

УДК 612.821

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ ВЗАИМНОГО АНАЛИЗА СЛУЧАЙНЫХ КОЛЕБАНИЙ В ЗАДАЧАХ ИССЛЕДОВАНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

© Михаил Григорьевич Розенблюм¹, Георгий Игоревич Фирсов²

¹Физический факультет, Потсдамский университет, Потсдам, Германия,

²Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук, Москва, Россия

mros@uni-potsdam.de

firsovgi@mail.ru

Аннотация. Показана эффективность применения компьютерной стабиллографии для исследования устойчивости вертикальной позы человека. Рассматривается применение коэффициента максимальной корреляции, дисперсионного отношения и взаимной дисперсионной функции для выявления нелинейной взаимосвязи колебаний тела человека в сагиттальном и фронтальном направлении. Для некоторых неврологических заболеваний и стрессовых ситуаций отмечается высокая степень когерентности колебаний в сагиттальном и фронтальном направлениях в достаточных широких диапазонах частот, что свидетельствует о наличии сильной линейной инерционной статистической связи колебаний.

Ключевые слова: поза, компьютерная стабиллография, дисперсионное отношение; взаимная дисперсионная функция

THE USE OF METHODS OF MUTUAL ANALYSIS OF RANDOM VIBRATION IN RESEARCH PROBLEMS OF STABILITY OF THE VERTICAL POSTURE OF THE HUMAN BODY

M.Rosenblum¹, I. Firsov²

¹Department of physics, University of Potsdam, Potsdam, Germany

²The federal state budgetary establishment of science the Blagonravov Mechanical Engineering Research Institute the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia

Abstract. The efficiency of using the computer stabilography to study the stability of the vertical posture of man. Considers the application of the maximum coefficient of correlation, dispersion relations and mutual dispersion function to detect non-linear dependence of oscillation of the human body in the sagittal and frontal direction. For some neurological diseases and stressful situations there is a high degree of coherence of the oscillations in the sagittal and frontal directions in a sufficient wide frequency ranges, indicating the presence of strong linear inertial statistical correlation of fluctuations.

Key words: posture, computer stabilography, the dispersion relation; mutual dispersive function

Применение известных и хорошо апробированных электрофизиологических методов (электроэнцефалография, электромиография, вызванные потенциалы, реография) в неврологической практике далеко не всегда дает возможность достаточно точно оценить функциональное состояние отдельных систем организма для более точной и адекватной диагностики тех или иных патологических состояний. Одним из таких состояний в медицинской, и особенно в неврологической практике, является нарушение равновесия, которое служит условием и основой для нормального взаимодействия с окружающей внешней средой и обеспечения деятельности человека в ней [1-3].

Поддержание равновесия и позы в гравитационном поле достигается согласованной деятельностью большого комплекса анализаторов и систем мозга (чувствительный, зрительный, вестибулярный, мозжечковая, экстрапирамидная системы). Важную роль в работе играют и отделы мозга, ответственные за выработку стратегии поддержания позы, как частного случая поведения человека (лобные отделы мозга). Как указывал В.М.Бехтерев [5], "не будь центрального саморегулирующего механизма для равновесия тела, мы, без сомнения, теряли бы его ежеминутно".

Исследование процессов регуляции позы человека, как способности сохранять равновесие, занимает важное место в общей проблеме анализа регуляции различных функций организма при взаимодействии с окружающей средой. При этом исследователей привлекают как биомеханический так и физиологический аспекты проблемы. С одной стороны сохранение заданной вертикальной позы может рассматриваться, как частный случай управления двигательным аппаратом человека, как системы с большим числом степеней свободы, с другой стороны нарушения равновесия, наблюдаемые при различных неврологических заболеваниях могут нести большой объем диагностической информации.

Следует отметить, что процесс поддержания позы является, как всякая система гомеостаза, динамичным и человек никогда не может стоять совершенно неподвижно и постоянно совершает колебательные движения. И задача заключается в том, чтобы выбрать наиболее адекватный метод регистрации этих движений. В настоящее время одним из таких методов является стабилография - регистрация движения общего центра давления на плоскости с помощью платформы на тензометрических датчиках (стабилографа). Метод был разработан на рубеже 40-х-50-х годов [1,4] и достаточно широко используется в медицинской практике во всем мире [1-3].

