

---

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ УКРАИНЫ

НАЦИОНАЛЬНЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ УКРАИНЫ  
"КИЕВСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ"

---

**Electronics and Communications**  
**Електроніка та зв'язок**  
**Электроника и связь**

Научно-технический журнал  
Издается шесть раз в год  
Основан в марте 1995 года

**Том 20, №4(87), 2015**



Киев  
НТУУ «КПИ»  
2015

---

## Биомедицинские приборы и системы

УДК 621.391

А.В. Ваврещук<sup>1</sup>, А.А. Попов<sup>1</sup>, канд. техн. наук, А.М. Канайкин<sup>2</sup>

<sup>1</sup>каф. физической и биомедицинской электроники,

Национальный технический университет Украины «Киевский Политехнический Институт»,  
каб. 423, ул. Политехническая, 16, Киев-56, 030566 Украина.

<sup>2</sup>Отделение функциональной диагностики, Институт нейрохирургии АМН Украины,  
ул. Платона Майбороды, 32, Киев, 04050, Украина.

### Когерентность и фазовая синхронизация электрической активности головного мозга

*Работа посвящена оценке согласованности электрической активности головного мозга с использованием когерентности и фазовой синхронизации. Рассматриваются особенности применения данных мер, предложено объединение отведений электроэнцефалограммы (ЭЭГ) для исследования особенностей активности мозга в разных полушариях в четыре группы: отведения с левого и правого полушарий, симметричные и асимметричные межполушарные пары отведений. По результатам исследования фоновой электрической активности здоровых пациентов можно выявить разницу симметричной и асимметричной межполушарной согласованности, а также подобность согласованности в обоих полушариях, что подтверждает симметричность мозговой активности. Результаты свидетельствуют о возможности рассинхронизации активности мозга на протяжении фоновой записи и позволяют оценить максимальные значения согласованности активности в разных частотных диапазонах для разных групп отведений. Библ. 12, рис. 5., табл. 2.*

**Ключевые слова:** когерентность; фазовая синхронизация; ЭЭГ.

#### Введение

Головной мозг представляет собой один из главных органов человека, функционирование которого определяет деятельность индивида. Исследование принципов его функционирования является очень важным для оценки его состояния.

Активность головного мозга определяется за счет изменения состояния составляющих его нейронов, что отображается в виде изменения электрического потенциала на поверхности головы и может быть зарегистрировано путем на-

ложения электродов и записи электроэнцефалограммы (ЭЭГ).

Один из важнейших вопросов заключается в принципах взаимосвязи, которая возникает в активности мозга между отдельными популяциями нейронов, представляющих собой пространственно и / или функционально разные участки мозга. Важной характеристикой этих связей является симметричность и схожесть активности для обеих полушарий [11].

Исследование связей, возникающих между областями головного мозга возможно за счет применения к записям ЭЭГ математических методов, направленных на оценку связанности двух сигналов. Наиболее распространенными методами являются когерентность [2] и фазовая синхронизация [3]. Так в [8] было представлено пространственно-частотное распределение когерентности, полученное путем анализа данных магнитоэнцефалограммы (МЭГ) и записи с имплантированного электрода для пациентов с дистонией. В свою очередь в [1] анализировалась когерентность между парами электродов для альфа-ритма по отношению к событию и в зависимости от результата события. В [3,6] показана возможность анализа связей в головном мозге для пациентов больных эпилепсией, а также подтверждено наличие дальних связей в мозге. В [7] продемонстрированы результаты анализа фазовой синхронизации при выполнении арифметических заданий, которые заключаются в наличии межчастотных и межобластных взаимосвязей. В предшествующей работе [10] было показано наличие значимой синхронизации для симметричных отведений во всех клинически важных частотных диапазонах.

Выше упомянутые работы демонстрируют хорошую применимость таких методов, как когерентность и фазовая синхронизация для анализа согласованности электрической активно-

сти головного мозга, но заведомо анализируют активность при выполнении каких-либо действий или при определенных нарушениях функционирования головного мозга. Данная работа акцентирует внимание на фоновой активности мозга здоровых пациентов, которая должна являться эталоном для дальнейшего анализа и классификации ЭЭГ и направлена на анализ изменчивости согласованности электрической активности мозга в разных частотных диапазонах и для разных пространственных групп отведений, отображающих одно- и межполушарные взаимодействия.

