

Оценка показателей работы мышц ног по данным фронтальных стабิโลграмм

© П.А. Кручинин¹, К.А. Троицкий², Н.В. Холмогорова³

¹Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, 119992, Россия

²Московский городской педагогический университет, Москва, 129226, Россия

³Московский педагогический государственный университет, Москва, 119435, Россия

Предлагается подход к вычислению по данным стабิโลметрии показателей механической работы мышц ног в виде интеграла от модуля мощности, развиваемой мышцами. Обсуждается применение такого подхода для оценки движения во фронтальной плоскости. При моделировании движения используется упрощенная модель трехзвенника с двумя параллельными звеньями, которые опираются на платформу и моделируют прямые ноги. Третье звено — туловище с руками и головой — моделируется единым твердым телом. Эта модель используется для оценки суммы моментов в тазобедренных суставах и угловой скорости поворота ног. В первоначальном представлении рассчитаны показатели работы мышц с помощью стандартных стабิโลметрических проб: теста Ромберга и теста «Мишень». Предложенный показатель работы мышц ног во фронтальной плоскости демонстрирует увеличение энергии фронтальных колебаний более отчетливо, чем, например, традиционный размах.

Ключевые слова: стабิโลметрия, постурология, механическая работа, фронтальные движения

Введение. Стабิโลметрия — способ исследования характеристик управления позой, которые связаны с поддержанием равновесия, позволяющий оценить функциональное состояние как человека в целом, так и отдельных систем его организма. Этот способ основывается на информации о координатах центра давления — точки приложения равнодействующей сил нормального давления, с которыми человек действует на опору. Одновременно стабילוанализатор показывает и равнодействующую сил нормального давления — вес. Стабילוграфические исследования широко применяются при диагностике, реабилитации и проведении индивидуальных тренировок в неврологии, ортопедии, спортивной медицине.

Формирование информативных показателей, вычисляемых при обработке результатов стабิโลметрических измерений, и определение их норм оказалось непростой задачей. Выбор этих показателей активно обсуждается в [1–4], а также в более ранней работе [5], авторы которой задаются вопросом, почему у каждого второго постурологического пациента результаты стабิโลметрических записей соответствуют норме.

В сложившейся ситуации представляется полезным формирование других показателей, так как они, возможно, позволят анализировать новые аспекты движений человека. Примерами таких показателей могут являться параметры, сформированные на основе фрактального анализа [6–8], специальных геометрических подходов [9], метода главных компонент [10].

Представляется интересной изложенная в [11, 12] идея использования энергетических оценок, но реализация этой идеи, к сожалению, не кажется убедительной. В указанных работах вводится параметр, названный индексом энергозатрат. Этот параметр после умножения на массу имеет размерность энергии, однако напрямую никакому виду механической энергии ни в одной из распространенных моделей движения человека не соответствует. Таким образом, исследователь имеет дело с еще одним параметром, который может быть обоснован лишь при опоре на богатую клиническую практику.

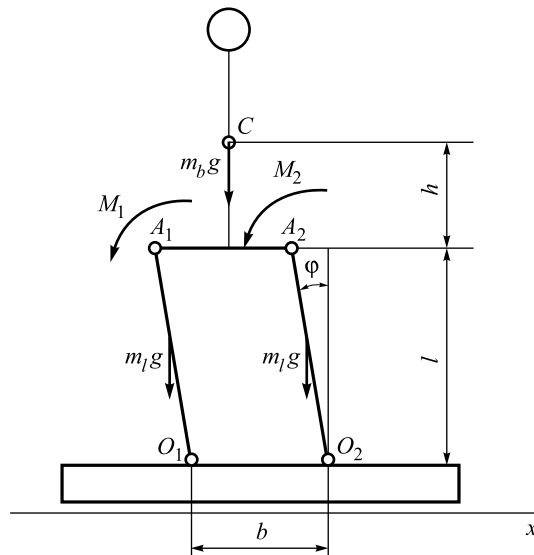
В настоящей статье предлагается подход к вычислению по данным стабилотрии механической работы, совершаемой мышцами ног, в виде интеграла от модуля мощности, развиваемой мышцами [13].

