

## БАЛАНС РАВНОВЕСИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕХНОЛОГИИ ИНЕРЦИАЛЬНЫХ СЕНСОРОВ – МЕТОДОЛОГИЯ И НОРМЫ

Королева С.В.<sup>1</sup>, Михайлов Д.В.<sup>1</sup>, Королёв П.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ФГБОУ ВО «Ивановский ГМУ Минздрава России», Иваново, e-mail: drqueen@mail.ru;

<sup>2</sup>ИГЭУ, Иваново

---

Значимой клинической функцией для пациентов различного профиля является объективная оценка баланса равновесия – как значимая характеристика общего состояния человека и предиктор двигательной активности в целом. Несмотря на разработанные алгоритмы и параметры, традиционная стабилметрия имеет ряд ограничений и недостатков. Новая технология инерциальных сенсоров ограничена отсутствием единой методологии обследования. Целью настоящего исследования стало изучить возможность исследования баланса равновесия в вертикальной стойке с использованием инерциального сенсора и обследовать здоровых пациентов для получения нормальных значений. Обследованы 186 здоровых респондентов, мужчин – 109, женщин – 77, средний возраст 22,07±0,49 года. Исследование проводилось с помощью инерциального сенсора «Нейросенс», ООО «Нейрософт» (г. Иваново) с ПО Стэдис-Баланс, № РЗН 2018/7458 от 11.07.2022 г., с регистрацией показателей, получивших положительную клиническую оценку и высокую сопоставимость с золотым стандартом стабилметрических платформ. Получены нормативы угловых ускорений по временным и частотным параметрам. Прямое сравнение с аналогично проведенными исследованиями других авторов не выявило значимых отличий, за исключением некоторых частотных, связанных с различиями методики регистрации. Влияние выявленных особенностей требует обследований при дизайне «случай – контроль» и будет целью дальнейших исследований. Полученные данные могут быть использованы в качестве нормативов при проведении клинических исследований с использованием технологии инерциальных сенсоров.

---

Ключевые слова: баланс равновесия, показатели, инерциальный сенсор, нормы, здоровые респонденты.

## EQUILIBRIUM BALANCE USING INERTIAL SENSOR TECHNOLOGY – ANALYSIS METHODOLOGY AND STANDARDS

Koroleva S.V.<sup>1</sup>, Mikhailov D.V.<sup>1</sup>, Korolyov P.V.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>FSBEI HE «Ivanovo SMU» of MOH of Russia, Ivanovo, e-mail: drqueen@mail.ru;

<sup>2</sup>ISPU, Ivanovo

---

A significant clinical function for patients of various profiles is an objective assessment of balance - a significant characteristic of both the general condition of a person and a predictor of motor activity in general. Despite the developed algorithms and parameters, traditional stabilometry has a number of limitations and disadvantages. New inertial sensor technology is limited by the lack of a unified survey methodology. The purpose of this study was to examine the feasibility of studying upright balance using an inertial sensor and to examine healthy patients to obtain norms. 186 healthy respondents were examined, 109 men, 77 women, average age 22.07±0.49 years. The study was carried out using the Neurosens inertial sensor, Neurosoft LLC (Ivanovo) with Steadys-Balance software, No. RZN 2018/7458 dated 07/11/2022. with registration of indicators that have received a positive clinical assessment and are highly comparable with the «gold standard» stabilometric platforms. Standards for angular accelerations based on time and frequency parameters were obtained. Direct comparison with similarly conducted studies by other authors did not reveal significant differences, with the exception of some frequency differences associated with differences in registration methods. The impact of the identified features requires examination in a case-control design and will be the goal of further research. The obtained data can be used as standards when conducting clinical studies using inertial sensor technology.

---

Keywords: balance, indicators, inertial sensor, norms, healthy respondents

Функция равновесия и способность человека поддерживать его баланс в процессе стояния и при ходьбе – значимая характеристика общего состояния человека и предиктор двигательной активности в целом, например качества ходьбы. Субъективное восприятие

равновесия не может быть принято в качестве объективного параметра в динамике, например, реабилитации или в качестве критерия эффективности лечения.

Сложность оценки состоит в том, что при спокойном стоянии две трети массы тела человека расположены на высоте двух третей высоты тела над опорой, что, по сути, определяет нестабильность системы изначально, это требует постоянного контроля в удержании. Основными системами, определяющими характеристики баланса, являются зрение (система планирования передвижения), вестибулярная система (воспринимает линейные и угловые ускорения) и соматосенсорная система, воспринимающая положение и скорость всех сегментов тела, ориентацию силы тяжести.

