

НЕЛИНЕЙНЫЕ ПРОЦЕССЫ В ГЕНЕРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

*Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Вохмина Ю.В., Черников М.И.
 БУ ВО ХМАО-Югры «Сургутский государственный университет»
 г. Сургут, проспект Ленина, 1*

Резюме

Внедрение традиционных физических методов в биологические исследования наталкивается на трудности и требует внедрения новых методов на базе теории хаоса-самоорганизации. Демонстрируются ограниченные возможности применения стохастики для анализа ЭЭГ и электромиограмм (ЭМГ) при сравнении её с новыми методами многомерных фазовых пространств (ММФП). Количественной мерой при использовании ММФП являются параметры квазиаттракторов для оценки хаотической динамики на примере анализа ЭЭГ и ЭМГ. Состояние нервно-мышечной системы изучается в двух режимах: слабое напряжение мышцы и сильное, практически максимальное усилие. Используются объемы квазиаттракторов многомерных фазовых пространств, которые обеспечивают идентификацию реальных изменений параметров функционального состояния мышцы при слабом ($F_1=5$ даН) и сильном ($F_2=10$ даН) статическом напряжении. Значения энтропии Шеннона при сильной нагрузке статистически не изменяются. Рассмотрены параметры ЭЭГ с позиции ММФП у больных с эпилепсией.

Ключевые слова: хаос, миограмма, двумерное фазовое пространство, квазиаттрактор.

NONLINEAR PROCESSES IN GENERATION OF BIOELECTRIC POTENTIALS

*Eskov V.V., Gavrilenko T.V., Vokhmina Yu.V., Chernikov M.I.
 Surgut State University*

Summary

It was demonstrated the limited applicability of stochastics for EEG and EMG investigation and comparing it with the new methods of multidimensional phase space (MMPS) were showed. A quantitative measure for MMPS using for the parameters are quasi-attractors for evaluation of chaotic dynamics on the example of the little finger abductor muscle. Method of multidimensional phase space carried out the study and modeling of complex biological objects (complexity). The introduction of traditional physical methods in biological research has encountered difficulties and requires the introduction of new methods based on theory of chaos and self-organization. The state of the neuromuscular system is studied in two modes: a weak muscle tension and strong, almost the maximum force. Used quasi-attractors volumes of multidimensional phase spaces, which provide the identification of real changes in the parameters of the functional state with weak muscles ($F_1=5$ daN) and strong ($F_2=10$ daN) static stress. The values of the Shannon entropy under a heavy load are statistically unchanged. It was investigated the EEG parameters under MMPS for epilepsia diseases.

Key words: chaos, myogram, two-dimensional phase space, quasiattractor.

Введение

Общеизвестно, что биопотенциалы мозга (ЭЭГ) и мышц (ЭМГ) в различных состояниях очень сложно поддаются изучению и моделированию, как и все сложные биологические объекты. Поэтому внедрение традиционных физических моделей в подобные биологические исследования возможно только на основе принципа неопределенности Гейзенберга и новых методов теории хаоса-самоорганизации (ТХС) [5, 8-10]. Однако, до настоящего времени нет сравнения их эффективности [6-14] (т.е. стохастики и метода многомерных фазовых пространств, который сейчас активно используется в различных исследованиях). В нашей работе мы делаем попытку такого сравнения на основе анализа методом многомерных фазовых пространств (ММФП) для изучения особенностей реакции ЭЭГ и нервно-мышечной системы (ЭМГ) в ответ на фотостимуляцию и дозированные статические нагрузки. При этом мы отходим от традиционного понимания стационарных режимов биосистем в виде $dx/dt=0$, где $x=x(t)=(x_1, x_2, \dots, x_n)^T$ является вектором состояния системы (ВСС). Используется расчет параметров квазиаттракторов (КА), внутри которых наблюдается движение ВСС в фазовом пространстве состояний (ФПС). Эти движения имеют хаотический характер, т.е. постоянно $dx/dt \neq 0$, но при этом движение ВСС ограничено в ФПС объемом такого квазиаттрактора [1-7, 16-18]. Обычно мы используем координаты $x_1=x_1(t)$ – реальной переменной (у нас это или ЭМГ, или биопотенциалы мышц (БПМ)) и $x_2=dx_1/dt$ – скорость изменения фазовой координаты x_1 . Иногда используется и трехмерное ФПС, где $x_3=dx_2/dt$ – ускорение для x_1 [3-8]. В таких двух- и трехмерных ФПС возможно построение КА [13-18].