Цель данной работы - исследование синхронизации колебаний в разных областях головного мозга для фоновой записи здоровых пациентов.

**Когерентность**

Функция когерентности - прямая мера корреляции между спектрами двух сигналов. Рассматривая два сигнала  $x$  и  $y$ , когерентность между ними на частоте интереса  $f$  определяется по формуле [2]:

$$Coh(f) = \frac{|S_{xy}(f)|}{[S_{xx}(f) \cdot S_{yy}(f)]^{1/2}}$$

где  $S_{xy}(f)$  - кросс-спектральная плотность между двумя сигналами  $x$  и  $y$  (то есть преобразования Фурье функции кросс-корреляции  $R_{xy}(t)$ ). Так как  $S_{xy}$  - скалярное произведение, неравенство Шварца гарантирует, что функция когерентности принимает значения между 0 и 1.

Кросс-спектр определяется по формуле:

$$S_{xy}(f) = \bar{x}(f) \cdot \bar{y}^*(f),$$

где  $\bar{x}(f)$  - дискретные коэффициенты Фурье на частоте  $f$  ограниченной во времени временной последовательности  $x(t)$ , а  $\bar{y}^*(f)$  - комплексно-сопряженное к  $\bar{y}(f)$ .

Для повышения надежности этой оценки, возможно использование нескольких методов, заключающихся в сглаживании спектральных оценок во времени или по частоте. В случае использования сглаживания во времени, полное окно наблюдения разделяется на последовательность  $k$  сегментов (которые могут перекрываться). Оценка спектра вычисляется для каждого сегмента и  $k$  спектров усредняются, чтобы получить оценку для полного окна.

Процедура сглаживания во времени чаще всего реализуется методом Уэлча, который представляет собой периодограммную оценку спектральной плотности мощности за счет применения окна данных для анализируемого сег-

мента и использования перекрывающихся сегментов. Окна данных за счет ухудшения разрешения ослабляют влияние боковых лепестков и уменьшают смещение оценок. Перекрывание сегментов уменьшает дисперсию оценки спектра [12].

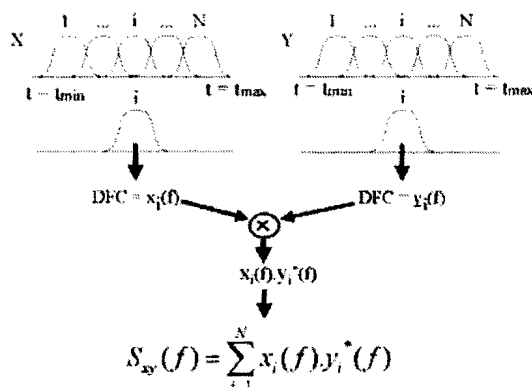


Рис. 1. Алгоритм сглаживания во времени для оценки кросс-спектра между двумя временными последовательностями [2]

**Фазовая синхронизация**

Фазовая синхронизация (ФС) представляет собой процесс установления и поддержания режима колебаний двух и более связанных осцилляторов, при котором частоты этих осцилляторов совпадают или кратны друг другу, а мгновенные фазы изменяются по одинаковому закону на протяжении времени синхронизации [10].

Для двух сигналов  $s_1(t)$ ,  $s_2(t)$  с мгновенными фазами  $\phi_1(t)$ ,  $\phi_2(t)$  с учетом возможного влияния шумов фазовая синхронизация означает [3]:

$$|n\phi_1(t) - m\phi_2(t)| \approx const.$$

где  $m$  и  $n$  - целые числа, отображающие кратность частоты.