Основной формой исследования регуляции тела человека в норме и патологии является пассивный эксперимент. При этом обследуемый находится в свободной вертикальной позе на платформе стабилографа. Возможные воздействия со стороны экспериментатора ограничены отдельными изменениями в состоянии обследуемого (закрывание и открывание глаз), выполнение несложных заданий в уме (счет, пение, чтение стихов), использование так называемой методики подмен, заключающейся в слежении обследуемым за движением светящейся точки на экране осциллографа, отражающей положение центра давления стоп на платформе стабилографа (обследуемый был проинструктирован наблюдать экран и хранить точку в пределах круга в центре, данное испытание может рассматриваться как простейший неинвазивный метод изменения динамической системы стоящего человека с целью извлечения дополнительной информации, при этом в процесс регуляции позы, в дополнение к проприоцептивным механизмам, включалась сильная зрительная обратная связь).

В наших экспериментах, проведенных на базе клиники нервных болезней Первого Московского государственного медицинского университета им И.М Сеченова с помощью стабиллоплатформы Ela французской фирмы l'Electronique Applique, обследуемый устанавливался на платформе в свободной стойке таким образом, что проекция центра тяжести располагалась на 3-4 см сзади от центра платформы. Исследование проводилось в разных режимах: открытые глаза, закрытые глаза, открытые глаза. Экспериментальные реализации дискретизировались с частотой 25 Гц. Каждая запись содержит два массива данных, каждый из 4096 точек (длительностью приблизительно 160 с). Более 750 стабилограмм были получены при исследовании практически здоровых и пациентов с различной неврологической патологией.

Полученные стабилограммы здоровых людей выглядят как полиморфные, разной амплитуды и частоты волны и визуально характеризовались низко- и среднеамплитудными колебаниями. В частотном спектре можно было отметить колебания частотой от 0,1 до 3 гц. При закрывании глаз в большинстве случаев несколько увеличивался размах колебаний при

сохранении их частоты. После открывания глаз характер стабิโลграмм возвращался к исходному.

В литературе описаны различные показатели, характеризующие способность человека удерживать равновесие [1-3]. Эти показатели, имеющие весьма интегративный характер, не позволяют выделить тонкие характерные особенности траектории движения центра тяжести человека, и их использование при решении диагностических задач весьма затруднительно. Ниже рассматривается возможность анализа стабิโลграмм как реализаций случайных процессов на основе теоретико-вероятностных методов их описания, поскольку в целом стабิโลграмму можно рассматривать как двумерный временной процесс, отражающий особенности регуляции позы тела человека и несущий информацию о состоянии опорно-двигательного аппарата и нервной системы человека. Поэтому для анализа стабิโลграммы целесообразно использовать математический аппарат анализа временных рядов, позволяющий оценить природу, характер уровень и частотный состав колебаний, проекций центра тяжести тела во взаимно перпендикулярных плоскостях - сагиттальной (вперед - назад) и фронтальной (вправо - влево).

