

УДК 612.821, 159.91

## СУБЪЕКТИВНАЯ И ОБЪЕКТИВНАЯ ОЦЕНКА СТЕПЕНИ НАПРЯЖЕНИЯ МЫШЦ

**В. М. Еськов, Ю. П. Зинченко, В. В. Еськов, Д. Ю. Филатова**

Демонстрируются ограниченные возможности применения стохастики при сравнении ее с новыми методами многомерных фазовых пространств. Количественной мерой являются параметры квазиаттракторов для оценки хаотической динамики на примере работы мышцы, отводящей мизинец. Методом многомерных фазовых пространств выполнено изучение и моделирование сложных психофизиологических систем (*complexity*). Состояние нервно-мышечной системы изучается в двух режимах: слабое напряжение мышцы и усиленное, практически двукратное напряжение мышц, что для группы девушек (15 человек) без физической подготовки можно интерпретировать как максимальное усиление. Используются объемы квазиаттракторов многомерных фазовых пространств, которые обеспечивают идентификацию реальных изменений параметров функционального состояния мышцы при слабом ( $F_1=5$  даН) и сильном

---

**Еськов Валерий Матвеевич** — доктор физико-математических наук, доктор биологических наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ, заведующий лабораторией биокибернетики и биофизики сложных систем Института естественных и технических наук БУ ВО «Сургутский государственный университет Ханты-Мансийского автономного округа — Югры». *E-mail: valery.eskov@gmail.com*

**Зинченко Юрий Петрович** — академик РАО, главный ученый секретарь президиума РАО, президент РПО, доктор психологических наук, профессор, заведующий кафедрой методологии психологии, декан ф-та психологии МГУ имени М.В. Ломоносова. *E-mail: dek@psy.msu.ru*

**Еськов Валерий Валериевич** — кандидат медицинских наук, доцент кафедры биофизики и нейрокибернетики Института естественных и технических наук БУ ВО «Сургутский государственный университет Ханты-Мансийского автономного округа — Югры». *E-mail: z.asconcrete@gmail.com*

**Филатова Диана Юрьевна** — кандидат биологических наук, старший научный сотрудник лаборатории функциональных систем организма человека на Севере Института естественных и технических наук БУ ВО «Сургутский государственный университет Ханты-Мансийского автономного округа — Югры». *E-mail: valery.eskov@gmail.com*

( $F_2=10$  даН) статическом напряжении. Анализ временной развертки  $x_1(t)$  сигнала, полученного с электромиографа, и автокорреляционных функций  $A(t)$  сигнала показал их неповторяемость. Сравнительный анализ состояния биомеханической системы производился на основе регистрации объема квазиаттрактора, а также на основе анализа энтропии Шеннона  $E$ . Объем квазиаттрактора перемещений  $x_1(t)$  и скорости  $x_2(t)=dx_1/dt$  при слабой нагрузке несколько меньше аналогичных объемов перемещений вектора  $(x_1, x_2)^T$  при сильной нагрузке мышцы, отводящей мизинец. Значения энтропии Шеннона при сильной нагрузке статистически не изменяются, что доказывает нецелесообразность энтропийного подхода в оценке мышечных усилий и о невозможности применения теоремы Глендсдорфа—Пригожина (из термодинамики неравновесных систем) в психофизиологических исследованиях. В целом ограничения возможностей применения методов стохастики и возможности использования метода многомерных фазовых пространств были продемонстрированы в эффекте Еськова—Зинченко.

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

## Введение

Биопотенциалы мышц в различных состояниях очень сложно поддаются изучению и моделированию, как и все сложные биологические системы в организме человека, которые управляются со стороны ВНД. Внедрение традиционных физических моделей в подобные психологические и физиологические исследования возможно только на основе принципа неопределенности Гейзенберга и новых методов *теории хаоса-самоорганизации* (ТХС) (Добрынина и др., 2006; Еськов, Газя и др., 2016; Еськов, Еськов и др., 2016; Еськов, Хадарцев и др., 2016). Для особых объектов, систем регуляции двигательных функций, до настоящего времени нет сравнения эффективности этих двух подходов, т.е. стохастики и метода многомерных фазовых пространств, который сейчас активно используется в различных исследованиях (Буров и др., 2010; Веракса и др., 2016; Филатов и др., 2016). В настоящей работе делается попытка такого сравнения на основе анализа параметров выборок *электромиограмм* (ЭМГ) и их статистической обработки в рамках многомерных фазовых пространств для изучения особенностей реакции нервно-мышечной системы в ответ на управляющие команды со стороны ВНД. При этом вместо 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), мы используем расчет