В настоящем исследовании доказывается возможность использования в качестве количественной меры параметры хаотической динамики энцефалограмм (ЭЭГ) и миограмм (ЭЭГ) мышцы (у нас – отводящая мышца мизинца) в виде объемов КА в многомерных фазовых пространствах ax состояний (ФПС). Эти параметры обеспечивают идентификацию изменений функционального состояния мышц при слабой и сильной статической нагрузке мышцы (сгибателя мизинца). При этом организм испытуемых представлен особым ВСС $x=x(t)$, который совершает непрерывные хаотические движения (т.е. постоянно $dx/dt \neq 0$) в пределах ограниченных КА [16-18]. Об этом пытались говорить ученые университета в Стенфорде [12] при изучении произвольных движений, но они не представили меру для таких измерений электрофизиологических процессов [15-18] а мы сейчас даем модели ЭЭГ и миограмм в ФПС в виде квазиаттракторов. Более того, будут продемонстрированы различия в состоянии мозга (при фотостимуляции) и мышцы (при разных напряжениях) именно с позиций ТХС (в рамках стохастики это затруднительно).

1. Объект и методы исследования. В настоящей работе мы изучаем параметры КА миограмм женщин, которые находятся в разных физиологических состояниях организма. Отметим, что в рамках стохастики таких различий нет. Для исследования по параметрам ЭМГ была привлечена группа испытуемых из 15 девушек в возрасте от 20 до 25 лет. У испытуемых регистрировались миограммы с частотой дискретизации $\tau=0,25$ мс. Записи миограмм мышцы (разгибателя мизинца) обрабатывались программным комплексом для формирования вектора $x=(x_1, x_2)^T$, где $x_1=x(t)$ – динамика абсолютного значения биопотенциалов мышцы (ЭМГ) на некотором интервале времени Δt , а x_2 – скорость изменения x_1 , т.е. $x_2=dx_1/dt$. Аналогичные координаты мы брали и для ЭЭГ. На основе полученного вектора $x(t)=(x_1, x_2)^T$ строились КА динамики поведения ВСС и определялись объемы полученных квазиаттракторов V_G по формуле $V_G^{\max} \geq \Delta x_1 * \Delta x_2 \geq V_G^{\min}$ [3-9, 13-16], где Δx_1 - вариационный размах величины биопотенциала, а Δx_2 - размах для его скорости изменения.

В конечном итоге анализ состояния мышц испытуемых при развитии различных усилий F ($F_2=2F_1$) проводился на основе сравнения площади КА в виде S или объема КА V_G . Отметим, что энтропийный подход тоже широко используется в медицине, но на основе анализа значений энтропии Шеннона E . При этом, E определяется по формуле

$E(x) = -\sum_{i=1}^n p(i) \log_2 p(i)$, где p – функция вероятности. В целом, энтропийный подход

широко используется в медицине, но для миограмм и ЭЭГ мы не встретили сообщений в литературе, т.е. эта тема остается открытой. В наших исследованиях миограммы фиксировали при слабом статическом напряжении мышцы $F_1=5$ даН и при сильном напряжении $F_2=10$ даН с помощью квантования сигнала в виде файла значений x_i , где x_i – это величина биосигнала *musculus adductor digiti mini* (с периодом квантования 0.25 сек). При повторах формировались файлы $x_i(t)$ для 15-ти разных выборок, т.е. разных людей. Подчеркнем, что в других случаях мы 15 раз регистрировали миограммы и одного и того же человека и общий результат приблизительно совпадал. Мы сейчас покажем парные сравнения миограмм и ЭЭГ для разных людей, находящихся в разных физиологических условиях.

Для ЭЭГ нами использовался традиционный стохастический подход (частотный анализ, автокорреляционные функции $A(t)$, расчет энтропии Шеннона E). Использование амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) в практической электроэнцефалографии наталкивается на определенные трудности в связи с непрерывным изменением спектра ЭЭГ. Более того, другие статистические характеристики так же весьма изменчивы (речь идет о функциях распределения $f(x)$ и об автокорреляционных функциях) [5-11].

Динамика изменения биопотенциалов мозга (в виде ЭЭГ) нами рассматривалась как некоторый непрерывный процесс генерации биопотенциалов многими нейронами, которые хаотически создают суммарную биоэлектрическую активность. Тогда при суперпозиции мы регистрируем именно эту суммарную активность. Из-за отсутствия жёсткой синхронизации будем ее считать хаотической функцией и тогда в рамках нашего подхода расчеты параметров ВСС вектора состояния системы, которая обеспечивает генерацию биопотенциалов мозга (ЭЭГ), могут дать некоторую закономерность именно в рамках параметров квазиаттракторов [5-7, 11].

