

УДК 612.82

ИНФОРМАТИВНОСТЬ КОЛЕБАТЕЛЬНЫХ ПЕРЕХОДНЫХ ПРОЦЕССОВ В ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЕ ЧЕЛОВЕКА

Н. Б. Суворов,

доктор биол. наук, профессор

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

С. В. Божокин,

канд. физ.-мат. наук, доцент

Санкт-Петербургский государственный политехнический университет

Проанализированы нестационарные записи ЭЭГ, спектры мощности Фурье, локальные распределения энергии сигнала по частотам, исследованы скелетоны интегрального вейвлет-преобразования, изучена динамика проинтегрированных по основным ритмам ЭЭГ локальных плотностей колебаний, а также найдены характерные времена усвоения и забывания ритмов, вызванных фотостимуляцией.

Ключевые слова — вейвлет-анализ, электроэнцефалограмма, фотостимуляция.

Введение

Нестационарность большинства биологических сигналов ограничивает возможности их математического анализа и использования для целей управления состоянием и его психофизиологической коррекции. Обусловлено это не только особенностями происхождения и генерации биоэлектрических сигналов, но и внутренними переходными процессами, происходящими на разных уровнях интеграции и проявляющимися для «наблюдателя» случайным образом. Одним из самых непредсказуемых биологических процессов является электрическая активность головного мозга, отражением которой является электроэнцефалограмма (ЭЭГ) [1, 2].

Анализ ЭЭГ во время функциональных проб (фотостимуляции — ФСТ, гипервентиляции, психоэмоциональных тестов) показывает, что ее нестационарность в этих режимах носит вызванный характер, поэтому наряду с традиционными методами анализа стационарных процессов (спектральный, когерентный и др.) необходимо развивать новые подходы [3–6].

Целью данной работы является разработка принципиально новых информационных параметров количественного анализа нестационарных сигналов. Для решения этой задачи мы используем вейвлет-преобразования для нахождения характеристик переходных процессов ЭЭГ человека в реакциях усвоения ритма ФСТ и воспроизведения кратных частот.

Методика

Электроэнцефалограмма регистрировалась компьютерным электроэнцефалографом «Мицар-ЭЭГ-202» разработки и производства ООО «Мицар» (Санкт-Петербург). Испытуемые находились в условиях, рекомендованных при проведении ЭЭГ-исследований. Регистрирующие электроды располагались по системе «10–20 %». Исследования проводились в одно и то же время суток. Возраст испытуемых (10 мужчин) составлял 30–40 лет. Обязательным условием отбора испытуемых было отсутствие в анамнезе черепно-мозговых травм и нейроинфекций. Анализ ЭЭГ производился с помощью пакета программного обеспечения для регистрации и обработки ЭЭГ WinEEG, версия 1.5 (автор В. А. Пономарев). Для определения источников активности ритмов ЭЭГ использовалась программа LORETA [7]. Осуществляемые программой расчеты позволяют оценить плотность распределения источников потенциалов мозга в условных единицах и проиллюстрировать их местоположение на трех ортогональных срезах мозга.

Записи ЭЭГ затылочных отведений (левого O1, центрального Oz и правого O2) длительностью до 10 с анализировались до включения, во время и после выключения ФСТ. Фотостимуляция длительностью до 5 с и ритмом 2–20 вспышек/с включалась в случайные моменты времени регистрации ЭЭГ.

