

23. Demidova L. A. Genetic Algorithm for Optimal Parameters Search in the One-Factor Forecasting Model Based On Continuous Type-2 Fuzzy Sets. *Automation and Remote Control*, 2013, vol. 74, no. 2, pp. 313–320.
24. Deb K., Pratap A., Agarwal S., Meyarivan T. A Fast and Elitist Multiobjective Genetic Algorithm: NSGA II. *KanGAL Report No. 200001*, Kanpur, India, Indian Institute of Technology Publ. House, 2000, pp. 182–197.
25. Deb K., Jain H. An evolutionary many-objective optimization algorithm using reference-point based non-dominated sorting approach, Part I: Solving problems with box constraints. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, 2014, vol. 18 (4), pp. 577–601.
26. Deb K. *Multiobjective Optimization using Evolutionary Algorithms*. Chichester, UK, Wiley, 2001, pp. 221–232.
27. Eberhart R. C., Kennedy J. A new optimizer using particle swarm theory, *Proceedings of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science*, Nagoya, Japan, Piscataway, NJ, IEEE Service Center Publ., 1995, pp. 39–43.
28. Fonseca C. M., Fleming P. J. Multiobjective optimization and multiple constraint handling with evolutionary algorithms – Part I: A unified formulation. *Technical report 564*, Sheffield, UK, University of Sheffield Publ. House, January 1995, pp. 1–16.
29. Goldberg D. E. *Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning*. Reading, Massachusetts, Addison-Wesley Publ., 1989. 372 p.
30. Jiao L., Gong M., Shang R., Du H., Lu B. Clonal selection with immune dominance and anergy based multiobjective optimization. *3rd International Conference on Evolutionary Multi-Criterion Optimization*, 2005, pp. 474–489.
31. Jiao L., Gong M., Du H., Bo L. Multiobjective immune algorithm with nondominated neighbor-based selection. *Evolutionary Computation*, summer 2008, vol. 16, issue 2, pp. 225–255.
32. Horn J., Nafpliotis N., Goldberg D.E. A niched Pareto genetic algorithm for multiobjective optimization. *Proceedings of the First IEEE Conference on Evolutionary Computation*, 1994, vol. 1, pp. 82–87.
33. Kennedy J., Eberhart R. C. A discrete binary version of the particle swarm algorithm. *Proc. 1997 Conf. on Systems, Man, and Cybernetics* Piscataway, NJ, IEEE Service Center Publ., 1997, pp. 4104–4109.
34. Knowles J., Corne D. The Pareto archived evolution strategy: A new baseline algorithm for multiobjective optimization. *Proceedings of the 1999 Congress on Evolutionary Computation*, New Jersey, IEEE Service Center Publ., 1999, pp. 98–105.
35. Luh G.-C., Chueh C.-H., Liu W.-W. MOIA: Multi-Objective Immune Algorithm. *Computers and Structures*, 2004, vol. 82, pp. 829–844.
36. Michalewicz Z. Genetic algorithms, numerical optimization and constraints. *Proc. of the Sixth Int. Conf. on Genetic Algorithms and their Applications*, Pittsburgh, PA, 1995, pp. 239–247.
37. Srinivas N., Deb K. Multiple-Objective function optimization using non-dominated sorting genetic algorithms. *Evolutionary Computation*, 1995, vol. 2, pp. 221–248.
38. Wang X. L., Mahfouf M. ACSAMO: An Adaptive Multiobjective Optimization Algorithm using the Clonal Selection Principle. *2nd European Symposium on Nature-Inspired Smart Information Systems*, 2006, pp. 1–12.
39. Zhang Z. Constrained Multiobjective Optimization Immune Algorithm: Convergence and Application. *Computers and Mathematics with Applications*, 2006, vol. 52 (5), pp. 791–808.

УДК 004.5:612.88

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АНАЛИЗ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ МЕХАНИЗМОВ ПОСТУРАЛЬНОГО КОНТРОЛЯ ПРИ ВВЕДЕНИИ ИСКУССТВЕННОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

Статья поступила в редакцию 26.05.2016, в окончательном варианте 18.06.2016.

Горшков Олег Георгиевич, преподаватель, Донецкий национальный медицинский университет, 83003, ДНР, г. Донецк, пр. Ильича, 16, e-mail: olgor22@yahoo.com

Старченко Ирина Борисовна, доктор технических наук, профессор, Южный федеральный университет, 347922, Российская Федерация, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, e-mail: star@fep.tti.sfedu.ru

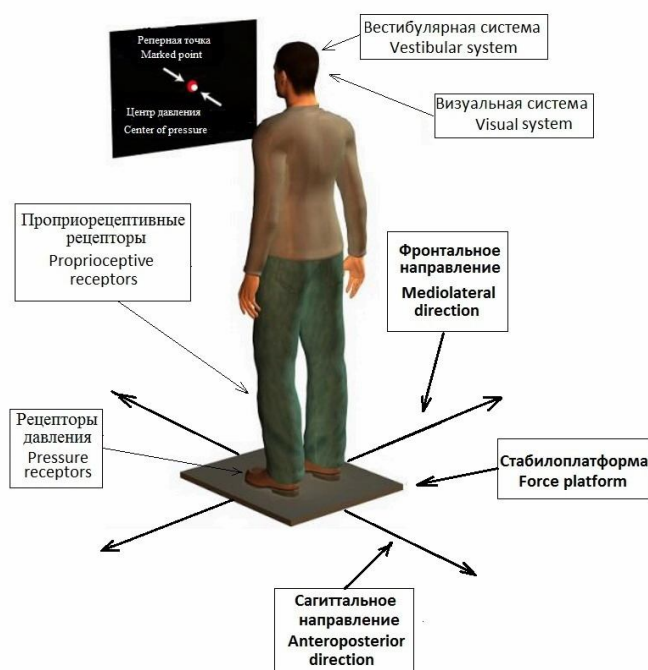
Слива Андрей Сергеевич, аспирант, Южный федеральный университет, 347922, Российская Федерация, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, e-mail: stabilan@orbritm.com.ru

В исследовании системы регуляции движений человека ключевое место принадлежит изучению поддержания им вертикальной позы. Большой вклад в изучении механизмов регуляции вертикальной позы человека внесли J.J. Collins и С.J. De Luca. Ими была предложена методика оценки фрактальных свойств стабิโลграмм – *stabilogram diffusion analysis (SDA)*. Эта методика позволила выделить два механизма постурального контроля (ПК) – «открытая петля» и «закрытая петля». В данной работе исследовалось взаимодействие этих механизмов ПК в антеропостериорном и медиолатеральном направлениях при искусственном усилении контроля за счет введения искусственной обратной