параметров квазиаттракторов (КА), внутри которых наблюдается движение  $x(t)$  в фазовом пространстве состояний (ФПС). Эти движения имеют хаотический характер, т.е. постоянно  $dx/dt \neq 0$ , но при этом движение  $x(t)$  ограничено в ФПС некоторым объемом такого КА (Брагинский и др., 2010; Буров и др., 2010; Ватамова и др., 2013; Веракса и др., 2016; Добрынина и др., 2006; Еськов, Хадарцев и др., 2010, 2014; Eskov, 2014; Eskov, Filatova, 2003; Eskov et al., 2015; Filatova et al., 2014). Это и составляет основу эффекта Еськова—Зинченко в психологии, когда статистический подход не эффективен. Обычно мы используем координаты  $x_1=x_1(t)$  — реальной переменной (у нас это биопотенциалы мышц в виде регистрируемой ЭМГ и  $x_2=dx_1/dt$  — скорость изменения фазовой координаты  $x_1$ , что составило двумерный вектор  $x(t)=(x_1, x_2)^T$ . Иногда нами используется и трехмерное ФПС, где  $x_3=dx_2/dt$  — ускорение для  $x_1$  (Ватамова и др., 2013; Веракса и др., 2016; Добрынина и др., 2006; Еськов и др., 2010, 2014; Еськов, Хадарцев и др., 2016).

Настоящее исследование основывалось на возможности доказательства использования в качестве количественной меры, наблюдаемой в экспериментальных измерениях, параметров хаотической динамики ЭМГ мышц (у нас — отводящая мышца мизинца) в виде объемов КА многомерных фазовых пространств. Это обеспечивает решение проблемы идентификации параметров функционального состояния мышц в условиях управления со стороны ВНД при слабом и сильном статическом напряжении мышцы. При этом психический статус испытуемых представлен особым вектором  $x=x(t)$ , который совершает непрерывные хаотические движения (т.е. постоянно  $dx/dt \neq 0$ ) в пределах ограниченных КА (Eskov, 2014; Eskov, Filatova, 2003; Eskov et al., 2015; Filatova et al., 2014). Именно это пытались выразить ученые университета в Стэнфорде (Майстренко и др., 2009) при изучении произвольных движений, но они не представили меру для таких измерений электрофизиологических процессов (Козлова и др., 2010; Русак и др., 2013а, б; Филатов и др., 2016), а мы сейчас даем модели миограмм в ФПС в виде КА.

### Объект и методы исследования

У испытуемых — 15 девушек в возрасте от 20 до 25 лет, жительниц г. Сургута, — регистрировались ЭМГ с частотой дискретизации  $\tau=0.25$  мс. В настоящей работе не изучались гендерные различия, так как параметры КА миограмм женщин и мужчин хоть и различаются, но зависят от физиологического состояния организма испытуемых. Более того, мы установили индивидуальную

особенность 4 девушек из 15, которые давали инверсную реакцию по ЭМГ, что будет показано ниже. Отметим, что в рамках стохастичности таких различий нет. Таким образом, мы представляем только один блок исследований, где испытуемые — женщины. Записи ЭМГ мышцы (отводящей мышцы мизинца) обрабатывались программным комплексом для формирования вектора  $x=(x_1, x_2)^T$ , где  $x_1=x(t)$  — динамика абсолютного значения биопотенциалов мышцы на некотором интервале времени  $\Delta t$ , а  $x_2$  — скорость изменения  $x_1$ , т.е.  $x_2=dx_1/dt$ .

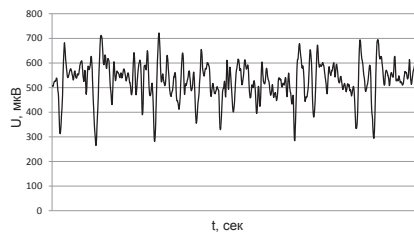
На основе полученного вектора  $x(t)=(x_1, x_2)^T$  строились КА динамики поведения  $x(t)$  (описание методики см. в: Буров и др., 2010; Еськов, Хадарцев и др., 2016; Filatova et al., 2014) и определялись объемы полученных КА  $V_G$  по формуле  $V_G^{max} \geq \Delta x_1 \times \Delta x_2 \geq V_G^{min}$ , где  $\Delta x_1$  — вариационный размах величины ЭМГ, а  $\Delta x_2$  — размах изменений для  $x_2(t)$  скорости изменения ЭМГ. 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  $V_G$ . Также использовался энтропийный подход, который широко применяется в медицине на основе анализа значений энтропии Шеннона  $E$ . Отметим, что  $E$  определяется по формуле

$$E(x) = -\sum_{i=1}^n p(i) \log_2 p(i),$$

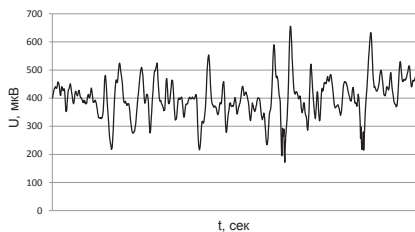
где  $p$  — функция вероятности. В целом энтропийный подход используется и в психологии, но для ЭМГ мы не встретили сообщений в литературе, т.е. эта тема остается открытой. ЭМГ у девушек фиксировали при слабом статическом напряжении мышцы  $F_1=5$  даН и при сильном напряжении  $F_2=10$  даН, что с учетом пола приближается к их максимальным значениям. Квантование сигнала заканчивалось созданием файла дискретных значений  $x_i$ , где  $x_i$  — величина биосигнала *musculus adductor digiti mini* с периодом квантования 0.25 сек. При повторях формировались файлы  $x_i(t)$  для 15 разных выборок, т.е. разных людей. Подчеркнем, что в других исследованиях мы 15 раз регистрировали ЭМГ и у одного человека, но параметры ЭМГ у каждого испытуемого могли существенно различаться. Ниже мы покажем парные сравнения миограмм разных испытуемых.