Обсудим применение такой оценки при движении человека во фронтальной плоскости. Как отмечено в [14], полноценно оценивать работу мышц, по-видимому, невозможно, а потому ограничимся приближенной оценкой механической работы суставных моментов в рамках заданной модели движения человека. Воспользуемся моделями, использованными в [15, 16].

Рассмотрим малые колебания человека в окрестности основной позы, когда его тело расположено вблизи вертикали, а ноги находятся примерно на ширине плеч. В соответствии с [16] описание движений человека в этом случае разделяется на сагиттальную и фронтальную модели. Для сагиттальной плоскости уравнения движения модели перевернутого маятника выглядят проще; однако в нашей модели имеется наклон туловища вперед, и для определения угла этого наклона методами стабилотрии требуется дополнительная нетривиальная информация. Поэтому ограничимся анализом фронтальной составляющей и будем оценивать работу мышц при фронтальных движениях.

Модель фронтального движения человека. Для определения работы мышц потребуются оценки угловых скоростей изменения суставных углов и моментов в суставах. Для определения этих величин необходимо использовать математическую модель. Будем считать, что ступни находятся непосредственно под тазобедренными суставами. Для человека, стоящего в основной позе [15, 16], используем упрощенную модель трехзвенника с двумя параллельными звеньями, которые опираются на платформу (см. рисунок). Эти два звена моде-

лируют прямые ноги, третье звено — туловище с руками и головой — моделируется единым твердым телом. В соответствии с результатами [16] будем полагать, что движение совершается в основном за счет работы мышц бедра, и оценим действие моментов в тазобедренных суставах.



Модель движения человека во фронтальной плоскости:

C — центр масс туловища; m_b , m_l — массы туловища и ноги соответственно; g — ускорение свободного падения; M_1 , M_2 — моменты мышечных усилий в тазобедренных суставах; φ — угол наклона ног; A_1 , A_2 — механическая работа мышц ног; h — высота центра масс туловища над тазобедренными суставами; l — длина ноги; O_1 , O_2 — точки опоры ног

Согласно [16], уравнение движения человека во фронтальной плоскости запишем в виде

$$(2J_f + m_b l^2) \ddot{\varphi} = (m_b + m_l) g l \varphi + M, \quad (1)$$

где J_f — момент инерции ноги относительно голеностопа; m_b и m_l — массы туловища и ноги соответственно; φ — угол наклона ног; g — ускорение свободного падения; l — длина ноги; M — суммарный момент мышечных усилий в тазобедренных суставах.

Для выражения угла φ через показания стабилотраграммы определим закон изменения кинетического момента рассматриваемой системы, описывающей движение человека относительно точки O_1 . Кинетический момент системы $K = J\dot{\varphi}$, где $J = 2J_f + m_b l(l + h)$ — приведенный момент инерции (h — высота центра масс туловища над тазобедренными суставами).

Сумма моментов сил тяжести и сил реакций относительно этой же точки

$$M_{O_1} = (m_b + m_l)gl\varphi - \left(\frac{m_b}{2} + m_l\right)gb + N_2b,$$

где N_2 — вертикальная составляющая реакции опоры в точке O_2 ; b — расстояние O_1O_2 .

Тогда

$$J\ddot{\varphi} - (m_b + m_l)gl\varphi - \left(\frac{m_b}{2} + m_l\right)gb + N_2b. \quad (2)$$

Фронтальная координата центра давления x_c , отсчитываемая от голеностопного сустава правой ноги (точка O_1), определяется соотношением $x_c = bN_2/N$, где N — суммарная нормальная реакция, равная весу человека. Тогда из уравнения (2) получаем

$$J\ddot{\varphi} - (m_b + m_l)gl\varphi = -\left(\frac{m_b}{2} + m_l\right)gb + Nx_c. \quad (3)$$

Если координата центра давления отсчитывается от середины отрезка O_1O_2 , то $x_{cop} = x_c - b/2$ и уравнение (3) приобретает вид

$$J\ddot{\varphi} - (m_b + m_l)gl\varphi = Nx_{cop}. \quad (4)$$

Полученные соотношения (1) и (4) будем использовать соответственно для вычисления суммарного момента и определения угла наклона ног.

Определение угла наклона ног человека. Для определения угла φ на интервале времени $[0, T]$, аналогично [17, 18 и др.], используем уравнение (2). Отметим, что решение однородной части уравнения (2) неустойчиво, и поэтому, как отмечалось в [19], ошибка в определении угла будет экспоненциально нарастать. При движении произвольного вида это нарастание не позволит корректно находить угол φ и скорость его изменения.

