

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОЛОГИИ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Кубланов В.С.¹, Костоусов В.Б.², Попов А.А.², Азин А.Л.³

¹Экологическая и медицинская аппаратура (научные исследования и промышленные разработки)

²Институт математики и механики Уральского отделения Академии наук

³Республиканская клиническая больница ветеранов войн Республики Марий Эл

Введение

Современная нейрофизиология представляет функционирование головного мозга как взаимосвязанную работу, по крайней мере, трех систем, решающих достаточно автономные задачи: активирующую, мотивационную и когнитивную [1]. Вследствие сложности каждой из этих систем и регуляторных механизмов, которые обеспечивают их деятельность, далеко не всегда результатам существующих исследований можно дать адекватную физиологическую интерпретацию. Для разрешения этой проблемы необходимо не только развивать новые технические средства, но и совершенствовать методы обработки получаемых при исследовании сигналов.

В настоящей статье рассматриваются возможности применения методологии вейвлет-анализа при функциональных исследованиях головного мозга с помощью многоканального СВЧ радиотермографа, обеспечивающего неинвазивное измерение собственного электромагнитного излучения головного мозга в диапазоне частот от 650 до 850 МГц. Выбор указанного диапазона определяется тем, что в этом случае удается получать информацию о функциональных изменениях в тканях мозга на глубине до 3-5 см, определяемых метаболическими процессами, гемо- и ликвородинамикой [2], при достаточно хорошем пространственном разрешении для диагностики функциональных нарушений [3].

1. Физиологические особенности временных процессов в головном мозге

Ткани головного мозга, обладая высокой интенсивностью обменных процессов, не имеют внутренних запасов окисляемого субстрата и окислителя, поэтому его деятельность требует не только очень надежного во всех жизненных ситуациях кровоснабжения, но и системы его регуляции. Известно [4,5], что сосудистая система головного мозга вместе с ликвором, омывающим головной и спинной мозг, образуют сложную биофизическую систему, конечной целью физико-химических процессов которой является поддержание целостности и работоспособности нейронов.

Независимость деятельности головного мозга от изменений условий, воздействующих на человека, обеспечивается сложнейшей многоконтурной системой регуляции, управляющей динамической взаимосвязью объемов ликвора, артериальной и венозной крови, а также направленностью биохимических процессов в тканях мозга на поддержание целостности и работоспособности нейронов.

Система обеспечивает физический гомеостаз, определяемый водным балансом объемов ликвора, артериальной и венозной крови, а также фильтрацией воды из крови в ткань мозга под действием гидростатического давления в артериальном отрезке капилляра и абсорбции ее в венозном отрезке капилляра под действием онкотического давления белков плазмы крови. Система также обеспечивает химический гомеостаз внутренней среды мозга, обеспечивающий условия надежного функционирования нейронной сети. Однако при нормальном функционировании головного мозга наблюдаются квазипериодические колебания показателей церебральной гемо- и ликвородинамики в достаточно широком диапазоне периодов. В [7] этот феномен объясняется различными временными константами регуляторных контуров системы. Так, латентный период сосудистых ответов для обеспечения в нервной ткани метаболического, особенно кислородного, гомеостаза относительно мал и составляет (1-3) сек, а гидратационного гомеостаза значительно больше, порядка 8-12 сек. Подобные флуктуации характерны также для центральной гемодинамики: это позволяет предположить, что медленные колебания в системе внутричерепного кровообращения имеют двойное происхождение - интра- и экстракраниальное.

Функциональная динамика организма отображается в виде динамических распределений физических параметров биологических тканей: температуры, диэлектрической проницаемости, магнитной восприимчивости, электрического импеданса, потенциалов, тока и др. Информация об изменении физических параметров в реальном времени отражается в динамике физических полей и излучений человека: инфракрасных, микроволновых, акустических, оптических, электрических и магнитных [8].

С физической точки зрения электромагнитное излучение является следствием флуктуаций микрочарядов и микротоков, порождающих случайные электромагнитные поля. Мощность этого поля в радиодиапазоне является случайной функцией времени (стохастическим процессом) в силу отсутствия строго термодинамического равновесия в них, что обуславливает флуктуации во времени коэффициента поглощения $\chi(t)$ и температуры $T(t)$

$$U(t) = \frac{k}{2\pi\lambda^2} \chi(t)T(t) \quad (1)$$

Здесь коэффициент поглощения χ определяется диэлектрической проницаемостью ε ткани мозга, если считать, что ее магнитная проницаемость $\mu = 1$, и его флуктуации определяются флуктуациями

диэлектрической проницаемости. Полагая $\varepsilon = \bar{\varepsilon} + \Delta\varepsilon$, после разложения функции $\chi(\varepsilon)$ в ряд Тэйлора с точностью до членов первого порядка малости имеем

$$\chi(\varepsilon) = \chi(\bar{\varepsilon} + \Delta\varepsilon) \cong \chi(\bar{\varepsilon}) + Q\Delta\varepsilon \equiv \bar{\chi} + Q\Delta\varepsilon,$$

где Q - некоторая постоянная.