### Результаты исследования и их обсуждение

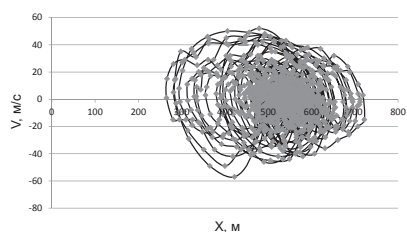
Примеры обработки данных, полученных при слабом ( $F_1=5$  даН) и сильном ( $F_2=10$  даН) напряжении мышцы, представлены на рис. 1 и 2. С помощью ЭВМ производилась визуализация данных,



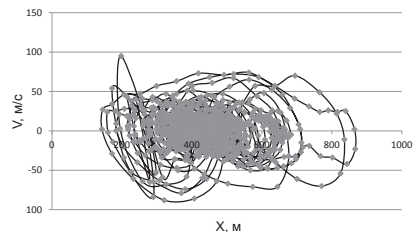
A



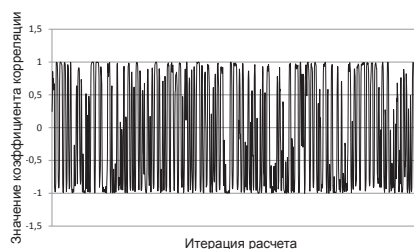
A



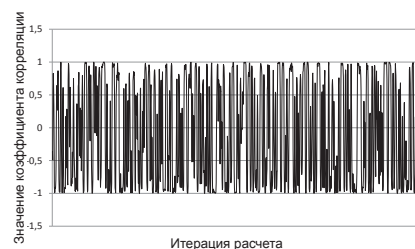
B



B



C



C

Рис. 1. Результаты обработки данных, полученных при слабом напряжении мышцы ( $F_1=5$  даН); испытуемая СКН как типичный пример всей группы: **A** — временная развертка сигнала; **B** — фазовые траектории КА с площадью  $S_1=45672$  у.е.; **C** — автокорреляционная функция сигнала  $A(t)$

Рис. 2. Результат обработки данных, полученных при двукратном усилении напряжения мышцы ( $F_2=10$  даН); испытуемая СКН как типичный пример всей группы: **A** — временная развертка сигнала; **B** — фазовые траектории КА с площадью  $S_2=149816$  у.е.; **C** — автокорреляционная функция сигнала  $A(t)$

полученных с электромиографа, строилась временная развертка сигнала (рис. 1, A и 2, A). Анализ временных рядов  $x_i$  для ЭМГ по данным электромиографа показал, что получаемый сигнал всегда уникален для каждого испытуемого. Однако при этом сохраняется некоторая закономерность, связанная с параметрами КА в виде



Таблица 2

Матрица парного сравнения ЭМГ 15 человек  
(число измерений  $N=15$ ) при сильном напряжении мышцы  
( $F_2=10$  даН), использовался критерий Вилкоксона  
(значимость  $p<0.05$ , число совпадений  $k=20$ )

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1		.14	.00	.00	.00	.00	1.00	.00	.00	.10	.00	.00	.00	1.00	.00
2	.14		.00	.00	.00	.00	.78	.00	.00	1.00	.00	.00	1.00	.00	.00
3	.00	.00		.00	0.16	1.00	.00	.00	1.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
4	.00	.00	.00		.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
5	.00	.00	.16	.00		1.00	.00	.00	.66	.00	1.00	.00	.00	.00	.22
6	.00	.00	1.00	.00	1.00		.00	.00	1.00	.00	1.00	.00	.00	.00	.01
7	1.00	.78	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.57	.00	.00	.00	1.00	.00
8	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00
9	.00	.00	1.00	.00	.66	1.00	.00	.00		.00	.00	.00	0.00	.00	.00
10	.10	1.00	.00	.00	.00	.00	.57	.00	.00		.00	.00	1.00	.00	.00
11	.00	.00	.00	.00	1.00	1.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00	1.00
12	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00		.00	.00	.00
13	.00	1.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00	1.00	.00	.00		.00	.00
14	1.00	.00	.00	.00	.00	.00	1.00	.00	.00	.00	.00	.00	.00		.00
15	.00	.00	.00	.00	.22	.01	.00	.00	.00	.00	1.00	.00	.00	.00	

сильной статической нагрузке параметры компонент вектора  $x(t)$  для КА группируются в областях  $x_1=[230.850]$  и  $x_2=[125.95]$ .