связи (ИОС). Для оценки (выявления) статистической значимости влияния механизмов ПК на улучшение постурального баланса (ПБ) была построена логистическая регрессионная модель прогнозирования с интегральной оценкой постурального движения (ПД). Чтобы определить, как взаимодействуют между собой механизмы ПК в условиях искусственного улучшения ПБ, была построена нейросетевая модель, оценивающая ПД в вариантах с ИОС и без нее. В результате нейросетевого анализа была получена нейросетевая модель, описывающая взаимодействие компонент, которые усиливают ПК за счет введения ИОС. Чувствительность модели на обучающем множестве составила – 88,2 % при 95 % доверительном интервале (ДИ) для интервала значений 80,5–94,2 %; специфичность – 88,9 % при 95 % ДИ для интервала 81,0–94,8 %. Полученный результат может быть использован при создании устройств (оборудования) для улучшения ПБ в реабилитационных целях.

Ключевые слова: фрактальный анализ, показатель Херста, «открытая петля», «закрытая петля», искусственная обратная связь, анализ стабилотграмм, нейросетевой анализ, логистическая регрессионная модель, постуральное движение, постуральный баланс, SDA алгоритм

Графическая аннотация (Graphical annotation)



**NEURAL NETWORK ANALYSIS OF INTERACTION
OF POSTURAL CONTROL MACHANISMS UNDER ARTUFICIAL FEEDBACK**

Gorshkov Oleg G., Teacher, Donetsk National Medical University, 16 Ilich ave., Donetsk, 83003, Donetsk People's Republic, e-mail: olgor22@yahoo.com

Starchenko Irina B., D.Sc. (Engineering), Professor, Southern Federal University, 2 Shevchenko st., Taganrog, 347922, Russian Federation, e-mail: star@fep.tti.sfedu.ru

Sliva Andrey S., post-graduate student, Southern Federal University, 2 Shevchenko st., Taganrog, 347922, Russian Federation, e-mail: stabilan@orbritm.com.ru

In the study of the system of movement's regulation a key role belongs to the study of the maintenance of the vertical posture. J.J. Collins and C.J. De Luca made significant contribution to the study of the mechanisms of human upright posture regulation. They offered a technique of an estimation of fractal properties stabilograms – stabilogram diffusion analysis (SDA), which allowed revealing two of postural control mechanism "open loop" and "closed loop". In this paper we studied the interaction of postural control (PC) mechanisms "open loop" and "closed loop" in anteropos-

terior and mediolateral directions under artificial strengthening of the PC due to the introduction of artificial feedback. To identify the statistical significance of the PC mechanisms, which improve postural balance (PB), the logistic regression model of prediction with the integrated assessment of postural movement (PM) was constructed. In order to determine the interaction of PC mechanisms between them under condition of artificial improvement of PB, neural network model, estimating PD in versions with artificial feedback and without it, was constructed. As a result, the obtained neural network model describes the interaction of the components that improve PB due to the introduction of artificial feedback. The sensitivity of the model on the training set was 88,2 % (95 % confidence interval (CI) for interval 80,5–94,2 %), specificity – 88,9 % (95, % CI for interval 81,0–94,8 %). The result can be used to create the devices (hardware) to increase BP in rehabilitation purposes.

Keywords: fractal analysis, Hurst exponent, "open loop", "closed loop", artificial feedback, stabilograms analysis, neural network analysis, logistic regression model, postural tremor, postural balance, the SDA algorithm

Введение. В жизнедеятельности человека большое значение имеет поддержание вертикальной позы тела – как при нахождении его на месте, так и при передвижении. Для этой цели на рефлекторном и осознанном уровне человеком используется различная информация, которая обрабатывается в его мозге. По результатам ее анализа вырабатываются и передаются «управляющие сигналы» на мышцы, которые обеспечивают необходимые изменения или сохранение положения тела в пространстве. Несмотря на то, что механизмам постурального контроля (ПК) посвящено достаточно много работ, отдельные аспекты управления остаются исследованными недостаточно глубоко. Стабилография является важным направлением исследований механизмов ПК в комплексе других методов. Она позволяет оценить качество управления частями тела для поддержания равновесия, обеспечения нахождения центра давления (ЦД) в определенной точке [1].

Целью данной работы является исследование взаимодействия механизмов ПК испытуемого, стоящего на стабилоплатформе, при введении в «схему управления телом» дополнительной обратной связи (ОС) искусственного характера.

Общая характеристика проблематики статьи. Способность поддерживать и управлять общим центром массы тела человека в целях предотвращения падения или потери равновесия при статистическом и динамическом положениях принято называть постуральным балансом (ПБ) [12, 13, 14]. Важную роль в регуляции ПБ играют естественные сенсорные системы. На рисунке 1 показана схема взаимодействия естественных сенсорных систем, предложенная Mergner и др. в [18].

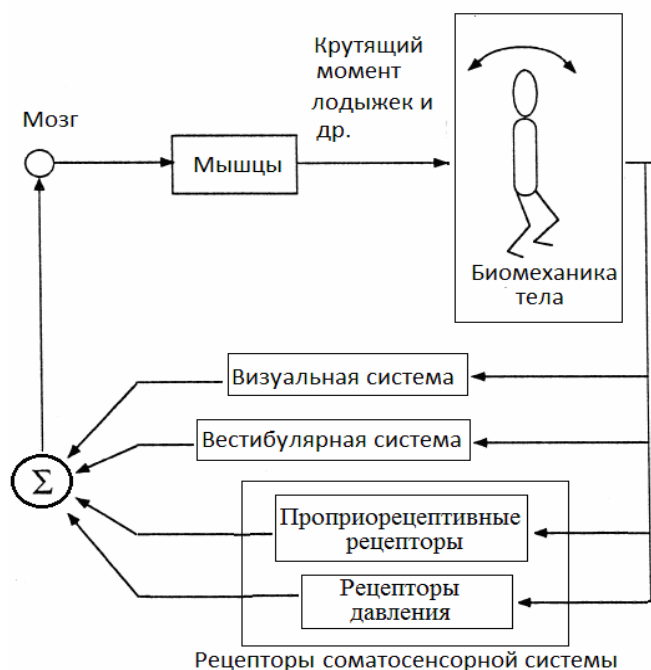


Рис. 1. Схема взаимодействия естественных сенсорных систем человека

Как видно из схемы по рис.1, сигналы, полученные от естественных сенсорных систем, суммируются и анализируются мозгом, после чего посылаются соответствующие команды на мышцы. Неадекватная работа этих систем (по отдельности или совместно) может вызвать проблемы с ПБ.

