

ПРОСТРАНСТВЕННАЯ СТАБИЛОМЕТРИЯ ПОСРЕДСТВОМ ТРЕХКОМПОНЕНТНЫХ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ АКСЕЛЕРОМЕТРОВ (ПИЛОТНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

© Н.В. Загородний
УДК 612.76
З 14

Н.В. Загородний², Б.А. Поляев¹, Д.В. Скворцов¹, Н.И. Карпович², А.В. Дамаж²
¹Российский национальный исследовательский медицинский университет
им. Н.И. Пирогова
²Российский университет дружбы народов им. Патриса Лумумбы
(Москва, Россия)

РЕЗЮМЕ

В работе описаны различные современные способы объективной регистрации и оценки функции равновесия. Один из новых методов — трехмерная стабилметрия с помощью акселерометров, расположенных в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Проведено исследование 9 здоровых человек молодого возраста с целью оценки нормативных параметров. Метод такой стабилметрии показал существенные преимущества в практическом применении перед другими. При этом обнаружено, что колебания во фронтальной и вертикальной плоскостях имеют более высокочастотный характер, чем таковые в сагиттальной плоскости. Стойка на одной ноге характеризуется уменьшением частоты в 2 раза и устойчивости в 3–4 раза по сравнению с основной стойкой.

Ключевые слова: *постурология, стабилметрия, функция равновесия.*

SPATIAL STABILOMETRICS WITH THE USE OF THREE-COMPONENT TELEMETRIC ACCELEROMETERS

(PILOTING STUDY)

N.V. Zagorodny², B.A. Polyayev¹, D.V. Skvortsov¹, N.I. Karpovich², A.V. Damaj²
¹The Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogov
²The Peoples' Friendship Russian University named after Patrice Lumumba
(Moscow, Russia)

SUMMARY

The paper describes different modern methods of objective registration and evaluation of equilibration function. One of them is a three-dimension stabilometrics with the use of accelerometers located at right angles to each other in three planes. Nine young men were examined to evaluate normal parameters. This kind of stabilometrics showed essential practical advantages when compared with the other methods. At the same time it is revealed that vibrations in the frontal and vertical planes are of higher frequency than these of the sagittal plane. One-leg stand is three to four times less balanced and it is twice less balanced if compared with basic stand.

Key words: *post-urology, stabilometry, the function of equilibration.*

ВВЕДЕНИЕ

Для диагностики нарушений баланса тела в положении стоя последние десятилетия преимущественно использовался метод стабилметрии. Стабилметрия — это регистрация проекции общего центра масс тела и его колебаний на плоскость опоры [1]. Для проведения стабилметрии применяются динамометрические или специализированные стабилметрические платформы различной конструкции.

Отметим сразу, что на регистрирующей плоскости в проекции центра тяжести тела мы получаем уже центр давления [29]. В настоящее время этому вполне состоявшемуся методу диагностики появились альтернативные способы.

Один из таких способов — это регистрация равнодействующей давления подошвенной поверхности стоп на плоскость опоры. Плоскостью опоры в данном случае служит прибор, позволяющий с той или иной

разрешающей способностью (зависит от физических размеров сенсора) регистрировать как давление под каждой стопой, так и положение стоп на плоскости опоры. В результате можно получить координаты равнодействующей давления — тот же центр давления. С учетом частоты регистрации данных в 40 Гц, например, для прибора MatScan производства компании TekScan (США), это позволяет получить вполне сопоставимые данные со стабилметрической платформой. Данная технология обладает своими преимуществами. Очевидных два: это легкий плоский прибор (толщина рабочей зоны для MatScan, например, — 5 мм) и вместе с регистрацией центра давления одновременно регистрируется положение стоп. Таким образом, даже вне стандартной установки результат исследования может быть легко оценен визуально.

Другой метод получил развитие совсем недавно — это регистрация колебаний тела человека или любого из его сегментов с помощью миниатюрных датчиков бесплатформенной системы ориентации, которые достаточно сложно устроены, но для данной цели используются, как правило, прямые данные акселерометрических датчиков. Последние в такого типа устройствах смонтированы в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Таким образом, колебания тела человека регистрируются в пространстве. Данный метод диагностики имеет свои преимущества перед другими. Приборы такого типа сегодня, как правило, портативны, работают автономно от собственной батареи, при этом данные могут либо записываться на внутреннюю память, либо передаваться в реальном режиме времени по радиоканалу. Еще несколько лет назад подобного рода устройства имели изрядный вес и работали только по кабелю [2, 12, 13, 20].