Коэффициент фазовой синхронизации (PLV - phase-locking value) - численный показатель, количественно характеризующий уровень синхронности фаз двух осцилляторов и отражающий стабильность разности этих фаз в определенном частотном диапазоне. Величина коэффициента изменяется в пределах от 0 до 1 и значение PLV близкое к 1 свидетельствует о высоком уровне синхронизации между исследуемыми сигналами.

Коэффициент фазовой синхронизации может определять стабильность разницы фаз между пробами измерений (PLV) или на протяжении некоторого временного окна, когда рассматривается только одна проба (single-trial PLV, SPLV).

В общем случае расчет проводится для конкретной частоты, но, учитывая сложность спек-

тра реальных сигналов, необходимым условием считается узкополосность рассматриваемых сигналов.

Коэффициент фазовой синхронизации, определяющий стабильность изменения фаз на протяжении временного окна рассчитывается по формуле [4]:

$$SPLV_f[n] = \frac{1}{N} \left| \sum_{k=p-N/2}^{p+N/2-1} e^{j(\phi_1(f,k) - \phi_2(f,k))} \right|$$

где  $n$  – номер текущего отсчета коэффициента фазовой синхронизации,  $f$  – исследуемая частота,  $N$  – количество точек во временном окне,  $p$  – центральная точка текущего временного окна.

Для того чтобы анализировать связь между фазами двух осцилляторов необходимо определить изменение их мгновенных фаз во времени.

Основные методы для определения мгновенной фазы [3]:

- преобразование Гильберта;
- свертка с комплексным вейвлетом (напр., вейвлет Морле).

В данной работе определение мгновенных фаз проводилось при помощи преобразования Гильберта, которое представляет собой линейный оператор, сопоставляющий каждой функции  $s(t)$  функцию  $\tilde{s}(t)$  в той же области [3]:

$$\tilde{s}(t) = \frac{1}{\pi} P.V. \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t - \tau} d\tau.$$

P.V. указывает на то, что преобразование Гильберта определяется в смысле главного значения интеграла по Коши.

Аналитическая функция, используемая для определения мгновенной фазы сигнала, представляет собой комплексное число, действительной частью которого является начальная функция, а мнимая – преобразование Гильберта этой функции [6]:

$$H(t) = s(t) + i\tilde{s}(t).$$

В этом случае мгновенная фаза представляет собой аргумент комплексного числа и определяется из выражения:

$$\varphi(t) = \arctan\left(\frac{\tilde{s}(t)}{s(t)}\right).$$

### Суррогатные данные

В обоих случаях для оценки уровня и определения истинной синхронизации для каждого сигнала были рассчитаны суррогатные данные. Необходимость их использования определяется тем фактом, что и в случае двух независимых

шумовых сигналов значение меры связанности больше 0.

Для каждой отдельной рассматриваемой пары сигналов необходимо формирование суррогатных данных и расчет меры связанности между исследуемыми сигналами и суррогатами.

Суррогатные данные для получения адекватных результатов должны иметь схожие характеристики с исследуемым сигналом. Поэтому суррогатная временная последовательность формируется путем случайного изменения фазового спектра исходного сигнала, используя его амплитудный спектр. Формула для обратного преобразования Фурье принимает вид [9]:

$$\bar{s}_n = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{k=0}^{N-1} e^{i\alpha_k} \cdot |S_k| \cdot \exp\left(-\frac{i2\pi kn}{N}\right),$$

где  $0 \leq \alpha_k < 2\pi$  – равномерно распределенные случайные числа,  $|S_k|$  – амплитудный спектр исследуемого сигнала.

### Описание эксперимента

Сигнал ЭЭГ является многоканальным и регистрируется при расположении электродов на поверхности скальпа человека в заранее определенных местах. Схема расположения электродов называется системой отведений; основным требованием к ней является равномерное распределение электродов по полушариям. Наиболее распространенная в настоящее время система «10-20» (рис. 2) устанавливает правила размещения электродов при регистрации ЭЭГ для охвата всех функционально значимых областей мозга. Поверхность головы разбивается на области, обозначенные буквами: F – лобная, O – затылочная, P – теменная, T – височная, C – область центральной борозды. Нечетные номера мест отведения относятся к левому, а четные – к правому полушарию. Буквой Z – обозначается отведение от вершины черепа. Электроды устанавливаются над каждой из областей в каждом полушарии, причем четные номера соответствуют правому полушарию, а нечетные – левому.