Для изучения нестационарной ЭЭГ введено интегральное вейвлетное преобразование

$$V(v, t) = v \int_{-\infty}^{\infty} dt' z(t') \psi^*(v(t' - t)).$$

В этом выражении $\psi(x)$ — материнский вейвлет, который в общем случае может быть комплексным. Символ $*$ означает комплексное сопряжение. Величина v , имеющая размерность частоты, определяет масштаб сжатия или растяжения материнского вейвлета, аргумент t определяет положение центра локализации вейвлета на оси времени. Интегральное вейвлет-преобразование $V(v, t)$ отображает исходный одномерный сигнал энцефалограммы $z(t)$ на плоскость время-частота, характеризуя изменение его спектрального состава во время испытания. Основной вклад в интеграл $V(v, t)$ дают те составляющие сигнала $z(t')$, которые в наибольшей степени «похожи» на материнский вейвлет, центрированный в точке $t = t'$ и обладающий характерной частотой v . Продвигаясь по оси времени и изменяя для каждого значения t масштабный параметр v , мы рассматриваем фрагменты нашего сигнала под «микроскопом» с разной степенью увеличения, причем выбором материнского вейвлета $\psi(x)$ мы можем влиять на оптические свойства «микроскопа» [5–6].

Материнский вейвлет $\psi(x)$ должен быть хорошо локализован вблизи точки $x = 0$, иметь нулевое среднее значение, вычисленное по всему интервалу переменной $-\infty < x < \infty$, и обладать единичной нормой. Используя фурье-компонент $\psi(\Omega)$ материнского вейвлета $\psi(x)$, можно ввести константу

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{d\Omega |\psi(\Omega)|^2}{|\Omega|},$$

конечность которой позволяет восстанавливать сигнал по его вейвлет-образу.

Всеми этими свойствами обладает материнский вейвлет Морле

$$\psi(x) = \frac{\exp\left(-\frac{x^2}{2}\right) \left(\exp(-i\Omega_0 x) - \exp\left(-\frac{\Omega_0^2}{2}\right) \right)}{\sqrt{\pi} \left(1 - 2 \exp\left(-\frac{3\Omega_0^2}{4}\right) + \exp(-\Omega_0^2) \right)}. \quad (1)$$

Среди многих функций $\psi(x)$ вейвлет Морле (1) характеризуется наилучшим спектральным разрешением. Если значение параметра $\Omega_0 = 2\pi$, то

для гармонического сигнала $z(t) = \cos(2\pi f_1 t)$ частоты f_1 максимум величины $|V(v, t)|^2$ будет наблюдаться при $v = f_1$. Это делает материнский вейвлет Морле удобным для исследования нестационарных сигналов, свойства которых меняются со временем. Изменяющиеся во времени спектральные свойства сигнала ЭЭГ можно проанализировать, изучая зависимость мгновенных максимальных частот сигнала v_{\max} , если следить за положениями максимумов (хребтов) поверхности интегрального вейвлет-преобразования $|V(v, t)|^2$. Изображения таких хребтов называют скелетом сигнала.

Для интегрального вейвлетного преобразования справедливо соотношение, аналогичное формуле Парсевала в фурье-анализе:

$$\int_{-\infty}^{\infty} dt z^2(t) = \frac{2}{C_{\psi}} \int_{-\infty}^{\infty} dt \int_0^{\infty} dv \frac{|V(v, t)|^2}{v}.$$

Из этой формулы видно, что величина $\varepsilon(v, t)$, определяемая соотношением

$$\varepsilon(v, t) = \frac{2}{C_{\psi}} \frac{|V(v, t)|^2}{v},$$

характеризует мгновенное распределение энергии сигнала по частотам v вейвлетного преобразования (локальная плотность спектра энергии сигнала).

