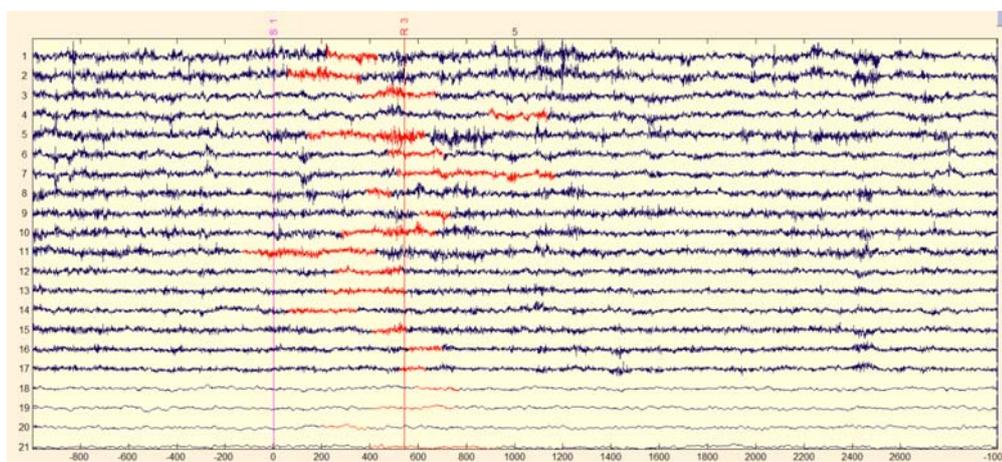


Рис. 2. Визуализированные эффективные интервалы для 21 компоненты пятого испытания

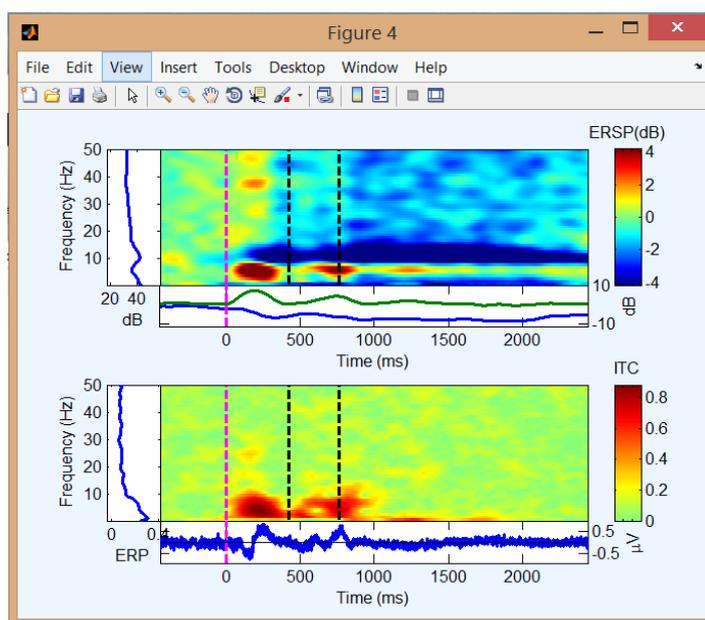


Рис. 3. Результат работы функции `effint_newtimef_full`

На рис. 2 видно наличие интервалов, границы которых совпадают или близки к меткам.

Для расчета и визуализации эффективных интервалов на ERSР реализована функция `effint_newtimef_full`, которая вызывается из командной строки Matlab. Результат ее работы можно увидеть на рис. 3.

### Заключение

Разработан инструмент, предоставляющий возможности поиска и отображения эффективных интервалов мозговой реакции. В первую очередь эффективные интервалы представляют интерес для построения ERSР. Они позволят производить анализ мозговой активности только на тех временных интервалах, где она наиболее сильно выражена, что даст возможность учитывать внутри- и межиндивидуальные различия во времени реакции и улучшить распознаваемость этой реакции. Кроме того, такие интервалы могут найти применения для решения других задач, например, извлечения релевантных признаков для задач классификации.