Важной особенностью предлагаемого в данной работе анализа является разбиение всех возможных пар электродов на подгруппы. Для исследования в данной работе предлагается объединить отведения в подгруппы отображающие однополушарные и межполушарные взаимодействия:

- Группа *sym* – 8 пар симметричных отведений (например, F3 – F4);

- Группа *interns* – 56 пар возможных межполушарных асимметричных отведений (например, F3 – C4);
- Группа *leftnn* – 17 пар возможных отведений, расположенных на левом полушарии кроме соседних отведений (например, F3 – P3);
- Группа *rightnn* – 17 пар возможных отведений, расположенных на правом полушарии кроме соседних отведений (например, F4 – P4).

В случае групп, отображающих однополушарные взаимодействия, соседние отведения (например, F3 – C3) не брались в учет, так как для них характерна более высокая согласованность за счет объемной проводимости.

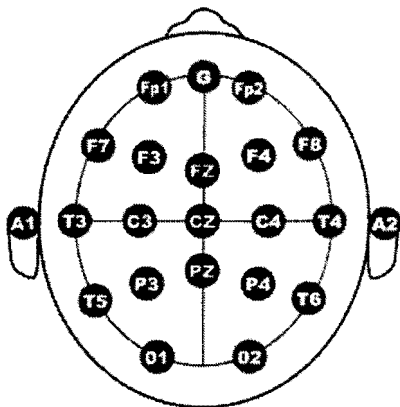


Рис. 2. Система размещения электродов «10-20»

Частотный спектр сигнала ЭЭГ в данной работе разбивается на 9 поддиапазонов, которые занимают полосу от 0 до 50 Гц, основываясь на главных клинических диапазонах электрической активности мозга (табл. 1), при условии, что наибольшая рассматриваемая полоса превышает наименьшую не более чем в 2 раза. Таким образом, выделяются такие диапазоны:  $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ , 14-22 Гц, 22-30 Гц, 30-35 Гц, 35-40 Гц, 40-45 Гц, 45-50 Гц.

Полученные массивы данных для значений когерентности и фазовой синхронизации путем группирования и усреднения преобразуются таким образом, что одно значение ставится в соответствие каждому пациенту, временному отрезку, подгруппе данных и частотному диапазону.

Предлагаемый анализ заключается в:

1) определении минимального и максимального значений для когерентности и фазовой синхронизации, которое имеет место для рассматриваемых данных;

2) определении среднего значения для когерентности и фазовой синхронизации как функции от частоты отдельно для каждого па-

циента, а также в среднем для всех пациентов для каждой группы данных;

3) статистическом анализе полученных данных;

4) выполнении п.п. 1-3 с учетом суррогатных данных, который заключается в вычитании из значений для реальных данных соответствующих значений для суррогатных данных.

Таблица 1. Основные частотные диапазоны мозговой активности [11]

Название	Частотный диапазон	Состояние мозга или вид активности
$\delta$	0,5-4 Гц	Стадия медленного сна
$\theta$	4-8 Гц	Стадия быстрого сна
$\alpha$	8-14 Гц	Зрительное восприятие и активность зрительной коры в состоянии покоя
$\beta$	14-40 Гц	Соматические, сенсорные и двигательные механизмы
$\gamma$	> 30 Гц	Обработка когнитивных процессов

#### Экспериментальные данные

Для анализа были использованы фоновые записи электрической активности головного мозга здоровых пациентов мужского пола со средним возрастом  $22 \pm 1,1$ . Электроды при записи были расположены согласно Международной системе отведений 10-20, использовался монополярный метод отведения с усредненным референтным электродом от ушей. Частота дискретизации ЭЭГ: 1000 Гц.

Длительность записей: 76 секунд.

