

Статью рекомендовал к опубликованию д.м.н., профессор А.И. Сафронов.

Киреев Андрей Владимирович – ГОУ ВПО «Пензенская государственная технологическая академия»; e-mail: kireewska@mail.ru; 440039, г. Пенза, пр. Байдукова, ул. Гагарина, 1а/11; тел.: 88412496155; кафедра информационных технологий и менеджмента в медицинских и биотехнических системах; к.т.н.; доцент.

Kireev Andrey Vladimirovich – State Educational Institution of the Higher Vocational Training "Penza State Technological Academy"; e-mail: kireewska@mail.ru; 1a/11, Jour. Baydukova/Gagarina, Penza, 440039, Russia; phone: +78412496155; the department of information technology and management in medical and biotechnical systems; cand. of eng. sc.; associate professor.

УДК 51-76: 612.88

А.В. Киреев, Р.Ф. Акжигитов

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСНОВНЫХ ЗАКОНОМЕРНОСТЕЙ ФОРМИРОВАНИЯ СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ В РАМКАХ КОНЦЕПЦИИ ПЕРЕВЁРНУТОГО МАЯТНИКА

Описана модель формирования стабيلографического сигнала основанная на представлении системы равновесия в виде композиции линейной динамической и нелинейной статической подсистем. В процессе поддержания равновесия первая из них выполняет функцию грубого управления и описывает плавные перемещения проекции центра масс большой величины. Вторая подсистема выполняет функцию тонкого управления и описывает малые хаотические отклонения проекции центра масс от точки покоя. В рамках разработанной модели выполнен анализ устойчивости системы равновесия по Ляпунову, определены границы устойчивости для свободных параметров модели, намечены пути их интерпретации и предложен обобщенный показатель запаса устойчивости системы равновесия.

Стабилорамма; тренд; линеаризация; устойчивость; авторегрессия.

A.V. Kireev, R.F. Akzhigitov

SIMULATION OF THE MAIN REGULARITIES OF FORMATION STABILOGRAM WITHIN THE CONCEPT OF THE OVERTURNED PENDULUM

The model of formation of a stabilogram based on representation of system of stability in the form of composition of the linear dynamic and non-linear static subsystems is described. In the course of stability maintenance the first of them executes function of rough control and describes the smooth relocation of a projection of center of masses of big value. The second subsystem executes function of thin control and describes small chaotic deviations of a projection of center of masses from a rest point. Within the developed model it is analysed stability of system of equilibrium according to Lyapunov, stability boundaries for the free model parameters are defined, ways of their interpretation are scheduled and the generalized index of an inventory of stability of system of equilibrium is offered.

Stabilogram; trend; linearization; stability; autoregression.

Стабилометрия является одним из наиболее молодых методов функциональной диагностики, активно используемым не более 20 последних лет. Благодаря достаточно высокой чувствительности параметров этого метода к состоянию большого числа функциональных систем организма, при абсолютной безвредности для организма и простоте использования, в последнее время стабилометрия привлекает к себе всё больше внимания со стороны различных исследователей.

В настоящее время используется более 100 различных стабилметрических параметров, вычисляемых по исходной стабิโลграмме [1]. Однако такое разнообразие, отнюдь, не является следствием исключительно высокой информативности метода, а отражает неспособность отдельных показателей в полной мере удовлетворить реальные потребности врача, т.е. их низкую диагностическую ценность. В связи с этим в настоящее время активно ведётся поиск новых стабилметрических показателей, и рассматриваются новые подходы к интерпретации стабิโลграмм. Так, неоднократно предпринимались попытки использования для анализа стабิโลграмм методов спектрального анализа, методов нелинейной динамики и т.п., однако они не принесли ожидаемого результата и вопрос оптимальной обработки стабิโลграфического сигнала по сей день остаётся открытым.

На наш взгляд сложившаяся ситуация объясняется отсутствием адекватных моделей формирования стабิโลграфических сигналов, разработке которых в настоящее время уделяется слишком мало внимания, так как построение оптимальных алгоритмов обработки данных возможно только на базе такой модели.

Предлагаемая модель формирования стабิโลграфического сигнала разработана на основе биомеханической модели системы равновесия в форме перевернутого маятника (рис. 1). Такое представление системы равновесия является весьма распространённым [1, 2], так как при минимальном числе свободных параметров позволяет составить достаточно адекватное описание.