2. Результаты исследования и их обсуждение. С помощью ЭВМ производилась визуализация данных, полученных с миографа, строилась временная развертка сигнала (рис. 1-А и рис. 2-А), которая преобразовывалась дискретизацией сигнала в некоторые числовые ряды (выборки ЭМГ). Анализом полученных временных рядов по данным с миографии было доказано, что получаемый сигнал всегда уникален для каждого испытуемого, но при этом сохраняется некоторая закономерность, которая связана с объемом КА V_G или S в фазовом пространстве x_1 и x_2 (см. рис. 1-В).

Каждый из векторов биосистемы, перемещаясь по осям (x_1 и x_2) на рис. 1-В и рис. 2-В может образовывать фазовую плоскость, описывающую динамику поведения двумерного ВСС $x=(x_1, x_2)^T$, которая и представлена на рис. 1 и рис. 2. Из этих рисунков видно, что миограммы имеют некоторое подобие с автокорреляционной функцией $A(t)$ а квазиаттракторы у разных людей группируются в области $x_1=[240.750]$ и $x_2=[-75.75]$ у. е. для рис. 1 при слабом мышечном напряжении. Эти области образуют КА, внешний вид для усилия F_1 которого представлен на рис. 1-В (и 2-В для F_2).

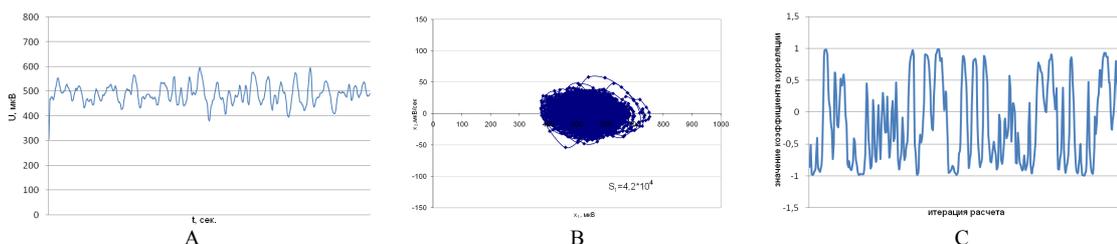


Рис.1. Результат обработки данных, полученных при слабом напряжении мышцы ($F_1=5$ даН); испытуемый СКН как типичный пример всей группы: А – временная развертка сигнала; В –

фазовые траектории КА с площадью $S_1=4.2 \cdot 10^4$ у.е.; С – автокорреляционная функция сигнала $A(t)$.

Аналогичный анализ всех испытуемых был проведен при сильном напряжении $F_2=10$ даН. Типичный пример для всех испытуемых представлен на рис. 2 для испытуемого СКН. Этот рисунок демонстрирует увеличение параметров S_1 для КА при сильной статической нагрузке ($F_2=10$ даН) испытуемых в сравнение с S_2 для КА при слабой статической нагрузке ($F_1=5$ даН). При сильной статической нагрузке параметры компонент вектора $x(t)$ для КА группируются в области $x_1=[230.850]$ и $x_2=[-125.95]$.

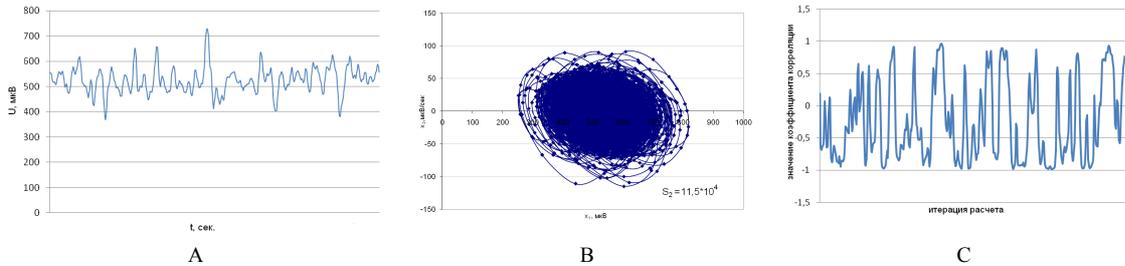


Рис.2. Результат обработки данных, которые получены при двукратном усилении напряжения мышцы ($F_2=10$ даН). Здесь испытуемый СКН как типичный пример всей группы: А – временная развертка сигнала; В – фазовые траектории КА с площадью $S_2=11,5 \cdot 10^4$ у.е.; С – автокорреляционная функция сигнала $A(t)$.