Для исследования нестационарных сигналов введем в рассмотрение величину

$$P_i(t) = \int_{v_{i-1}}^{v_i} dv \varepsilon(v, t), \quad (2)$$

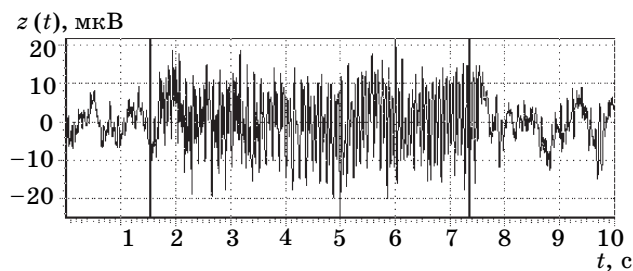
представляющую собой проинтегрированную по определенному интервалу частот локальную плотность спектра энергии сигнала, где величины $v_i, i = 0, 1, 2, \dots, k$ характеризуют границы соответствующего интервала. При анализе ЭЭГ весь диапазон частот обычно делят на 4 основных поддиапазона: δ — ритм с частотой 0,5–4 Гц, θ — ритм с частотой 4–7,5 Гц, α — ритм с частотой 7,5–14 Гц и β — ритм с частотой 14–30 Гц. В этом случае, полагая v_0, v_1, \dots, v_4 равными 0,5; 4; 7,5; 14; 30 Гц, получаем проинтегрированную локальную плотность в соответствующих диапазонах $P_{\delta}(t), P_{\theta}(t), P_{\alpha}(t), P_{\beta}(t)$ в условных единицах. При изучении нестационарных ЭЭГ, формирующихся в результате включения и выключения ФСТ, нас также будет интересовать величина $P_{\text{ФСТ}}(t)$, которая будет представлять собой проинтегрированную локальную плотность в узком поддиапазоне

$[v_{\text{ФСТ}} - \Delta, v_{\text{ФСТ}} + \Delta]$ вблизи частоты ФСТ $v_{\text{ФСТ}}$, где $\Delta = 0,2$ Гц.

В данной статье мы рассмотрим различные сценарии поведения двумерных поверхностей интегрального вейвлет-преобразования $|V(v, t)|^2$ ЭЭГ в зависимости от частоты v и времени t для ряда частот ФСТ. Изменение формы скелетона позволит проследить за динамикой возникновения и затухания максимальных частот v_{max} при включении и выключении ФСТ. Кроме того, необходимо вычислять динамику проинтегрированных по определенному интервалу частот локальных плотностей колебаний $P_{\delta}(t), P_{\theta}(t), P_{\alpha}(t), P_{\beta}(t), P_{\text{ФСТ}}(t)$. Анализ этих кривых позволяет определить характерные времена усвоения ритма $t_1(i)$ при включении ФСТ, а также времена их «забывания» $t_2(i)$ после выключения ФСТ, где параметр i характеризует соответствующий спектральный диапазон $i = \alpha, \beta, \text{ФСТ}, 2\text{ФСТ}, 3\text{ФСТ}$. Время усвоения ритма $t_1(i)$ складывается из латентного периода (период «молчания» после включения ФСТ) и периода нарастания ритма. Время «забывания» ритма $t_2(i)$ складывается из периода сохранения соответствующего ритма в течение некоторого интервала времени после выключения ФСТ и периода его спадания.

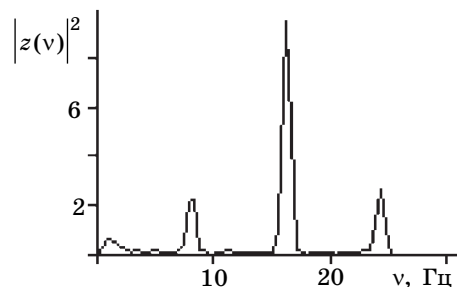
Результаты и обсуждение

Цель работы состояла в изучении феномена усвоения ритма ФСТ при изменении частоты $v_{\text{ФСТ}}$ в указанных выше пределах и воспроизведения кратных частот. В качестве примера подробно разберем результаты анализа ЭЭГ левого затылочного отведения (О1) испытуемого при частоте $v_{\text{ФСТ}} = 8,12$ вспышек/с. На рис. 1 изображен фрагмент записи ЭЭГ, где вертикальными линиями обозначены моменты времени включения и выключения ФСТ. На рис. 2 показан спектр мощности для левого затылочного отведения с тремя пиками частот вблизи $v_{\text{ФСТ}} = 8,12$ Гц, $v_{2\text{ФСТ}} = 16,24$ Гц и $v_{3\text{ФСТ}} = 24,36$ Гц. На рис. 3, а построен квадрат модуля интегрального вейвлетного