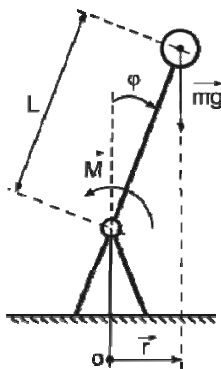


Рис. 1. Биомеханическая модель системы равновесия

В данном случае свободными параметрами перевернутого маятника являются: масса тела m ; расстояние от точки опоры, до центра масс L , крутящий момент M и вектор отклонения проекции центра масс от точки максимальной устойчивости r . Параметры L и r функционально связаны с углом наклона тела относительно вертикали, проведенной из точки опоры

$$\vec{\varphi} = \arcsin(\vec{r} / L). \quad (1)$$

Параметры m и L определяются в основном антропометрическими данными конкретного испытуемого и подвержены минимальным изменениям в ходе обследования. Основную же роль в поддержании равновесия тела играют изменения параметров r и M . Выбор в качестве управляющего воздействия крутящего момента упрощает описание системы равновесия, так как не требует информации о точках приложения усилий отдельных мышц. Адекватность этого выбора обоснована незначительным изменением длин скелетных мышц в процессе поддержания равновесия, так что величина и направление создаваемого крутящего момента является достаточно специфичной характеристикой действия конкретной группы мышц.

Описание состояния перевёрнутого маятника проще всего начать с установления взаимосвязи крутящего момента M с углом наклона тела φ :

$$\frac{d^2\vec{\varphi}}{dt^2} - \frac{g}{L} \cdot \sin \vec{\varphi} = -\frac{\vec{M}}{mL^2}. \quad (2)$$

При исследовании уравнения (2) применяется процедура линеаризации, заключающаяся в замене исходной нелинейной системы, эквивалентной ей в заданных условиях линейной системой. Так как величина ошибки, связанной с линеаризацией системы уменьшается с уменьшением амплитуды её колебаний относительно выбранной точки покоя, то такое описание будет достаточно адекватным только в случае малых колебаний проекции центра масс.

В результате линеаризации получается следующее линейное ДУ:

$$\frac{d^2\vec{\varphi}}{dt^2} - \left(\frac{g}{L} \cos \vec{\varphi}_0\right) \vec{\varphi} = \frac{g}{L} (\sin \vec{\varphi}_0 - \vec{\varphi}_0 \cos \vec{\varphi}_0) - \frac{\vec{M}}{mL^2}, \quad (3)$$

где φ_0 – угол наклона, соответствующий точке покоя.

Введём обозначения: $\vec{M} = \vec{M}_0 + \vec{M}^*$, $\vec{\varphi} = \vec{\varphi}_0 + \vec{\psi}$, где M_0 – уравнивающий момент, M^* и ψ соответствующие переменные составляющие. Принятие допущения о функциональной связи уравнивающего момента с углом наклона, соответствующего выбранной точке, определяемой как

$$\vec{M}_0 = mgL \cdot \sin \vec{\varphi}_0, \quad (4)$$

позволяет свести уравнение (3) к уравнению стационарной системы:

$$\frac{d^2\vec{\psi}}{dt^2} - \left(\frac{g}{L} \cos \vec{\varphi}_0\right) \vec{\psi} = -\frac{\vec{M}^*}{mL^2}. \quad (5)$$

Параметр M_0 и связанный с ним φ_0 могут быть постоянными либо могут изменяться по определённому закону в зависимости от внешних условий и целевого состояния системы равновесия. Предполагается, что изменения этих параметров во времени описываются детерминированной функцией и могут рассматриваться как смесь тренда и периодических составляющих, наличие которых и обуславливает основную нестационарность системы равновесия.

Декомпозиция системы равновесия на линейную динамическую (5) и нелинейную статическую (4) подсистемы существенно упрощает её дальнейший анализ. Адекватность такой декомпозиции подтверждается экспериментальными данными [2], свидетельствующими о наличии разных механизмов для управления значительных и тонких движений.