Парируем такую ошибку, усовершенствовав методики [17, 18] и сделав их пригодными для оценки движения достаточно произвольного вида. Используем информацию о средних значениях угла наклона и скорости его изменения в начале и в конце движения. Будем рассматривать такие стабิโลграфические пробы, при которых в начале движения человек некоторое время стоит неподвижно, т. е. средняя скорость в начале и в конце пробы равна нулю на интервале времени продолжительностью T_n . В этой ситуации средние значения угла наклона на начальном $\bar{\varphi}_0$ и заключительном $\bar{\varphi}_f$ интервалах движения определяют на основании средних значений \bar{x}_{c0} и \bar{x}_{cf} стабิโลграммы:

$$\bar{\varphi}_0 = \frac{\bar{x}_{c0}}{q}; \quad \bar{\varphi}_f = \frac{\bar{x}_{cf}}{q},$$

где

$$q = \frac{m_b + 2m_l}{m_b(l + h_l) + 2m_l l}.$$

Отметим, что если обследование проходит человек без существенных нарушений движения, то предварительная центровка показаний стабиллоанализатора при правильной исходной стойке дает априорное значение $\bar{x}_{c0} = 0$. Тогда для фронтальной плоскости на базе уравнения (4) получаем систему

$$\begin{aligned} J_f \ddot{\varphi} &= (m_b + m_l)gh_l\varphi + (m_b + 2m_l)gx_c; \\ \frac{1}{T_n} \int_0^{T_n} \varphi(\tau) d\tau &= \bar{\varphi}_0; \quad \frac{1}{T_n} \int_0^{T_n} \dot{\varphi}(\tau) d\tau = 0; \\ \frac{1}{T_n} \int_{T-T_n}^T \varphi(\tau) d\tau &= \bar{\varphi}_f; \quad \frac{1}{T_n} \int_{T-T_n}^T \dot{\varphi}(\tau) d\tau = 0. \end{aligned} \quad (5)$$

После дискретизации система уравнений (5) позволяет записать $N + 2$ уравнения с N неизвестными (N — число дискретных значений моментов времени, в которые получены показания стабиллограммы). Эту систему решают методом наименьших квадратов.

Вычисление работы мышц ног. Механическую работу мышц ног человека при движении в окрестности основной позы будем оценивать, используя интеграл от модуля мощности [13] на интервале времени $[0, T]$:

$$A = \int_0^T |M(\tau)\dot{\varphi}(\tau)| d\tau,$$

где угол φ будем определять, решая систему (5), а суммарный момент M , действующий в тазобедренных суставах, рассчитывать в соответствии с (1).

При вычислении работы мышц ног во фронтальной плоскости интегрирование в формуле (5) проводилось методом трапеций. Кроме работы мышц также оценивалась средняя безразмерная мощность,

$$\bar{N} = \frac{A}{Tmgh_c},$$

где T — время выполнения пробы; m , h_c — соответственно масса и рост человека.

Результаты расчетов. Предлагаемая методика оценки энергозатрат была апробирована с использованием широко распространенных стабилметрических проб: теста Ромберга и теста «Мишень». В исследовании приняли участие 10 человек в возрасте 21–30 лет, давшие информированное согласие на проведение эксперимента. Десять человек были обследованы только с помощью теста Ромберга, а шестеро приняли участие в обследовании по двум тестам. Вес обследуемых колебался в пределах значений 56...101 кг, рост — 1,50...1,92 м. Антропометрические данные обследуемых сведены в табл. 1.

Таблица 1

Антропометрические данные обследуемых

Обследуемый	Вес, кг	Рост, м
M1	75,4	1,83
M2	68,0	1,74
M3	62,3	1,75
M4	75,3	1,70
M5	62,0	1,60
F1	56,8	1,58
M6	84,9	1,76
M7	84,4	1,93
M8	101,0	1,86
M9	76,0	1,73

Для расчетов использованы результаты проб теста Ромберга [20]. Тест проводили в два этапа. На первом этапе человек стоял на стабиллографе с открытыми глазами, на втором — с закрытыми. Продолжительность каждого этапа составила 20 с (стандартная продолжительность для данного теста). Продолжительность интервала T_n принимали равной 5 с.