В настоящее время известно два основных подхода к анализу стабิโลграмм - либо отдельно в сагиттальном (вперед - назад) и фронтальном (вправо - влево). направлениях, либо совместно. Первый подход достаточно традиционен, его широко используют при оценке характера стабิโลграфической кривой и ее изменениях при различных патологиях или функциональных нагрузках. В качестве показателей, характеризующих способность человека удерживать равновесие, обычно используются число колебаний в 1 мин., средняя и максимальная амплитуда, площадь вектор стабิโลграммы, "коэффициент Ромберга" - отношение средней амплитуды колебаний тела при закрытых глазах к средней амплитуде колебаний при открытых глазах; "суммарная амплитуда колебаний" Ю.В. Терехова (мм); "коэффициент устойчивости" И.И. Розена, равный отношению суммы всех отклонений общего центра тяжести тела в одной из плоскостей или их равнодействующей Y и некоторой постоянной T к последней; "коэффициент подвижности" И.И. Розена, равный отношению общей амплитуды колебаний общего центра тяжести тела в одной из плоскостей Y и проекции кривой на ось абсцисс X к последней. Эти показатели, имеющие весьма интегративный характер, не позволяют выделить тонкие характерные особенности траектории движения центра тяжести человека, и их использование при решении диагностических задач, а также при моделировании регулятивных процессов весьма затруднительно. Самым простым и потому распространенным способом исследования траекторий является непосредственное изображение траектории на плоскости (статокинезиограмма) в выбранных координатах с последующим ее визуальным контролем. При простых законах движения полученные траектории имеют достаточно наглядный вид, позволяющий качественно оценить их расположение на плоскости, плотность (частоту линий) в различных областях плоскости и некоторые другие особенности. На практике, особенно при случайном характере колебаний, свойственном стабิโลграммам, такой визуальный качественный анализ становится неэффективным. В этом случае целесообразно ориентироваться на методику образного анализа экспериментальных данных, либо на анализ совместной плотности распределения двух геометрически складываемых процессов [5].

Как известно, совместная плотность распределения двух процессов $P(x, y)$ (двумерная гистограмма) определяет вероятность того, что мгновенные значения процессов в произвольный момент времени будут заключены одновременно в двух определенных интервалах. Важной количественной мерой движения является максимальной площадью гистограммы, определяемая как опорная площадь соответствующей двумерной гистограммы: $S_{max} = \iint dx dy$. Оценка площади траектории (статокинезиограммы) позволяет сравнивать различные объекты движений с точки зрения величины заполняемого участка плоскости и протяженности границ предельного движения. Отметим, что проблема оценки площади

статокинезиограммы решается как с помощью достаточно грубого метода подсчета числа элементарных квадратов на опорной плоскости, где элементарный “квант” по осям координат определяется по числу интервалов гистограммы, так и с помощью построения эллипсов рассеяния или построения выпуклых оболочек [6]. Представляется интересным использование для оценки площади статокинезиограммы методов контурного анализа и R-функций В.Л. Рвачева [7,8]. Вместе с тем оценка величины площади траектории не содержит информации о степени заполнения траектории этой площади. Подобная информация заключена в особенностях формы боковой поверхности двумерной гистограммы, которые можно выявить с помощью ее плоских сечений, параллельных координатной плоскости, определяя площадь каждого сечения S и относительную вероятность F попадания траектории в область, ограниченную соответствующим сечением $F(S) = \iint P(x,y)dx dy$. В результате получим зависимость вероятности заполнения данной площади от величины этой площади, иначе говоря, функцию распределения вероятностей заполнения площади. Конкретный вид полученной функции распределения, естественно, будет определяться формой исходной двумерной гистограммы. С целью получения количественной оценки равномерности заполнения площади траектории можно использовать степенную аппроксимацию функции распределения: $F(S) = S_{omn}^c$, где c - показатель равномерности заполнения площади, $S_{omn} = S/S_{max}$ - относительная площадь траектории ($0 < S_{omn} < 1$), $F(S)$ -вероятность заполнения данной площади ($0 < F(S) < 1$). Большие значения показателя c свидетельствуют о более равномерном заполнении площади траектории. Если, например, траектория неравномерно по плотности сконцентрирована на малом участке вокруг своего центра, что видно по высокому острому пику и крутым спадающим боковым поверхностям гистограммы, то рассматриваемая функция быстро достигает больших значений еще при сравнительно малой площади. Если же траектория более равномерно заполняет занимаемую площадь, т.е. гистограмма имеет пологую вершину или горизонтальные площадки (что характерно, например, для атактических больных), то функция будет медленно достигать больших значений. Использование данных о площади статокинезиограммы и значений коэффициента c позволяет оценить эффективность различных медикаментозных коррекций нарушений функции равновесия [9].