Во многих случаях при частичной потере периферийной сенсорной информации мозг может компенсировать ее дефицит за счет других сенсорных каналов [14, 15]. Для обеспечения мозга дополнительной сенсорной информацией о равновесии тела используют искусственную ОС (ИОС) [7, 16, 20]. В последнее время наблюдается развитие различных устройств, основанных на ИОС, целью которых является улучшение ПБ [7, 23, 24]. Для дальнейшего совершенствования этих устройств необходимо установить, как информация, полученная по цепочке ИОС, взаимодействует с мозгом; как мозг использует эту информацию и комбинирует ее с данными, поступающими по естественным сенсорным каналам человека.

Collins и De Lussa в [8–11] предположили, что регуляция вертикальной позы человека происходит за счет взаимодействия двух механизмов контроля: «открытая петля» (ОП) и «закрытая петля» (ЗП). Механизм контроля на основе ОП представляет собой движение с прогнозированием, а при контроле типа ЗП система достигает некоторого критического значения и начинает двигаться в обратную сторону. В [8–11] было предложено анализировать эти механизмы в медиолатеральном направлении – т.е. соответственно фронтальной координате (отклонения «вправо-влево») и антеропостериорном направлении – по сагиттальной координате (отклонения «вперед-назад») [5]. Таким образом, мы можем проанализировать регуляцию ПБ по взаимодействию четырех компонентов ПК (ОП и ЗП механизмов в медиолатеральном и антеропостериорном направлениях). В реабилитационных целях важно выявить механизм взаимодействия друг с другом этих четырех компонентов в условиях искусственного улучшения ПБ. Это позволит определить, какой из четырех компонентов ПК требуется усилить у конкретного пациента и, соответственно, выбрать оптимальную методику лечения / реабилитации; использовать оптимальные параметры существующих реабилитационных устройств; разработать новое или модернизировать существующее реабилитационное оборудование.

В нашем исследовании для создания ИОС был использован визуальный канал [20, 21]. Взаимодействие функциональных систем регуляции вертикальной позы человека в условиях использования нескольких каналов сенсорного контроля носит сложный, нелинейный характер. Поэтому для выявления механизмов регуляции устойчивости наиболее целесообразно использовать нейросетевое моделирование. Нейронные сети представляют собой нелинейные системы, которые позволяют гораздо лучше классифицировать данные, чем линейные методы. В свою очередь это позволяет сделать следующее: определить, как взаимодействуют между собой указанные компоненты ПК в условиях искусственного улучшения ПБ с помощью визуальной ОС; оценить критическое значение, определяющее границу суммарного взаимодействия этих компонентов ПК в условиях ИОС и без нее.

Анализируя нейросетевую модель, которая связывает компоненты ПК, отвечающие за усиление устойчивости при ИОС, можно улучшить управление устойчивостью тела человека у конкретного пациента, регулируя использование соответствующих компонент ПК. Как показано в [21] регуляцию компонентов ПК можно, в частности, обеспечивать за счет управления временами задержки точки смещения ЦД на мониторе ОС. Существуют и другие способы регуляции компонентов ПК, например, на основе использования звука [16].

Использование нейросетевого анализа позволит создать удобную модель для изучения постуральной устойчивости. В свою очередь это позволит упростить задачу создания и эффективного использования устройств для улучшения ПК в реабилитационных целях.

Конкретная задача данной работы – оценить характеристики взаимодействия четырех компонентов ПК при искусственном увеличении постуральной устойчивости.

Материал и методика исследований, способы обработки данных. *Характеристика исследованного контингента.* При проведении стабилметрических исследований осуществлялся предварительный медицинский осмотр испытуемых. Для исследования отбирались лица, у которых отсутствовали хронические заболевания и заболевания опорно-двигательного аппарата. В результате было отобрано 108 испытуемых в возрасте от 21 до 75 лет, из них 44 мужчины и 64 женщины.

Методика проведения исследований. Регистрация стабилграмм осуществлялась с использованием аппаратно-программного комплекса. Его аппаратная часть включала в себя следующее: IBM-совместимый персональный компьютер; аналого-цифровой преобразователь (L-Card E 14-140); стабилоплатформу «Диагноз» Львовского экспериментального завода. Стоит заметить, что помимо

этого устройства могут быть использованы и российские стабиллоплатформы. Компьютерная регистрация стабิโลграмм выполнялась в условиях различных вариантов сенсорного контроля пациентами положения своего тела: с возможностью визуального контроля положения ЦД на экране монитора, то есть с визуальной ИОС; с открытыми глазами (ОГ), но без ИОС. Стопы устанавливались параллельно на уровне ширины таза. Длительность записи в сеансе – 3 минуты, частота дискретизации 100 Гц. Для обеспечения ИОС на экране компьютерного монитора использовалась световая реперная точка, которая отображала положение ЦД при нахождении исследуемого лица на стабиллометрической платформе. Во время проведения тестов (исследований) с ИОС реализовывалась задача управления движением тела, направленная на регуляцию позы. При этом испытуемый стремился поддерживать реперную точку на экране компьютерного монитора в месте, заданном пересечением двух взаимно перпендикулярных линий. В процессе проведения такого теста увеличивается значимость зрительно-моторного канала связи за счет использования ИОС. При этом центральная нервная система получает дополнительную (более точную) информацию о положении тела в пространстве.

Другой вид тестов (исследований) выполнялся с ОГ, но без ИОС (монитор ИОС при выполнении теста был выключен). При этом все ведущие афферентные каналы (зрительный, проприорецептивный и вестибулярный) работали соответственно своим природным (естественным) приоритетам и внутренним обратным связям. При выполнении таких тестов (исследований) по поддержанию вертикальной позы также происходили колебания ЦД на стабиллоплатформу в антериопостериорном и в медиолатеральном направлениях, которые фиксировались и записывались в цифровом режиме.

Обработка данных. Постуральное движение (ПД) может быть смоделировано как связанное случайное блуждание [3, 8–11]. В этом случае предыдущее приращение в перемещение ЦД связано с его будущим приращением. Этот процесс может быть описан с использованием показателя Херста H по формуле (1) [3, 4, 6].

$$\langle \Delta X^2 \rangle \approx \Delta t^{2H}, \quad (1)$$

где $\langle \Delta X^2 \rangle$ – средний квадрат смещения, Δt – временной интервал, H – показатель Херста.