Значения параметров модели выбирали в соответствии с представлениями о средних размерах и массах сегментов тела [21]. Моменты инерции ног принимали равными моментам инерции тяжелых однородных стержней (табл. 2).

Известно, что при выполнении теста Ромберга амплитуды колебаний тела человека увеличиваются, когда он закрывает глаза [22]. Это характерно также и для вычисленного показателя работы мышц. Механическая работа увеличивалась у девяти обследуемых из десяти при прохождении пробы с закрытыми глазами. Можно заметить, что при увеличении размаха колебаний значения показателя A в большинстве случаев повышались. Коэффициент корреляции между работой и размахом колебаний во фронтальной плоскости составил 0,86. Следует отметить, что большие значения показателя A у трех

последних обследуемых связаны с существенным трендом стабилотрамм. Этот тренд отражает медленное изменение позы человека, который плавно переносит часть веса с одной ноги на другую.

Таблица 2

Результаты обследований

Обследуемый	Положение глаз*	Работа A , кДж, во фронтальной плоскости	Средняя безразмерная мощность N	Размах колебаний, мм
M1	О	3,59	3,1	3,9
	З	5,65	4,1	5,7
M2	О	4,67	4,9	4,6
	З	5,89	7,1	11,2
M3	О	5,28	5,0	5,6
	З	5,87	6,3	4,9
M4	О	5,93	5,2	5,8
	З	18,7	14,8	8,6
M5	О	8,04	8,0	5,7
	З	13,29	14,0	9,1
F1	О	28,70	33,0	12,6
	З	10,00	12,1	7,9
M6	О	48,80	41,0	11,4
	З	79,30	51,0	16,3
M7	О	67,60	41,0	13,7
	З	102,00	78,0	21,7
M8	О	37,90	21,6	10,4
	З	356,20	192,4	30,7
M9	О	65,80	58,9	15,2
	З	270,00	175,7	28,1

*О — открыты; З — закрыты.

Для шести обследуемых из десяти те же показатели были рассчитаны также с использованием теста «Мишень» [20]. При выполнении этого теста человек стоял напротив экрана, на котором высвечивались мишень и маркер, отображающий положение центра давления. При изменении положения человека на платформе маркер центра давления смещался относительно мишени на экране. Задача испытуемого — менять свое положение на платформе так, чтобы за определенный промежуток времени метка центра давления наибольшее число раз прошла через центр мишени. Чувствительность маркера к смещению центра давления в 3 раза превосходила чувствительность, настраиваемую в программном обеспечении по умолчанию [20]. При выполнении

поставленной задачи человек напрягал мышцы ног, что должно было повлечь за собой увеличение энергозатрат.

Сравнительные результаты расчета по двум тестам приведены в табл. 3, где хорошо видно, что значения показателя A при использовании теста «Мишень» для каждого обследуемого существенно увеличились в сопоставлении с результатами теста Ромберга, что соответствует высказанному предположению. В среднем увеличение составило 200 %.

Таблица 3

Сравнительные результаты расчета показателя A , кДж, во фронтальной плоскости по двум тестам работы мышц ног человека

Обследуемый	Тест «Мишень»	Тест Ромберга (глаза открыты)
M1	18,10	3,60
M5	14,20	8,04
M6	24,59	48,80
M7	500,00	67,60
M8	70,40	37,90
M9	63,30	65,80

Заключение. Оценка полных энергозатрат организма методами стабилотрии, по-видимому, невозможна [14]. Это объясняется, например, тем, что стабилотрические показатели отображают суммарные мышечные усилия и не позволяют разделить моменты, создаваемые мышцами-антагонистами. Для рассмотренной задачи рассчитанные значения отражают энерготраты, связанные с работой определенной группы мышц ног.

Использование математических моделей дает возможность проводить грубые оценки механической работы мышц ног. Вычисление предлагаемого показателя работы мышц ног связано с дополнительными априорными предположениями о характере движения на начальной и финальной стадиях. Это накладывает определенные требования на условия проведения теста, связанные с наличием в ходе теста участков покоя. Не будучи необременительными, они могут затруднять проведение обследований у людей со значительными нарушениями системы равновесия. Кроме этого, для вычисления предлагаемого показателя требуются дополнительные антропометрические параметры, значения которых известны лишь приближенно. Точность знания параметров модели, позволяющая использовать показатель работы мышц ног для диагностических целей, требует дополнительного исследования.