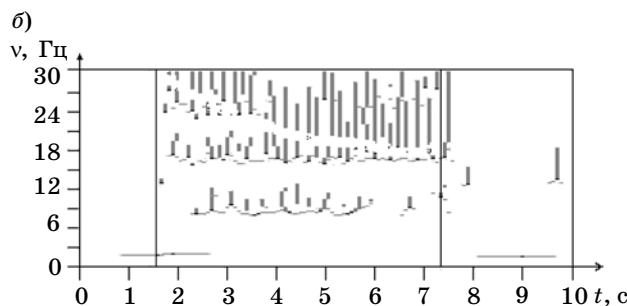
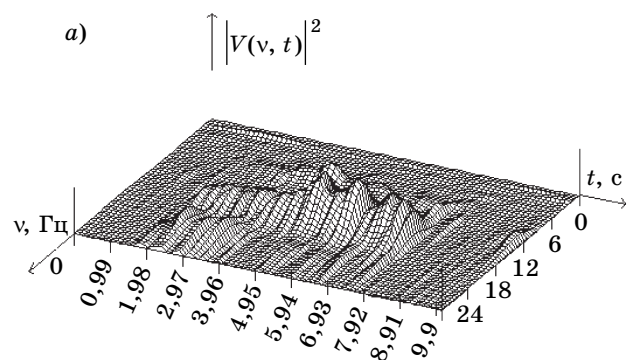


■ Рис. 1. Фрагмент ЭЭГ в левом затылочном отведении О1 при ФСТ с частотой $v_{\text{ФСТ}} = 8,12$ вспышек/с

преобразования $|V(v, t)|^2$ в зависимости от частоты v и времени t для фрагмента ЭЭГ (см. рис. 1). Трехмодальная структура $|V(v, t)|^2$ демонстрирует сложную динамику появления и затухания трех пиков частот $v_{\text{ФСТ}}, v_{2\text{ФСТ}}, v_{3\text{ФСТ}}$ и свидетельствует о сильной нестационарности сигнала ЭЭГ. На рис. 3, б построен скелетон, представляющий собой характерные «хребты» поверхности (см. рис. 3, а), отражающие перестройку структуры максимумов величины $|V(v, t)|^2$. ФСТ включается в момент времени $t = 1,55$ с от начала фрагмента, выключается при $t = 7,25$ с, причем после выключения ФСТ наступает десинхронизация ЭЭГ. На рис. 4, а представлена проинтегрированная по указанному выше диапазону α -ритма локальная плотность спектра его энергии $P_{\alpha}(t)$ (2) в зависимости от времени t .



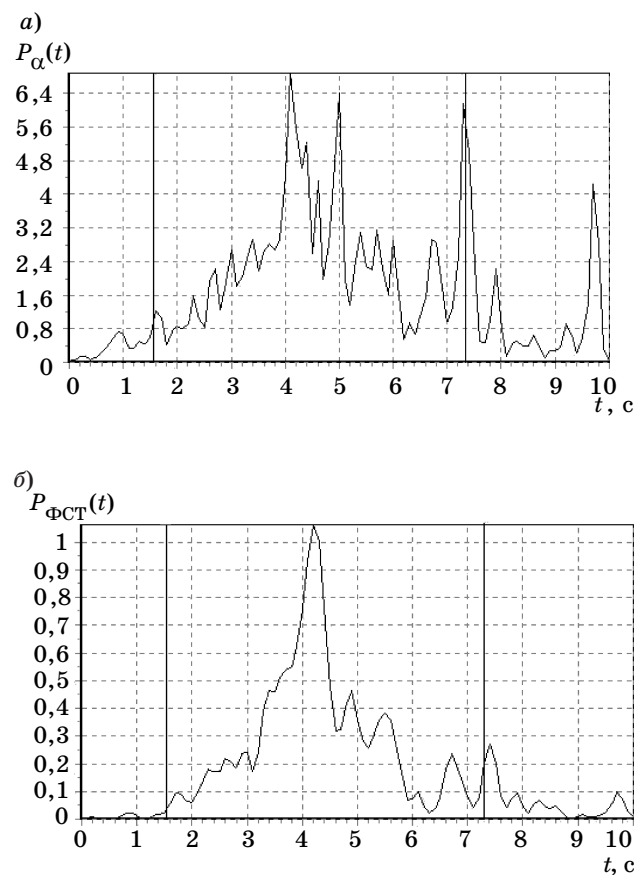
■ Рис. 2. Спектр мощности $|z(v)|^2$ сигнала левого затылочного отведения О1 в зависимости от частоты