Возникает вопрос о целесообразности использования статистических 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 испытуемых при двух 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  $15 \times 15$  (она дает 105

разных пар сравнений) при усилии  $F_1=5$  даН показывает меньшее число  $k_1$  совпадений пар, т.е.  $k_1=5$  (табл. 1). При увеличении напряжения мышцы до  $F_2=10$  даН наблюдается и увеличение числа совпадений пар выборок  $x_1$  для ЭМГ в виде  $k_2=20$  (табл. 2). 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 (табл. 1, 2) 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 объективно характеризуют систему регуляции мышц.

Такой подход универсален как модель состояния мышц при определенных (заданных) управляющих воздействиях со стороны ВНД. Очевидно, что при объективном усилении напряжения мышцы в 2 раза (это также выполнялось и субъективно самим экспериментатором после определенной тренировки с помощью динамометра) мы имеем увеличение числа пар совпадений  $k$  выборок ЭМГ в 4 раза. Это нелинейная зависимость по  $k$  ( $F_2=2F_1$ , а  $k_2=4k_1$ ), но она объективно регистрирует управление со стороны ВНД. Это управление может быть в рамках обратной связи (испытуемый контролирует усилие по динамометру) или субъективно (по результатам тренировки). Результаты получаются одинаковыми, однако в рамках традиционного статистического подхода затруднительно установить различия. Для выявления особенностей регуляции тонуса мышц мы и использовали расчет параметров квазиаттракторов  $S$ , что представлено в табл. 3.

Таким образом, и для одного испытуемого, и для группы разных испытуемых мы предлагаем использовать подобные матрицы парных сравнений ЭМГ (и их функций распределения  $f(x)$ ) для оценки физиологического состояния мышцы и психического состояния испытуемых (управление со стороны ВНД). Выявление особенностей регуляции тонуса мышц при разовых сравнениях  $f(x)$ , которые сейчас в психологии и физиологии широко используются, не имеет никакого смысла. Появление  $p<0.05$  в таких матрицах совершенно хаотично, имеет значение только число совпадений  $k$ . Оно зависит от функционального состояния мышцы (от величины усилия  $F$ , охлаждения мышцы, введения миорелаксанта, утомления и т.д.). Величина  $k$  реально может быть использована в физиологических или психофизиологических исследованиях, так как является новой количественной мерой выборок ЭМГ (т.е. отнесения их к одной генеральной совокупности), которая описывает функциональное



Таблица 3

**Значения площади квазиаттрактора S электромиограмм одного и того же человека (ГДВ) при слабом ( $p=5$  даН) и сильном ( $p=10$  даН) напряжении мышц**

	S, 5 даН	S, 10 даН
1	33109	165923
2	66402	67596
3	87770	130086
4	61866	164369
5	61644	204732
6	34176	234639
7	64701	213759
8	52395	196652
9	63339	256338
10	64629	247324
11	97944	230112
12	51948	226460
13	49813	232078
14	53192	219700
15	51666	238854
среднее	59640	201908

Значимость по критерию Вилкоксона:  $p=0.00$ .

состояние мышцы (впервые мы это выполнили на дыхательных мышцах; см.: Брагинский и др., 2010; Буров и др., 2010; Eskov, Filatova, 2003; Filatova et al., 2014). Величина  $k$  и составляет количественную меру эффекта Еськова—Зинченко в психологии (Веракса и др., 2016; Филатов и др., 2016).

Одновременно мы проверили значимость и эффективность критерия термодинамического типа для групп из разных людей, который используется в стохастике (и термодинамике) в виде расчета энтропии Шеннона  $E$  для этих же выборок ЭМГ (что и в табл. 1, 2). 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 различаются ( $\langle E_1 \rangle = 3.4$ ,  $\langle E_2 \rangle = 3.14$ ), а значения (что значительно больше 0.05) медиан очень слабо различаются ( $MeE_1 = 3.3$ ,  $MeE_2 = 3.5$ ). Это статистически недостоверные 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 в двух состояниях разных испытуемых ( $F_2=2F_1$ ) совершенно ничего не дает. Получается, что ЭМГ одинаковы по параметрам  $E$  в этих двух состояниях, хотя матрицы парных сравнений выборок все-таки показывают разное число совпадений ( $k_1=5, k_2=20$ ).

Аналогично функциям распределения  $f(x)$  ведут себя и амплитудно-частотные характеристики (АЧХ), которые при повторях 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, не сходятся к нулю. Последнее означает, что мы имеем дело не 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!).