В настоящее время для моделирования баланса равновесия чаще используется биомеханическая модель перевернутого маятника, при этом в зависимости от целей исследования авторы прибегают либо к однозвенной, либо к многозвенной модели. Интегральный контроль, позволяющий осуществить как общий баланс, так и баланс отдельно в каждом звене, – суть равновесия.

Баланс – это общий термин, описывающий динамику положения тела, он позволяет предотвратить падение. Это связано с инерционными силами, действующими на тело, и инерционными характеристиками сегментов. Объективное, с использованием инструментальных методов исследование функции баланса в вертикальной стойке, известно с конца XX века. Наиболее распространена методика с применением платформы с датчиками силы, в разное время получившая названия «постурография», «стабилометрия», «стабилография» и т.д. Несмотря на разработанные алгоритмы и параметры, традиционная стабилометрия имеет ряд ограничений и недостатков. Так, корректировка и обнуление внешней системы координат происходят после установки стоп и располагаются строго по центру / в межлодыжечной точке, что часто не соответствует действительности (например, при декомпенсации и переносе общего центра масс в сторону контралатеральной конечности). С начала XXI века для оценки баланса стали использовать инерциальные сенсорные датчики / акселерометры или бесплатформенные инерциальные системы на их основе (в иностранной литературе обозначаемые как IMU). В системах IMU акселерометрические, гироскопические, магнитометрические датчики позволяют регистрировать изменения одновременно в трех взаимоперпендикулярных плоскостях (фронтальной, горизонтальной и сагиттальной) с большей частотой, чем традиционные стабилометрические платформы, что расширяет их клиническое применение. Несомненная привлекательность инерциальных сенсоров в клинике ограничена отсутствием единой методологии обследования.

Цель исследования – изучить методологию исследования баланса равновесия в вертикальной стойке с использованием инерциального сенсора и обследовать здоровых пациентов для получения норм баланса равновесия в вертикальной стойке.

**Материал и методы исследования.** Обследованы 186 здоровых человек, без жалоб на состояние опорно-двигательной, вестибулярной, зрительной и нервной систем, без травм в анамнезе (средний возраст –  $22,073 \pm 0,49$  года; 21/20-23) / здесь и далее – среднее арифметическое  $\pm$  ошибка среднего / мода / интерквартильный размах квартиль 1 – квартиль 3); из них мужчин – 109, женщин – 77. К возрасту 22 года полностью оформляется стратегия поддержания баланса равновесия тела, что позволяет принять данную группу в качестве контроля. Исследование проводилось с помощью инерциального сенсора «Нейросенс», ООО «Нейрософт» (г. Иваново) с ПО Стэдис-Баланс, № РЗН 2018/7458 от 11.07.2022 г. [1]. Сенсор закреплялся в держателе на эластичной ленте и фиксировался в области крестца (проекция L5). Обследования проводились в тихой комнате, при комфортной температуре  $22^{\circ}\text{C}$ , после соответствующего инструктажа – стоять следовало спокойно, без дополнительных произвольных движений, без разговоров, чихания и кашля, глотаний. Установка стоп предлагалась европейская, с расстоянием между пятками 2 см, углом разворота стоп в  $30^{\circ}$ . Такое положение стоп позволяло вычленивать преимущественные колебания в сагиттальной плоскости. Переходные процессы отслеживали предварительным мониторингом без регистрации в течение 1–2 мин, затем проводили регистрацию – по 30 сек с открытыми и закрытыми глазами. Расчет используемых параметров проводили по методике, описанной в работе [2], в 3 плоскостях – сагиттальной, фронтальной и горизонтальной. Регистрировали параметры по угловым ускорениям:

Во временной области:

- 1) S – площадь проекции доверительного эллипсоида ( $\text{м}^2/\text{сек}^4$ );
- 2) Jerk – рывок (Sway jerkiness, time derivative of acceleration) [ $\text{м}^2/\text{сек}^5$ ];
- 3) Dist – среднее расстояние от центра траектории по ускорению (Mean distance from center of COP (ACC) trajectory) [ $\text{м}/\text{сек}^2$ ];
- 4) RMS – среднее квадратическое длин векторов ускорения (Root mean square of COP (ACC) time series) [ $\text{м}/\text{сек}^2$ ];
- 5) Path – длина траектории по ускорению (Sway path, total length of COP (ACC) trajectory) [ $\text{м}/\text{сек}^2$ ];
- 6) Range – диапазон ускорений (Range of COP displacement (acceleration)) [ $\text{м}/\text{сек}^2$ ];
- 7) Mf – средняя частота (число циклов в секунду, которое должно быть пройдено, чтобы покрыть траекторию длиной Path ( $Mf = \text{Path} / (2 * \pi * \text{Dist} * \text{trial duration})$ ).