■ Рис. 3. Квадрат модуля интегрального вейвлет-преобразования $|V(v, t)|^2$ в зависимости от частоты и времени (а) и его скелетон (б)

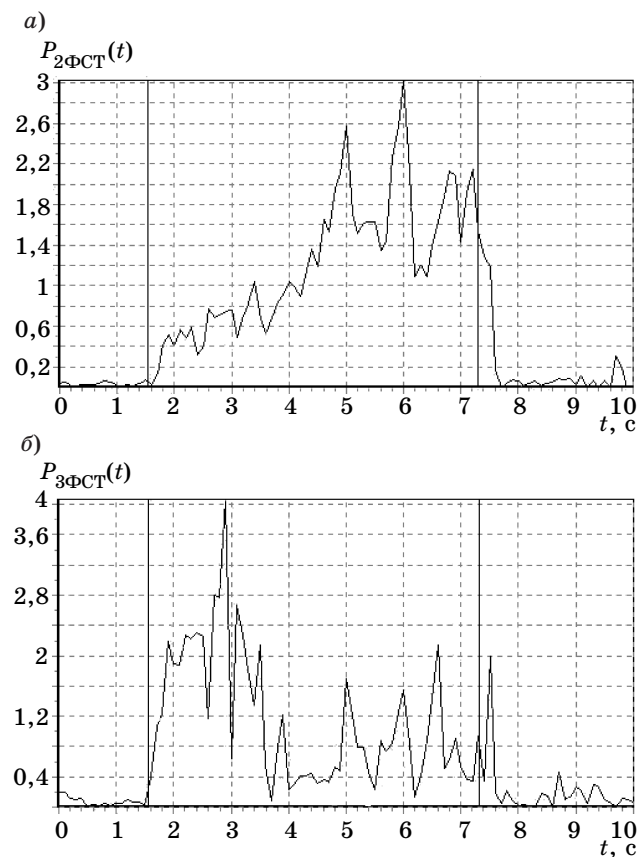
Локальная плотность спектра $P_{\text{ФСТ}}(t)$, проинтегрированная в узком поддиапазоне вблизи частоты фотостимуляции ($\nu_{\text{ФСТ}} \pm 0,2$) Гц, представлена на рис. 4, б. Переходной период усвоения ритма ФСТ складывается из латентного периода относительного «молчания», продолжающегося примерно 1,4 с, и периода нарастания ритма ФСТ, равного 1,3 с. После достижения максимума в момент времени $t \approx 4,3$ с интенсивность $P_{\text{ФСТ}}(t)$ быстро падает. Сравнение $P_{\alpha}(t)$ и $P_{\text{ФСТ}}(t)$ показывает, что внутри диапазона α -ритма помимо частоты ФСТ (совпадающие пики в момент времени $t \approx 4,2$ с) содержатся другие частоты. Эти различия видны при $t \approx 5$ с и особенно после отключения ФСТ.