Данные рассматривались в разных временных масштабах: M1 – 15,2 с, перекрытие 50 %; M2 – 7,6 с, перекрытие 50 %; M3 – 3,8 с, без перекрытия; M4 – 1,9 с, без перекрытия. Параметры масштабов определяют длительность участка для вычисления когерентности, а в случае фазовой синхронизации – количество усредняемых значений, в результате чего в соответствие определенному участку длительностью согласно масштабу ставится одно значение меры согласованности.

Параметры оценки когерентности: количество сегментов равное 8 с перекрытием 50 %, сглаживающая функция - окно Хэмминга.

Параметры оценки фазовой синхронизации: длительность окна – 950 мс, без перекрытия.

Выделение необходимого диапазона частот в случае оценки фазовой синхронизации проводилось путем удаления не интересующих компонент в спектре сигнала.

## Результаты

Когерентность и ФС как функции частотных диапазонов для фоновой записи здоровых пациентов отображают различие в связности между рассматриваемыми подгруппами данных. Так, наибольшей связанностью обладает подгруппа, состоящая из симметричных пар отведений, а наименьшей – подгруппа межполушарных асимметричных пар. Рассматривая отведения с отдельных полушарий стоит отметить более высокую связанность для левого полушария, что может быть причиной того, что оно является доминантным для исследуемых пациентов.

Как видно из представленных рисунков (рис. 3 а,б), учет суррогатных данных в случае коге-

рентности практически не изменяет ее поведение как функции от частоты, а лишь снижает абсолютные значения. В свою очередь для ФС наблюдается влияние на поведение кривых учета суррогатных данных, что придает большей значимости процессу учета суррогатных данных. Сравнивая абсолютные значения для двух мер, характеризующих связанность активности в головном мозге, при учете суррогатных данных можно выделить более высокие значения для когерентности, возможно являющиеся причиной специфики метода, который одновременно рассматривает как амплитудные, так и фазовые составляющие анализируемых сигналов.

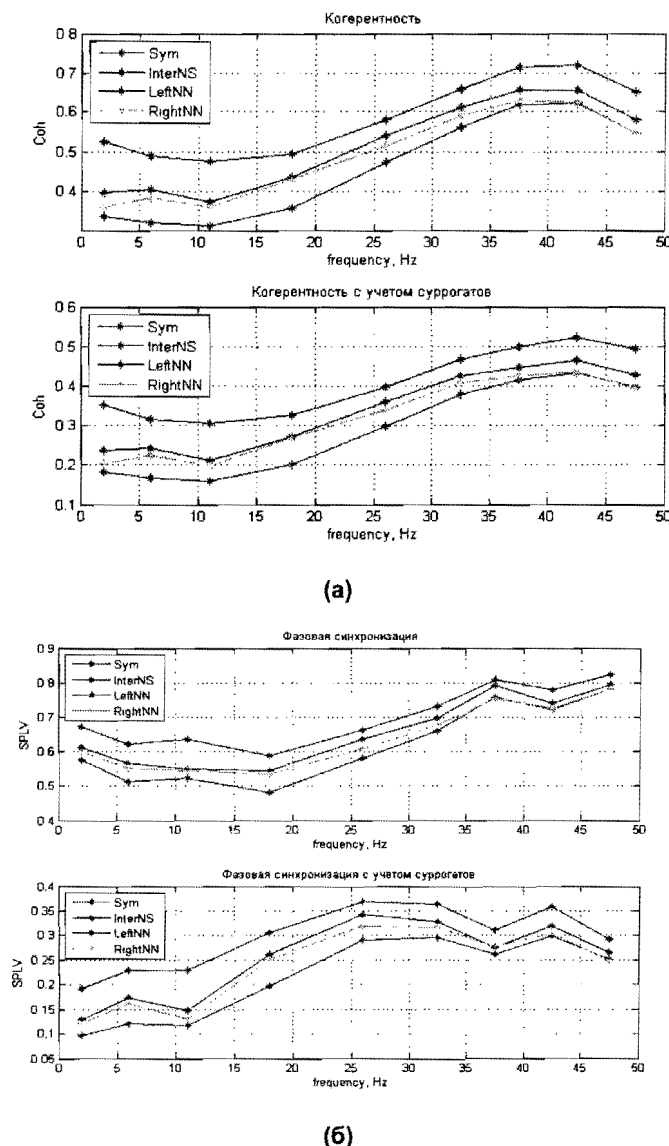


Рис. 3. Зависимость средних значений: (а) когерентности, (б) фазовой синхронизации от частотных диапазонов для разных подгрупп данных