(Mean frequency, the number, per second, of loops that have to be run by the COP (ACC), to cover a total trajectory equal to Path ( $Mf = \text{Path} / (2 \cdot \pi \cdot \text{Dist} \cdot \text{trial duration})$ ) [Гц];

8) Area – площадь выпуклой оболочки траектории по ускорению на единицу времени (Sway area, computed as the area spanned from the COP (ACC) per unit of time) [ $\text{м}^2/\text{сек}^5$ ].

В частотной области:

1) PWR – мощность (квадрат амплитуды) (Total power) [ $\text{м}^2/\text{сек}^4$ ];

2) F50 – медианная частота (частота, ниже которой содержится 50% мощности) (Median frequency, frequency below which the 50 % of PWR is present) [Гц];

3) F95 – 95%-ная частота (частота, ниже которой содержится 95% мощности) (95% power frequency, frequency below which the 95 % of PWR is present) [Гц];

4) CF – центроидная частота (Centroidal frequency) [Гц];

5) FD – дисперсия частоты (Frequency dispersion) [-].

Коэффициент Ромберга – отношение площади проекции доверительного эллипсоида ускорения (S) с закрытыми глазами к такой же площади с открытыми глазами.

### Результаты исследования и их обсуждение

Полученные результаты сведены в таблицы 1 и 2.

Таблица 1

Параметры баланса равновесия для пробы стояния в вертикальной стойке с открытыми глазами во фронтальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостях (интерквартильный размах – Мода/ 50% наблюдений, 1-го квартиля/ 25% и 3-го квартиля/ 75% наблюдений)

Показатели стабиломет рии	Глаза открыты								
	Фронтальная			Горизонтальная			Сагиттальная		
	Мода	Кварт1	Кварт3	Мода	Кварт1	Кварт3	Мода	Кварт1	Кварт3
S, $\text{м}^2/\text{с}^4$	0,0023	0,0014	0,0037	0,0017	0,001	0,0027	0,0023	0,0016	0,0035
Jerk, $\text{м}^2/\text{с}^5$	0,3612	0,2328	0,5621	0,213	0,1221	0,349	0,3403	0,2341	0,5249
Dist, $\text{м}/\text{с}^2$	0,0105	0,0084	0,0135	0,0079	0,0064	0,0104	0,01	0,0084	0,0132
Rms, $\text{м}/\text{с}^2$	0,0095	0,0079	0,0116	0,0074	0,0057	0,0097	0,0095	0,0079	0,0113
Path, $\text{м}/\text{с}^2$	3,8821	3,1257	4,7978	2,8877	2,2023	3,7982	3,7688	3,1419	4,5631
Range, $\text{м}/\text{с}^2$	0,0578	0,0456	0,0871	0,0538	0,0354	0,076	0,0569	0,0449	0,0764
Mf, Гц	2,103	1,6979	2,3538	1,9719	1,5763	2,2957	2,0489	1,6757	2,2999
Area, $\text{м}^2/\text{с}^5$	0,00005	0,00003	0,0001	0,00004	0,00002	0,00007	0,00005	0,00003	0,00008
Pwr, $\text{м}^2/\text{с}^4$	0,0101	0,0067	0,0174	0,023	0,0169	0,0351	0,0096	0,0055	0,0183
F50, Гц	1,7994	1,6977	1,9392	1,9746	1,6711	2,2393	2,0701	1,8315	2,2682

F95, Гц	4,4861	4,1986	4,7428	4,7683	4,4652	5,2298	4,3985	4,214	4,6984
Cf, Гц	4,7125	3,7229	6,6146	4,8301	3,9948	6,0147	4,2666	3,538	5,2598
Fd	117,09	55,631	209,1	104,23	58,505	168,24	77,855	41,366	133,23
Коэфф Ромберга	1,2697	1,0316	1,7165	1,4264	1,0504	1,8405	1,2831	0,9982	1,7456

Таблица 2

Параметры баланса равновесия для пробы стояния в вертикальной стойке с закрытыми глазами во фронтальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостях (интерквартильный размах – Мода/ 50% наблюдений, 1-го квартиля/ 25% и 3-го квартиля/ 75% наблюдений)