В состав программного обеспечения отечественных компьютерных стабилграфов часто входит расчет показателей устойчивости вертикальной позы, основанных на определении скорости движения проекции общего центра давления на опорную плоскость и ее ортогональных составляющих. Считается, что средняя скорость движения (иногда называемая индексом рыхлости) характеризует устойчивость вертикальной позы - чем выше скорость, тем менее устойчива поза. Иногда определяется так называемый “путь”, рассчитываемый как произведение средней скорости на время обследования. Очевидно, что коэффициент корреляции между средней скоростью и путем практически равен единице при близких значениях времени эксперимента. С увеличением времени эксперимента нарастание усталости, как чисто физической, так и психологической, может существенно влиять на полученные значения средней скорости. Отметим также, что применяемая обычно формула для оценки средней скорости использует для расчета соседние значения стабилграмм, что может приводить к существенным погрешностям вследствие достаточно грубой дискретизации стабилграммы. Более точные и достоверные значения средней скорости можно получить, используя приближенные формулы для вычисления производных по трем или пяти точкам кривой, либо применяя алгоритмы цифровой фильтрации, синтезированные по методу Ремеза.

При описании стабилграммы, как функции, изменяющейся во времени, важное значение имеет скорость этого изменения, т.е. частота процесса. В отношении частотного состава представляет интерес выявление спектральных пиков на отдельных частотах, наклон

(крутизна) спектра в высоко- и низкочастотной области. Спектральная плотность является основной характеристикой частотного состава процесса, она обычно интерпретируется как распределение его дисперсии по частоте и имеет размерность, равную квадрату размерности измеряемого параметра, деленному на Герц. Спектры стабилотграмм практически здоровых людей представляют собой плавно спадающие от 0 до 12,5 Гц кривые, иногда с пиком в области от 8 до 12 Гц, что отражает наличие физиологического тремора в регуляции равновесия. О присутствии паркинсонического тремора сигнализирует широкий пик в области 3-5 Гц. В некоторых случаях регистрация подобного пика позволила выявить субклинические проявления паркинсонического тремора [10].

Широкое распространение в практике спектрального анализа получили так называемые непараметрические методы спектрального оценивания, наиболее часто среди которых применяется подход, основанный на прямом Фурье - анализе последовательности отсчетов данных с использованием быстрого преобразования Фурье (БПФ). Известно, что этому подходу, наряду с высокой эффективностью в вычислительном отношении, присущ ряд принципиальных ограничений, проявляющихся при анализе достаточно коротких реализаций данных и связанных как с пониженным разрешением по частоте, так и с неявной весовой обработкой данных при вычислении БПФ. В последние годы предложены различные процедуры спектрального оценивания, позволяющие ослабить эти ограничения, что особенно важно при обследовании неврологических больных, которым трудно стоять на стабилотплатформе более 1 мин. Характерная особенность нового подхода, получившего название параметрического, заключается в наличии некоторой модели спектральной плотности временного ряда в виде дробно-рациональной функции, параметры которой оцениваются на основании наблюдения соответствующего процесса на некотором ограниченном интервале времени [11].

Использование подобных моделей может оказаться весьма перспективным при поиске информативных признаков, характеризующих наклон спектра (скорость его спада) и наличие ярких спектральных составляющих. В общем случае - это модель авторегрессии-скользящего среднего (АРСС), у которой эта дробно-рациональная функция обладает и нулями, и полюсами. При отсутствии у дробно-рациональной функции нулей или полюсов различаются авторегрессионная (АР) модель и модель скользящего среднего (СС). При этом АР-часть модели позволяет достаточно точно описать пики спектра, а СС-часть - впадины. Характерными свойствами АРСС-моделей являются возможность работы с достаточно короткими реализациями, гибкость и относительная простота вычислительных процедур, естественность обобщений на некоторые простейшие нелинейные случаи. Для построения модели можно использовать некоторый вариационный принцип, в частности максимизацию энтропии процесса, для которого известны отдельные значения корреляционной функции. Такой подход приводит к построению АР-модели M -го порядка.