Тогда

$$\Delta\chi = Q\Delta\varepsilon \text{ и } U(t) = \frac{Q \cdot \Delta\varepsilon(t)}{\bar{\chi}}, \quad (2)$$

т.е. процесс $U(t)$ полностью определяется флуктуациями диэлектрической проницаемости.

При исследовании собственного электромагнитного излучения головного мозга в диапазоне частот от 650 до 850 МГц выявлены флуктуации интенсивности излучения с периодом от 10 до 70 секунд [9]: они имеют физиологическую природу, не являются прямым отражением колебаний интенсивности мозгового кровоснабжения и преимущественно определяются динамикой межклеточного транспорта жидкости в ткани мозга [10].

Типичные радиотермограммы излучения теменных зон левого (1 канал) и правого (2 канал) полушарий головного мозга в состоянии функционального покоя приведены на рис. 1.

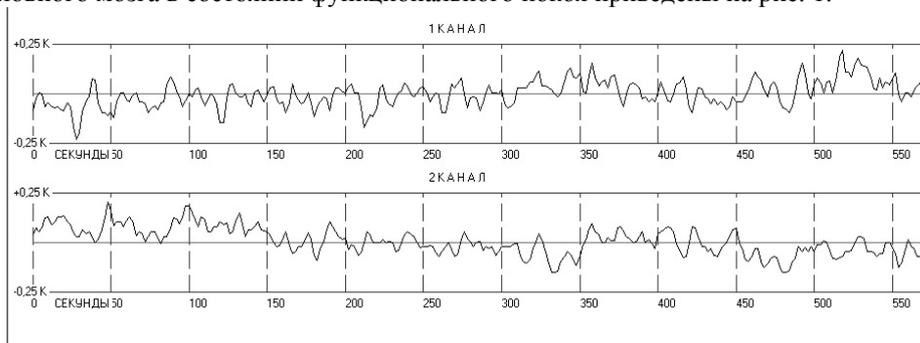


Рис.1. Радиотермограммы излучения левого (1 канал) и правого (2 канал) полушарий головного мозга практически здорового пациента.

Как правило, радиотепловое излучение головного мозга является нестационарным случайным процессом с амплитудой $(0,3 - 0,5)K$. Распределение интенсивности его флуктуаций при длительности наблюдаемого процесса более 10 минут существенно отличается от равномерного. Как показано в [10], флуктуации с периодом от 10 до 70 секунд имеют физиологическую природу, не являются прямым отражением колебаний интенсивности мозгового кровоснабжения и преимущественно определяются динамикой межклеточного транспорта жидкости в ткани мозга.

2. Обоснование метода анализа, результаты, обсуждение

Для анализа информационных особенностей собственного электромагнитного излучения головного мозга применим, так называемый, метод сканирования в «частотных окнах», который позволяет исследовать изменения интенсивностей флуктуаций излучения с определенными частотными характеристиками при различных функциональных пробах [11]. Развитием этого метода является непрерывное интегральное вейвлет-преобразование сигнала

$$I(t, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi\left(\frac{x-t}{a}\right) f(x) dx, \quad (3)$$

где одна из переменных – время t , вторая – масштаб (период колебаний) a .

Если выходной сигнал СВЧ радиотермографа $S(t)$ на отрезке времени $[0, T]$ представляется отсчетами в дискретные моменты $t_i = i\Delta t$, $i = 0, 1, 2, \dots, N$, $\Delta t = T/N$, то при обработке этой дискретной последовательности получаем матрицу значений этой функции. Каждая строка матрицы, или вейвлет-

спектрограммы, вычисляется отдельно как свертка исходного сигнала с вейвлетом $\psi\left(\frac{x}{a}\right)$ того масштаба a ,

которому соответствует эта строка. При этом масштабный коэффициент меняется с выбранным шагом от одной строки матрицы к другой.

Выбор базисного вейвлета $\psi(x)$ ограничен рядом требований и должен в рассматриваемой задаче, первую очередь, обеспечивать достаточно хорошую локализацию сигналов в «частотных окнах». По результатам исследования вейвлет-спектрограмм сигналов, полученных при обработке радиотермограмм излучения головного мозга, предпочтение отдано модифицированному комплексному вейвлету Морле.