При случайном хаотическом процессе, когда нет никакой закономерности во временном ряде, показатель Херста равен 0,5. В случае положительной корреляции между прошедшими и будущими событиями показатель Херста будет больше 0,5. Такой ряд называется персистентным [6]. При отрицательной корреляции между прошедшими и будущими событиями показатель Херста будет меньше 0,5. Ряды этого типа называются антиперсистентным [6]. В нашей работе для расчета показателя Херста был использован *Stabilogram diffusion analysis (SDA)* – метод который был специально разработан для оценки показателя Херста стабิโลграмм [8–11].

Для оценки среднего квадрата смещения $\langle \Delta X^2 \rangle_{\Delta t}$ для данного временного интервала Δt в методе SDA рассчитывается смещение для каждой пары точек, находящихся на границах временного интервала Δt : $\Delta X_{i\Delta t} = X_{i+\Delta t} - X_i$. Далее $\Delta X_{i\Delta t}$ возводится в квадрат, суммируется со всеми остальными возможными парами точек, находящихся на границах временного интервала Δt и нормируется на число пар. Таким образом, рассчитывается $\langle \Delta X^2 \rangle_{\Delta t}$.

$$\langle \Delta X^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} (X_{i+\Delta t} - X_i)^2, \quad (2)$$

где N – общее число точек временного ряда, m – ширина интервала показателя Херста.

При построении графика зависимости $\ln(\langle \Delta X^2 \rangle_{\Delta t})$ от $\ln(\Delta t)$ определяется угол наклона аппроксимирующей прямой и оценивается показатель Херста. На рисунке 2 приведен график зависимости $\ln(\langle \Delta X^2 \rangle_{\Delta t})$ от $\ln(\Delta t)$. Данную зависимость называют стабิโลграмм-диффузионной кривой.

Данный термин был введен в работах по анализу показателя Херста стабิโลграмм [8–11], где было предложено определять указанный показатель для двух участков, соответствующих персистентному и антиперсистентному типам поведения. Collins и De Luca в [8, 9, 10, 11] предположили, что наличие двух участков ряда с персистентным и антиперсистентным поведением связано с наличием ОП и ЗП механизмов контроля. При этом ОП механизм характеризует участок с персистентным

поведением, а ЗП механизм – с антиперсистентным поведением. Для ОП механизма контроля характерны времена $\Delta t < 1с$, а для ЗП – $\Delta t > 1с$. Углы наклона аппроксимирующих прямых на участках с персистентным и антиперсистентным поведением определяют соответствующие показатели Херста. На рис. 2 показан пример определения показателей Херста по наклону стабิโลграмм-диффузной кривой для участков, соответствующих персистентному и антиперсистентному поведению. Соответственно, показатель Херста при персистентном поведении равен $H_p = 0,71$, а при антиперсистентном поведении – $H_a = 0,31$. Данный подход был использован авторами настоящей статьи для определения фрактальных характеристик ОП и ЗП механизмов контроля в антеропостериорном и медиолатеральном направлении.

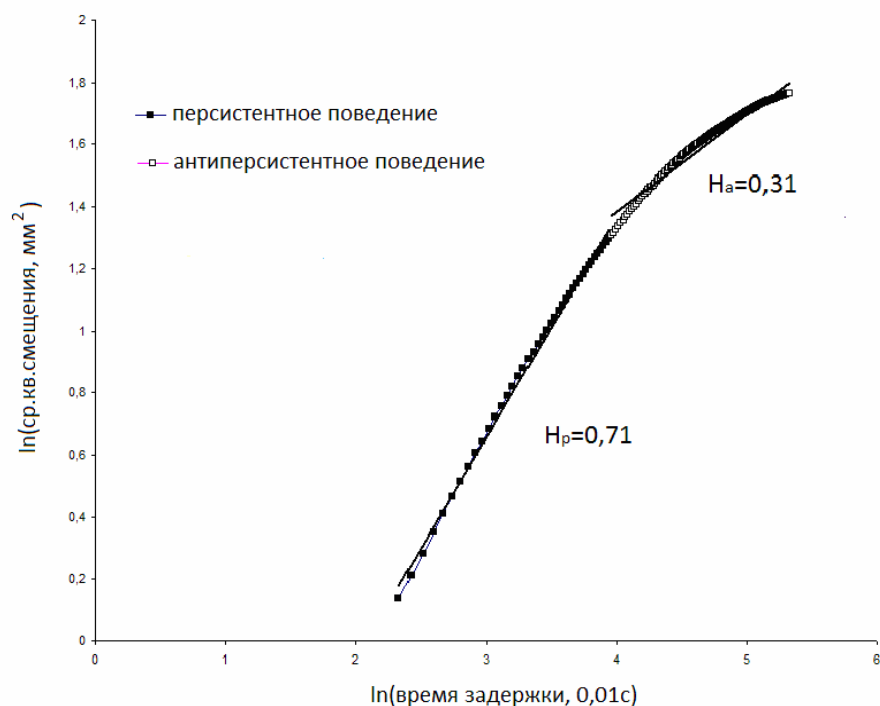


Рис. 2. Пример стабילוграмм-диффузионной кривой. Показатель Херста при персистентном поведении равен $H_p = 0,71$, а при антиперсистентном поведении – $H_a = 0,31$

Полученные результаты и их обсуждение. Для оценки взаимодействия компонент ПК в условиях искусственного улучшения ПБ при использовании ИОС была построена нейросетевая модель, оценивающая ПД в вариантах с ИОС и ОГ. Это позволяет определить механизмы ПК, влияющие на ПБ. Для выявления статистически значимых признаков и оценки силы их влияния была построена логистическая регрессионная модель прогнозирования с интегральной оценкой ПД при ИОС [19]. Использование логистической модели обусловлено тем, что в нашем случае создавалась и анализировалась модель классификации, где используются номинальные переменные (выходная переменная принимает значения 0 или 1, а не непрерывные значения). Это не позволяет использовать множественный линейный регрессионный анализ (где применяются числовые переменные) на основе метода наименьших квадратов. Важно заметить, что для оценки адекватности модели квалификации ниже используются не частные коэффициенты корреляции, коэффициент множественной регрессии и коэффициент детерминации, а чувствительность, специфичность и площадь под ROC кривой.