Гармоника $P_{2\text{ФСТ}}(t)$ (2) с удвоенной частотой $\nu_{2\text{ФСТ}} = (16,24 \pm 0,2)$ Гц (рис. 5, а) достигает первого пика ($t \approx 5$ с) примерно через 3,5 с после момента включения ФСТ. Она имеет осциллирующий характер — периодичность ее усиленного воспроизведения составляет величину, примерно равную 1 с (пики в моменты $t \approx 5; 6; 6,8$ с). После выключения ФСТ вторая гармоника затухает за 0,3 с.

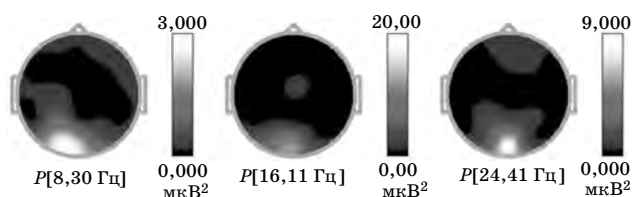


■ Рис. 4. Локальная плотность: а — альфа-ритма, проинтегрированная в интервале 7,5–14 Гц; б — спектра $P_{\text{ФСТ}}(t)$, проинтегрированная в узком интервале $[\nu_{\text{ФСТ}} - \Delta, \nu_{\text{ФСТ}} + \Delta]$ вблизи частоты $\nu_{\text{ФСТ}} = 8,12$ Гц

Минимальный период усвоения ритма ФСТ оказался при воспроизведении утроенной частоты $\nu_{3\text{ФСТ}} = (24,36 \pm 0,2)$ Гц. На рис. 5, б для $P_{3\text{ФСТ}}(t)$ видно, что после включения ФСТ ($t = 1,55$ с) быстрый период нарастания ритма $\nu_{3\text{ФСТ}}$ составляет величину 0,4 с ($t \approx 1,9$ с). После относительно стабильного периода усвоения наблюдается второй всплеск величины $P_{3\text{ФСТ}}(t)$ ($t \approx 2,9$ с) с характерным временем нарастания 0,4 с. После выключения ФСТ ($t = 7,25$ с) высокочастотная активность сохраняется примерно 0,2 с и затем еще через 0,2 с быстро спадает. Если построить сумму трех локальных плотностей частот $P_{\text{ФСТ}}(t) + P_{2\text{ФСТ}}(t) + P_{3\text{ФСТ}}(t)$, то этот график имеет профиль, близкий к трапециевидному. При этом латентный период усвоения «суммарного» ритма равен 0,4 с, а время «забывания» ритма — 0,3 с. Визуальный анализ ЭЭГ (см. рис. 1) также дает основание считать, что на временном отрезке 3,5–4,5 с наблюдается кратковременное снижение «средней» частоты ЭЭГ. Кривая характеризуется сильной нестационарностью, причем временную



■ Рис. 5. Локальная плотность спектра: а — $P_{2\text{ФСТ}}(t)$, проинтегрированная в узком интервале $[\nu_{2\text{ФСТ}} - \Delta, \nu_{2\text{ФСТ}} + \Delta]$ вблизи удвоенной частоты ФСТ; б — $P_{3\text{ФСТ}}(t)$, проинтегрированная в узком интервале $[\nu_{3\text{ФСТ}} - \Delta, \nu_{3\text{ФСТ}} + \Delta]$ вблизи утроенной частоты ФСТ



■ **Рис. 6.** Пространственное распределение гармоник ФСТ, 2ФСТ, 3ФСТ по поверхности мозга

и частотную динамику такого сигнала определить традиционными методами не представляется возможным.

Распределение трех упомянутых гармоник по поверхности мозга представлено на рис. 6. Очевидно, что реакция воспроизведения ритма ФСТ и кратных ритмов наблюдается в затылочных отведениях, причем ритм ФСТ — в основном слева (O1), 16 Гц — в трех отведениях (O1, O2 и Oz), 24 Гц — в основном в центре (Oz). В остальных отведениях интенсивность частот, связанных с ФСТ, чрезвычайно низка.