Известно, что комплексный вейвлет Морле имеет вид $\psi(x) = \exp\{i \cdot 5x - x^2\}$ [12]. Модифицированный комплексный вейвлет Морле представляет собой сумму комплексного вейвлета Морле и добавочной функции, которая является непрерывной, но не дифференцируемой. Интеграл от добавочной функции равен со знаком минус интегралу от комплексного вейвлета Морле

$$\psi_{\text{mod}}(x) = \psi(x) + \xi(x), \quad \text{где } \xi(x) = C \cdot \theta(x),$$

$$\theta(x) = \begin{cases} 0, & \text{если } \cos(5x)\exp(-x^2) < 0 \\ \cos(5x)\exp(-x^2), & \text{если } \cos(5x)\exp(-x^2) \geq 0 \end{cases}, \quad C = \frac{-\int \psi(x) dx}{\int \theta(x) dx} \quad (4)$$

Так как свертка сигнала $S(t)$ с функцией $\theta\left(\frac{x}{a}\right)$ для конкретного масштабного коэффициента a является оконным преобразованием Фурье с окном Гаусса соответствующей ширины, то вейвлет-спектрограмма, полученная с помощью модифицированного комплексного вейвлета Морле, адекватно представляет исследуемый сигнал во всем интересующем нас диапазоне частот.

На рис. 2 приведены вейвлет-спектрограммы радиотермограмм теменных зон левого (канал 1) и правого (канал 2) полушарий головного мозга для дыхательной функциональной нагрузки: до 300 сек пациенты находились в состоянии функционального покоя, затем следует задержка дыхания в течение 40-45 сек и далее до окончания исследования функциональный покой. Вейвлет-спектрограммы построены в пространстве время - периоды флуктуаций, а в цветовая палитра используется для представления модулей комплексных чисел.

На приведенных здесь вейвлет-спектрограммах хорошо выявляются частотно-временные отличия у практически здорового пациента и пациентов, страдающих различными заболеваниями. Эти отличия хорошо локализируются во времени и параметры этой локализации могут быть использованы для идентификации определенных функциональных изменений в системе регуляции мозгового кровообращения при задержке дыхания.

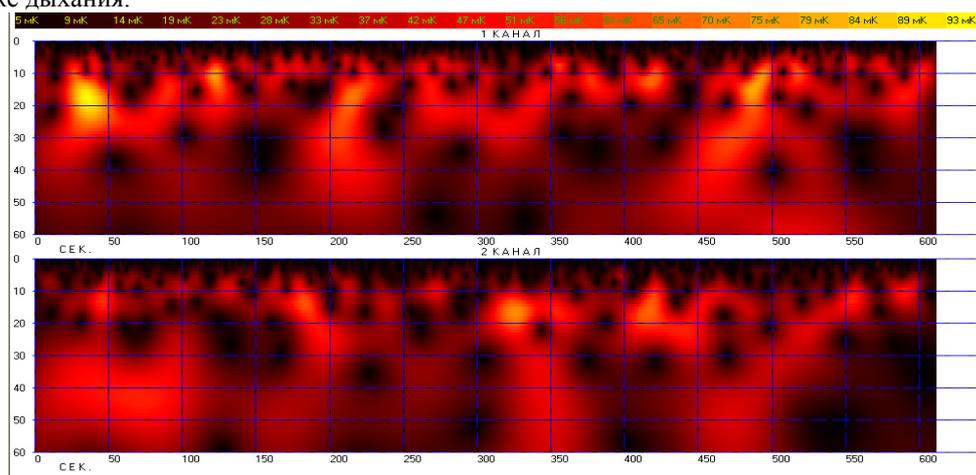


Рис. 2а. Вейвлет-спектрограммы практически здорового пациента.