В качестве входных признаков были использованы фрактальные характеристики ОП и ЗП механизмов контроля в антеропостериорном и медиолатеральном направлении. Далее применяются следующие обозначения: H_{AP-P} – показатель Херста в антеропостериорном направлении при персистентном поведении; H_{AP-A} – показатель Херста в антеропостериорном направлении при антиперсистентном поведе-

нии, H_{ML-P} – показатель Херста в медиолатеральном направлении при персистентном поведении, H_{ML-A} – показатель Херста в медиолатеральном направлении при антиперсистентном поведении.

При построении логистической регрессионной и нейросетевой моделей прогнозировалось ПД с различным ПБ. Улучшенному с помощью ИОС ПБ соответствовал результирующий признак $Y = 1$. Естественному ПБ с ОГ соответствовал результирующий признак $Y = 0$.

На первом этапе исследования для выявления значимости влияния факторных признаков на улучшение ПБ при использовании ИОС была построена логистическая регрессионная модель прогнозирования с интегральной оценкой ПД при ИОС [19]. С этой целью была использована программа для статистического анализа «MedCalc 11.6» [25]. В таблице 1 представлены факторные признаки логистической модели.

Таблица 1

Факторные признаки логистической модели ПД

Показатели (n – количество)	Факторные признаки	Объем исследований
ОГ ($n = 4$)	H_{AP-P} , H_{AP-A} , H_{ML-P} , H_{ML-A}	108
ИОС ($n = 4$)	H_{AP-P} , H_{AP-A} , H_{ML-P} , H_{ML-A}	108

Полученная логистическая модель является адекватной ($p < 0,0001$). Результаты анализа этой модели приведены в таблице 2.

Таблица 2

Факторные признаки H_{AP-P} , H_{AP-A} , H_{ML-P} , H_{ML-A} ПД при ИОС

Факторный признак	Значения коэффициентов в модели прогнозирования, $b \pm m$	Уровни значимости, p	Показатели отношения шансов. В скобках – интервал значений для 95 % ДИ
H_{AP-P}	$2,08 \pm 0,37$	$< 0,0001$	8,04 (3,87–16,68)
H_{AP-A}	$-0,93 \pm 0,18$	$< 0,0001$	0,39 (0,27–0,56)
H_{ML-P}	$0,34 \pm 0,20$	0,09	1,40 (0,95–2,08)
H_{ML-A}	$-0,93 \pm 0,21$	$< 0,0001$	0,39 (0,26–0,60)
Constant	-11,11		

Выявлена статистически значимая связь ($p < 0,0001$) между ПД с ИОС и значениями показателей H_{AP-P} , H_{AP-A} , H_{ML-P} , H_{ML-A} . При этом вероятность того, что ПД будет отнесено к движению с ИОС статистически значимо ($p < 0,0001$) увеличивается при увеличении H_{AP-P} . При увеличении этого показателя на 0,1 шансы (вероятность) отнесения к типу движения с ИОС увеличиваются в 8,04 раза (95 % ДИ для интервала значений 3,87–16,68). Вероятность того, что ПД будет отнесено к движению с ИОС при увеличении H_{AP-A} на 0,1 статистически значимо ($p < 0,0001$) уменьшается, отношение шансов (ОШ) равно 0,39 (95 % ДИ для интервала 0,27–0,56). При увеличении H_{ML-A} на 0,1 вероятность того, что ПД будет отнесено к движению с ИОС статистически значимо ($p < 0,0001$) уменьшается, ОШ = 0,39 (95 % ДИ для интервала 0,26–0,60). Не выявлено статистически значимого влияния на ПД с ИОС ($p = 0,09$) факторного признака H_{ML-P} , поэтому далее он не использовался.

Была построена нейросетевая модель классификации ПД с ИОС на факторных признаках, имеющих статистически значимое влияния на улучшение ПБ при использовании ИОС. Для построения нейронной сети был использован пакет построения и анализа нейросетевых моделей «Statistical Neural Network 4.0 С» [26]. На рисунке 3 показана топология нейронной сети.

Для предотвращения переобучения нейросетевой модели и оценки ее адекватности, с использованием генератора случайных чисел все стабิโลграммы, снятые в процессе экспериментов, были разделены на три множества: обучающее (166 единиц), контрольное (20) и тестовое (30). После обучения модели, построенной на трех входных признаках: H_{AP-P} , H_{AP-A} , H_{ML-A} , была проведена оптимизация порога принятия / отклонения нулевой гипотезы, которая утверждает, что нет различий между фрактальными характеристиками компонент ПК при ПД с ОГ и при ПД с ИОС. Для оптимизации величины порога был использован метод построения кривых операционных характеристик (ROC-

кривых) [17]. Оптимальный порог принятия/отклонения гипотезы для модели определялся путем оптимизации показателя Youden index (J): $J = \max(\text{чувствительность} + \text{специфичность} - 1)$ [22]. Данная процедура реализована в пакете «Statistical Neural Network 4.0 C» [26]. В результате было получено значение $Y_{кр.} = 0,44$. ROC-кривая нейросетевой модели приведена на рисунке 4.

