

- поддержки принятия решений в системах медицинского назначения / Дис. ... д-ра техн. наук. Рязанский гос. радиотехнический университет. – Рязань, 2015. 434 с / Режим доступа: <http://www.rsreu.ru/ru/post-graduate/zashchita/8569-item-8569>.
6. Федеральная служба государственной статистики (Росстат). Российский статистический ежегодник 2012. Статистический сборник 2012. С. 282.
  7. Федеральная служба государственной статистики (Росстат). Российский статистический ежегодник 2016. Статистический сборник 2016. С. 223.
  8. *Иванченко Р.Б., Польшиков А.В.* Наркотизация несовершеннолетних: современное состояние и тенденции // Вестник Воронежского института МВД России. 2016. № 4. С. 68-76.
  9. *Лозовой В.В., Кремлева О.В., Лозовая Т.В.* Профилактика зависимостей: опыт создания системы первичной профилактики. – М.: ООО «АльянсПринт», 2011. 448 с.
  10. *Хасан Б.И., Дюндик Н.Н., Федоренко Е.Ю., Кухаренко И.А., Привалихина Т.И.* Образование в области профилактики наркозависимости и других аддикций / Организационно-методическое пособие. – Красноярск: Краснояр. гос. ун-т, 2003. 430 с.
  11. Заседание Межведомственной рабочей группы по профилактике злоупотребления наркотическими средствами и психотропными веществами. Министерство образования Республики Саха (Якутия). 2014 / Режим доступа: <http://gigabaza.ru/doc/140961-p3.html>.
  12. *Лабунец Л.В., Лабунец Е.Л., Лебедева Н.Л.* Скоринг биржевых активов на основе байесовской нечеткой классификации // Аудит и финансовый анализ. 2014. № 3. С. 450-459.
  13. *Осовский С.* Нейронные сети для обработки информации. – М.: Финансы и статистика, 2002. 344 с.
  14. *Ногин В.Д.* Принятие решений при многих критериях / Учебно-методическое пособие. – СПб.: Издательство «ЮТАС», 2007. 104 с.
  15. *Scott D.W.* Multivariate Density Estimation: Theory, Practice, and Visualization. – N.-Y.: John Wiley & Sons. Inc., 1992. 317 p.

*Леонид Витальевич Лабунец,  
д-р. техн. наук, профессор,  
Андрей Борисович Борзов,  
д-р. техн. наук, профессор,  
МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
Алексей Николаевич Диашев,  
генеральный директор,  
фонд «Медиан»,  
Владимир Игоревич Синопальников,  
д-р. мед. наук, профессор,  
Иван Германович Благовещенский,  
канд. техн. наук, доцент,  
Наталья Юрьевна Макарова,  
канд. техн. наук, доцент,  
МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
Иван Игоревич Пелипенко,  
инженер,  
Научно-исследовательский институт  
научно-учебного комплекса  
специального машиностроения  
МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
г. Москва,  
e-mail: labunets@bmstu.ru*

*С.С. Гроховский, О.В. Кубряк*

## Метод интегральной оценки эффективности регуляции позы человека

### Аннотация

Разработаны новые показатели для стабилотрии, основанные на оценке энергетики процесса взаимодействия тела (человека) с опорой по статокинезиограмме, преимуществами которых в сравнении с наиболее распространенными индексами, такими как длина, средняя скорость и площадь статокинезиограммы, являются большая информативность и, как следствие, большая достоверность отображения особенностей постурального регулирования.

### Введение

Система постурального контроля человека является сложной динамической системой, исследование свойств которой имеет большое значение для развития технологий диагностики и лечения в медицине. Одним из наиболее распространенных методов исследования особенностей постурального регулирования в настоящее время является стабилотрия [1]. Метод базируется на анализе параметров силового взаимодействия тела человека с опорой в процессе управления позой. Отражением динамики этого взаимодействия является траектория миграции (флуктуаций) центра давления тела на опору – статокинезиограмма (СКГ). М. Дуарте и В. Зацюрский [2] выделили 13 подходов к обработке данных стабилотрии: 1) расчет простых статистических параметров; 2) определение диапазонов и областей миграции центра давления; 3) расчет скорости миграции центра давления; 4) определение длины пути центра давления; 5) использование передаточной функции; 6) расчет спектральных характеристик; 7) автокорреляционный и авторегрессионный анализы; 8) измерение «времени достижения контакта» (подразумевается время достижения

оцениваемого события, границы стабильности – «time to contact»); 9) эволюционный (частотно-временной) спектральный анализ; 10) фрактальный анализ; 11) анализ методом фазовой плоскости; 12) анализ с использованием характеристик хаотических процессов; 13) анализ в рамках модели случайного блуждания.