Дальнейшее исследование линейной стационарной подсистемы удобно проводить, используя разложения векторного уравнения (5) по проекциям:

$$\left. \begin{aligned} \frac{d^2\psi_x}{dt^2} + \frac{c_{12}}{mL^2} \frac{d\psi_x}{dt} + \left(\frac{c_{11}}{mL^2} - \frac{g}{L} \cos \varphi_{x0}\right) \psi_x + \frac{c_{14}}{mL^2} \frac{d\psi_y}{dt} + \frac{c_{13}}{mL^2} \psi_y &= 0 \\ \frac{d^2\psi_y}{dt^2} + \frac{c_{24}}{mL^2} \frac{d\psi_y}{dt} + \left(\frac{c_{23}}{mL^2} - \frac{g}{L} \cos \varphi_{y0}\right) \psi_y + \frac{c_{22}}{mL^2} \frac{d\psi_x}{dt} + \frac{c_{21}}{mL^2} \psi_x &= 0 \end{aligned} \right\}, \quad (6)$$

где $c_{11}, c_{12}, c_{13}, c_{14}, c_{21}, c_{22}, c_{23}, c_{24}$ – компоненты управляющей матрицы, которые связывают компоненты крутящего момента с компонентами вектора ψ , согласно следующему закону тонкого управления:

$$\left. \begin{aligned} M_x^* &= c_{11}\psi_x + c_{12} \frac{d\psi_x}{dt} + c_{13}\psi_y + c_{14} \frac{d\psi_y}{dt} \\ M_y^* &= c_{21}\psi_x + c_{22} \frac{d\psi_x}{dt} + c_{23}\psi_y + c_{24} \frac{d\psi_y}{dt} \end{aligned} \right\}. \quad (7)$$

Коэффициенты c_{13} , c_{14} и c_{21} , c_{22} характеризуют взаимосвязь ортогональных компонент векторов M^* и ψ . Наличие этой взаимосвязи может свидетельствовать о патологии, так как при этом снижается эффективность тонкого управления. Только в случае $c_{13} = c_{14} = c_{21} = c_{22} = 0$ системы (6) и (7) распадаются на пары самостоятельных уравнений. По этой причине исследования колебаний проекции центра масс с сагитальной и фронтальной плоскостях, отдельно друг от друга, не позволяют выявить всех особенностей системы равновесия.

В данной модели параметры c_{11} , c_{12} , c_{13} , c_{14} , c_{21} , c_{22} , c_{23} , c_{24} полностью характеризуют текущее состояние системы равновесия. Интегральная оценка запаса устойчивости системы равновесия может быть получена в результате оценки устойчивости системы (6) по Ляпунову, согласно которой система является устойчивой, если действительные части всех собственных чисел матрицы пространства состояний системы являются отрицательными.

При отсутствии взаимосвязи ортогональных компонент векторов M^* и ψ собственные числа системы (6) определяются как:

$$\lambda_{1,2} = -\frac{c_{12}}{mL^2} \pm \sqrt{\frac{c_{12}^2}{(mL^2)^2} - 4\left(\frac{c_{11}}{mL^2} - \frac{g}{L} \cos \varphi_{x0}\right)},$$

$$\lambda_{3,4} = -\frac{c_{24}}{mL^2} \pm \sqrt{\frac{c_{24}^2}{(mL^2)^2} - 4\left(\frac{c_{23}}{mL^2} - \frac{g}{L} \cos \varphi_{y0}\right)}.$$

В данном случае система является устойчивой при условии

$$\left. \begin{aligned} c_{11} &> mgL \cdot \cos \varphi_{x0}; & c_{12} < 0 \\ c_{23} &> mgL \cdot \cos \varphi_{y0}; & c_{24} < 0 \end{aligned} \right\}. \quad (8)$$

Для преобразования непрерывной системы (6) в систему с дискретным временем используется простейший подстановочный метод Эйлера

$$s = (z-1)/\delta, \quad (9)$$

где s – переменная Лапласа, z^{-1} – оператор задержки, δ – дискрет времени.