Вместе с тем введенный показатель в отличие от большинства стабилотрических показателей носит интегральный характер. Как показывают результаты пробных расчетов, это обстоятельство суще-

ственно повышает чувствительность показателя и позволяет использовать его для анализа результатов стандартных стабиллометрических проб даже в случае малых движений при удержании вертикальной позы. Использование этого показателя при анализе проб, в ходе которых человек совершает интенсивное движение, представляется более перспективным.

Работа выполнена при поддержке РФФ (грант № 14-50-00029).

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Гаже П.-М., Вебер Б. *Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека*. Санкт-Петербург, Издательский дом СПбМАПО, 2008, 314 с.
- [2] Duarte M., Freitas S.M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010, vol. 14, no. 3, pp. 183–192.
- [3] Слива С.С., Кондратьев И.В., Слива А.С. Отечественная компьютерная стабиллография: состояние, проблемы и перспективы. *Известия ЮФУ. Технические науки*, 2008, № 6, с. 98–101.
- [4] Усачев В. И. *Стабиллометрические параметры*. Таганрог, ОКБ Ритм, 2011, 32 с.
- [5] Floirat N., Bares F., Ferrey G., Gaudet E., Kemoun G., Carette P., Gagey P.-M. Aporia of stabilometric standards. *Gait & Posture*, 2005, vol. 21, supp. 1, 52. URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/39c9/a49452cccf4b500dc3b9d402190722d72537.pdf> (дата обращения 17.12.2017).
- [6] Peterka R.J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, 2000, vol. 82, pp. 335–343.
- [7] Amoud H., Abadi M., Hewson D.J., Michel-Pellegrino V., Doussot M., Duchêne J. Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2007, no. 1, pp. 4–12.
- [8] Doyle R.J., Ragan B.G., Rajendran K., Rosengren K.S., Hsiao-Wecksler E.T. Generalizability of Stabilogram Diffusion Analysis of center of pressure measures. *Gait & Posture*, 2008, vol. 27, no. 2, pp. 223–230.
- [9] Fiołka J., Kidoń Z. Method for stabilogram characterization using angular-segment function. *Bulletin of the polish academy of sciences technical sciences*, 2013, vol. 61, no. 2, pp. 391–397.
- [10] Rocchi L., Chiari L., Cappello A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2004, vol. 42, no. 1, pp. 71–79.
- [11] Кубряк О.В., Гроховский С.С. *Практическая стабиллометрия. Статические двигательные-когнитивные тесты с биологической обратной связью по опорной реакции*. Москва, Маска, 2012, 88 с.
- [12] Кубряк О.В., Гроховский С.С. *Способ стабиллометрического исследования двигательной стратегии человека*. Пат. № 2456920 Российская Федерация, 2011, бюл. № 25. URL: <https://istina.msu.ru/patents/20408859> (дата обращения 17.12.2017).
- [13] Белецкий В.В. *Двуногая ходьба*. Москва, Наука, 1984, 288 с.
- [14] Говорун М.И., Шелков О.М., Усачев В.И., Голованов А.Е., Глушков С.И., Дондуковская Р.Р., Емельянов В.Д. Отражают ли стабиллометрические показатели энергозатраты человека на поддержание вертикального положения тела? *Материалы XVIII съезда оториноларингологов России*. Санкт-Петербург, 2011, т. 2, с. 47–52.

- [15] Денискина Н.В., Левик Ю.С., Гурфинкель В.С. Сравнительная роль мышц голеностопного и бедренного суставов в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии. *Физиология человека*, 2001, т. 27, № 3, с. 66–70.
- [16] Кручинин П.А. Механические модели в стабилотрии. *Российский журнал биомеханики*, 2014, т. 18, № 2, с. 184–193.
- [17] Morasso P.G., Spada G., Capra R. Computing the COM from the COP in postural sway movements. *Human Movement Science*, 1999, vol. 18, pp. 759–767.
- [18] Lafond D., Duarte M., Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 2004, vol. 37, pp. 1421–1426.
- [19] Кручинин П.А. О моделях погрешностей при обработке измерений в биомеханике. *Известия ЮФУ. Технические науки*, 2010, № 9 (110), с. 21–25.
- [20] *Руководство пользователя «Стабилан-01-2»: программно-методическое обеспечение компонент стабилографического комплекса Stabmed2*. Таганрог, ОКБ Ритм, 2011, 279 с.
- [21] Зациорский В. М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. *Биомеханика двигательного аппарата человека*. Москва, Физкультура и спорт, 1981, 143 с.
- [22] Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. *Регуляция позы человека*. Москва, Наука, 1965, 256 с.