Наибольшее практическое распространение получили методы анализа параметров СКГ [1], связанных с путем, пройденным общим центром давления за время исследования. Фундаментальными характеристиками движения, которые, собственно, и определяют форму СКГ, являются мгновенная скорость и направление флуктуаций положения ОЦД. Исходя из этого, на роль корректной интегральной оценки формы СКГ могут претендовать лишь показатели, учитывающие динамику поведения обеих составляющих характеристики движения одновременно. Корректность, или достоверность, результатов стабилотрии приобретает все большую актуальность по мере распространения метода в клинической практике и исследованиях. Не следует забывать, что стабилотрия начинается с измерений: в первую очередь требуется обеспечить достоверность самих измерений [3]. Методы здесь хорошо известны и

определены действующим законом РФ (102-ФЗ) «Об обеспечении единства измерений». Другой, наиболее «болезненный» аспект – обеспечение должной полноты, достоверности отображения показателями стабилотрии характеристик СКГ. Однозначность и надежность показателей стабилотрического исследования до сих пор остается предметом дискуссий, а продолжающийся поиск надежных индексов [4] только подтверждает имеющуюся неудовлетворенность. Так, например, один из «базовых» показателей стабилотрии – площадь СКГ – может рассчитываться разными способами: подсчет элементарных квадратов на опорной плоскости, построение эллипса рассеяния, использование метода выпуклых оболочек, использование контурного анализа [5], что дает различающиеся результаты, тем самым затрудняя их сопоставление. Кроме того, данный показатель не обеспечивает однозначного отображения характера флуктуаций ОЦД, поскольку существенно различающиеся по своей форме СКГ могут иметь одинаковую площадь, хотя именно форма СКГ во всей полноте и является отображением динамики регулирования. Похожую критику можно отнести к длине СКГ: при различной форме разные СКГ могут иметь одну и ту же длину. Иными словами, подобные показатели, полагаем, не могут с надлежащей точностью характеризовать исследуемый процесс. Причина здесь – то, что не учитываются совокупно основные «формообразующие» для СКГ факторы: мгновенная скорость и направления флуктуаций ОЦД.

Известны попытки создания более информативных показателей стабилотрии, которые должны были бы являться функцией и скорости, и направления флуктуаций ОЦД [4]. Авторы процитированной работы предлагают оценивать эффективность процесса стабилизации позы путем анализа динамики изменения величины вычисленной площади сектора «заметания», образованного при повороте продолжения  $i$ -го вектора мгновенной скорости ОЦД, вычисленной как результат деления длины  $i$ -го отрезка СКГ на время дискретизации, до совпадения с направлением последующего вектора, на каждом дискретном интервале СКГ. Площадь такого сектора заматания была названа ими «фактором динамической стабилизации» (ФДС), а его дисперсия – «индексом динамической стабилизации» (ИДС). Однако надежность этого метода анализа оставляет желать лучшего, так как полученные показатели – ФДС и его производные – являются, по своему определению, произведением квадрата линейной скорости флуктуаций положения ОЦД на скорость изменения направления движения ОЦД. Однако при равенстве нулю одного из аргументов величина и приращение второго уже не имеют значения. То есть в реальности существуют такие режимы перемещения ОЦД, при которых и ФДС, и ИДС будут некорректно отображать особенности исследуемого процесса. Для иллюстрации представим частный случай, когда регистрируются колебания исключительно во фронтальной плоскости. При этом движение ОЦД строго прямолинейно и меняет направление только после остановки. Тогда ФДС и его дисперсия практически на всем массиве данных будут равны нулю, так как в процессе прямолинейного движения не образуется сектор заматания. И это несмотря на то, что величина одного из фундаментальных факторов, обуславливающих траекторию движения, – модуля скорости – в данном случае значительно изменяется, т. е. имеет место интенсивный процесс взаимодействия человека с опорной поверхностью. Приведенный пример иллюстрирует некорректность оценок формы СКГ, а следовательно, и особенностей пострального регулирования, описываемых с помощью указанных показателей.

