

УДК: 612.766.2

DOI: 10.12737/20437

**ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ДВИЖЕНИЙ ГОЛОВЫ И ЦЕНТРА ДАВЛЕНИЯ  
ЧЕЛОВЕКА В ОСНОВНОЙ СТОЙКЕ С ПРИМЕНЕНИЕМ ТЕХНОЛОГИИ MOTION CAPTURE**

О.И. ВОРОНЦОВА, М.С. БАРАНЕЦ

*Астраханский государственный университет, ул. Татищева 20а, г. Астрахань, 414056, Россия*

**Аннотация.** Целью работы являлось доказательство достоверности методики определения положения центра давления человека по движению головы в поперечной плоскости. Результаты стабилметрического исследования были дополнены и расширены при помощи технологии захвата движения.

В исследовании участвовали 15 условно здоровых мальчиков возрастом 8-13 лет, которые были обследованы ортопедом-травматологом, неврологом, а также орторинолорингологом на предмет выявления отклонений функций опорно-двигательного аппарата и поддержания равновесия. Исследование проводилось с использованием аппаратуры захвата движений *ViconMotionCapture*, также использовалась стабилметрическая платформа *АМТИ*. Для каждого исследуемого строилась индивидуальная трехмерная скелетная модель, которая позволяла зафиксировать движения пациента в нормальной стойке, зрительно неуловимые, и продемонстрировать положение центра давления и центра масс пациента, а также был построен вектор силы реакции опоры. Далее проводился анализ цифровых данных, которые были представлены в виде графиков в программе *ViconPolygon*. Результатом анализа являлся вывод о схожести динамики движений головы и центра давления человека, который подтверждает более ранние исследования, проведенные более 15 лет назад. Инновационные технологии захвата движения *MotionCapture* в данной области используются впервые.

**Ключевые слова:** стабилметрические исследования, позу человека, центр давления, центр масс, движение головы, вектор силы реакции опоры, технология *MotionCapture*, *Vicon*.

**RESEARCH OF THE DYNAMICS OF HEAD MOVEMENT AND CENTER  
OF HUMAN PRESSURE IN NORMAL POSITION USING MOTION CAPTURE TECHNOLOGY**

O.I. VORONTCOVA, M.S. BARANETS

*Astrakhan State University, Str. Tatishcheva 20a, Astrakhan, 414056, Russia*

**Abstract:** The purpose of research was reliability confirmation method of determining the position of the center of human pressure on human head movement in transverse plane. The results of stabilometric research were complemented and extended by means of motion capture technology.

In research involved 15 boys aged 8-13 years, conditionally healthy. They were examined by an orthopedic trauma and other medical specialists for deviation of the musculoskeletal system maintaining balance. The research was conducted using an apparatus *Vicon Motion Capture*, as well as stabilometric platform *АМТИ*. Individual three-dimensional skeleton model was constructed for each test, allowing to fix the movement of the patient in a normal rack, visually elusive, and to demonstrate the position of the center of pressure and the center of mass of the patient. Also, the ground reaction force vector was constructed. Further, it was conducted an analysis of digital data in the form of graphs in the program *Vicon Polygon*. The result of the analysis led to the conclusion about the similarity of the dynamics of the human head and the center of pressure movement, which confirms earlier studies conducted over 15 years ago. Innovative technologies *MotionCapture* in this field are used for the first time.

**Key words:** stabilometric studies, postural pose, center of pressure (COP), center of mass (COM), head movement, ground reaction force vector, motion capture technology, *Vicon*.

Исследования вертикального положения тела человека берут свое начало в период

формирования биомеханики как науки. Ученые стремились применить уже сформиро-

ванные в механике закономерности к изучению тела человека. Первопроходцы в этом вопросе изучали локализацию общего центра тяжести [6,8,9,12,16] и интересовались главным образом положением общего центра тяжести человека в «основной стойке». Труды ученых, стоявших у истоков биомеханики тела человека, по сей день считаются фундаментальными. Метод изучения положения проекции общего центра тяжести тела, использующий различные самописцы, назвали «стабилография», а с использованием компьютерной обработки сигнала – «стабилометрия». После изобретения стабилометрических платформ (первые стандарты технических требований к ним разработаны в 1985 году) [5] стабилоисследования получили значительный толчок к развитию. Возможность исследования функции баланса, равновесия, различных реакций со стороны систем управления равновесием, позволила подойти с иной позиции к их состоянию при известных заболеваниях, а также обнаружить новые особенности функции проприоцептивной, нервно-мышечной, зрительной, вестибулярной и некоторых других систем. Отечественные достижения в стабилометрии скромнее. Первая стабилометрическая платформа в России была разработана только в 1990 г. ОКБ «Ритм» г. Таганрог. В 1994 г. разработана и выпускается полная динамометрическая платформа Московской фирмой «МБН». Методическое обеспечение стабилометрических исследований на русском языке в России также остаётся недостаточно разработанным, как для практических врачей, так и для научных работников. Первая монография по данной теме вышла в 1965 г. [1], вторая – только через 35 лет [2]. Кроме этого, имеются немногочисленные статьи и тезисы, разбросанные по разным журналам и сборникам.