Метод акселерометрии вообще существенно чувствительнее для регистрации различных колебаний, чем использование стабилметрических или пододинамометрических платформ [16, 19, 28], что позволяет получать больше информации и исследовать колебания в широком спектре частот. Есть у метода акселерометрии и свои ограничения. Он, в отличие от пододинамометрических приборов, не позволяет получить координаты положения центра тяжести тела или его проекции на плоскость опоры. Но он имеет и другую физическую суть. Для клинициста остается важным тот факт, что устойчивость баланса тела че-

ловека в положении стоя, сидя, при ходьбе и других локомоциях теперь можно исследовать технически простым методом. Это важно не только в клинических условиях, но и в бытовых. Стало возможным измерять количество движения, которое выполняет тот или иной человек в течение суток и более. Здесь имеется и прямой выход на клинические задачи — это объективная оценка количества физической нагрузки для пациента во время занятий ЛФК, бытовых действий, и т.д. Первые такие исследования были осуществлены еще с помощью проводных систем [2, 3, 4]. Проведенные пилотные сравнения регистрации параметров баланса посредством трехкомпонентной акселерометрии показали также и высокую корреляцию с клиническими тестами, в частности Berg Balance Scale, Timed Upand Gonetest [21]. Положительные результаты были получены при сравнении акселерометрической методики регистрации эффективности выполнения упражнения «сесть — встать» и посредством традиционных динамометрических платформ у больных после перенесенного церебрального инсульта [14].

Другая сторона таких технологий — возможность объективной регистрации тремора любого сегмента тела во всем диапазоне частот [22, 27]. Такие исследования стали доступны относительно недавно [9], например, регистрация функции конечности после перенесенного церебрального инсульта [26]. Данная технология делает возможной быструю и недорогую оценку двигательных нарушений в процессе лечения [23] или действия фармакотерапии [24].

Не секрет, что при разном функциональном состоянии человек тратит существенно отличное количество энергии для выполнения одного и того же действия: пройти определенное расстояние, подняться по лестнице, сесть, встать, перевернуться на бок в кровати и для других действий по самообслуживанию. Объективная регистрация затрат энергии давно уже стала необходима, но была технически трудно осуществима. Опосредованно это можно было сделать при изучении состава выдыхаемого воздуха, а точнее количества CO_2 в нем. С помощью устройств пространственной акселерометрии это делается значительно проще. В связи с технической возможностью регистрации показателей баланса и других движений появились новый термин — *актиграфия*, или иначе *актиметрия* [<http://en.wikipedia.org/wiki/Actigraphy>], и соответ-

ственно приборы, которые выполняют актиметрию [<http://www.theactigraph.com/>]. Выполнен ряд работ, которые позволяют использовать данные приборы как в бытовой, так и в клинической практике [5, 7, 11, 15, 18]. Не отстают и отечественные разработчики [www.neurocor.ru].

Однако в любом случае клиницисту необходимо иметь точку опоры для оценки получаемых данных. В этом смысле метод стабилотрии уже занял определенное место в диагностике ряда функциональных состояний, вошел в приказы и стандарты медицинской помощи, в том числе и в приказ Минздрава России от 29.12.2012 № 1705н «О порядке организации медицинской реабилитации».

Так же как ранее были разработаны методы восстановления баланса посредством различных игр и тренажеров с использованием биологической обратной связи (БОС), аналогичные методы разработаны и для акселерометрических систем регистрации баланса тела [8].

ОБСЛЕДУЕМЫЕ И МЕТОДЫ

Обследование проведено на 9 здоровых мужчинах в возрасте от 26 до 39 лет, (средний возраст — 32 ± 4 года), не имевших в анамнезе травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата. Для исследования баланса применялся сенсор биомеханический «Trust-M» (фирма «Неврокор», Москва). Использовались данные акселерометров прибора, ориентированные в трех взаимно перпендикулярных плоскостях.

Методика исследования: обследуемый становится ровно, прямо, положение стоп симметричное в удобной позиции. Сенсор «Trust-M» фиксировался в области остистого отростка L_5 на специальном поясе с двусторонней лентой «Велкро», которая плотно охватывала верхнюю часть бедер. Выполняли три последовательные записи — в исходном положении, в положении стоя на правой ноге и стоя на левой ноге. При этом обследуемый только приподнимал стопу, чтобы исключить опору на данную конечность. Это позволяло потенциально избежать опасных нарушений равновесия и последующего падения, что не актуально для здоровых, но существенно при обследовании больных людей. Данные в каждом положении записывались в течение 30 с.