Статья поступила в редакцию 31.01.2018

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Кручинин П.А., Троицкий К.А., Холмогорова Н.В. Оценка показателей работы мышц ног по данным фронтальных стабилограмм. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2018, вып. 2. <http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2018-2-1728>

Статья подготовлена по материалам доклада, представленного на Международной конференции «Фундаментальные и прикладные задачи механики ФАРМ–2017», посвященной 170-летию со дня рождения великого русского ученого Николая Егоровича Жуковского, Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана, 24–27 октября 2017 г.

Кручинин Павел Анатольевич — канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры прикладной механики и управления МГУ им. М.В. Ломоносова. Область научных интересов: механика управляемых систем, биомеханика. e-mail: pkruich@mech.math.msu.ru

Троицкий Константин Алексеевич — аспирант МГПУ. Область научных интересов: биомеханика. e-mail: capsmile93@gmail.com

Холмогорова Наталья Владимировна — канд. биол. наук, доцент кафедры анатомии и физиологии человека и животных МПГУ. Область научных интересов: физиология движений, биомеханика. e-mail: natalya_holmogor@mail.ru

Evaluating the measures of the legs muscles work according to the data from frontal stabilograms

© P.A. Kruchinin¹, K.A. Troitskiy², N.V. Kholmogorova³

¹Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119992, Russia

²Moscow City University, Moscow, 129226, Russia

³Moscow State Pedagogical University, Moscow, 119435, Russia

The article suggests a strategy for computing the measures of the legs muscles mechanical work according to the data from stabilometrics in the form of integral of the muscles strength modulus. The application of this approach for evaluating the movement in the coronal plane is discussed. When simulating the movement we use a simplified three-link model with two parallel links, which lean upon the platform and simulate straight legs. The third link — the body with the head and arms — is simulated as a single solid-state body. We use this model to assess the sum moment in the hip joints and the legs rate of angular rotation. In the initial representation we calculate the measures of the legs muscles work with the aid of the standard stabilometrical analyses: Romberg Test and Target Test. The suggested measure of the legs muscles work in the coronal plane demonstrates the increase of the frontal fluctuations more distinctly than, for instance, the traditional “span”.

Keywords: stabilometrics, posturology, mechanical work, frontal movements

REFERENCES

- [1] Gagey P.-M., Veber B. *Posturologiya. Regulyatsiya i narusheniya ravnovesiya tela cheloveka* [Posturology. Regulation and balance disorder of human body]. St. Petersburg, St. Petersburg Medical Academy of Postgraduate Studies Publ., 2008, 314 p. [in Russ.].
- [2] Duarte M., Freitas S.M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010, vol. 14, no. 3, pp. 183–192.
- [3] Sliva S.S., Kondratev I.V., Sliva A.S. *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki — Izvestiya SFedU. Engineering sciences*, 2008, no. 6, pp. 98–101.
- [4] Usachev V.I. *Stabilometricheskie parametry* [Stabilometrical parameters]. Taganrog, OKB Ritm Publ., 2011, 32 p.
- [5] Floirat N., Bares F., Ferrey G., Gaudet E., Kemoun G., Carette P., Gagey P.-M. Aporia of stabilometric standards. *Gait & Posture*, 2005, vol. 21, supp. 1, 52. Available at: <https://pdfs.semanticscholar.org/39c9/a49452cccf4b500dc3b9d402190722d72537.pdf> (accessed December 17, 2017).
- [6] Peterka R.J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, 2000, vol. 82, pp. 335–343.
- [7] Amoud H., Abadi M., Hewson D.J., Michel-Pellegrino V., Doussot M., Duchêne J. Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2007, no. 1, pp. 4–12.
- [8] Doyle R.J., Ragan B.G., Rajendran K., Rosengren K.S., Hsiao-Wecksler E.T. Generalizability of Stabilogram Diffusion Analysis of center of pressure measures. *Gait & Posture*, 2008, vol. 27, no. 2, pp. 223–230.
- [9] Fiołka J., Kidoń Z. Method for stabilogram characterization using angular-segment function. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences Technical Sciences*, 2013, vol. 61, no. 2, pp. 391–397.