Принцип работы стабилометрической платформы построен на использовании тензодатчиков (датчиков давления), регистрирующих силу, прикладываемую к ним по вертикали. Далее вычисляется равнодействующая силы, действующей на платформу. При спокойном стоянии человека на платформе, начало вектора равнодействующей будет показывать проекцию общего центра тяжести по вертикали, который в свою очередь, находится на 5 см кзади от оси тазобедренных суставов [8].

Основная стойка является динамическим процессом, поэтому производя регистрацию изменения положения центра давления с некоторой постоянно частотой фиксации, можно получить траекторию его перемещения, т.е. колебаний центра давления [3].

Известны и другие методы исследования, предназначенные для изучения функции равновесия и баланса тела в нормальной стойке. Применяется регистрация ускорений тела в двух или трех взаимно перпендикулярных плоскостях [4]. Существует также магнитометрические методы определения положения тела [7], в которых применяются магнитометрические датчики.

Регистрация движений головы в горизонтальной плоскости – метод, заслуживающий особого внимания. Сравнительный анализ данных стабилометрии и регистрации движений головы в поперечной плоскости показал, что они имеют высокий уровень корреляции. Исследования достоверности этого метода проводились в 90-х годах прошлого века [12]. Сделан вывод, что регистрация движений головы имеет преимущества, так как в меньшей степени зависит от веса и роста, что устраняет проблему нормирования итоговой информации [4].

**Цель исследования** – анализ закономерностей в движениях центра масс и маркера головы в основной стойке, выполненный при помощи системы захвата движения и стабилометрической платформы.

**Материалы и методы исследования.** Исследование было проведено в лаборатории по изучению биомеханики движений человека Астраханского государственного университета. Лаборатория располагает программно-аппаратным комплексом *Vicon*, предназначенным для захвата движений. Во время проведения исследования использовались 10 цифровых инфракрасных камер *ViconT40*, видео камера *Bonita 720*, стабилометрическая платформа *AMTI*, цифровой мультиплексный коммутатор *ViconGiganetLab*. Программное обеспечение: *ViconNexus*, *ViconPolygon*.

В исследовании участвовали 15 условно здоровых мальчиков (8-13 лет), которые временно были обследованы ортопедом-травматологом, неврологом, а также ороториноларингологом на предмет выявления отклонений функций опорно-двигательного аппарата и

поддержания равновесия. Стабилометрические исследования проводились согласно требованиям, сформулированным в рекомендациях Международного общества исследования основной стойки в 1983 г. [11]. Метод был дополнен и расширен при помощи системы захвата движения. Условия проведения исследования следующие.

1. Лаборатория располагает помещением  $5 \times 10$  м<sup>2</sup>, что предотвращает акустическую ориентацию пациента в пространстве. На окнах установлены плотные жалюзи для регулировки потока естественного освещения. Во время исследования не допускается наличие шума, резкие звуки должны быть устранены.

2. Необходимо произвести измерение антропометрических параметров пациента, зафиксировать и занести их в программное обеспечение программно-аппаратного комплекса по захвату движений *Vicon*.

3. В соответствии с используемой скелетной моделью *Plug-InGaitFullbody* на анатомические ориентиры тела пациента прикрепляются светоотражающие маркеры (40 штук).

4. Пациенту необходимо встать на стабилометрическую платформу босиком. Постановка стоп – европейская: пятки вместе, носки разведены на угол 30° с расстоянием между пятками в 2 см.

5. Начало координат платформы не совпадает с началом европейской системы координат (так как последняя «привязана» к положению стоп и их размеру у данного пациента), потому положение центра координат вычисляется вручную по формуле:  $O-A=0,59 \times p - 1,8$ , где расстояние O-A определяет центр системы координат,  $p$  – длина стопы в сантиметрах.

6. Встав на платформу, человек должен принять удобное положение, выпрямив спину. Время исследования – 30 секунд, за которое аппаратура производит захват неопределяемых визуально движений тела человека по движению маркеров. Одновременно стабилометрическая платформа фиксирует колебания центра давления. Пациент должен стоять неподвижно, с открытыми глазами, взгляд фокусируется на специальном маркере: на расстоянии 3-х метров устанавливается круг диаметром 5 см прямо перед глазами пациента.