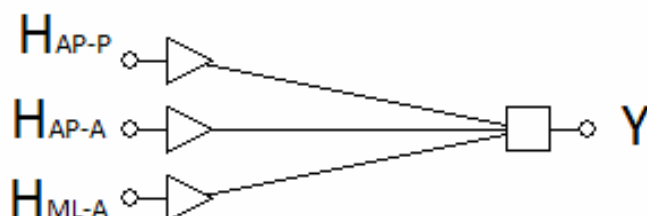


Рис. 3. Топология нейронной сети классификации ПД с ИОС

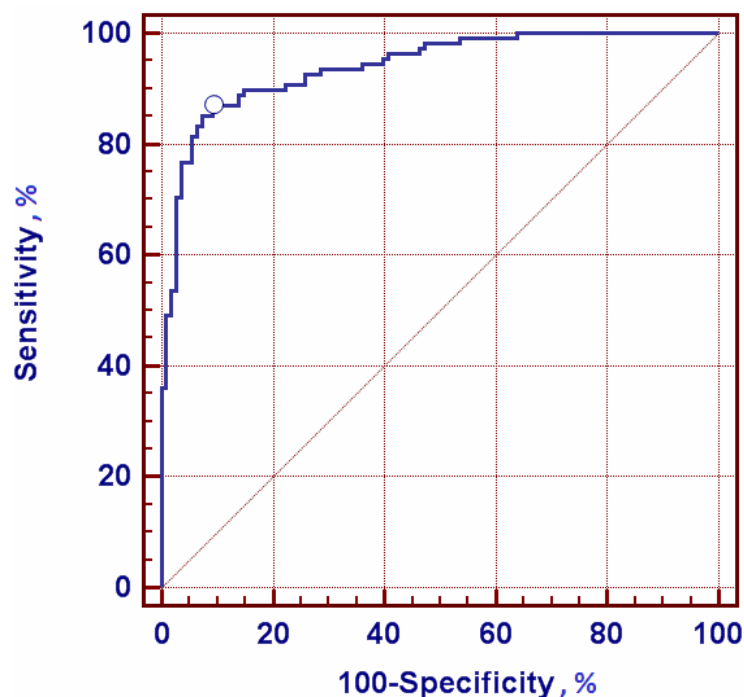


Рис. 4. ROC – кривая нейросетевой модели классификации ПД с ИОС

Площадь под ROC-кривой $AUC = 0,94$ (95 % ДИ для интервала 0,90–0,97) статистически значимо отличается от 0,5 на уровне значимости $p < 0,0001$, что свидетельствует об адекватности модели. Если в результате расчетов значение $Y < Y_{кр.}$, то прогнозируется ПД с ОГ. В противном случае – ПД с ИОС. Результаты для модели приведены в таблице 3.

Таблица 3

Результаты прогнозирования ПД с ИОС (количество случаев)

Результаты прогнозирования	Множество			
	обучающее		тестовое	
	Прогноз			
	ОГ	ИОС	ОГ	ИОС
Верный прогноз	72	75	11	13
Неверный прогноз	9	10	4	2
Всего случаев	81	85	15	15

Полученная в результате нейросетевого анализа математическая модель описывается уравнением:

$$Y = 2,89 \times H_{AP-P} - 1,13 \times H_{AP-A} - 0,96 \times H_{ML-A} - 0,93. \quad (3)$$

Для оценки адекватности модели были рассчитаны ее чувствительность и специфичность. Чувствительность модели – отношение числа правильно определенных случаев ПД с ИОС к количеству всех случаев ПД с ИОС. Специфичность модели – отношение числа правильно определенных случаев ПД с ОГ к количеству всех случаев с ОГ. Чувствительность модели на обучающем множестве составила 88,2 % (95 % ДИ для интервала 80,5–94,2 %), специфичность – 88,9 % (95 % ДИ для интервала 81,0–94,8 %). На тестовом множестве чувствительность модели составила 86,7 % (95 % ДИ для интервала 63,3–99,1 %), специфичность – 73,3 % (95 % ДИ для интервала 46,6–93,1 %). Чувствительность и специфичность построенной модели на обучающем и тестовом множестве статистически значимо не отличаются ($p = 0,79$ и $p = 0,27$, соответственно), что свидетельствует об отсутствии «подгонки» коэффициентов и возможности использования модели на новых данных.

В результате построения логистической регрессионной модели прогнозирования не было выявлено статистически значимого влияния на ПБ ($p = 0,09$) факторного признака H_{ML-P} . Из этого можно заключить, что в усилении ПК при ИОС в медиолатеральном направлении не принимает участие ОП механизм контроля.

Подробное описание механических условий баланса тела можно найти в работе Скворцова [5]. В связи с рассматриваемым в статье материалом необходимо отметить, что основная механическая особенность условий баланса в антеропостериорном направлении – это наличие только одной оси, в которой происходят колебания ЦД [5]. Оси движений голеностопных суставов правой и левой сторон совпадают, так как находятся в одной проекции. Это обстоятельство делает всю кинематическую цепь регуляции баланса весьма неустойчивой [5]. Механические условия баланса тела в основной стойке в медиолатеральном направлении позволяют системе быть более устойчивой, чем в антеропостериорном. Возможные колебания туловища в медиолатеральной плоскости реализуются совместными движениями сразу в четырех суставах – тазобедренных и подтаранных. В этом случае блокада движений в любом из четырех суставов в медиолатеральном направлении приведет к резкому повышению стабильности [5]. Таким образом, слабая механическая устойчивость в антеропостериорном направлении при использовании дополнительно визуальной ИОС усиливается за счет ОП и ЗП механизмов контроля, в то время как для усиления устойчивости в медиолатеральном направлении достаточно ЗП механизма контроля.

Из уравнения 3 и таблицы 2 видно, что при улучшении ПБ увеличиваются значения показателей Херста H_{AP-P} , характеризующих ОП механизм контроля в антеропостериорном направлении. Одновременно уменьшаются значения показателей Херста H_{AP-A} и H_{ML-A} , характеризующие ЗП механизмы контроля в антеропостериорном и медиолатеральном направлениях.

Поскольку ИОС дает информацию о предшествующем и текущем смещениях ЦД, то это позволяет предсказывать его последующие смещения. Таким образом, анализ дополнительной информации, представляемой на экране монитора ОС, позволяет испытуемому ускорить получение информации о положении ЦД и включить соответствующие триггеры корректировки механизмов коррекции поддержания вертикальной позы [19, 20]. Это ведет к увеличению флуктуации смещения ЦД на временах $\Delta t < 1$ с, соответствующих ОП механизму контроля, и, соответственно, к увеличению среднего квадрата смещения в формуле (1). Описанный механизм позволяет объяснить увеличение показателя Херста H_{AP-P} при ИОС.

Уменьшение значений H_{AP-A} и H_{ML-A} объясняется увеличением вероятности возвращения ЦД в точку равновесия после достижения порога отклонения тела, превышение которого может вызвать потерю равновесия и падение [20, 21]. При использовании ИОС мозг человека получает дополнительную информацию, применяемую для управления возвращением ЦД в точку равновесия вертикальной позы. За счет этого происходит уменьшение величин отклонения ЦД от точки равновесия и возвращение ЦД в ту же самую позицию с почти регулярным интервалом по времени [20, 21]. А это приводит к уменьшению флуктуации смещения ЦД на временах $\Delta t > 1$ с, что соответствует ЗП механизму контроля. Последнее, в свою очередь, ведет к уменьшению квадрата смещения в формуле (1) и, следовательно, к уменьшению показателей Херста H_{AP-A} и H_{ML-A} .

В работе [21] было показано, что компоненты H_{AP-P} , H_{AP-A} и H_{ML-A} могут изменяться с помощью увеличения времени задержки точки смещения ЦД на мониторе ОС, что позволяет регулировать

данные компоненты в уравнении (4). Это дает возможность улучшать или ухудшать ПБ у конкретного пациента. Такие решения могут применяться для дальнейшего развития методик разработки/использования оборудования для улучшения ПБ и оценки динамики восстановления навыков управления телом в рамках проведения реабилитационных мероприятий [2].