Возникает вопрос о целесообразности использования функций распределения $f(x)$ для ЭМГ. Мы наблюдаем их непрерывное изменение при сравнении выборок ЭМГ и любая ЭМГ имеет свой особый закон распределения и свою $f(x)$ для каждого интервала. Мы составили матрицы парных сравнений выборок ЭМГ для всех 15-ти испытуемых при 2-х силах сжатия динамометра ($F_2=2F_1$) и установили определенную закономерность изменения числа «совпадений» пар выборок k , получаемых параметров ЭМГ. Оказалось, что в первом случае (для F_1) матрица 15×15 (она дает 105 разных пар сравнений) при усилении $F_1=5$ даН показывает меньшее число k совпадений пар, т.е. $k_1=5$.

При увеличении напряжения мышцы до $F_2=10$ даН наблюдается и увеличение числа совпадений $k_2=20$. Подчеркнем, что для разных испытуемых наблюдается такая же закономерность (k_2 больше k_1 в 2-3 раза по большим выборкам), как и для одного испытуемого. Фактически, такие матрицы являются некоторой моделью особых (уникальных) систем (у нас это система регуляции ЭМГ) а k – обобщенный параметр этой модели. Матрицы парных сравнений определяют особенность регуляции ЭМГ при разных состояниях организма, но они характеризуют и систему регуляции мышц и они универсальны как модели.

В целом и для одного испытуемого (при повторах опытов) и для группы разных испытуемых, мы предлагаем использовать подобные матрицы парных сравнений ЭМГ (и их функций распределения $f(x)$) для оценки физиологического состояния мышцы, выявления особенностей ее регуляции. Разовые же сравнения $f(x)$, которые сейчас в физиологии широко используются, не имеют никакого смысла. Появления $p < 0.05$ в таких матрицах совершенно хаотично, имеет значение только число «совпадений» k . Оно зависит от функционального состояния мышцы (величины усилия F , от охлаждения мышцы, введения миорелаксанта, утомления и т.д.). Величина k реально может быть использована в физиологических или психофизиологических исследованиях, т.к. является новой количественной мерой выборок ЭМГ (т.е. отнесения их к одной генеральной совокупности), которая описывает функциональное состояние мышцы (впервые мы это выполнили на дыхательных мышцах [1, 2, 13, 14]).

Одновременно мы проверили значимость и эффективность критерия термодинамического типа для групп из разных людей, который используется в

стохастике (и термодинамике) в виде расчета энтропии Шэннона E для этих же выборок ЭМГ (см. табл. 1). Результаты расчетов по всей группе показали, что распределения E_1 (для F_1) и E_2 (для F_2) будут непараметрическими. Их средние значения почти не отличаются ($\langle E_1 \rangle = 3.4$, $\langle E_2 \rangle = 3.14$) а значения (что значительно больше 0.05) медиан очень слабо различаются ($MeE_1 = 3.3$, $MeE_2 = 3.5$). Это статистически не достоверные различия при критерии значимости различий для этих двух выборок E_1 и E_2 в виде $p=0.94$. Таким образом, термодинамический (энтропийный) подход в оценке выборок ЭМГ аналогично и для ЭЭГ, см. ниже в двух состояниях разных испытуемых ($F_2=2F_1$) совершенно ничего не дает. Получается, что ЭМГ одинаковы по параметрам E в этих 2-х состояниях, хотя матрицы парных сравнений выборок все-таки показывают разное число совпадений ($k_1=5$, $k_2=20$). С позиций расчета энтропии с мышцей ничего не происходит, она находится якобы в стационарном состоянии. Это является яркой демонстрацией условности стационарности, что представлено в табл. 1 в виде критерия Вилкоксона $p=0.82$ (почти достоверное совпадение выборок).