По аналогии с принципом неопределенности Гейзенберга в квантовой механике мы вводим понятие КА (Ватамова и др., 2013; Веракса и др., 2016; Добрынина и др., 2006; Еськов, Хадарцев и др., 2010, 2014). В ТХС это область ФПС, внутри которой непрерывно и хаотически движется вектор  $(x_1, x_2)^T=x(t)$  для ЭМГ. Результаты расчета параметров КА для наших примеров показывают их информационную значимость в сравнении с  $E$  и  $A(t)$ . Иными словами, мы сейчас покажем эффективность методов ТХС в сравнении с оценкой эффективности стохастических методов, результаты которых мы представили выше. Очевидно, что традиционный расчет энтропий  $E$ , АЧХ,  $A(t)$  и даже функций распределения  $f(x)$  (без расчета матриц парных сравнений) существенных результатов в анализе ЭМГ не дает. Стохастика показывает низкую эффективность, и требуются методы ТХС для моделирования ЭМГ, электромиография должна основываться на других методах (Ватамова и др., 2013; Веракса и др., 2016; Добрынина и др., 2006; Еськов, Хадарцев и др., 2010, 2014, 2016; Русак и др., 2013а, б; Филатов и др., 2016).

В табл. 3 мы представляем для одного испытуемого при 15 повторях экспериментов 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 ( $MeS_1 = 61644 - F_1$ ,  $MeS_2 = 219700 - F_2$ ). Очевидно, что эти величины раз-

личаются более чем в три раза и реально представляют состояние параметров ЭМГ в двух разных физиологических состояниях всех испытуемых. Отметим, что подобное изменение мы имели и для других испытуемых, но у 4 человек  $S_1 < S_2$ , и это устойчивое состояние (в фазовых координатах  $A$  — амплитуда и  $\nu$  — частота колебаний ЭМГ). Оно характеризует особенности ВНД и организации работы мышц. Этот феномен сейчас активно изучается (предварительно мы его связываем с разной утомляемостью испытуемых).

Расчет функций распределения для площади  $S$  КА у разных испытуемых показывает почти статистически значимое различие этих двух выборок ( $p=0.07$  при критическом  $p=0.05$ ), что на порядок отличается от энтропии  $E$  (там  $p=0.82$ ). Однако разброс для  $S$  в группе очень высок, и целесообразно переходить на индивидуальные измерения. В этом случае открываются новые возможности для индивидуальной психологии и медицины.

Внешний вид фазовых траекторий и площадей КА для  $F_1$  и  $F_2$  (на примере одного опыта) мы уже представили на рис. 1, 2. Здесь фазовые координаты  $x_1$  — реальные значения биопотенциалов, а  $x_2 = dx_1/dt = V$  — это скорость их изменения. Очевидно почти трехкратное увеличение площади  $S_2$  (см. рис. 2,  $B$ ) по отношению к  $S_1$  (рис. 1,  $B$ ). Расчет этих двух значений площадей КА в виде  $S_1$  и  $S_2$  мы производили для многих испытуемых, и везде картина одинакова: двукратное увеличение силы напряжения мышцы увеличивает площадь КА 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 повторях) всегда критерий Вилкоксона  $p < 0.05$ , а для нашей группы из 15 человек  $p=0.07$ . Более того, мы проанализировали индивидуально (для каждого человека) выборки ЭМГ из всех 15 испытуемых, и везде  $p < 0.05$ . Очень большой разброс по ЭМГ для каждого человека приводит к тому, что при их объединении в группу происходит увеличение  $p > 0.05$ .

Анализ наших многочисленных данных (более 20 тысяч испытуемых) 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 стохастики нет. Сейчас можно говорить о том, что КА ЭМГ в ФПС являются определенными моделями состояния электрической активности мышц. В рамках стохастики (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 стохастики не по-

казывают свою эффективность в оценке различных физиологических состояний человека, что и составляет эффект Еськова—Зинченко в психологии (Веракса и др., 2016; Еськов, Еськов и др., 2016; Филатов и др., 2016).

В рамках ТХС мы можем использовать фазовую плоскость при повторении опытов (получать выборки с повторением) и для них строить КА выборки ЭМГ. Однако полностью уходить от стохастичности пока не следует. Необходимы модификации, внедрение новых методов в комплексе с методами ТХС. Один из методов ТХС мы сейчас и представили в виде матриц парного сравнения ЭМГ (табл. 1 и 2), которые весьма эффективно показали различия между двумя типами управления со стороны ВНД: слабое напряжение мышцы ( $F_1$ ) и сильное напряжение  $F_2$  ( $F_2=2F_1$ ), здесь  $k_2=4k_1$ .

## Выводы

1. Стохастические (и термодинамические как вариант стохастичности) 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  $E$ , АЧХ, автокорреляционных функций  $A(t)$ . ЭМГ испытуемых с разными психическими и физиологическими состояниями (напряжениями мышц) невозможно различить с позиций стохастичности.