Применение программного пакета LORETA дало следующие результаты. Координаты источника частоты ФСТ (–3, –11, 64) — Medial Frontal Gyrus. Координаты источника удвоенной частоты (4, –67, 15) — Posterior Cingulate Limbic Lobe. Координаты источника утроенной частоты (–3, –53, 57) — Precuneus Parietal Lobe. Список источников, отмеченных у различных испытуемых на разных частотах ФСТ, достаточно ограничен, их перечисление и анализ выходит за рамки данной статьи.

Заключение

Проведенные исследования показали чрезвычайно разнообразие индивидуальных особенностей реагирования на ритмическую ФСТ. Мы опускаем наблюдения, в которых вообще не было реакции усвоения ритма, наблюдения, где имело место только усвоение ритма ФСТ без воспроизведения кратных частот — этот переходный режим достаточно хорошо идентифицируется стандартными программами, которыми располагает практически каждый компьютерный электроэнцефалограф. Временная динамика взаимодействия частоты ФСТ и кратных частот состоит из нескольких компонентов, количественно характеризующих сложный переходный процесс ЭЭГ.

Перечислим основные черты усвоения ФСТ и кратных ритмов на частотах $\nu_{\text{ФСТ}/2}$, $\nu_{\text{ФСТ}}$, $\nu_{2\text{ФСТ}}$, $\nu_{3\text{ФСТ}}$, $\nu_{4\text{ФСТ}}$, которые являются общими для наблюдавшихся испытуемых. Исследования мно-

гих испытуемых, выполненные для различных частот ФСТ, показывают, что характер усвоения и воспроизведения ритмов во многих случаях имеет ярко выраженную нестационарность. Асимметричные трапециевидные локальные плотности $P_i(t)$ (6), где $i = (\delta, \theta, \alpha, \beta, \text{ФСТ}/2, \text{ФСТ}, 2\text{ФСТ}, 3\text{ФСТ}$ и т. д.) могут изменяться на осциллирующие или смешанные. Каждый такой сценарий характеризуется определенным латентным периодом усвоения соответствующего ритма и периодом его нарастания после включения ФСТ. Для некоторых диапазонов $P_i(t)$ латентный период может отсутствовать. При выключении ФСТ часто наблюдается промежуток времени сохранения ритма, после которого наблюдается его затухание.

Таким образом, интегральное вейвлет-преобразование дает принципиально новую информацию, которая недоступна стандартным методам анализа ЭЭГ. Предлагаемый подход позволяет классифицировать и количественно оценивать переходные процессы, характеризующие лабильность центральной нервной системы человека, дает информацию о развитии амплитудно-частотных изменений в вызванной ЭЭГ, полезную для синтеза алгоритмов психофизиологической коррекции и управления состоянием организма или его функциональных систем.

Литература

1. Федотчев А. И., Бондарь И. Г., Маевский А. А., Якулова Л. П. Резонансные реакции при ритмической фотостимуляции и изменение функционального состояния // Журнал высшей нервной деятельности. 1996. Т. 46. № 3. С. 447–452.
2. Суворов Н. Б., Гусева Н. Л., Зуева Н. Г. Отражение индивидуально-типологических особенностей в структуре пространственного взаимодействия волн ЭЭГ различных частотных диапазонов // Физиология человека. 2000. Т. 26. № 3. С. 60–66.
3. Чуи К. Введение в вейвлеты. М.: Мир, 2001. С. 416.
4. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов. М.: Мир, 2005. С. 671.
5. Божокин С. В., Лыков С. Н. Дополнительные главы теоретической физики. Вейвлеты. СПб.: СПбГПУ, 2007. С. 252.
6. Божокин С. В., Паршин Д. А. Фракталы и мультифракталы. М. — Ижевск: Регулярная и хаотическая динамика, 2001. С. 128.
7. LORETA (Institute for Brain-Mind Research University Hospital of Psychiatry, Lengghstr. 31, CH-8029 Zurich, Switzerland). www.keyinst.unizh.ch/loreta.htm