- [10] Rocchi L., Chiari L., Cappello A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2004, vol. 42, no. 1, pp. 71–79.
- [11] Kubryak O.V., Grokhovskiy S.S. *Prakticheskaya stabilometriya. Sticheskie dvigatelno-kognitivnye testy s biologicheskoy obratnoy svyazyu po opornoy reaktivnosti* [Practical stabilometrics. Static motional-cognitive tests with biological feedback on support reaction]. Moscow, Maska Publ., 2012, 88 p.
- [12] Kubryak O.V., Grokhovskiy S.S. *Sposob stabilometricheskogo issledovaniya dvigatelnoy strategii cheloveka* [Method of stabilometric analysis of person's motor strategy]. Patent RF, no. 2456920, 2012. Available at: <https://istina.msu.ru/patents/20408859> (accessed December 17, 2017).
- [13] Beletskiy V.V. *Dvunogaya khodba* [Biped gait]. Moscow, Nauka Publ., 1984, 288 p.
- [14] Govorun M.I., Shelkov O.M., Usachev V.I., Golovanov A.E., Glushkov S.I., Dondukovskaya R.R., Emelyanov V.D. Otrazhayut li stabilometricheskie pokazateli energozatraty cheloveka na podderzhanie vertikalnogo polozheniya tela? [Do the stabilometric data reflect the human energy expenditure for keeping the upright posture?]. *Materialy XVIII sezda otorinolaringologov Rossii* [Proc. of XVIII Congress of the Russian otolaryngologists]. St. Petersburg, 2011, vol. 2, pp. 47–52.
- [15] Deniskina N.V., Levik Yu.S., Gurfinkel V.S. *Fiziologiya cheloveka — Human Physiology*, 2001, vol. 27, no. 3, pp. 66–70.
- [16] Kruchinin P.A. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki — Russian Journal of Biomechanics*, 2014, vol. 18, no. 2, pp. 184–193.
- [17] Morasso P.G., Spada G., Capra R. Computing the COM from the COP in postural sway movements. *Human Movement Science*, 1999, vol. 18, pp. 759–767.
- [18] Lafond D., Duarte M., Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 2004, vol. 37, pp. 1421–1426.
- [19] Kruchinin P.A. *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki — Izvestiya SFedU. Engineering Sciences*, 2010, no. 9 (110), pp. 21–25.
- [20] *Rukovodstvo polzovatelya “Stabilan-01-2”: programmno-metodicheskoe obespechenie komponent stabilograficheskogo kompleksa Stabmed2* [User's manual “Stabilan-01-2”: program-methodical supply of Stabmed2 stabilometric complex components]. Taganrog, OKB Ritm Publ., 2011, 279 p.
- [21] Zatsiorskiy V.M., Aruin A.S., Seluyanov V.N. *Biomekhanika dvigatel'nogo apparata cheloveka* [Biomechanics of human locomotor apparatus]. Moscow, Fizkultura i Sport Publ., 1981, 143 p.
- [22] Gurfinkel B.C., Kots Ya.M., Shik M.L. *Regulyatsiya pozy cheloveka* [Human postural regulation]. Moscow, Nauka Publ., 1965, 256 p.

Kruchinin P.A., Cand. Sc. (Phys.-Math.), Assoc. Professor, Department of Applied Mechanics and Management, Lomonosov Moscow State University. Research interests: mechanics of controlled systems, biomechanics. e-mail: pkruch@mech.math.msu.su

Troitskiy K.A., post-graduate student, Moscow City University. Research interests: biomechanics. e-mail: capsmile93@gmail.com

Kholmogorova N.V., Cand. Sc. (Biol.), Assoc. Professor, Department of Anatomy and Physiology of Human Beings and Animals, Moscow State Pedagogical University. Research interests: dynamic physiology, biomechanics. e-mail: natalya_holmogor@mail.ru