Аналогично функциям распределения $f(x)$ ведут себя и амплитудно-частотные характеристики - АЧХ (см. выше), которые при повторах существенно различаются как и $f(x)$. Более того, и автокорреляционные функции $A(t)$ ничего не дают. Они, т.е. $A(t)$, все разные для любого интервала времени T и, главное, $A(t)$ не сходятся к нулю. Последнее означает, что мы не имеем дело с детерминированным хаосом. Поскольку почти все функции $f(x)$ распределения различные (см. табл.1, 2), то это означает отсутствие равномерного распределения (меры не инвариантны). Так как $A(t)$ не стремятся к нулю с ростом t и меры не инвариантны (распределения выборок ЭМГ не являются равномерными), то мы не можем говорить о хаотической динамике x_1 и x_2 в ФПС (это не хаос Лоренца-Арнольда!). Однако такой хаос мы имеем в физике (детерминированный хаос) и для него мы рассчитываем экспоненты Ляпунова (для ЭМГ они хаотически меняют знак), проверяем свойство перемешивания и требуем $A(t) \rightarrow 0$ при увеличении времени t (для ЭМГ этого ничего нет!). Отсюда и вывод: ЭМГ демонстрируют особый хаос, отличный от физических систем (нет детерминированного хаоса) [6-11].

По аналогии с принципом неопределенности Гейзенберга [10, 11] в квантовой механике, мы вводим понятие квазиаттракторов – КА [3-15]. В ТХС это области ФПС, внутри которых непрерывно и хаотически движется вектор $(x_1, x_2)^T = x(t)$ для ЭМГ. Результаты расчета параметров КА для наших примеров и показывают их информационную значимость в сравнение с E и $A(t)$.

Во многих случаях выборки площадей КА (см. табл. 2) для групп испытуемых демонстрировали в наших исследованиях нормальное распределение. В табл. 2 мы, однако, представляем одновременно и средние значения площадей ($\langle S_1 \rangle = 59640$ у.е. для F_1 , $\langle S_2 \rangle = 201908$ у.е. для F_2) и их медианы ($Me S_1 = 61644$ - F_1 , $Me S_2 = 219700$ - F_2). Очевидно, что эти величины различаются более чем в три раза и реально представляют состояние параметров ЭМГ в двух разных физиологических состояниях всех 15-ти испытуемых. Отметим, что подобное изменение мы имели и для площади АЧХ (в фазовых координатах A -амплитуда и ν – частота колебаний ЭМГ), т.е. почти в три раза.

Таблица 1

Значения энтропии Шэннона E для выборок ЭМГ группы девушек (15=N)

	E , при слабом напряжении мышцы ($F=5$ даН)	E , при сильном напряжении мышцы ($F=10$ даН)
1	3.984	3.546
2	3.441	3.822
3	3.684	3.584
4	3.133	3.884
5	3.346	3.646
6	3.346	3.546
7	2.533	2.204
8	3.322	0.848

9	3.322	0.848
10	3.622	3.441
11	3.304	3.339
12	3.984	3.684
13	3.346	3.484
14	3.484	3.784
15	3.139	3.446
<E>	3.400	3.141
медиана	3.3	3.5
Критерий Вилкоксона, значимость различий выборок и функций $f(x)$: $p=0,82$		

Таблица 2

Значения площадей S квазиаттракторов выборок миограмм для 15-ти разных испытуемых при слабом ($F_1=5$ даН) и сильном ($F_2=10$ даН) напряжении мышцы

	$F_1, 5\text{даН}$	$F_2, 10\text{даН}$
1	45672	149816
2	247616	306252
3	122751	126672
4	198198	128744
5	123295	234060
6	208710	391776
7	675856	943239
8	267968	345136
9	231560	528925
10	17628	87108
11	533610	325325
12	208208	214064
13	135222	90440
14	310329	254947
15	77250	103964
среднее	203338	231831
медиана	208208	234060
Критерий Вилкоксона, значимость функций $f(x)$ $p=0.07$		

Расчет функций распределения для S исследуемых КА (см. табл. 2) показывает почти статистически значимое различие этих двух выборок ($p=0.07$ при критическом $p=0.05$), что на порядок отличается от энтропии E (там $p=0.82$).

Внешний вид фазовых траекторий и площадей квазиаттракторов для F_1 и F_2 (на примере одного опыта) мы уже представили на рис. 1, 2. Здесь фазовые координаты это: x_1 – реальные значения биопотенциалов, а $x_2=dx_1/dt=V$ – это скорость изменения БПМ. Очевидно почти трехкратное увеличение площади S_2 (см. рис. 2-В) по отношению к S_1 (рис. 1-В). Расчет этих двух значений площадей КА в виде S_1 и S_2 мы производили для многих испытуемых и везде картина одинакова: увеличение силы напряжения мышцы в 2 раза увеличивает площадь квазиаттрактора ЭМГ в 3-4 раза от исходного (при $F_1=5$ даН и при $F_2=10$ даН). Характерно, что для одного испытуемого (при 15-ти повторях) всегда критерии Вилкоксона $p<0.05$, а для нашей группы из 15-ти человек $p=0.05$ (см. табл. 2). Более того, мы проанализировали индивидуально (для каждого человека) для всех 15-ти испытуемых и везде $p < 0.05$. Очень большой разброс по ЭМГ для каждого человека (см. табл. 2), при их объединении в группу приводит к увеличению $p>0.05$.