Рис. 1. Положение сенсора «Trust-M» во время обследования

Регистрация и последующая первичная обработка данных проводились в собственном программном пакете «Trust Motion». Данные акселерометров подвергались обработке фильтром верхних частот 0,5 Гц и нижних — 100 Гц. За выбранный промежуток времени по каждому направлению строился график спектра частот колебаний. На графике отмечались колебания максимальной амплитуды. Всего выбирались две такие амплитуды на каждом графике. Значения амплитуд и соответствующих им частот копировались в таблицу. Статистическая обработка выполнена в Microsoft Excel методами стандартной вариационной статистики.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты исследования для вертикальной, фронтальной и горизонтальной плоскостей представлены в табл. 1–3.

В вертикальной плоскости при стойке на обеих ногах можем отметить основные колебания на частоте около 8 и 13 Гц почти равной амплитуды. При стойке на одной ноге ведущая частота снижается вдвое, и амплитуда увеличивается в 3–4 раза. Вторая по значению ведущая амплитуда реагирует аналогично, но менее активно.

Колебания во фронтальной и вертикальной плоскости демонстрируют близкие по значению амплитуды и частоты показатели — как в положении основной стойки, так и в положении стоя на одной ноге.

Сагиттальная плоскость характеризуется низкочастотными колебаниями, которые существенно ниже 1 Гц. В результате само значение не верифицируется программным обеспечением, поскольку график начинается непосредственно от значения 0 Гц. Амплитуда основного колебания в среднем в два раза превышает амплитуду для других направлений.

Таблица 1

Результаты исследований колебаний в вертикальной плоскости

Положение/показатель		$X_{1g} \cdot 10^{-4}$	X_1 Гц	$X_{2g} \cdot 10^{-4}$	X_2 Гц
Стоя на обеих ногах	M	4,6	8,37	4,4	13,4
	σ	0,7	2,87	0,5	4,37
на правой ноге	M	19	4,37	8,9	10,5
	σ	8,3	0,91	1,9	2,13
на левой ноге	M	16	4,75	9,8	11,25
	σ	7,4	1,03	4,4	2,86

Примечание. X_1 и X_2 — значения колебаний двух самых больших амплитуд: ускорение — в «g», частота — в Гц. M — средняя, σ — среднеквадратическое отклонение.

Таблица 2

Результаты исследования колебаний во фронтальной плоскости

Положение/показатель		$Y_{1g} \cdot 10^{-4}$	Y_1 Гц	$Y_{2g} \cdot 10^{-4}$	Y_2 Гц
Стоя на обеих ногах	M	5,4	7,0	4,4	11,62
	σ	1,2	3,16	0,5	2,97
на правой ноге	M	21	3,0	14	7,62
	σ	8,3	2,39	5,8	3,58
на левой ноге	M	24	2,87	17	8,62
	σ	5,2	3,39	7,6	2,56

Примечание. Y_1 и Y_2 — значения колебаний двух самых больших амплитуд: ускорение — в «g», частота — в Гц. M — средняя, σ — среднеквадратическое отклонение.

Таблица 3

Результаты исследования колебаний в сагиттальной плоскости

Положение/показатель		$Z_{1g} \cdot 10^{-4}$	Z_1 Гц	$Z_{2g} \cdot 10^{-4}$	Z_2 Гц
Стоя на обеих ногах	M	11	0,0	5,6	7,0
	σ	0,3	0,0	0,5	4,1
на правой ноге	M	22	0,12	14	4,62
	σ	4,6	0,35	5,2	1,59
на левой ноге	M	24	1,0	15	5,50
	σ	5,2	2,45	5,5	2,56

Примечание. Z_1 и Z_2 — значения колебаний двух самых больших амплитуд: ускорение — в «g», частота — в Гц. M — средняя, σ — среднеквадратическое отклонение.

При этом ее увеличение при стойке на одной ноге существенно меньше, чем для других направлений. При этом частота колебаний возрастает, и они уже верифицируются, как 0,12 для правой и 1,0 Гц — для левой нижней конечности.

Среднеквадратические отклонения в ряде случаев имеют высокие показатели относительно среднего значения. Определить, случайный или закономерный характер носят данные изменения, можно с увеличением количества наблюдений.

ОБСУЖДЕНИЕ

Стабилометрическое исследование по данной методике проводится существенно легче, чем тради-

ционная стабилметрия, как минимум, за счет того, что нет необходимости выставлять стопы обследуемого на платформе в определенном положении и в использовании самой платформы, как прибора, имеющего габариты, высоту и вес.