Анализируя отдельно данные каждого пациента (рис. 4,5), можно отметить, что поведение функций может значительно отличаться, но поведение кривых, отображающих подгруппы данных, является подобным относительно друг друга с сохранением в большей степени иерархии значений, как и для среднего результата.

Рассматривая минимальные значения мер согласованности, которые имеют место на протяжении фоновой записи для группы здоровых пациентов, можно наблюдать участки рассинхронизации активности, поэтому установить нижний порог для величин когерентности и ФС в случае фоновой записи здоровых пациентов не является возможным.

Оценивая когерентность и фазовую синхронизацию как функции от времени, можно определить максимально возможные значения меры связанности для каждого частотного диапазона для определенного масштаба временных окон. Как и следовало ожидать, для более коротких окон имеют место более высокие значения. Тем не менее является возможным установить некоторую верхнюю границу для значений когерентности/фазовой синхронизации при рассмотрении фоновой записи с окном определенной длительности. Представленные значения максимумов с учетом суррогатных данных име-

ют достаточно высокие значения, особенно если учесть тот факт, что из-за учета суррогатов меры согласованности принимают значения  $<1$ . Несмотря на это при определенных временных окнах для анализа сигнала и в случае некоторых частотных диапазонов полученные результаты могут послужить критерием для классификации участка сигнала по отношению к состоянию пациента.

Для статистического анализа были использованы критерий Колмогорова-Смирнова (КС) и тест Краскела-Уоллиса (КУ).

Анализируя влияние учета суррогатных данных путем применения статистических тестов для выборок, отображающих средние значения согласованности определенной группы данных для всех рассматриваемых диапазонов частот, следует отметить подобие полученных результатов для обеих мер. В случае обоих статистических тестов гипотезы о подобности выборок отвергаются на уровне значимости  $p < 0,08$ , при чем для ФС вероятности на несколько порядков меньше. В случае нормировки выборок, для обеих мер, уровень значимости имеет значение в зависимости от группы и меры в диапазоне 0,25-0,86. Для ФС результаты теста КУ имеют более высокие уровни значимости чем для когерентности.

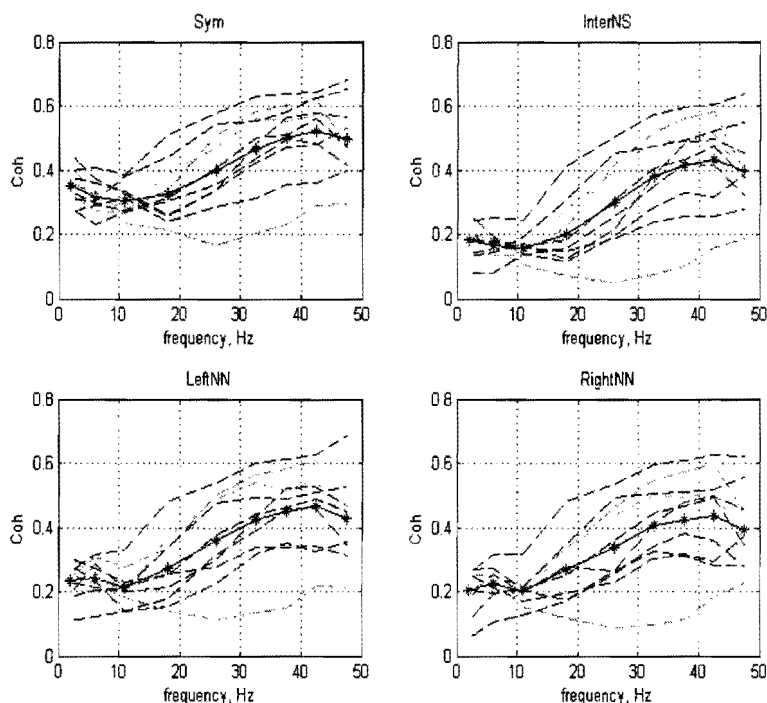


Рис. 4. Зависимость когерентности от частоты для разных подгрупп данных при отдельном рассмотрении пациентов