2. Новые методы расчета ЭМГ на основе ТХС, которые используют двумерное фазовое пространство с координатами биопотенциалов мышц (БПМ)  $x_1$  и  $x_2$  для ЭМГ, в виде метода расчета матриц парных сравнений выборок ЭМГ (расчет числа  $k$  пар совпадений выборок ЭМГ) убедительно характеризуют интегральные значения параметров ЭМГ при разных состояниях мышц (они продуктивны).

3. Аналог принципа Гейзенберга является наиболее эффективным и значимым методом оценки состояния ЭМГ испытуемых. Расчет КА используется в фазовых координатах  $x_1=x_1(t)$  — реальные значения биопотенциалов мышц и  $x_2=dx_1/dt$  — скорость изменения  $x_1$  во времени. В этом двумерном (а в общем случае мы использовали и  $x_3=dx_2/dt$ , т.е. трехмерное ФПС) фазовом пространстве можно рассчитывать параметры КА (у нас площади  $S$  или объемы  $V=\Delta x_1 \cdot \Delta x_2 \cdot \Delta x_3$ , где  $\Delta x_i$  — вариационные размахи координаты  $x_i$ ), которые являются моделями психического состояния испытуемых и физиологического состояния мышцы. Очевидно, что хаотическая динамика ЭМГ не может описываться в рамках стохастичности или

современной теории детерминированного хаоса, но модели ЭМГ все-таки можно построить в рамках ТХС (в виде КА). Психофизиология и электрофизиология сейчас получают новый аппарат для сравнения биопотенциалов организма человека, находящегося в разных психических состояниях (различных уровнях организации со стороны ВНД).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

*Брагинский М.Я., Еськов В.М., Лазарев В.В., Русак С.Н.* Методы измерений соотношений между хаосом и стохастикой в оценке влияния динамики метеофакторов Югры на организм человека // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2010. Т. 9. № 1. С. 195—199.

*Буров И.В., Филатов М.А., Филатова Д.Ю., Голушков В.Н.* Анализ параметров психофизиологических функций учащихся Югры с помощью методов многомерных фазовых пространств // Современные наукоемкие технологии. 2010. № 12. С. 12—13.

*Ватамова С.Н., Вохмина Ю.В., Даянова Д.Д., Филатов М.А.* Детерминизм, стохастика и теория хаоса-самоорганизации в описании стационарных режимов сложных биосистем // Сложность. Разум. Постнеклассика. 2013. № 4. С. 70—81.

*Веракса А.Н., Горбунов Д.В., Шадрин Г.А., Стрельцова Т.В.* Эффект Еськова—Зинченко в оценке параметров теппинга методами теории хаоса-самоорганизации и энтропии // Сложность. Разум. Постнеклассика. 2016. № 1. С. 17—24.

*Добрынина И.Ю., Еськов В.М., Живогляд Р.Н. и др.* Системный кластерный анализ показателей функций организма женщин с ОПГ-гестозом в условиях Севера РФ // Вестник новых медицинских технологий. 2006. Т. 13. № 4. С. 61—62.

*Еськов В.М., Газя Г.В., Майстренко Е.В., Болтаев А.В.* Влияние промышленных электромагнитных полей на параметры сердечнососудистой системы работников нефтегазовой отрасли // Экология и промышленность России. 2016. № 1. С. 59—63.

*Еськов В.М., Еськов В.В., Вохмина Ю.В., Гавриленко Т.В.* Эволюция хаотической динамики коллективных мод как способ описания поведения живых систем // Вестник Московского университета. Сер. 3. Физика. Астрономия. 2016. № 2. С. 3—15.

*Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Филатова О.Е.* Флуктуации и эволюции биосистем — их базовые свойства и характеристики при описании в рамках синергетической парадигмы // Вестник новых медицинских технологий. 2010. Т. 17. № 1. С. 17—19.

*Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Филатов М.А.* Моделирование когнитивной и эвристической деятельности мозга с помощью нейроэмуляторов // Сложность. Разум. Постнеклассика. 2014. № 1. С. 62—70.

Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Вохмина Ю.В. Хаотическая динамика кардиоинтервалов трех возрастных групп представителей коренного и пришлого населения Югры // Успехи геронтологии. 2016. Т. 29. № 1. С. 44—51.

Козлова В.В., Голушков В.Н., Ведясова О.А., Майстренко Е.В. Измерение расстояний между центрами квазиаттракторов вектора состояния организма тренированных и нетренированных г. Самары и г. Сургута // Ученые заметки ТОГУ. 2010. Т. 1. № 1. С. 27—30.

Майстренко Е.В., Еськов В.М., Майстренко В.И., Берестовая А.Ф. Сравнительный анализ параметров функциональной асимметрии полушарий и вегетативной нервной системы учащихся // Информатика и системы управления. 2009. № 4. С. 63—65.

Русак С.Н., Козуница Г.С., Буров И.Г., Митющенко Н.А. Хаотическая динамика метеофакторов в условиях азиатского Севера РФ (на примере ХМАО-Югры) // Сложность. Разум. Постнеклассика. 2013а. № 3. С. 13—20.