## Методы

Согласно положениям классической механики, изменение скорости и направления флуктуаций ОЦД обусловлены работой, выполняемой взаимодействующими с опорой силами. На наш взгляд, именно количество энергии, затраченной на выполнение этой работы в процессе пострального регулирования (энергоёмкость), и может являться искомой оценкой эффективности регулирования. При этом, чем выше эффектив-

ность управления позой (во взаимодействии с опорой в условиях гравитации), тем ниже уровень потребного корректирующего ответа, а значит, и его энергоёмкость, и, наоборот, прирост усилий, необходимых для коррекции возмущений, указывает на недостаточную эффективность управления, например его несвоевременность или неточность. То есть критерием эффективной регуляции здесь является уменьшение энергоёмкости СКГ.

Для определения энергоёмкости СКГ определим связь формообразующих факторов СКГ с величиной и направлением возмущающего воздействия. Упрощенная схема на *рис. 1* иллюстрирует процесс силового взаимодействия тела с опорой при поддержании спокойной вертикальной позы во фронтальной плоскости. В сагиттальной плоскости процесс представляется аналогично. Приведенный к центру масс вектор силы  $F$ , порождаемой каким-либо из естественных «возмущающих» факторов (дыхание, кровоток, сердцебиение, изменение мышечного тонуса и др.), проецируется на фронтальную и вертикальную оси, раскладываясь на две составляющие:  $F_x$  и  $F_z$  соответственно. При этом фронтальная составляющая возмущающей силы инициирует движение центра масс тела вдоль фронтальной оси с ускорением  $ax$ , обуславливая возникновение опрокидывающего момента  $M_x$ , равного произведению значения  $F_x$  на расстояние от центра масс исследуемого тела до поверхности опоры  $h$ :  $M_x = F_x \cdot h$ . Далее исходим из того, что флуктуации положения ОЦД обусловлены ответом опоры для коррекции опрокидывающих моментов, создаваемых возмущающими силами. Учитывая, что тело человека является управляемой динамической структурой, для компенсации возникшего опрокидывающего момента должны быть выработаны и переданы соответствующим звеньям опорно-двигательной системы управляющие сигналы, которые вызовут изменения во взаимодействии с опорой.

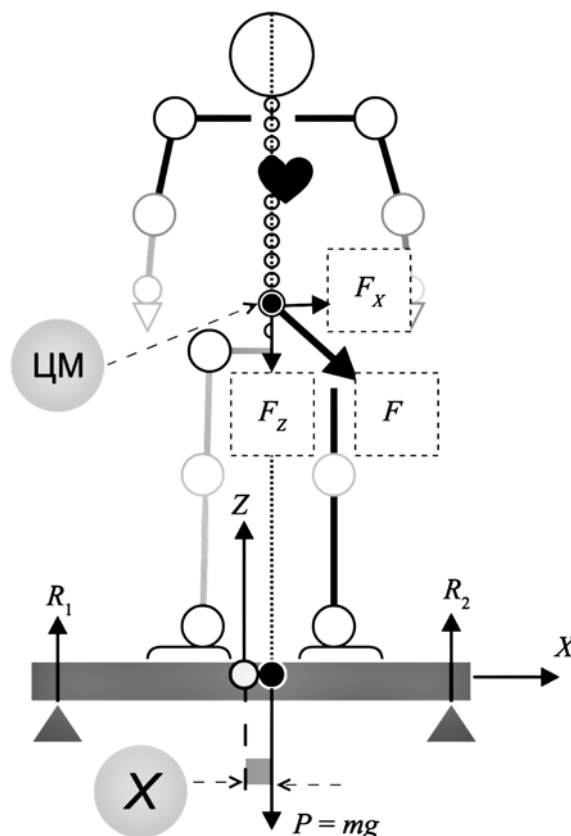


Рис. 1. Упрощенная схема силового взаимодействия при поддержании вертикальной позы испытуемого во фронтальной плоскости (пояснения – в тексте)

Поскольку предметом данной статьи не является подробный анализ преобразования управляющих сигналов и динамики состояний и движений исполнительных органов, введем