Регистрация трехмерной стабиллограммы показала, что вертикальный компонент колебаний занимает существенную часть в процессе поддержания вертикальной стойки и аналогичен таковому для колебаний во фронтальной плоскости. В обоих направлениях колебания обладают наибольшей ведущей частотой. Колебания наименьшей частоты зафиксированы в сагиттальной плоскости. Данный результат не является неожиданным, поскольку для баланса в вертикальной

стойке в норме используется голеностопная стратегия [14]. Это, собственно, наиболее видимые колебания. Фронтальная плоскость обладает колебаниями заметно более высокой частоты, как и практически не анализируемая в клинической стабиллометрии вертикальная составляющая.

На рис. 2 представлены типичные графики спектра частот по всем трем составляющим. Графики для плоскостей X и Y близки даже по внешнему виду. При этом график для сагиттальных колебаний (Z) значительно отличается за счет преобладания основных колебаний в низкочастотной части спектра.

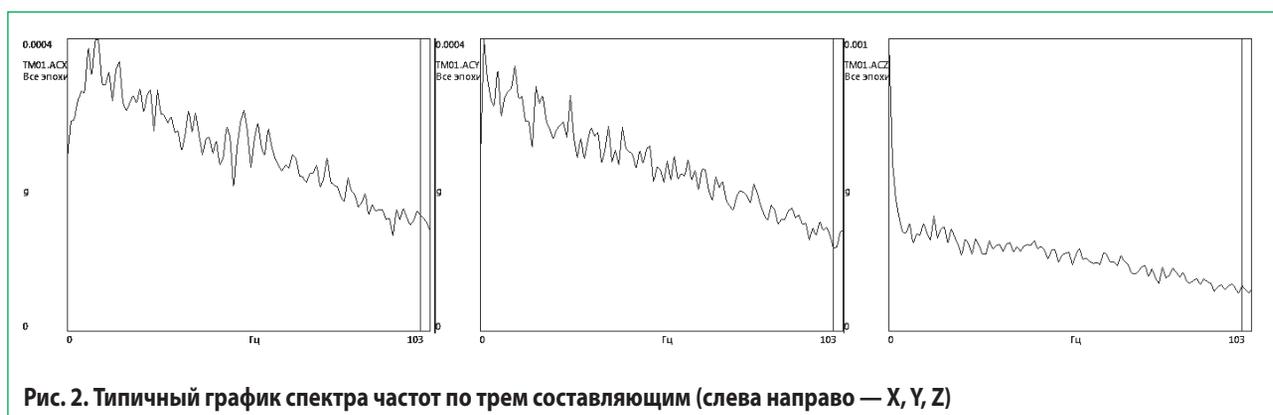
Как и ожидалось, объективно мы получили снижение стабильности в положении на одной ноге в вертикальной и фронтальной плоскости в 4–5 раз, а в сагиттальной — в 2 раза. При этом соответствующее снижение частоты колебаний составило, в среднем, в 2 раза для вертикальной и фронтальной плоскости. Для сагиттальной плоскости, наоборот, обнаружено увеличение частоты колебаний, что непосредственно связано со снижением стабильности. Оба феномена точно подчиняются фундаментальному закону флуктуирующих систем [1]. Для вертикальной и фронтальной плоскости увеличение амплитуды колебаний приводит к снижению их частоты. Для сагиттальной увеличение частоты колебаний в сочетании с увеличением их амплитуды свидетельствует о вынужденном характере таких колебаний и избыточном мышечном контроле.

Имеющиеся данные показывают практически аналогичные результаты в стойке на одной ноге как для правой, так и для левой стороны, только для сагиттальной плоскости получено расхождение в показателе в 8 раз, но это отличие статистически недостоверно ($p > 0,05$). Имеется ли закономерность,

связанная с физиологическим предпочтением той или другой стороны, можно выяснить при увеличении числа исследований.