Анализ наших многосистемных данных позволяет нам высказать утверждение, что других способов количественного описания параметров изменения биопотенциалов мышц (ЭМГ) при увеличении силы напряжения мышцы (при $F_2=2F_1$) на сегодня в рамках детерминизма или стохастичности нет. Сейчас можно говорить о том, что квазиаттракторы ЭМГ в ФПС являются определенными моделями состояния электрической активности мышц. В рамках стохастичности (АЧХ, $A(t)$, $f(x)$ и др.) мы не можем получить модели, которые бы существенно различали эти два состояния мышцы (ЭМГ при F_1 и F_2). Все известные методы стохастичности не показывают свою эффективность в оценке различий физиологических состояний человека.

В рамках ТХС мы можем использовать фазовую плоскость при повторении опытов (получать выборки с повторением) и для них строить КА выборок ЭМГ. Однако,

полностью уходить от стохастичности пока не следует. Необходимы модификации, внедрение новых методов в комплексе с методами ТХС [3-8, 9-12]. Один из них мы сейчас и представили в виде матриц парного сравнения ЭМГ.

В случае с ЭЭГ для нормогенеза мы имеем всё-таки чисто хаотическую динамику, которая существенно не отличается от динамики кардиоинтервалов, миограмм и других динамичных процессов в организме (биохимические параметры гомеостаза). При возникновении управляемых (у нас это фотостимуляция) режимов организм переходит от хаоса к некоторому неравномерному распределению, т.е. свойство перемешивания не выполняется и распределение становится неравномерным (см. рис. 3)[8-11]. Нечто подобное мы регистрируем и с тремором. В норме постуральный тремор (физиологический) дает нам хаотические квазиаттракторы почти сплошь заполняющие ограниченный объем V (объем квазиаттрактора). При возникновении болезни Паркинсона, тремор дает нам некоторые регулярные частоты и распределение значений на фазовой плоскости становится неравномерным. Имеется сходная динамика и при работе сердца. Например, перед смертью в ряде случаев сердце начинает биться с весьма устойчивой частотой. Остается как бы один примитивный генератор ритмики и при эпилепсии, и при треморе в условия болезни Паркинсона, и в работе сердца перед летальным исходом. Упрощение динамики на фазовой плоскости, т.е. переход от хаоса к доминантным частотам, очень выразительно просматривается в виде определённых фигур. При этом фактическая площадь квазиаттракторов изменяется и они (квазиаттракторы) принимают характерную форму (см. рис. 4) [12-15]

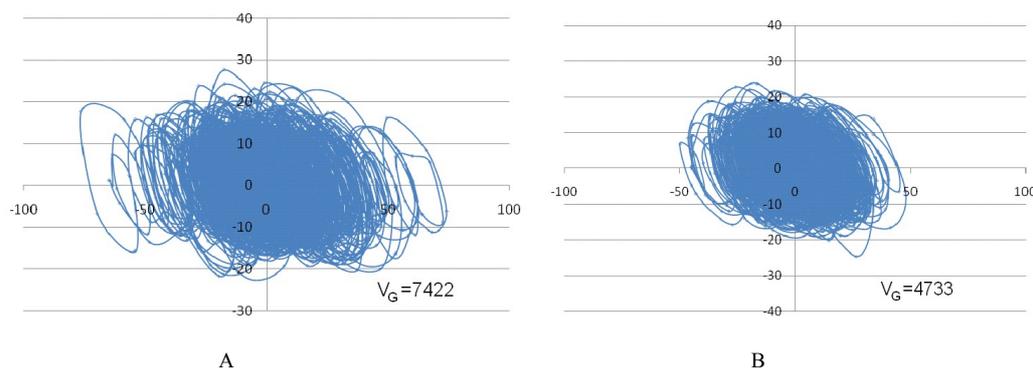


Рис. 3 Фазовые портреты движения вектора состояния $(x = (x_1, x_2)^T)$ ЭЭГ условно здорового испытуемого в период: А - релаксации (спокойное состояние) площадь квазиаттрактора $S_1 = 7422$;