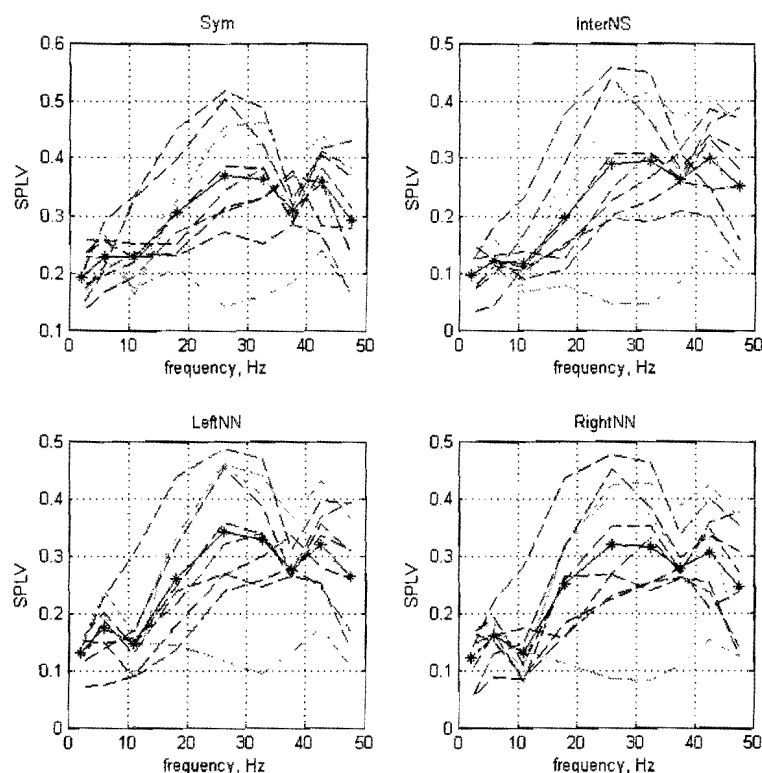


Рис. 5. Зависимость фазовой синхронизации от частоты для разных подгрупп данных при отдельном рассмотрении пациентов

Таблица 2. Уровни значимости при сравнении подгрупп данных

Мера	Тест	Сравниваемые пары подгрупп данных					
		Sym InterNS	Sym LeftNN	Sym RightNN	InterNS LeftNN	InterNS RightNN	LeftNN RightNN
Coh	KC	0,078	0,25	0,25	0,25	0,603	0,957
	KY	0,047	0,145	0,102	0,2	0,402	0,402
SPLV	KC	0,078	0,603	0,603	0,603	0,603	0,603
	KY	0,047	0,233	0,171	0,27	0,354	0,508

Из результатов статистических тестов сравнения выборок для разных подгрупп данных (табл. 2) прежде всего стоит выделить отклонение нулевой гипотезы при сравнении межполушарных выборок ( $p < 0,08$ ), что свидетельствует о принципиальной разнице между согласованностью электрической активности между симметричными и асимметричными отведениями. В свою очередь наибольшие уровни значимости в случае сравнения однополушарных групп ( $p > 0,4$ ) могут быть подтверждением значительной симметричности активности в обоих полу-

шариях мозга, которая является одной из основных характеристик здоровой ЭЭГ.

### Выводы

В работе представлен новый подход к анализу согласованности электрической активности головного мозга на основе когерентности и фазовой синхронизации, главная особенность которого заключается в разделении согласованности, полученной для всех возможных пар отведений ЭЭГ, на четыре группы, которые отображают одно- и межполушарные взаимодей-



вия. Предложенный подход был применен к фоновой записи здоровых пациентов, что позволило проанализировать основные принципы согласованности в норме.