Выводы. 1. В результате проведенного исследования построена нейросетевая модель, позволяющая прогнозировать ПД при искусственном улучшении ПБ с помощью ИОС и без улучшения ПБ при ОГ. Чувствительность модели на обучающем множестве составила 88,2 % (95 % ДИ для интервала 80,5–94,2 %), специфичность – 88,9 % (95 % ДИ для интервала 81,0–94,8 %).

2. Установлено, что вероятность того, что ПД будет отнесено к движению с ИОС статистически значимо ($p < 0,001$) увеличивается при увеличении H_{AP-P} . Кроме того, значение интегральной оценки ПД при ИОС статистически значимо ($p < 0,001$) уменьшается при увеличении H_{AP-A} . Значение интегральной оценки ПД при ИОС статистически значимо ($p < 0,001$) уменьшается при увеличении H_{ML-A} . При этом не было выявлено статистически значимого влияния на ПБ ($p = 0,09$) факторного признака H_{ML-P} .

3. Выявлено, что ПБ в антеропостериорном направлении регулируется двумя механизмами H_{AP-P} и H_{AP-A} , а ПБ в медиолатеральном направлении – механизмом H_{ML-A} .

4. Полученные результаты могут использоваться для управления реабилитационными процедурами и создания новых аппаратно-программных комплексов.

Список литературы

1. Брумштейн Ю. М. Системный анализ направлений и функциональных возможностей методов исследования движений частей тела человека / Ю. М. Брумштейн, Ю. Ю. Аксенова, М. В. Иванова // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2014. – № 3. – С. 80–98.
2. Брумштейн Ю. М. Системный анализ направлений и особенностей информатизации сферы здравоохранения России / Ю. М. Брумштейн, Е. В. Складенко, А. С. Мальвина, Ю. Ю. Аксенова, А. Б. Кузьмина // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2013. – № 4. – С. 73–86.
3. Горшков О. Г. Сравнение фрактальных характеристик механизмов регуляции вертикальной позы в условиях различного сенсорного контроля / О. Г. Горшков, И. Б. Старченко // Инженерный вестник Дона. – 2015. – № 4. – Режим доступа: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2015/3426 (дата доступа 15.06.2016), свободный. – Заглавие с экрана. – Яз. рус..
4. Горшков О. Г. Применение двумерного фрактального анализа для дифференциации нормы и патологии контактных термограмм молочных желез / О. Г. Горшков, И. Б. Старченко, И. С. Собоотничий // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2015. – № 4. – С. 183–198.
5. Скворцов Д. В. Стабилометрическое исследование / Д. В. Скворцов. – Москва, 2010. – 176 с.
6. Федер Е. Фракталы / Е. Федер. – Москва, 1991. – 254 с.
7. Chiari L. An accelerometry-based system for balance improvement using audio-biofeedback / L. Chiari, M. Dozza, A. Cappello, F. B. Horak, V. Macellari, D. Giansanti // IEEE Trans Biomed Eng. – 2005. – Vol. 52, № 12. – P. 2108–2111.
8. Collins J. J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories / J. J. Collins, C. J. De Luca // Exp. Brain Res. – 1993. – Vol. 95, №2. – P. 308–318.
9. Collins J. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms / J. J. Collins, C. J. De Luca // Exp. Brain Res. – 1995. – Vol. 103. – P. 151–163.
10. Collins J. J. Random Walking during Quiet Standing / J. J. Collins, C. J. De Luca // Physical review letters. – 1994. – Vol. 5. – P. 764–767.
11. Collins J. J. The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2 / J. J. Collins, C. J. De Luca, A. E. Pavlik // Exp Brain Res. – 1995. – Vol. 107. – P. 145–150.
12. Corriveau H. Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy / H. Corriveau, F. Prince, R. Hebert, M. Raiche, D. Tessier, P. Maheux, J. L. Ardilouze // Diabetes Care. – 2000. – Vol. 23. – P. 1187–1191.
13. Horak F. B. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review / F. B. Horak, C. L. Shupert, A. Mirka // Neurobiol Aging. – 1989. – Vol. 10. – P. 727–738.
14. Horak F. B. Postural equilibrium and orientation / F. B. Horak, J. M. Macpherson. – Published for the American Physiology Society by Oxford University Press, 1996. – P. 255–292.
15. Horak F. B. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity / F. B. Horak, F. Hlavacka // J. Neurophysiol. – 2001. – Vol. 6. – P. 575–585.
16. Marco D. Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway / D. Marco, Ch. Lorenzo, Ch. Becky // Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation. – 2005. – Vol. 2. – P. 13–22.
17. Metz C. E. Statistical significance tests for binormal ROC curves / C. E. Metz, H. B. Kronman // J. Math. Psychol. – 1980. – Vol. 22. – P. 218–243.

18. Mergner T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions – a conceptual model / T. Mergner, T. Rosemeir // *Brain Research Reviews*. – 1998. – Vol. 28. – P. 118–135.
19. Peduzzi P. A simulation study of the number of events pervariable in logistic regression analysis / P. Peduzzi, J. Concato, E. Kemper, T. R. Holford, A. R. Feinstein // *Journal of Clinical Epidemiology*. – 1996. – Vol. 49, № 12. – P. 1373–1379.
20. Rougier P. Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modelling / P. Rougier // *Neurosci. Lett.* – 1999. – Vol. 14. – P. 157–160.
21. Rouger P. Optimizing the visual feedback technique for improving upright stance maintenance by delaying its display: behavioral effects on healthy adults / P. Rouger // *Gait & Posture*. – 2004. – Vol. 19. – P. 154–163.
22. Schisterman E. F. Optimal cut-point and its corresponding Youden index to discriminate individuals using pooled blood samples / E. F. Schisterman, N. J. Perkins, A. Liu, H. Bondel // *Epidemiology*. – 2005. – Vol. 16. – P. 73–81.
23. Tyler M. Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue / M. Tyler, Y. Danilov, Y. R. Bach // *J. Integr Neurosci.* – 2003. – Vol. 2. – P. 159–164.
24. Wall C. Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt / C. Wall, M. S. Weinberg, P. B. Schmidt, D. E. Krebs // *IEEE Trans Biomed Eng.* – 2001. – Vol. 48. – P. 1153–1161.
25. <https://www.medcalc.org/> (дата доступа 14.06.2016).
26. <http://www.statsoft.com/> (дата доступа 14.06.2016).