В – при фотостимуляции $S_2 = 4733$, где по оси абсцисс откладываются величины измеряемых биопотенциалов x_1 (в мкВ), а по оси ординат - скорости изменения этих же биопотенциалов (

$$x_2 = dx/dt) \text{ в отведение Т6-Ref.}$$

В терминах квазиаттракторов нормогенез соответствует равномерному (хаотическому) распределению параметров ВСС в ФПС к уменьшению площади КА при фотостимуляции. При возникновении патологии распределение ВСС становится неравномерным, возникают доминанты патологий, что соответствует неравномерному распределению ВСС в ФПС. На Рис. 4 представлен фазовый портрет человека с очаговой эпилепсией без внешних воздействий (стимулов, т.е. спокойное состояние) и фазовый портрет этого же пациента в условиях фотостимуляции (навязывания внешнего ритма). Легко видеть, что рис. 4-А уже появляется неравномерность распределения в фазовом портрете, которая резко усиливается при фотостимуляции. Количественно это проявляется в изменении площади квазиаттрактора. Например на рис. 4-А и Рис. 4-В при внешнем возмущении у нас наблюдается увеличение площади квазиаттрактора от

$S_1=5587055$ до $S_2=9256934$. Такая динамика резко отличается от рис. 3 для нормагинеза (рис.3), где $S_2 < S_1$. [11-12]

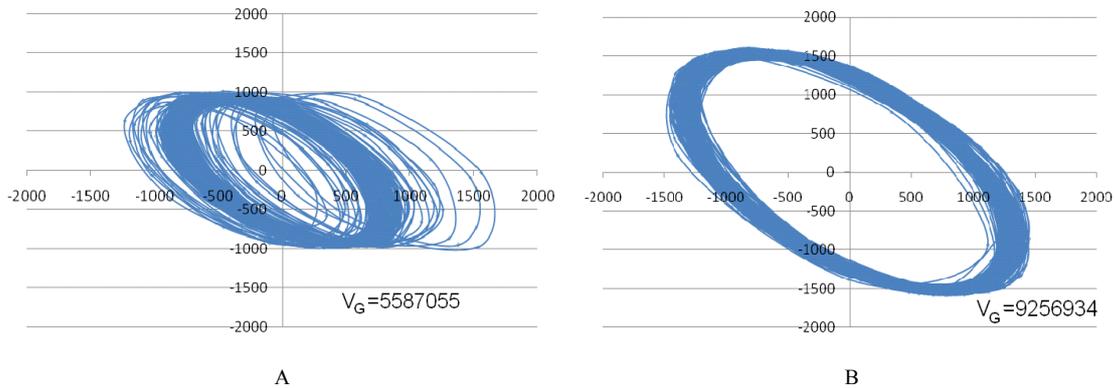


Рис.4. Фазовые портреты движения вектора состояния $(x = (x_1, x_2)^T)$ ЭЭГ испытуемого с эпилепсией в период: **А** - релаксации (спокойного состояния) $S_1=5587055$; **В** – при фотостимуляции $S_2=9256934$, где по оси абсцисс откладываются величины измеряемых биопотенциалов x_1 (в мкВ), а по оси ординат - скорости изменения этих же биопотенциалов ($x_2 = dx_1 / dt$) в отведение Т4-Т6.

Анализ матриц парного сравнения выборок ЭЭГ позволяет сделать вывод, что у человека больного эпилепсией и без фотостимуляции уже имеется большое количество совпадений ($k=103$), а при фотостимуляции число совпадений несколько увеличивается ($k=104$). Это связано с возникновением в головном мозге патологических разрядов, они проявляются как временные нарушения мыслительных, вегетативных, чувствительных и двигательных функций. У здорового же человека число совпадений в период релаксации $k=33$, а в период фотостимуляции $k=37$, т. е. тоже увеличивается, но на существенную величину (на 12%). [14-18]

Выводы

1. Стохастические (и термодинамические, как вариант стохастики) методы обработки электромиограмм (АЧХ, $A(t)$, функции $f(x)$ и т.д.) имеют низкую эффективность в различии электромиограмм. Все эти методы показывают низкую эффективность их моделей в рамках расчета энтропий E , расчета АЧХ, автокорреляционных функций $A(t)$.
2. Метод расчёта матриц парных сравнений выборок ЭМГ (расчет числа k пар «совпадений» выборок ЭМГ), убедительно характеризует интегральные значения параметров ЭМГ и ЭЭ при различных состояниях организма испытуемых.
3. Хаотическая динамика ЭМГ не может описываться в рамках стохастики или современной теории детерминированного хаоса, но модели ЭМГ всё-таки можно построить в рамках ТХС (в виде квазиаттракторов). Электрофизиологи сейчас получают новый аппарат для сравнения биопотенциалов организма человека.