Дальнейшее использование данного подхода для анализа электрической активности мозга может обеспечить информацией о принципах его функционирования и предоставить необходимые данные о возможности использования метода для классификации ЭЭГ.

**Список использованных источников**

1. *Babiloni, C.* Intra-hemispheric functional coupling of alpha rhythms is related to golfer's performance: A coherence EEG study / C. Babiloni, F. Infarinato, N. Marzano, M. Iacoboni // *International Journal of Psychophysiology.* - 2011. - 82. - P.260-268.
2. *Lachaux, J.-P.* Estimating the time-course of coherence between single-trial brain signals: an introduction to wavelet coherence / J.-P. Lachaux, A. Lutz, D. Rudrauf, M. Le Van Quyen // *Neurophysiol Clin.* - 2002.- 32.- P.157-174.
3. *Lachaux, J.-P.* Measuring phase synchrony in brain signals / J.-P. Lachaux, E. Rodriguez, J. Martinerie, F. J. Varela // *Human Brain Mapping.* - 1999. - vol. 8. - P. 194-208.
4. *Lachaux, J.-P.* Studying single-trials of phase-synchronous activity in the brain / J.-P. Lachaux, E. Rodriguez, M. Le Van Quyen, A. Lutz, J. Martinerie, F. J. Varela // *International Journal of Bifurcation and Chaos.* - 2000. - vol. 10, № 10. - P. 2429-2439.
5. *Le Van Quyen, M.* Comparison of Hilbert transform and wavelet methods for the analysis of neuronal synchrony / M. Le Van Quyen // *Journal of Neuroscience Methods.* - 2001. - vol. 111. - P. 83-98.

6. *Mormann, F.* Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients / F. Mormann, K. Lehnertz, P. David, C. Elger // *Physica D.* - 2000. - 144. - P.358-369.
7. *Palva, M.* Phase Synchrony among Neuronal Oscillations in the Human Cortex / M. Palva, S. Palva, K. Kaila // *The Journal of Neuroscience.* - 2005. - 25(15). - P. 3962-3972.
8. *Sander T.H.* Coherence and imaginary part of coherency identifies cortico-muscular and cortico-thalamic coupling / T.H. Sander, A. Bock, S. Leistner // *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS: proceedings.* - Buenos Aires. - 2010. - P.1714-1717.
9. *Schreiber, T.* Surrogate time series / T. Schreiber, A. Schmitz // *Physica D.* - 2000. - 142. - P. 346-382.
10. *Vavreshchuk A.* Synchronization of brain electrical activity between two hemispheres in different frequency bands / A. Vavreshchuk, A. Popov, O. Kanaykin // *Signal Processing Symposium (SPS), 2013.*
11. *Зенков, Л. Р.* Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) / Л. Р. Зенков. - Таганрог : Издательство ТРТУ, 1996. - 358 с. - ISBN 5-230-24735-5.
12. *Марпл-мл., С.Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения / С.Л.Марпл-мл. - Москва: Мир, 1990. - 584 с. - ISBN 5-03001191-9.

*Поступила в редакцию 20 апреля 2015 г.*

УДК 621.391

**А.В. Ваврещук<sup>1</sup>, А.О. Попов<sup>1</sup>, канд. техн. наук, О.М. Канайкін<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>каф. фізичної та біомедичної електроніки,

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,

каб. 423, вул. Політехнічна, 16, Київ-56, 03056, Україна.

<sup>2</sup>відділення функціональної діагностики, Інститут нейрохірургії АМН України,

вул. Платона Майбороди, 32, Київ, 04050, Україна.

**Когерентність і фазова синхронізація електричної активності головного мозку**

*Робота присвячена оцінці узгодженості електричної активності головного мозку з використанням когерентності і фазової синхронізації. Розглядаються особливості застосування даних мір, запропоновано об'єднання відведень електроенцефалограми (ЕЕГ) для дослідження особливостей активності мозку в різних півкулях в чотири групи: відведення з лівої та правої півкулі,*