Показатели стабиломет рии	Глаза закрыты								
	Фронтальная			Горизонтальная			Сагиттальная		
	Мода	Кварт1	Кварт3	Мода	Кварт1	Кварт3	Мода	Кварт1	Кварт 3
S, м <sup>2</sup> /с <sup>4</sup>	0,0029	0,0017	0,0054	0,0021	0,0012	0,0041	0,0029	0,0018	0,0046
Jerk, м <sup>2</sup> /с <sup>5</sup>	0,4283	0,2703	0,7823	0,3141	0,1467	0,533	0,4327	0,2572	0,7112
Dist, м/с <sup>2</sup>	0,0119	0,0093	0,0152	0,01	0,0071	0,0143	0,0113	0,0091	0,0152
Rms, м/с <sup>2</sup>	0,0105	0,0082	0,0138	0,0085	0,0065	0,0122	0,0104	0,0084	0,0131
Path, м/с <sup>2</sup>	4,2354	3,4608	5,462	3,5143	2,5236	4,5567	4,2086	3,3647	5,3577
Range, м/с <sup>2</sup>	0,0655	0,0471	0,0987	0,0612	0,0439	0,0985	0,0615	0,046	0,0874
Mf, Гц	2,0288	1,6609	2,3588	1,866	1,5579	2,219	1,9728	1,642	2,2663
Area, м <sup>2</sup> /с <sup>5</sup>	0,00006	0,00004	0,0001	0,00006	0,00003	0,0001	0,00006	0,00004	0,0001
Pwr, м <sup>2</sup> /с <sup>4</sup>	0,0138	0,0083	0,0237	0,0248	0,0177	0,0426	0,0145	0,0075	0,0279
F50, Гц	1,7702	1,665	1,9654	2,0667	1,806	2,3651	1,9987	1,7351	2,2356
F95, Гц	4,4378	4,1736	4,7603	4,9131	4,5	5,4315	4,5015	4,3014	4,7698
Cf, Гц	4,944	3,6913	6,7239	4,6501	3,842	5,9346	4,6925	3,6781	5,701
Fd	121,92	54,92	212,88	93,948	51,27	160,21	100,46	48,211	158,82
Коэфф Ромберга	1,2697	1,0316	1,7165	1,4264	1,0504	1,8405	1,2831	0,9982	1,7456

Относительно немногочисленные примеры клинического применения технологии IMU аналогичны данному, и их прямое сравнение с группами контроля не применимо, так как способы регистрации разнятся по требованиям эксперимента. Так, в работе A.J. Solomon и соавторов (2015) установлены различия по частотным параметрам, что обусловлено разницей в методологии исследований – группа контроля по требованиям авторского эксперимента

обследовалась аналогично больным – на коврик из вспененной резины, со скрещенными на груди руками, меняющими соотношение уравнивающих векторов [3].

Для более взвешенной оценки и несмотря на выполнение критерия согласия Колмогорова–Смирнова по параметрическому характеру распределения, полученные в настоящем исследовании результаты представлены в виде моды (2-й квартиль выборки, наиболее вероятное значение) и 1-го и 3-го квартиля (25% и 75% выборки).

Методики проведения обследования с использованием инерциального сенсора достаточно разнятся, но расположение сенсора на области L5 является наиболее частым вариантом установки, а время регистрации – от 20 сек до 60 сек, наиболее частое – 30 сек, в варианте теста Ромберга (одинаковое время стояния с открытыми и закрытыми глазами), позволяет оценить работу зрительного и проприоцептивного анализаторов, наиболее востребованных для регуляции баланса в спокойном состоянии в вертикальной стойке. Клинически актуальным в проведенном исследовании является расположение сенсора в реальном центре масс конкретного человека – в области крестца, регистрация и анализ акселерометрических данных – угла наклона / его ускорения. Несмотря на определенную сложность в интерпретации получаемой информации, существует ряд исследований, подтверждающих валидность и правомерность информации с сенсоров в сравнении с показателями с традиционных стабилметрических платформ [4, 5, 6, 7] без возможности прямого сравнения. В настоящее время есть работы, подтверждающие, что установленный на пояснице сенсор способен точно различить три плоскости колебаний, а также классификацию показателей баланса, например под влиянием максимального анаэробного утомления [8]. Сенсорные датчики более надежны в отражении динамики изменений со стороны нижних конечностей, не требуют дополнительной обработки нативных данных (в отличие от двойного преобразования на платформах), объективны в отражении высокочастотной полосы колебаний.