Русак С.Н., Козуница Г.С., Филатова О.Е., Еськов В.В., Шевченко Н.Г. Динамика статуса вегетативной нервной системы у учащихся младших классов в погодных условиях г. Сургута // Вестник новых медицинских технологий. 2013б. Т. 20. № 4. С. 92—95.

Филатов М.А., Веракса А.Н., Филатова Д.Ю., Поскина Т.Ю. Понятие произвольных движений с позиций эффекта Еськова—Зинченко в психофизиологии движений // Сложность. Разум. Постнеклассика. 2016. № 1. С. 24—32.

*Eskov V.M. Evolution of the emergent properties of three types of societies: The basic law of human development // Emergence: Complexity and Organization. 2014. Vol. 16. N 2. P. 107—115.*

*Eskov V.M., Filatova O.E. Problem of identity of functional states in neuronal networks // Biophysics. 2003. Vol. 48. N 3. P. 497—505.*

*Eskov V.M., Filatova O.E., Provorova O.V., Khimikova O.I. Neural emulators in identification of order parameters in human ecology // Human Ecology. 2015. N 5. P. 57—64.*

*Filatova O.E., Provorova O.V., Volokhova M.A. Assessment of vegetative status of oil-and-gas industry workers from perspective of chaos and self-organization theory // Human Ecology. 2014. N 6. P. 16—19.*

Поступила в редакцию 12.05.2016  
Принята к публикации 21.06.2016

## SUBJECTIVE AND OBJECTIVE ASSESSMENT OF THE DEGREE OF MUSCLE TENSION

Valery M. Eskov<sup>1</sup>, Yury P. Zinchenko<sup>2</sup>, Valery V. Eskov<sup>1</sup>, Diana Yu. Filatova<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Biophysics and Neurocybernetics, Institute of Natural and Technical Sciences, Surgut State University, Surgut, Russia

<sup>2</sup> Lomonosov Moscow State University, Faculty of Psychology, Moscow, Russia

**Abstract:** Limited applicability of stochastics and comparing it with the new methods of multidimensional phase space were showed. Quantitative measures of 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 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. Analysis of the timebase signal  $x_1(t)$  obtained with myograph, and autocorrelation functions  $A(t)$  signal showed their unrepeatability. Comparative analysis of the biomechanical system is made on the basis of registration of quasi-attractor's volume, as well as on the basis of analysis of the Shannon's entropy  $E$ . Volume of quasi-attractor's movements  $x_1(t)$  и  $x_2(t)=dx_1/dt$  at low load is slightly less than similar amounts of displacement of vector  $(x_1, x_2)^T$  under a heavy load of musculus abductor digiti mini. The values of the Shannon entropy under a heavy load are statistically unchanged. Values of the Shannon entropy under heavy load, not statistically vary on the advisability of entropy approach in the assessment of muscular efforts and the impossibility of application of the theorem of Glansdorff—Prigogine (thermodynamics of nonequilibrium systems) in psychophysiological research. Overall, restricting the use of methods of stochastics and the possibility of using the method of multidimensional phase spaces, have been demonstrated in the Eskov—Zinchenko effect.

**Key words:** chaos, miogram, two-dimensional phase space, quasi-attractor.

### References:

Braginskiy, M.Ya., Eskov, V.M., Lazarev, V.V., Rusak, S.N. (2010) Metody izmereniy sootnosheniy mezhdru khaosom i stokhastikoy v otsenke vliyaniya dinamiki meteofaktorov Yugry na organizm cheloveka. *Sistemnyy analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh* [System analysis and management in biomedical systems], 9, 1, 195—199.

Burov, I.V., Filatov, M.A., Filatova, D.Yu., Golushkov, V.N. (2010) Analiz parametrov psikhofiziologicheskikh funktsiy uchashchikhysya Yugry s pomoshch'yu metodov mnogomernykh fazovykh prostranstv. *Sovremennyye naukoemkie tekhnologii* [Modern high technologies], 12, 12—13.

Dobrynina, I.Yu., Eskov, V.M., Zhivoglyad, R.N. i dr. (2006) Sistemnyy klasternyy analiz pokazateley funktsiy organizma zhenshchin s opg-gestozom v usloviyakh Severa RF. *Vestnik Novykh Meditsinskikh Tekhnologiy* [Bulletin of New Medical Technologies], 13, 4, 61—62.

Eskov, V.M. (2014) Evolution of the emergent properties of three types of societies: The basic law of human development. *Emergence: Complexity and Organization*, 16, 2, 107—115.

Eskov, V.M., Eskov, V.V., Vokhmina, Yu.V., Gavrilenko, T.V. (2016) Evolyutsiya khaoticheskoy dinamiki kollektivnykh mod kak sposob opisaniya povedeniya zhivykh sistem. *Vestnik Moskovskogo universiteta. Seriya 3: Fizika. Astronomiya* [Bulletin of Moscow University. Series 3. Physics. Astronomy]. 2016. № 2. S. 3—15.