Список литературы

1. Ведясова О.А., Еськов В.М., Живогляд Р.Н., Зуевская Т.В., Попов Ю.М. Соотношение между детерминистскими и хаотическими подходами в моделировании синергизма и устойчивости работы дыхательного центра млекопитающих // Вестник новых медицинских технологий. 2005. Т. XII, № 2. С. 23-24.

2. Ведясова О.А., Еськов В.М., Филатова О.Е. Системный компартментно — кластерный анализ механизмов устойчивости дыхательной ритмики млекопитающих. - Самара: Офорт, 2005, 198 с.
3. Гавриленко Т.В., Еськов В.М., Хадарцев А.А., Химикова О.И., Соколова А.А. Новые методы для геронтологии в прогнозах долгожительства коренного населения Югры // Успехи геронтологии. 2014. Т. 27, № 1. С. 30-36.
4. Еськов В.М., Майстренко В.И., Майстренко Е.В., Филатов М.А., Филатова Д.Ю. [Исследование корреляции показателей функциональной асимметрии полушарий головного мозга с результатами учебной деятельности учащихся // Вестник новых медицинских технологий.](#) 2007. Т. XIV, № 3. С. 205-207.
5. Еськов В.М., Брагинский М.Я., Козлова В.В., Майстренко Е.В. [Диагностика физиологических функций женщин-пловцов Югры методом расчета матриц межкластерных расстояний // Системный анализ и управление в биомедицинских системах.](#) 2010. Т. 9, № 3. С. 500-504.
6. Еськов В.М., Еськов В.В., Козлова В.В., Филатов М.А. [Способ корректировки лечебного или физкультурно-спортивного воздействия на организм человека в фазовом пространстве состояний с помощью матриц расстояний](#) / патент на изобретение RUS 2432895 от 09.03.2010 г.
7. Еськов В.М., Еськов В.В., Филатова О.Е. Способ корректировки лечебного или лечебно-оздоровительного воздействия на пациента/Патент на изобретение RUS 2433788 от 01.02.2010 г.
8. Еськов В.М., Еськов В.В., Филатова О.Е., Хадарцев А.А. [Особые свойства биосистем и их моделирование // Вестник новых медицинских технологий.](#) 2011. Т. 18, № 3. С. 331-332.
9. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Филатов М.А. Complexity – особый тип биомедицинских и социальных систем // Вестник новых медицинских технологий. 2013. Т. 20, № 1. С. 17-22.
10. Еськов В.М., Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Зимин М.И. [Неопределенность в квантовой механике и биофизике сложных систем // Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия.](#) 2014. № 5. С. 41-46.
11. Еськов В.М., Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Вахмина Ю.В. Кинематика биосистем как эволюция: стационарные режимы и скорость движения сложных систем – complexity // Вестн. Моск. ун-та. Сер. 3. Физ. Астрон. 2015. № 2. С. 62-73.
12. Churchland M.M., Cunningham J.P., Kaufman M.T., Foster J. D., Nuyujukian P., Ryu S. I., Shenoy K. V. Neural population dynamics during reaching // Nature. 2012. V. 487. P. 51-58.
13. Eskov V.M. Models of hierarchical respiratory neuron networks // Neurocomputing. 1996. V. 11, № 2-4. P. 203-226.
14. Eskov V.M., Filatova O.E. Compartmental approach to modeling of neural networks: role of inhibitory and excitatory processes // Biophysics. 1999. V. 44, № 3. P. 510.
15. Eskov V.M., Eskov V.V., Braginskii M.Ya., Pashnin A.S. [Determination of the degree of synergism of the human cardiorespiratory system under conditions of physical effort // Measurement Techniques.](#) 2011. V. 54, № 8. P. 832-837.
16. Eskov V.M., Gavrilenko T.V., Kozlova V.V., Filatov M.A. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems // Measurement Techniques. 2012. V. 55, № 9. P. 1096-1101.
17. Eskov V.M., Khadartsev A.A., Eskov V.V., Filatova O.E., Filatova D.U. Chaotic approach biomedicine: individualized medical treatment // Journal of Biomedical Science and Engineering. 2013. V. 6. P. 847.
18. Eskov V.M. Evolution of the emergent properties of three types of societies: the basic law of human development // Emergence: Complexity & Organization. 2014. V. 16 (2). P. 109-117.