Полученные нами данные неплохо согласуются с таковыми в исследовании [10]. Таким образом, технические близкие приборы, выполненные разными производителями, позволяют получать практически одинаковые параметры. При этом такой способ стабиллометрии имеет ряд существенных преимуществ. Данный способ не только позволяет выполнять 3D-стабиллометрию, но и позволяет делать это практически в портативном варианте. При использовании в качестве компьютера современных смартфонов или планшетных компьютеров исследование может быть выполнено в любом месте и для переноски не требует усилий и пространства. Весь комплекс становится не портативным, а карманным. Такой вариант существенно расширяет функциональные возможности. Кроме того, как справедливо отмечается в работе Mancini M. et al. [17], традиционная стабиллометрия — метод дорогой и требует специальных условий. Акселерометрия может быть хорошей альтернативой традиционной стабиллометрии. Так, уже имеются исследования посредством данного метода и в других областях медицины, например, в эндокринологии, и, в частности, при таком заболевании, как сахарный диабет [25]. Обнаружено, что акселерометрическая стабиллометрия имеет высокую корреляцию с одним из самых чувствительных методов исследования баланса — тестом сенсорной организации [28].

Полученные данные, несомненно, являются пилотными, как минимум, в силу незначительной выборки и требуют дальнейшего изучения, в том числе и с точки зрения статистических характеристик распределения.



ВЫВОДЫ

1. Метод 3D-стабилометрии характеризуется удобством, простотой и портативностью применяемого оборудования.

2. Полученные нормативные параметры могут служить ориентиром при оценке показателей при использовании данной методики.

3. Колебания в вертикальном направлении и во фронтальной плоскости носят характер более высокочастотных, чем таковые для сагиттальной плоскости.

4. В стойке на одной ноге имеется снижение устойчивости в 3–4 раза в вертикальной и фронтальной плоскостях и в 2 раза — в сагиттальной по сравнению с основной стойкой.

5. Увеличение числа наблюдений позволит уточнить полученные результаты и изучить статистические параметры полученных данных.

ЛИТЕРАТУРА

- Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия. М.: Т.М. Андреева, 2007. 617 с.
- Adkin A.L., Allum J.H.J., Bloem B.R. Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease // *Gait and Posture*. — 2005; 22. — P. 240–249.
- Allum J.H.J., Held-Ziolkowska M., Adkin A.L., Carpenter M.G., Honegger F. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit // *Gait and Posture*. — 2001; 14. — P. 227–237.
- Allum J.H., Carpenter M.G. A speedy solution for balance and gait analysis angular velocity measured at the centre of body mass // *Curr Opin Neurol*. — 2005; 18. — P. 15–21.
- Brandes M., van Hees V.T., Hannover V., Brage S. Estimating Energy Expenditure from Raw Accelerometry in Three Types of Locomotion // *Med. Sci Sports Exerc*. — 2012, Nov.; 44[11]. — P. 2235–2242.
- Bussmann J.B., Martens W.L., Tulen J.H., Schasfoort F.C., van den Berg-Emons H.J., Stam H.J. Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor // *Behav. Res. Methods Instrum. Comput*. — 2001, Aug; 33[3]. — P. 349–356.
- Chiari L., Dozza M., Cappello A., Horak F.B., Macellari V., Giansanti D. Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system // *IEEE Trans. Biomed. Eng*. — 2005, Dec.; 52[12]. — P. 2108–2111.
- Deuschl G., Wenzelburger R., Löffler K., Raethjen J., Stolze H. Essential tremor and cerebellar dysfunction clinical and kinematic analysis of intention tremor // *Brain*. — 2000, Aug.; 123[Pt 8]. — P. 1568–1580.
- Doheny E.P., McGrath D., Greene B.R., Walsh L., McKeown D., Cunningham C., Crosby L., Kenny R.A., Caulfield B. Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers // *Conf Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc*. — 2012, Aug. — P. 3300–3303.
- El-Zayat B.F., Efe T., Heidrich A., Wolf U., Timmesfeld N., Heyse T.J., Lakemeier S., Fuchs-Winkelmann S., Schofer M.D. Objective assessment of shoulder mobility with a new 3D gyroscope—a validation study // *BMC Musculoskelet. Disord*. — 2011, Jul.; 21. — P. 12–168.
- Gill J., Allum J.H.J., Carpenter M.G., Held-Ziolkowska M., Honegger F., Pierchala K. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age // *J. Gerontology*. — 2001, 56A. — P. 438–447.
- Hegeman J., Shapkova E., Honegger F., Allum J.H.J. Effect of age and height on trunk sway during stance and gait // *J. Vest Res*. — 2007; 17. — P. 75–87.
- Horak F., Nashner L., Central Programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configuration // *J. Neurophysiol*. — 1986. — N 55. — P. 1369–1381.
- Janssen W.G., Külcü D.G., Horemans H.L., Stam H.J., Bussmann J.B. Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement // *IEEE Trans. Neural. Syst Rehabil Eng*. — 2008, Oct.; 16(5). — P. 479–484.
- Maddison R., Jiang Y., Hoorn S.V., Mhurchu C.N., Lawes C.M., Rodgers A., Rush E. Estimating energy expenditure with the RT3 triaxial accelerometer // *Res. Q. Exerc. Sport*. — 2009, Jun.; 80[2]. — P. 249–256.
- Mancini M., Horak F.B., Zampieri C., Carlson-Kuhta P., Nutt J.G., Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease // *Parkinsonism Relat Disord*. — 2011, Aug.; 17[7]. — P. 557–562.
- Mancini M., Salarian A., Carlson-Kuhta P., Zampieri C., King L., Chiari L., Horak F.B. iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control // *J. Neuroeng Rehabil*. — 2012, Aug.; 22. — P. 9–59.
- Maetzler W., Mancini M., Liepelt-Scarfone I., Müller K., Becker C., van Lummel R.C., Ainsworth E., Hobert M., Strefler J., Berg D., Chiari L. Impaired trunk stability in individuals at high risk for Parkinson's disease // *PLoS One*. — 2012; 7[3]. — e32240; Epub. — 2012, Mar., 23, Jun; 80[2]. — P. 249–256.