Уровень колебаний на стабилотграммах можно характеризовать как их пиковым значением или размахом, так и их дисперсией. Информация о дисперсии колебаний по каждому из ортогональных направлений и ее изменению при различных функциональных воздействиях на обследуемого, выраженному как отношение дисперсий стабилотграмм во фронтальной и сагиттальной плоскостях либо как отношение дисперсий одноименных стабилотграмм при изменении состояния (например, при закрывании глаз) позволяет оценить состояние обследуемого и может служить диагностическим признаком. В частности, анализ дисперсии колебаний оказался весьма информативным при исследовании некоторых заболеваний психогенного характера, а резкое увеличение дисперсии при закрывании глаз может свидетельствовать о нарушениях глубокой чувствительности [12].

В литературе, посвященной анализу процессов регуляции вертикальной позы, неоднократно высказывалось мнение об отсутствии корреляционных связей между сагиттальной и фронтальной составляющими стабилотграммы. Обосновывалось это обычно

малыми значениями коэффициента корреляции r . Наши эксперименты [13,14] показали, что подобное заключение не всегда справедливо, связь между ортогональными составляющими стабиллограммы может быть нелинейной, что не может быть установлено с помощью коэффициента корреляции r . Кроме того, связь между фронтальной и сагиттальной стабиллограммами зависит от функционального состояния человека. Поэтому при обработке стабиллограмм помимо вычисления значений коэффициента корреляции r должен выполняться расчет взаимно-корреляционной функции, дисперсионного отношения $\eta_{x(y)}$ и взаимной дисперсионной функции [15]. Дисперсионное (корреляционное) отношение случайной величины Y относительно X определяется как

$$\eta_{y|x}^2 = DM(X|Y)/DY, \quad DM(Y|Y) = M \left[M(Y|X) - M(Y) \right]^2 = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} y\varphi(y|x)dy - m_y \right]^2 \varphi(x)dx$$

- дисперсия условного математического ожидания, характеризующая ту часть флуктуаций переменной Y , которая вызвана влиянием переменной X , DY - дисперсия Y . Дисперсионное отношение $\eta_{x(y)}$ определяет, в какой мере соблюдается функциональная зависимость между переменными x и y . При $\eta_{x(y)} \approx 1$ зависимость практически функциональная; чем ближе $\eta_{x(y)}$ к нулю, тем она больше нарушается. В случае независимости X и Y $\eta_{x(y)} = 0$. В общем случае $0 \leq \eta_{x(y)} \leq 1$. Дисперсионное отношение $\eta_{x(y)}$ можно интерпретировать как количественную характеристику меры определенности случайной величины y по значениям случайной величины x . При этом, дисперсионное отношение всегда больше или равно коэффициенту корреляции и не является симметричным, т.е. $\eta_{x(y)} \neq \eta_{y(x)}$.

Использование дисперсионного отношения $\eta_{x(y)}$ позволяет выявить наличие функциональной связи между колебаниями тела в сагиттальном и фронтальном направлениях, особенно у больных с органическими поражениями центральной нервной системы. Так, для больного А.Б. (диагноз - рассеянный склероз), значение r составило 0,03, а $\eta_{x(y)}$ было больше чем на порядок ($\eta = 0,28$). Это может свидетельствовать как о существовании запаздывающих элементов в системе управления поддержанием позы, так и о нелинейном характере взаимосвязи колебаний в ортогональных плоскостях. Вместе с тем, при некоторых заболеваниях отличие величины $\eta_{x(y)}$ от r было сравнительно небольшим, так у больной С.И. (паркинсонизм) при значении $r = 0,72$ величина $\eta_{x(y)}$ (как во фронтальном направлении по отношению к сагиттальному, так и наоборот), составила примерно 0,73. Такие большие значения коэффициента корреляции r и дисперсионного отношения η свидетельствуют о возможном наличии единого мощного источника колебаний по обеим плоскостям.