С биомеханической точки зрения вопросы иерархии центральных и периферических механизмов при осуществлении контроля поддержания равновесия до настоящего времени носят дискуссионный характер, но большинство авторов склоняются к ведущему «центральному» механизму прямого управления при наличии «автоматической» генерации корректирующих мышечных усилий в ответ на возмущение равновесия. Для здоровых людей тело человека обычно моделируется в виде одномерного перевернутого маятника, который может вращаться в голеностопном суставе в сагиттальной плоскости как единое твердое тело (что подтверждается полученными данными). В этом случае коленный и тазобедренный суставы находятся в замкнутом состоянии, появляется возможность непосредственного измерения контролируемой переменной (угловых ускорений в голеностопном суставе) при

игнорировании движений в других суставах нижних конечностей. Такая стратегия носит название голеностопной, вовлеченные в нее механизмы – голеностопной синергией (Ankle (англ.) – лодыжка). Таким образом, в группе здоровых респондентов доминирующими признаками являются признаки А-стратегии, когда преобладающий вклад в кинематику движения обеспечивается поворотом в голеностопном суставе. Высокоинерционная А-синергия эффективна при восстановлении положения центра тяжести при «медленных» возмущениях (в том числе, антигравитационных).

Тело человека представляет собой многозвенную биомеханическую цепь, и особенно актуально это положение для людей с изменениями в суставах нижних конечностей (например, сгибательной контрактурой или миофасциальным болевым синдромом), что вызывает ограничения в замыкании отдельных суставов и изменяет паттерн удержания равновесия. При этом отклонение от положения равновесия приводит к необходимости вырабатывать корректирующие силовые моменты в измененных суставах, и справедливость изменений колебаний в каждом конкретном случае следует рассматривать с точки зрения ограничений «обратной» высокочастотной связи, с клиническими ограничениями. Поэтому изучение баланса равновесия и его изменений при отдельных нозологических формах в сравнении с контролем – актуальная задача дальнейших исследований авторов.

**Заключение.** Основываясь на полученных результатах и учитывая имеющиеся работы по применению технологии инерциальных сенсоров, авторы статьи могут рекомендовать к клиническому использованию неинвазивный, безопасный, чувствительный и действенный способ оценки баланса равновесия в вертикальной стойке для характеристики контроля позы при различных заболеваниях и травмах.

### Список литературы

1. Регистрационное удостоверение на МИ «Система для диагностики двигательной патологии и восстановительного лечения методом биологической обратной связи «Стэдис» от 11.7.2022 № РЗН 218/7458 [Электронный ресурс]. URL: <https://neurosoft.com/files/documents/documents/581/Steadys-Registration-certificate-RF-11-07-2022.pdf>. (дата обращения 19.03.2024).
2. 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 // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2012. Vol. 9. P. 59. DOI: 10.1186/1743-0003-9-59.
3. Solomon A.J., Jacobs J.V., Lomond K.V., Henry S.M. Detection of postural sway abnormalities by wireless inertial sensors in minimally disabled patients with multiple sclerosis: a case-control study

// Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2015. Vol. 12 (1). DOI: 10.1186/s12984-015-0066-9.

4. Alessandrini M., Micarelli A., Viziano A., Pavone I., Costantini G., Casali D., Paolizzo F., Saggio G. Body-worn triaxial accelerometer coherence and reliability related to static posturography in unilateral vestibular failure // Acta Otorhinolaryngol. 2017. Vol. 37. Is. 3. P. 231-236. DOI: 10.14639/0392-100X-1334.

5. Hansen C., Beckbauer M., Romijnders R., Warmerdam E., Welzel J., Geritz J., Emmert K., Maetzler W. Reliability of IMU-Derived Static Balance Parameters in Neurological Diseases // Int. J. Environ Res. Public Health. 2021. Vol. 18 (7). P. 3644. DOI: 10.3390/ijerph18073644.

6. Александров А.В., Фролов А.А., Хорак Ф.Б., Карлсон Кухта П., Парк С. Биомеханический анализ стратегий поддержания равновесия при вертикальном стоянии у человека // Российский журнал биомеханики. 2004. Т. 8. № 3. С. 30-47.

7. Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking // Gait and posture. 1995. Vol. 3. P. 193-214. DOI: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.

8. Johnston W., O'Reilly M., Dolan K., Reid N., Coughlan G., Caulfield B. Objective Classification of Dynamic Balance Using a Single Wearable Sensor // In Proceedings of the 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support (icSPORTS 2016). P. 15-24. DOI: 10.5220/0006079400150024.