References

1. Brumshteyn Yu. M., Aksenova Y. Y., Ivanova M. Y. Sistemniy analiz napravleniy i funkcionalnih vozmog-nostey metodov issledovaniya dvizheniy chastej tela cheloveka [Research methods of person's body parts movements: system analysis of directions functionality]. *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tehnologii* [Caspian Journal: Management and High Technologies], 2014, no. 3, pp. 80–98.
2. Brumshteyn Yu. M., Sklyarenko Y. Y., Malvina A. S., Aksenova Y. Y., Kuzmina A. B. Sistemniy analiz napravleniy i osobennostey informatizatsii sferi zdravoohraneniya Rossii [System analysis of directions and features for informatization of Russia health care sphere]. *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tehnologii* [Caspian Journal: Management and High Technologies], 2013, no. 4, pp. 73–86.
3. Gorshkov O. G., Starchenko I. B. Sravnenie fraktalnih karakteristik mekhanizmov reguljatsii vertikalnoj posi v uclovijah razlichnogo sensornogo kontrolja [Comparison of fractal characteristics of postural control mechanisms for different conditions of sensor control]. *Ingenernij vestnik Dona* [Engineering Journal of Don], 2015, no. 4. Available at: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2015/3426 (accessed 15.06.2016).
4. Gorshkov O. G., Starchenko I. B., Sobotnitskiy I. S. Primenenie dvuhmernogo fraktalnogo analiza dlja dif-ferenziatsii normi i patologii kontaktnih termogramm molchnih zhelez [Application of two-dimensional fractal analysis for differentiation of normal and pathological contact mammary gland thermograms]. *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tehnologii* [Caspian Journal: Management and High Technologies], 2015, no. 4, pp. 183–198.
5. Skvortsov D. V. *Stabilometricheskoe issledovanie* [Stabilometric study], Moscow, 2010. 176 p.
6. Feder E. *Fractal* [Fractal], Moscow, 1991. 254 p.
7. Chiari L., Dozza M., Cappello A., Horak F. B., Macellari V., Giansanti D. An accelerometry-based system for balance improvement using audio-biofeedback. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2005, vol. 52, no. 12, pp. 2108–2111.
8. Collins J. J., De Luca C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp. Brain Res.*, 1993, vol. 95, no. 2, pp. 308–318.
9. Collins J. J., De Luca C. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mecha-nisms. *Exp. Brain Res.*, 1995, vol. 103, pp. 151–163.
10. Collins J. J., De Luca C. J. Random Walking during Quiet Standing. *Physical review letters*, 1994, vol. 5, pp. 764–767.
11. Collins J. J., De Luca C. J., Pavlik A. E. The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2. *Exp Brain Res.*, 1995, vol. 107, pp. 145–150.
12. Corriveau H., Prince F., Hebert R., Raiche M., Tessier D., Maheux P., Ardilouze J. L. Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 2000, vol. 23, pp. 1187–1191.
13. Horak F. B., Shupert C. L., Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 1989, vol. 10, pp. 727–738.
14. Horak F. B., Macpherson J.M. Postural equilibrium and orientation. Published for the American Physiology Society by Oxford University Press Publ. House, 1996, pp. 255–292.
15. Horak F. B., Hlavacka F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J. Neurophysiol.*, 2001, vol. 6, pp. 575–585.
16. Marco D., Lorenzo Ch., Becky Ch. Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2005, vol. 2, pp. 13–22.
17. Metz C. E., Kronman H. B Statistical significance tests for binormal ROC curves. *J. Math. Psychol.*, 1980, vol. 22, pp. 218–243.

18. Mergner T., Rosemeir T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions – a conceptual model. *Brain Research Reviews.*, 1998, vol. 28, pp. 118–135.
19. Peduzzi P., Concato J., Kemper E., Holford T. R., Feinstein A. R. A simulation study of the number of events per variable in logistic regression analysis. *Journal of Clinical Epidemiology*, 1996, vol. 49, no. 12, pp. 1373–1379.
20. Rougier P. Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modelling. *Neurosci. Lett.*, 1999, vol. 14, pp. 157–160.
21. Rougier P. Optimizing the visual feedback technique for improving upright stance maintenance by delaying its display: behavioral effects on healthy adults. *Gait & Posture*, 2004, vol. 19, pp. 154–163.
22. Schisterman E. F., Perkins N. J., Liu A., Bondel H. Optimal cut-point and its corresponding Youden index to discriminate individuals using pooled blood samples. *Epidemiology*, 2005, vol. 16, pp. 73–81.
23. Tyler M., Danilov Y., Bach Y. R. Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J. Integr Neurosci.*, 2003, vol. 2, pp. 159–164.
24. Wall C., Weinberg M. S., Schmidt P. B., Krebs D. E. Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2001, vol. 48, pp. 1153–1161.
25. <https://www.medcalc.org/> (accessed 14.06.2016).
26. <http://www.statsoft.com/> (accessed 14.06.2016).

УДК 004.05

УПРАВЛЕНИЕ КАЧЕСТВОМ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ ПРОЦЕССНОГО ПОДХОДА

Статья поступила в редакцию 09.06.2016, в окончательном варианте 24.06.2016.

Князева Оксана Михайловна, аспирант, Астраханский государственный технический университет, ассистент, Астраханский государственный университет, 414056, Российская Федерация, г. Астрахань, ул. Татищева, 20а, e-mail: chobitoksana@mail.ru

Показана актуальность решения задач управления качеством информационных систем (ИС). Обосновано, что управление качеством (УК) ИС должно опираться на основные понятия, категории и принципы методов УК, приведенные в стандартах серии ISO 9000. Дано определение термина «Качество ИС» на основе ГОСТ ISO 9000 и описаны показатели ИС, влияющие на его уровень. К ним относятся следующие показатели: надежность; безопасность ИС для персонала; затраты на владение ИС, социально-экономический эффект от эксплуатации ИС. Обосновано, что надежность характеризуется степенью обеспеченности свойств информации, обрабатываемой в ИС. Приведены адаптированные к УК ИС основные определения из ГОСТ ISO 9000. На основании ГОСТ 34.601-90 и ГОСТ Р ИСО/МЭК 15288-2005 предложена оригинальная схема жизненного цикла ИС, предназначенная для решения задач УК. Обоснована целесообразность использования алгоритма УК ИС (на основе ГОСТ ISO 9000), внедренного в жизненный цикл ИС.

Ключевые слова: информационная система, надежность, затраты на владение, социально-экономический эффект от эксплуатации, безопасность для персонала, обеспеченность свойств информации, ISO 9000, PDCA, жизненный цикл информационной системы, управление качеством, алгоритмы управления

Графическая аннотация (Graphical annotation)