для иллюстрации связи между вариациями ( $\Delta R$ ) значений, измеренных датчиками стабиллоплатформы, реакций –  $R_1$  и  $R_2$  и величиной возмущающего воздействия понятие передаточной функции системы управления балансом во фронтальном  $W_X(S)$  и сагиттальном  $W_Y(S)$  направлениях. Тогда эту связь можно проиллюстрировать следующим образом:  $\Delta R = F_X \cdot h \cdot W_X(S) / L$ , где  $L$  – расстояние между осями чувствительности тензодатчиков стабиллоплатформы по фронтальной оси. Соответственно определится приращение фронтальной координаты ОЦД:  $\Delta X = h \cdot W_X(S) \cdot F_X / P$ , где  $P$  – вес тела. Полученное соотношение иллюстрирует связь между величиной возмущающего воздействия и обусловленными им флуктуациями значения фронтальной координаты ОЦД. Аналогичным способом может быть получено соотношение, связывающее величину флуктуаций координаты ОЦД вдоль сагиттальной оси со значением проекции возмущающей силы на сагиттальную ось:  $\Delta Y = h \cdot W_Y(S) \cdot F_Y / P$ .

С учетом того, что компьютерная стабилметрия процесс *дискретный*, представим значения координат ОЦД при каждом ( $i$ -м) опросе управляющей программой стабиллоплатформы следующим образом:  $X_i = X_{cp} + \Delta X(t_i)$  и  $Y_i = Y_{cp} + \Delta Y(t_i)$ , где  $X_{cp}$  и  $Y_{cp}$  – средние за время исследования значения координат ОЦД. При этом длина  $D_i$   $i$ -го отрезка СКГ, образовавшегося в интервале между двумя соседними опросами (рис. 2), может быть вычислена следующим образом:

$$D_i = \sqrt{\Delta X_i^2 + \Delta Y_i^2} = \sqrt{(X_{i+1} - X_i)^2 + (Y_{i+1} - Y_i)^2},$$

где  $(X_i; Y_i)$  и  $(X_{i+1}; Y_{i+1})$  – координаты начала и конца  $i$ -го отрезка СКГ соответственно. Сумма длин этих отрезков равна общей длине СКГ. Если разделить длину фронтальной и сагиттальной проекций  $i$ -го отрезка СКГ на время дискретизации  $t$ , то получим соответственно фронтальную ( $V_{xi}$ ) и сагиттальную ( $V_{yi}$ ) проекции вектора мгновенной скорости СКГ.

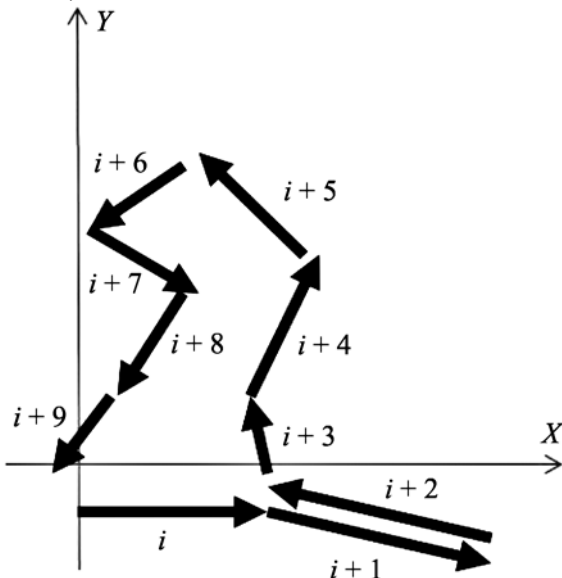


Рис. 2. Условный фрагмент СКГ, представленный векторами скорости флуктуаций ОЦД на каждом ее элементарном участке (пояснения – в тексте)

Составляющие работы, выполненной взаимодействующими с опорой силами, для варьирования параметров движения ОЦД на каждом отрезке СКГ вдоль фронтальной ( $A_{xi}$ ) и сагиттальной ( $A_{yi}$ ) осей могут быть вычислены следующим образом:

$$A_{xi} = m \cdot \frac{|Vx_{i+1}^2 - Vx_i^2|}{2}$$

и

$$A_{yi} = m \cdot \frac{|Vy_{i+1}^2 - Vy_i^2|}{2}.$$

Полная энергия, затраченная на изменение параметров движения на  $i$ -м отрезке СКГ, равна простой алгебраической сумме этих двух составляющих:

$$A_i = m \cdot \frac{|Vx_{i+1}^2 - Vx_i^2| + |Vy_{i+1}^2 - Vy_i^2|}{2}.$$

Таким образом, суммарная энергоёмкость статокинезиограммы  $A$ , обусловившая полученную конфигурацию СКГ, соответственно равна сумме энергозатрат, вычисленных на каждом элементарном отрезке СКГ, за время исследования:

$$A = m \sum_1^n \frac{|Vx_{i+1}^2 - Vx_i^2| + |Vy_{i+1}^2 - Vy_i^2|}{2}.$$

Следует особо отметить, что энергоёмкость СКГ является исключительно параметром СКГ, который рассчитывается с использованием измеренных значений координат ОЦД. При этом ее значение не зависит от корректности соотношений, приведенных нами для иллюстрации связи параметров флуктуаций ОЦД с параметрами возмущающего воздействия.