Значения дисперсионного отношения η и коэффициента корреляции r достаточно полно описывают общую форму статистической безынерционной взаимосвязи двух случайных процессов, подразумевающую отсутствие сдвига во времени (по фазе) между значениями двух связанных процессов. Рассмотрение же динамической системы регуляции позы делает целесообразным обращение к взаимному дисперсионному анализу. Взаимная дисперсионная функция для каждой пары значений t_1, t_2 равна дисперсии условного математического ожидания сечения одной функции x относительно сечения другой функции y сдвинутой на интервал $t_1, -t_2$

$$\begin{aligned} \theta_{yx}(t_1, t_2) &= M[M(Y_{t_1}|X_{t_2}) - MY_{t_1}]^2 = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} y_{t_1} \varphi(y_{t_1}; t_1 | x_{t_2}; t_2) dy_{t_1} - \int_{-\infty}^{\infty} y_{t_1} \varphi_y(y_{t_1}; t_1) dy_{t_1} \right]^2 \varphi_x(x_{t_2}; t_2) dx_{t_2}, \end{aligned}$$

где $\varphi(y_{t_1}; t_1 | x_{t_2}; t_2)$ - условная плотность вероятности $Y(t_1)$ относительно $X(t_2)$; $\varphi_y(y_{t_1}; t_1)$ и $\varphi_x(x_{t_2}; t_2)$ - одномерные плотности вероятности случайных функций $Y(t_1)$ и $X(t_2)$.

Как и взаимная корреляционная функция $\rho(t)$, $\eta_{x(y)}(t)$ позволяет оценить величину инерционной статистической связи процессов во времени. Количественной мерой величины этой связи служат коэффициенты максимальной корреляции r_{max} (и, соответственно, максимума взаимной дисперсионной функции η_{max}), равные максимальным значениям соответственно взаимной корреляционной или дисперсионной функции $\rho(t)$ и $\eta_{x(y)}(t)$. Указанные коэффициенты позволяют оценить степень связанности двух процессов, даже если между ними имеются фазовые сдвиги. Так, для случая функционального левостороннего гемипареза у больного В.В. при значении коэффициента корреляции при стоянии с закрытыми глазами 0,0677 максимальный коэффициент корреляции составил 0,4448, что говорит о наличии определенной линейной инерционной статистической связи колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях. При этом у здоровых обследуемых различие в величинах дисперсионного отношения максимального дисперсионного отношения очень мало, не более 10 - 15%. Результаты расчетов корреляционных и дисперсионных зависимостей стабилотрамм показывает, что коэффициенты корреляции, максимальные коэффициенты корреляции, дисперсионные отношения и максимумы взаимной дисперсионной функции обладают определенной информационной ценностью с точки зрения медицинской диагностики, поэтому целесообразно ввести в программное обеспечение серийно выпускаемых компьютеризированных стабилотрафов и стабилотраф-анализаторов пакеты программ по расчету и графическому отображению корреляционно-дисперсионных характеристик стабилотрамм.

При некоторых видах неврологических патологий наблюдается возбуждение взаимосвязанных колебаний центра тяжести, в т.ч. при неврозах и истерии. Об этом может свидетельствовать замеченная нами высокая степень когерентности колебаний на стабилотрамах в сагиттальной и фронтальной плоскостях в достаточно широких частотных диапазонах (от 4 до 8 Гц) [9,13]. Большое значение функции когерентности свидетельствует о наличии сильной линейной инерционной статистической связи колебаний в двух плоскостях и может быть объяснено либо существованием единого мощного источника колебаний в ЦНС, либо синхронизацией колебаний в двух плоскостях. Выявленный феномен может быть проявлением нарушения программирования регуляции равновесия вертикальной позы и заинтересованности систем, отвечающих за это программирование, в частности лобных отделов. В частности, возможным механизмом, обуславливающим появление площадок функции когерентности, выступает электрическая деятельность мозга, проявляющаяся в тета-ритме ЭЭГ с частотой 4 - 7 Гц и амплитудой в десятки мкВ, при этом выраженность тета-ритма зависит от степени эмоционального, умственного напряжения, фона основной активности и возраста. Существующая взаимосвязь между активностью тета-ритма и умственным напряжением, эффективностью деятельности объясняется тем, что тета-ритм отражает активность срединно-стволовых образований головного мозга и является электрофизиологическим коррелятором механизма, квантующим поток извлекаемых из памяти энграмм. В целом, результаты наших экспериментов могут служить подтверждением известной гипотезы [16], что динамика здоровой физиологической системы должна продуцировать высоко нерегулярные и комплексные типы вариативности, в то время как заболевание и старение связаны с потерей комплексности и большей регулярностью. Для оценки связанности колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях весьма перспективно использование взаимной обобщенной информации, подробно рассмотренное в работе [13]. В заключение отметим, что для решения задач функциональной диагностики неврологических заболеваний на основе компьютерной стабилотрафии необходимо применять весь спектр методов расчета вероятностных характеристик стабилотрамм, как по

отдельности для сагиттального и фронтального направлений, так и их взаимных характеристик [17].