Изображение Лапласа системы (6) имеет вид

$$\left. \begin{aligned} s^2 \psi_x^* + \frac{c_{12}}{mL^2} s \psi_x^* + \left(\frac{c_{11}}{mL^2} - \frac{g}{L} \cos \varphi_{x0}\right) \psi_x^* + \frac{c_{14}}{mL^2} s \psi_y^* + \frac{c_{13}}{mL^2} \psi_y^* &= 0 \\ s^2 \psi_y^* + \frac{c_{24}}{mL^2} s \psi_y^* + \left(\frac{c_{23}}{mL^2} - \frac{g}{L} \cos \varphi_{y0}\right) \psi_y^* + \frac{c_{22}}{mL^2} s \psi_x^* + \frac{c_{21}}{mL^2} \psi_x^* &= 0 \end{aligned} \right\}. \quad (10)$$

Подстановка (9) в (10), после очевидных преобразований даёт

$$\left. \begin{aligned} (1 + \alpha_x z^{-1} + \beta_x z^{-2}) \psi_x(z) + (\gamma_x z^{-1} + \zeta_x z^{-2}) \psi_y(z) &= 0 \\ (1 + \alpha_y z^{-1} + \beta_y z^{-2}) \psi_y(z) + (\gamma_y z^{-1} + \zeta_y z^{-2}) \psi_x(z) &= 0 \end{aligned} \right\}, \quad (11)$$

где

$$\begin{aligned} \alpha_x &= \delta c_{12} / mL^2 - 2; & \beta_x &= 1 + \delta^2 c_{11} / mL^2 - \delta c_{12} / mL^2 - \delta^2 g \cos \varphi_{x0} / L; \\ \alpha_y &= \delta c_{24} / mL^2 - 2; & \beta_y &= 1 + \delta^2 c_{23} / mL^2 - \delta c_{24} / mL^2 - \delta^2 g \cos \varphi_{y0} / L; \\ \gamma_x &= \delta c_{14} / mL^2; & \gamma_y &= \delta c_{22} / mL^2; & \zeta_x &= \delta^2 c_{13} / mL^2 - \delta; & \zeta_y &= \delta^2 c_{21} / mL^2 - \delta. \end{aligned}$$

На основании системы (11) можно записать систему авторегрессионных уравнений для проекций угла наклона в конечных разностях:

$$\left. \begin{aligned} \psi_x[n] + \alpha_x \psi_x[n-1] + \beta_x \psi_x[n-2] + \gamma_x \psi_y[n-1] + \zeta_x \psi_y[n-2] &= e_x[n] \\ \psi_y[n] + \alpha_y \psi_y[n-1] + \beta_y \psi_y[n-2] + \gamma_y \psi_x[n-1] + \zeta_y \psi_x[n-2] &= e_y[n] \end{aligned} \right\}, \quad (12)$$

где n – номер отсчёта сигнала; $e_x[n]$ и $e_y[n]$ – случайные остатки.

На рис. 2 представлена обобщённая структурная схема разработанной модели формирования стабิโลграфического сигнала. Обозначения на этой схеме соответствуют обозначениям, принятым в системе уравнений (11).

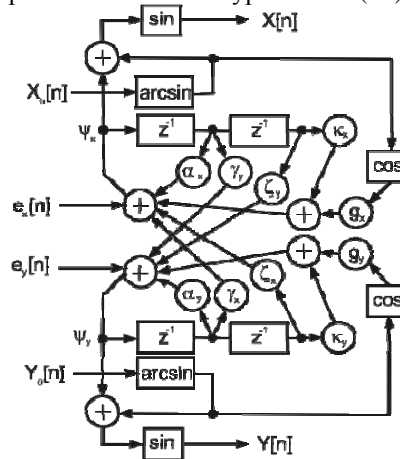


Рис. 2. Структурная схема модели формирования стабิโลграфического сигнала

Входными параметрами модели являются целевые координаты X_0 , Y_0 и шумовые компоненты e_x , e_y . Выходными – текущие координаты X и Y . В установившемся состоянии текущие координаты проекции центра масс определяются как синус суммы целевого угла наклона и случайного отклонения. Такая особенность не снижает точности модели, так как синусы малых углов близки к значениям самих углов, если они измерены в радианах.

Кроме целенаправленного перемещения центра тяжести, изменения значений целевых координат X_0 , Y_0 может быть связано с перемещением самой стабильной платформы либо с перемещением тела под действием внешних сил. Так как эти перемещения могут быть заданы и измерены с высокой точностью, то их можно использовать для организации значительно более эффективной процедуры активной идентификации параметров модели.