Предложенный подход к анализу СКГ позволяет выделить целое семейство показателей. Например, практическое значение имеет показатель средней за время исследования мощности флуктуаций  $P_f$ , которая определяется как удельная энергоёмкость, т. е. энергоёмкость СКГ за единицу времени:  $P_f = A / T$ , где  $T$  – общее время записи СКГ. Этот показатель не зависит от длительности исследования, что делает его удобным при сопоставлении результатов исследований различной длительности. Аналогичным образом определяется и мгновенная мощность флуктуаций  $P_{fi}$ , а именно как отношение величины энергии, затраченной на изменение параметров движения на  $i$ -м элементарном отрезке СКГ  $A_i$ , к длительности интервала дискретизации  $t$ :  $P_{fi} = A_i / t$ . Этот показатель, полагаем, может быть полезен для анализа динамики процесса регулирования позы. Так как энергозатратность процесса регулирования зависит от массы исследуемого объекта, то вводятся удельные показатели энергоёмкости и мощности флуктуаций, отнесенные к единице массы исследуемого тела ( $A_m$  и  $P_m$ ) или же приведенные к определенной «эталонной» массе, – с целью обеспечения сопоставимости результатов. Принцип анализа энергоёмкости статокинезиограммы [6] для оценки эффективности постурального регулирования реализован в алгоритмах программного обеспечения *STPL* [7] и *Stabip* [8] для серийно выпускаемых стабилметрических устройств. Устройства с данным программным обеспечением широко используются как в клинической практике, так и при проведении специализированных исследований [9], [10].

## Заключение

Разработанные показатели стабилметрии являются интегральной (обобщенной) характеристикой СКГ. Они лишены «односторонности» специализированных показателей, таких как длина или площадь СКГ, и поэтому способны обеспечить надлежащую достоверность. Важным достоинством новых показателей, на наш взгляд, является определенность (ясность) их физического смысла, что должно существенно облегчить исследователю осознанный выбор методов анализа в стабилметрическом исследовании.

## Список литературы:

1. Кубряк О.В., Кривошей И.В. Анализ научной области на примере обзора диссертационных работ // Мониторинг общественного мнения: Экономические и социальные перемены. 2016. № 6. С. 52-68.
2. Duarte M., Zatsiorsky V.M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing // Motor Control. 1999. Vol. 3. № 1. PP. 12-27.
3. Гроховский С.С., Кубряк О.В. Метрологическое обеспечение стабилметрических исследований // Медицинская техника. 2014. № 4. С. 22-24.

4. Доценко В.И., Усачев В.И., Морозова С.В., Скедина М.А. Современные алгоритмы стабилметрической диагностики постуральных нарушений в клинической практике // Медицинский совет. 2017. № 8. С. 116-122.
5. Розенблюм М.Г., Фирсов Г.И. Методы взаимного анализа случайных колебаний в задачах исследования устойчивости вертикальной позы тела человека. В кн.: Динамика виброударных (сильно нелинейных) систем. Сб. науч. труд. XVIII международного симпозиума, посвященного 100-летию со дня рождения д.т.н., проф. А.Е. Кобринского. Под ред. В.К. Асташева, В.Л. Крупенина, Г.Я. Пановко, К.Б. Саламандра. 2015. С. 248-254.
6. Гроховский С.С., Кубряк О.В. Способ стабилметрического исследования двигательной стратегии человека / Патент 2456920 РФ, А61В5/103; заявитель и патентообладатель ООО «Мера-ТСП». № 2011111142/14; заявл. 24.03.2011; опубл. 27.07.2012. Бюл. № 21. 7 с.
7. Добродный А.В., Гроховский С.С., Кубряк О.В. STPL / Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ 2013610986 РФ; заявитель и патентообладатель ООО «Мера-ТСП», № 2012618850; заявл. 17.10.2012; зарегистрировано в Реестре 09.01.2013.
8. Сергейчик В.В., Розинов А.В., Филатов И.А. Программа стабилметрических исследований и тренинга «Stabip» / Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2011614066 РФ; заявитель и патентообладатель ООО «БИОСОФТ-М», № 20116112257; заявл. 05.04.2011; зарегистрировано в Реестре 25.05.2011.
9. Погабало И.В., Кубряк О.В., Гроховский С.С., Конецкий И.С. Стабилметрические параметры вертикальной устойчивости здоровых добровольцев при искусственном кратковременном изменении прикуса // Стоматология. 2014. № 5. С. 65-68.
10. Кубряк О.В., Гроховский С.С. Изменение параметров вертикальной позы человека при демонстрации разных изображений // Физиология человека. 2015. Т. 41. № 2. С. 60-63.