### Список литературы

1. *Makeig S.* Auditory Event-Related Dynamics of the EEG Spectrum and Effects of Exposure to Tones // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1993. Vol. 86. P. 283–293.
2. *Vigário R., Särelä J., Jousmäki V., Hämmäläinen M., Oja E.* Independent component approach to the analysis of EEG and MEG recordings // *IEEE Trans Biomed Eng.* 2000. Vol. 47 (5). P. 589–593.
3. *Левин Е. А., Савостьянов А. Н., Лазаренко Д. О., Князев Г. Г.* Роль осцилляторных систем головного мозга человека в активации и торможении двигательных реакций // *Бюлл. СО РАМН*. 2007. № 3 (125). С. 64–72.
4. *Pfurtscheller G.* Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1977. Vol. 42 (6). P. 817–826.
5. *Niedermeyer E., da Silva F. L.* *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
6. *Hyvarinen A., Karhunen J., Oja E.* *Independent component analysis*. 1<sup>st</sup> ed. New York: J. Wiley, 2002.
7. *Stone J. V.* *Independent component analysis: a tutorial introduction*. Cambridge, Mass.: MIT Press, 2004.
8. *Bell A. J., Sejnowski T. J.* An Information-Maximization Approach to Blind Separation and Blind Deconvolution // *Neural Comput.* 1995. Vol. 7. P. 1129–1159.
9. *Onton J., Makeig S.* Information-based modeling of event-related brain dynamics // *Progress in brain research*. 2006. Vol. 159. P. 99–120.
10. *Pfurtscheller G., Aranibar A.* Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary selfpaced movement // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1979. Vol. 46. P. 138–46.
11. *Delorme A., Makeig S.* EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis // *Journal of Neuroscience Methods*. 2004. Vol. 134. P. 9–21.
12. *Hyvärinen A.* New approximations of differential entropy for independent component analysis and projection pursuit // *Advances in Neural Information Processing Systems*. 1998. Vol. 10. P. 273–279.
13. *Кочетов Ю., Младенович Н., Хансен П.* Локальный поиск чередующимися окрестностями // *Дискретный анализ и исследование операций*. Серия 2. 2003. Т. 10, вып. 1. С. 11–43.
14. *Savostyanov A. N., Tsai A. C., Liou M., Levin E. A., Lee J. D., Yurganov A. V., Knyazev G. G.* EEG-correlates of trait anxiety in the stop-signal paradigm // *Neuroscience Letters*. 2009. Vol. 449 (2). P. 112–116.

**K. V. Chagin<sup>1</sup>, A. N. Savostyanov<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup> *Novosibirsk State University,  
2 Pirogov Str., Novosibirsk, 630090, Russian Federation*

<sup>2</sup> *Institute of Physiology and Fundamental Medicine SB RAMS  
4, Timakov Str., Novosibirsk, 630117, Russian Federation*

*kirillchagin@gmail.com, alexander.savostyanov@gmail.com*

### **IDENTIFYING TIME INTERVALS OF BRAIN ACTIVITY IN A PROBLEM SOLVING PROCESS BY ESTIMATION OF NEGENTROPY OF AN ELECTROENCEPHALOGRAM**

A new software system is developed. It allows to identify time intervals that represent «inclusion» and «cessation» of a brain in a problem solving process. The base assumption of that work is that distribution of the amplitude of signal that represents brain activity is significantly different from a Gaussian distribution. Since defined time intervals represents brain dynamics, the developed system allows a more accurate analysis of brain activity and event-related spectral perturbations.

*Keywords:* electroencephalography, negentropy, ERSP, independent component analysis.

#### **References**

1. Makeig S. Auditory Event-Related Dynamics of the EEG Spectrum and Effects of Exposure to Tones. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1993, vol. 86, p. 283–293.
2. Vigário R., Särelä J., Jousmäki V., Hämläinen M., Oja E. Independent component approach to the analysis of EEG and MEG recordings. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2000, vol. 47 (5), p. 589–93.
3. Levin E. A., Savostyanov A. N., Lazarenko D. O., Knyazev G. G. Human Brain Oscillatory Activity in activation and inhibition of motor reactions. *Rev. of SB RAMS*, 2007, vol. 3 (125), p. 64–72.
4. Pfurtscheller G. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1977, vol. 42 (6), p. 817–826.
5. Niedermeyer E., da Silva F. L. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
6. Hyvarinen A., Karhunen J., Oja E. *Independent component analysis*. 1<sup>st</sup> ed. New York, J. Wiley, 2002.
7. Stone J. V. *Independent component analysis: a tutorial introduction*. Cambridge, Mass., MIT Press, 2004.
8. Bell A. J., Sejnowski T. J. An Information-Maximization Approach to Blind Separation and Blind Deconvolution. *Neural Comput.*, 1995, vol. 7, p. 1129–1159.
9. Onton J., Makeig S. Information-based modeling of event-related brain dynamics. *Progress in brain research*, 2006, vol. 159, p. 99–120.
10. Pfurtscheller G., Aranibar A. Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary selfpaced movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1979, vol. 46, p. 138–46.
11. Delorme A., Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 2004, vol. 134, p. 9–21.
12. Hyvärinen A. New approximations of differential entropy for independent component analysis and projection pursuit. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 1998, vol. 10, p. 273–279.
13. Kochetov Yu., Mladenovich N., Khansen P. Local search with alternating neighborhoods. *Diskretn. Anal. Issled. Oper.*, Ser. 2, 2003, vol. 10 (1), p. 11–43.
14. Savostyanov A. N., Tsai A. C., Liou M., Levin E. A., Lee J. D., Yurganov A. V., Knyazev G. G. EEG-correlates of trait anxiety in the stop-signal paradigm. *Neuroscience Letters*, 2009, vol. 449 (2), p. 112–116.