Шумовые компоненты e_x , e_y определяют хаотические отклонения проекции центра масс от положения равновесия. Они представляют собой случайные стационарные процессы обусловленные действием множества дестабилизирующих факторов, а также особенностями рецепторных и эффекторных подсистем системы равновесия. Каждая из рецепторных подсистем (зрительная система, плантарная барорецепторная система стопы и вестибулярная система внутреннего уха) имеет определённый порог чувствительности, что обуславливает различие регистрируемого и действительного положения проекции центра масс. Сложная нелинейная зависимость силы мышечного сокращения от величины нервного стимула, меняющаяся в зависимости от утомления мышц обуславливает отличие требуемого и создаваемого крутящего момента.

Задача построения алгоритма анализа стабิโลграфического сигнала на базе описанной модели в целом сводится к нахождению эффективных методов оценки её свободных параметров. Структурированность модели существенно упрощает её

решение, так как позволяет разделить алгоритм на самостоятельные процедуры, последовательно применяемые к исходному стабิโลграфическому сигналу. В самом общем виде алгоритм анализа стабילוграфического сигнала может быть представлен состоящим из трёх этапов. На первом этапе выполняется выделение тренда и устойчивых колебаний, на втором этапе по полученным ранее остаткам выполняется оценка параметров двухканального авторегрессионного процесса второго порядка и на последнем этапе выполняется анализ случайных остатков авторегрессионной модели. Таким образом, в результате анализа стабילוграммы удаётся выделить три группы информативных признаков, каждая из которых характеризует определённые особенности системы равновесия.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Скворцов Д.В.* Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. – М.: Т.М. Андреева, 2007. – 640 с.
2. *Гаже П. –М., Вебер Б. и др.* Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека: Пер. с французского / Под ред. Б.И. Усачёва. – СПб.: Изд. дом СПбМАПО, 2008. – 316 с.

Статью рекомендовал к опубликованию д.м.н., профессор А.И. Сафронов.

Киреев Андрей Владимирович – ГОУ ВПО «Пензенская государственная технологическая академия»; e-mail: kireewska@mail.ru; 440039, г. Пенза, пр. Байдукова, ул. Гагарина, 1,а/11; тел.: 88412496155; кафедра информационных технологий и менеджмента в медицинских и биотехнических системах; к.т.н.; доцент.

Акжигитов Рамиль Фяритович – e-mail: marafon-penza@yandex.ru; кафедра информационных технологий и менеджмента в медицинских и биотехнических системах; аспирант.

Kireev Andrey Vladimirovich – State Educational Institution of the Higher Vocational Training "Penza State Technological Academy"; e-mail: kireewska@mail.ru; 1a/11, Jour. Baydukova, Gagarina street, Penza, 440039, Russia; phone: +78412496155; the department of information technology and management in medical and biotechnical systems; cand. of eng. sc.; associate professor.

Akzhigitov Ramil Fyaritovich – e-mail: marafon-penza@yandex.ru; the department of information technology and management in medical and biotechnical systems; postgraduate student.

УДК 53.088.7, 612.172.4

Л.Ю. Кривоногов

АНАЛИЗ И ОБРАБОТКА ЭМПИРИЧЕСКИХ МОД С ЦЕЛЬЮ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ

Рассмотрены вопросы подавления помех в электрокардосигналах (ЭКС) на основе декомпозиции на эмпирические моды (ЭМ). Основной процедурой устранения высокочастотных помех является нелинейная пороговая обработка отдельных ЭМ. Ключевой параметр этой процедуры – определение значения порога дискриминации, от него зависит качество подавления помех в ЭКС. Проблема определения значения порога дискриминации связана с негауссовым распределением шумовых компонент в ЭМ.

Разработаны два способа определения значения порогов дискриминации эмпирических мод для удаления из них помеховых составляющих. Первый способ основан на анализе фазовых гистограмм ЭМ. Второй способ базируется на вычислении корреляционной размерности ЭМ. Разработан виртуальный прибор в системе LabVIEW.

Электрокардосигнал; подавление помех; разложение на эмпирические моды; негауссовский шум; нелинейная пороговая обработка; фазовая гистограмма; фрактальный анализ; корреляционная размерность.