19. Martinez-Mendez R., Sekine M., Tamura T. Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. // *Comput Methods Biomed Biomed Engin.* — 2012, Sep.; 15[9]. — P. 899–910.
20. Moe-Nilssen R., Helbostad J.L. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing // *Gait Posture.* — 2002, Aug.; 16[1]. — P. 60–68.
21. O'Sullivan M., Blake C., Cunningham C., Boyle G., Finucane C. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers // *Age Ageing.* — 2009, May; 38[3]. — P. 308–313.
22. Rigas G., Tzallas A.T., Tsiouras M.G., Bougia P., Tripoliti E.E., Baga D., Fotiadis D.I., Tsouli S.G., Konitsiotis S. Assessment of tremor activity in the Parkinson's disease using a set of wearable sensors // *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* — 2012, May; 16[3]. — P. 478–487.
23. Teskey W.J., Elhabiby M., El-Sheimy N. Inertial Sensing to Determine Movement Disorder Motion Present before and after Treatment // *Sensors [Basel].* — 2012; 12[3]. — P. 3512–3527.
24. Tsiouras M.G., Tzallas A.T., Rigas G., Tsouli S., Fotiadis D.I., Konitsiotis S. An automated methodology for levodopa-induced dyskinesia: assessment based on gyroscope and accelerometer signals // *ArtifIntell Med.* — 2012, Jun.; 55[2]. — P. 127–135.
25. Turcot K., Allet L., Golay A., Hoffmeyer P., Armand S. Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers // *ClinBiomech[Bristol, Avon].* — 2009, Nov.; 24[9]. — P. 716–721.
26. Uswatte G., Miltner W.H., Foo B., Varma M., Moran S., Taub E. Objective measurement of functional upper-extremity movement using accelerometer recordings transformed with a threshold filter // *Stroke.* — 2000, Mar.; 31[3]. — P. 662–667.
27. Veluvolu K.C., Ang W.T. Estimation of physiological tremor from accelerometers for real-time applications // *Sensors [Basel].* — 2011; 11[3]. — P. 3020–3036.
28. Whitney S.L., Roche J.L., Marchetti G.F., Lin C.C., Steed D.P., Furman G.R., Musolino M.C., Redfern M.S. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance // *Gait Posture.* — 2011, Apr.; 33[4]. — P. 594–599.
29. Winter D.A. A. B. C. of balance during standing and walking. Univ. of Waterloo press, 1995. 56 p.

ИНФОРМАЦИЯ ДЛЯ КОНТАКТА

Дмитрий Владимирович Скворцов — д-р мед.наук, проф. каф. реабилитации, адрес: 117997, Москва, ул. Островитянова, д. 1, e-mail: dskvorts63@mail.ru (ответственный за переписку); *Борис Александрович Поляев* — д-р мед. наук, проф., зав. каф. реабилитации и спортивной медицины; *Николай Васильевич Загородний* — д-р мед. наук, проф., зав. каф. ортопедии-травматологии, e-mail: zagorodniy51@mail.ru; *Николай Иванович Карпович* — канд. мед. наук, доцент каф. ортопедии-травматологии, адрес: Москва, ул. Миклухо-Маклая, 6, e-mail: galen7@yandex.ru; *Али Владимирович Дамаж* — аспирант каф. ортопедии-травматологии, e-mail: aliks_damaj@mail.ru.