*Сергей Семенович Гроховский,  
руководитель,  
Исследовательский центр «МЕРА»,  
Олег Витальевич Кубряк,  
канд. биол. наук, зав. лабораторией  
физиологии функциональных  
состояний человека,  
ФГБНУ «НИИ нормальной  
физиологии им. П.К. Анохина»,  
г. Москва,  
e-mail: o.kubryak@nphys.ru*

**Р.И. ИВАНОВСКИЙ, М.А. НОВОЖИЛОВ**

## **Множественные межканальные связи ЭЭГ и их применение**

### **Аннотация**

Предложены алгоритмы анализа множественных связей каналов ЭЭГ. Алгоритмы выделяют группы связанных каналов, оценивают связи внутри них. Подход не имеет аналогов, обладает возможностью выявлять информативные корковые зоны для конкретных психоневрологических заболеваний. На основе предложенного подхода могут быть созданы новые комплексы обработки данных ЭЭГ и диагностики заболеваний.

### **Введение**

Развитие подходов к обработке данных электроэнцефалограмм (ЭЭГ) продолжает оставаться весьма актуальным. Это направление во многом определяет возможности создания новых образцов медицинской техники, разработки перспективных технологий диагностики, модернизации и внедрения новых информационных технологий в клиническую практику. Большое значение при обработке имеет анализ межканальных связей в данных ЭЭГ, а следовательно, связей между зонами коры головного мозга (КГМ).

Подавляющее большинство отечественных и зарубежных работ в этой области посвящено анализу парных связей, т. е. взаимодействия каждых двух каналов ЭЭГ. При этом продолжают превалировать работы по анализу данных связей в рамках линейных моделей. Для оценки уровня связей в таких работах вводят различные параметры линейной группы. Среди них преобладающее распространение имеет коэффициент корреляции Пирсона  $r$ , несмотря на существенную ограниченность области его практического применения. Так, в статье [1] с помощью  $r$  анализируются парные связи каналов ЭЭГ и магнитоэнцефалограмм (МЭГ), делается попытка обосновать необходимость применения  $r$ . Однако авторы [1] не учитывают, что  $r$  служит объективной оценкой уровня связи только для линейных моделей, а простота алгоритма вычисления  $r$  не явля-

ется гарантией точности оценок. Результаты [1] используются в других работах этого направления. Данный параметр широко применяется в работах, описывающих решения прикладных задач обработки данных ЭЭГ, например в [2]-[5]. В рамках линейного подхода делаются также попытки применить и другие параметры. В [6] предложен параметр, названный взаимной информацией  $MI(X, Y)$ , вычисление которого требует определения объема двумерной плотности распределения вероятностей случайных величин (СВ)  $X$  и  $Y$ , а также получения одномерных плотностей распределения этих СВ. Параметр  $MI(X, Y)$  относится к линейной группе, поэтому утверждение в [7], [8], что  $MI(X, Y)$  способен расширить область применения на нелинейный случай, представляется принципиально неверным. В [9] для анализа парных связей ЭЭГ предложены коэффициенты ранговой корреляции, которые также относятся к параметрам линейной группы. В целом расширение списка параметров линейной группы представляется бесперспективным, так как ввод нового параметра этой группы для анализа связей каналов способен привести лишь к масштабированию результатов без получения нового качества оценок.

Среди работ по анализу парных связей ЭЭГ на основе нелинейных моделей отметим статьи [10]-[12], в которых вводится так называемый нелинейный коэффициент корреляции (НКК). Этот параметр описан в работах в форме, далекой от его практического применения: отсутствует описание свойств