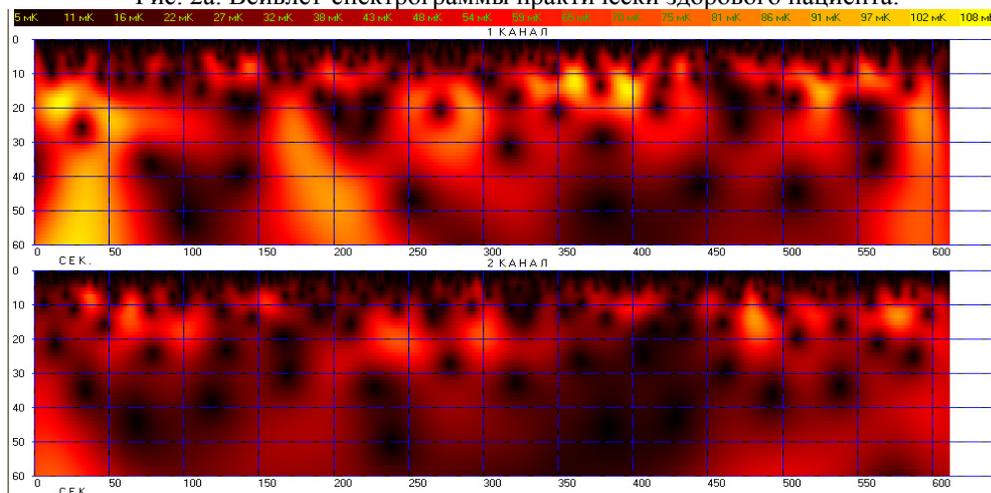


Рис. 2б. Вейвлет-спектрограммы пациента, страдающего артериальной гипертензией

Эффективность исследований существенно возрастает, если применять и другие функциональные пробы, которые способны активизировать определенные механизмы системы регуляции мозгового кровообращения. Отметим здесь такие, как ортостатическая, гипервентиляционная, компрессионная,

физическая, психоэмоциональная, голодовая, проба Вальсальвы, а также лекарственные воздействия, обеспечивающие провокационные и разрешительные пробы [13].

Заключение

Полученные в настоящей работе результаты по применению методологии вейвлет-анализа при многоканальном СВЧ радиотермографии головного мозга позволяют рассматривать его как перспективное направление в задаче исследования функциональных изменений головного мозга.

Отметим, что привлечение аппарата вейвлет-анализа к решению подобных задач требует предварительных исследований, позволяющих оценить эффективность выбранного базисного вейвлета. Только в этом случае можно рассчитывать на получение результатов, адекватных изменениям в исследуемых процессах.

Литература

1. Физиология человека, т. 1, под редакцией Шмидта Р. и Тевса Г. – М.: Мир, 1996, 323 с.
2. Годик Э.Э., Гуляев Ю.В. «Человек глазами радиофизики», Радиотехника, № 8, 1991, с.51-62
3. Кубланов В.С., Довгопол С.П., Азин А.Л. «Исследование функционального состояния головного мозга методами многоканальной СВЧ радиотермографии» // Биомедицинская радиоэлектроника, 1998, № 3, с.42-49
4. Москаленко Ю.Е. «Мозговое кровообращение», в сборнике «Болезни сердца и сосудов», том 1, под редакцией Е.И. Чазова – М.: Медицина, 1992, с. 114-124
5. Азин А.Л., Кубланов В.С., Груздев Д.В. «Динамика межклеточного транспорта в ткани головного мозга (радиофизический подход к исследованию)» // Вестник новых медицинских технологий, 2002, т. IX, №4, с.74-79
6. Москаленко Ю.Е., Фрайман В., Вайнштейн Г.Б., Семерня В.Н., Кравченко Т.И. «Медленные периодические колебания внутри черепа: Феноменология, происхождение, информационная значимость. Физиология человека», 2001, т. 27, № 2, с.1-9
7. Moskalenko Yu.E., Dowling J., Rovainen C. et al. «LCBF changes in rat somatosensory cortex during whisker stimulation monitored by dynamic H2 clearance», Int.J.Psychophysiol, 1996, V.21, №.1, p.45-59
8. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э. «Физические поля биологических объектов» // Вестник АН СССР. Серия физическая, 1983, №8, с.118-125
9. Азин А.Л., Кубланов В.С. «Метод глубинной СВЧ-радиотермографии для изучения патогенеза головной боли. Электрофизический способ лечения головной боли» // Медицинское обслуживание ветеранов войн – Екатеринбург: УИФ Наука, 1995, с. 27-36
10. Азин А.Л., Груздев Д.В., Кубланов В.С. «Динамика межклеточного транспорта в ткани головного мозга (радиофизический подход к исследованию)» // Вестник новых медицинских технологий, 2002, т. IX, № 4, с.44-79
11. Кубланов В.С., Гасилов В.Л., Казаков Я.Е. «Особенности частотно-временных распределений интенсивности флуктуаций электромагнитного излучения глубинных структур головного мозга» // Биомедицинская радиоэлектроника, №5, 1999, с.13-25
12. Добеши И. «Десять лекций по вейвлетам», Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001, 120с.
13. Аронов Д.М., Лупанов В.П. «Функциональные пробы в кардиологии». – М.: МЕДпресс-информ, 2002 – 296 с.