Eskov, V.M., Filatova, O.E. (2003) Problem of identity of functional states in neuronal networks. *Biophysics*, 48, 3, 497—505.

Eskov, V.M., Filatova, O.E., Provorova, O.V., Khimikova, O.I. (2015) Neural emulators in identification of order parameters in human ecology. *Human Ecology*, 5, 57—64.

Eskov, V.M., Gazya, G.V., Maystrenko, E.V., Boltaev, A.V. (2016) Vliyanie promyshlennykh elektromagnitnykh poley na parametry serdechnosudistoy sistemy rabotnikov neftegazovoy otrasli. *Ekologiya i promyshlennost' Rossii* [Ecology and industry of Russia], 1, 59—63.

Eskov, V.M., Khadartsev, A.A., Eskov, V.V., Filatova, O.E. (2010) Fluktuatsii i evolyutsii biosistem — ikh bazovye svoystva i kharakteristiki pri opisaniy v ramkakh sinergeticheskoy paradigmy. *Vestnik Novykh Meditsinskikh Tekhnologiy* [Bulletin of New Medical Technologies], 17, 1, 17—19.

Eskov, V.M., Khadartsev, A.A., Eskov, V.V., Filatov, M.A. (2014) Modelirovanie kognitivnoy i evristicheskoy deyatelnosti mozga s pomoshch'yu neyroemulyatorov. *Slozhnost'. Razum. Postneklassika* [Complexity. Mind. Post-nonclassic], 1, 62—70.

Eskov, V.M., Khadartsev, A.A., Eskov, V.V., Vokhmina, Yu.V. (2016) Khaoticheskaya dinamika kardiointervalov trekh vozrastnykh grupp predstaviteley korennoy i prishlogo naseleniya Yugry. *Uspekhi Gerontologii* [Advances in Gerontology], 29, 1, 44—51.

Filatov, M.A., Veraksa, A.N., Filatova, D.Yu., Poskina, T.Yu. (2016) Ponyatie proizvol'nykh dvizheniy s pozitsiy efekta Es'kova—Zinchenko v psikhofiziologii dvizheniy. *Slozhnost'. Razum. Postneklassika* [Complexity. Mind. Post-nonclassic], 1, 24—32.

Filatova, O.E., Provorova, O.V., Volokhova, M.A. (2014) Assessment of vegetative status of oil-and-gas industry workers from perspective of chaos and self-organization theory. *Human Ecology*, 6, 16—19.

Kozlova, V.V., Golushkov, V.N., Vedyasova, O.A., Maystrenko, E.V. (2010) Izmerenie rasstoyaniy mezhdru tsentrami kvaziattraktorov vektora sostoyaniya organizma



trenirovannykh i netrenirovannykh g. Samary i g. Surguta. *Uchenye zametki TOGU* [The scientists notes of the PSU], 1, 1, 27—30.

Maystrenko, E.V., Eskov, V.M., Maystrenko, V.I., Berestovaya, A.F. (2009) Sravnitel'nyy analiz parametrov funktsional'noy asimmetrii polushariy i vegetativnoy nervnoy sistemy uchashchikhsya. *Informatika i Sistemy Upravleniya* [Informatics and Control Systems], 4, 63—65.

Rusak, S.N., Kozupitsa, G.S., Burov, I.G., Mityushchenko, N.A. (2013a) Khaoticheskaya dinamika meteofaktorov v usloviyakh aziatskogo Severa RF (na primere KhMAO-Yugry). *Slozhnost'. Razum. Postneklassika* [Complexity. Mind. Post-nonclassic], 3, 13—20.

Rusak S.N., Kozupitsa G.S., Filatova O.E. et al. (2013b) Dinamika statusa vegetativnoy nervnoy sistemy u uchashchikhsya mladshikh klassov v pogodnykh usloviyakh g. Surguta. *Vestnik Novykh Meditsinskikh Tekhnologiy* [Bulletin of New Medical Technologies], 20, 4, 92—95.

Vatamova, S.N., Vokhmina, Yu.V., Dayanova, D.D., Filatov, M.A. (2013) Determinizm, stokhastika i teoriya khaosa-samoorganizatsii v opisani stacionarnykh rezhimov slozhnykh biosistem. *Slozhnost'. Razum. Postneklassika* [Complexity. Mind. Post-nonclassic], 4, 70—81.

Veraksa, A.N., Gorbunov, D.V., Shadrin, G.A., Strel'tsova, T.V. (2016) Effekt Eskova—Zinchenko v otsenke parametrov teppinga metodami teorii khaosa-samoorganizatsii i entropii // *Slozhnost'. Razum. Postneklassika* [Complexity. Mind. Post-nonclassic], 1, 17—24.

Original manuscript received May, 12, 2016

Revised manuscript accepted June, 21, 2016