Список литературы

1. Гаже П.-М., Вебер Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека- СПб.: Изд. дом СПбМАПО, 2008. – 316 с.
2. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. - М.: Наука, 1965. - 256 с.
3. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. - М.: Т.М. Андреева, 2007. - 640 с.
4. Baron J. History of Posturography // Vestibular and Visual Control of Posture and Locomotor Equilibrium. / Igarashi M., Black F. (Ed.). - Basel: Karger, 1983. - P. 54-59.
5. Винарская Е.Н., Кууз Р.А., Ронкин М.А., Фирсов Г.И. Топологические аспекты афферентного и эфферентного системного синтеза в задачах изучения постральной активности человека // Информатика и системы управления. - 2009. - № 4(22). - С.44-46.
6. Беляев В.Е, Кононов А.Ф: Слива С.С. Подходы к оценке площади статокинезиграмм // Клиническая постурология, поза и прикус. - СПб.: ООО "ИД СПбМАПО", 2004. - С.81-86.
7. Фурман Я.А., Кревецкий А.В., Передреев А.К. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов. - М.: ФИЗМАТЛИТ, 2002. - 592 с.
8. Рвачев В.Л. Теория R-функций и некоторые ее приложения. - Киев: Наук. Думка, 1982. - 552 с.
9. Кууз Р.А., Фирсов Г.И. Применение методов компьютерной стабилметрии для решения задач функциональной диагностики в неврологии // Биомедицинская радиоэлектроника.- 2001. - № 5-6. - С. 24-33.
10. Кууз Р.А., Магомедова Р.К., Розенблюм М.Г., Суслов, В.Н., Фирсов Г.И. Исследование спектральных особенностей и нелинейной динамики физиологического, эссенциального и паркинсонического тремора // Вестник научно-технического развития. – 2010. - № 11(39). - С.12-20.
11. Кууз Р.А., Ронкин М.А., Фирсов Г.И. Методы параметрического спектрального анализа стабильграфической информации в задачах клинической неврологии // Медико-экологические информационные технологии. - Курск: КГТУ, 2004. - С.11-14.
12. Diukova G.M., Stoliajrova A.V., Kuuz R.A., Firsov G.I., Vein A.M. Posturography in Hysteria // International Symposium of Gait Disorders. (Prague, Czech Republic. September 4-6. 1999): Book of Abstracts. - Prague, Qualisis, 1999. - P.122.
13. Rosenblum M.G., Firsov G.I., Kuuz R.A., Pompe B. Human Postural Control - Force Plate Experiments and Modelling // Nonlinear Analysis of Physiological Data. / Ed. by H.Kantz, J.Kurths and G.Mayer-Kress. - Berlin: Springer, 1998. - P. 283-306.
14. Розенблюм М.Г., Фирсов Г.И., Кууз Р.А., Суслов В.Н. Исследование хаотических колебаний в нелинейной системе управления поддержанием вертикальной позы тела человека // Вестник научно-технического развития. – 2007. - № 3. - С.32-42.
15. Райбман Н.С., Капитоненко В.В., Овсепян Ф.А., Варлаки П.М. Дисперсионная идентификация / Под ред. Н.С.Райбмана. - М.: Наука, 1981. - 336 с.
16. Ehlers C.L. Chaos and complexity: can it help us to understand mood and behavior // Archives of General Psychiatry. - 1995. - Vol. 52. - P.960-964.
17. Винарская Е.Н., Фирсов Г.И. Современные проблемы изучения механизмов позы статики человека // Вестник научно-технического развития. – 2014. - № 8(84). - С.3-14.