7. Во избежание получения артефактов, захват движения производится несколько раз.

После проведения исследования необходима обработка цифровых данных захвата, построение трехмерной скелетной модели. В программе *Vicon Nexus* производится расчет положения маркеров и обработка данных, полученных с платформы, для определения траектории движения центра давления, с использованием плагина *Plug-In COP (Center Of Pressure)*. Также существует возможность визуального представления положения центра давления (ЦД) человека и вектора силы реакции опоры в трехмерном пространстве.

Для расчета коэффициента корреляции использовались статистические методы программы *MSExcel*, позволяющие оценить взаимосоответствие данных захвата микродвижений в основной стойке и стабилометрии.

**Результаты и их обсуждение.** Для демонстрации результатов исследования выбран пациент Егор Р., 10 лет, условно здоровый. Для отслеживания движений головы выбран маркер *RFHD (RightFrontHead)*, расположенный над правым виском, в одной плоскости с маркером *LFHD (LeftFrontHead)*, находящимся над левым виском, и в одной плоскости с маркерами *RBHD (RightBackHead)* и *LBHD (LeftBackHead)*, расположенными на затылке. Движения головы и центра давления по оси X и Y в системе координат программно-аппаратного комплекса *Vicon* представлены на рис. 1,2.

Для анализа графиков по корреляционному признаку оценивались наиболее выраженные пики № 1-5. Время проведения исследования взято за 100%. Результаты приведены в табл.

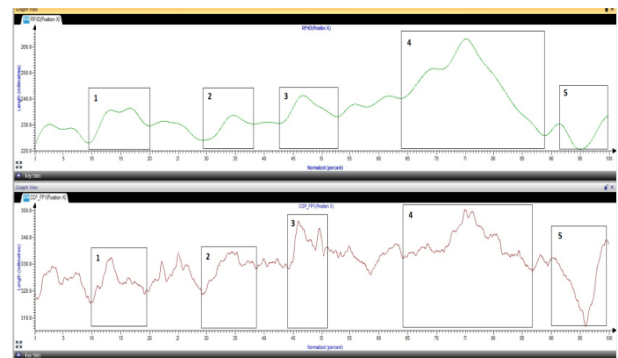


Рис. 1. График движения головы (сверху) и график движения центра давления (снизу), ось X

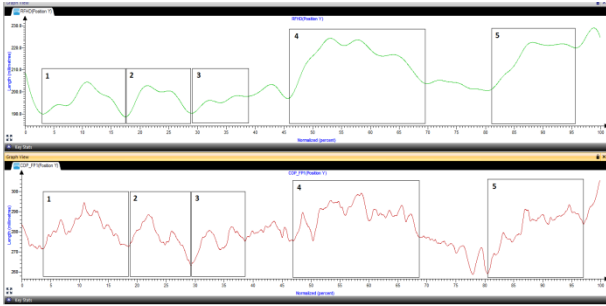


Рис. 2. График движения головы (сверху) и график движения центра давления (снизу), ось Y

Сравнительная динамика движения головы и ЦД (центр давления) (первое цифра – начал пика, вторая – конец пика в %)

№ пика	1		2		3		4		5	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
Голова (%)	9,5-20	3-17,5	29,5-38	18-28	42,5-53	28,5-39	64-89	46-69,5	91,5-99,5	81-95,5
ЦД (%)	10-19,5	3,5-18,5	29-39	19-29	44-51	29,5-38,5	64-87	47-69	90-99,5	80,5-97

Каждая активность на графике характеризует изменение положения ЦД и головы в пространстве. Добиться абсолютно статичного положения тела невозможно, в связи с тем, что удержание тела в равновесии – динамический процесс, который корректируется мышцами-антагонистами [10].

При анализе графиков и таблицы было выявлено, что характер изменения графика положения головы совпадает с графиком изменения положения ЦД: начало тенденции возрастания кривой графика положения головы соответствует началу тенденции возрастания кривой графика положения ЦД. Произведенный статистический расчет коэффициента корреляции в программе *MSEXcel* подтвердил показания графиков. Коэффициент корреляции данных по оси X составил 0,81, а по оси Y – 0,71, что является высокими показателями. Отсюда можно сделать вывод, что движение головы и центра масс коррелируют во фронтальной плоскости больше, чем в сагиттальной.

Частота колебаний ЦД явно больше, чем частота колебательных движений головы. Данный факт связан с так называемой «голеностопной стратегией» – физиологического типа поддержания баланса в основной стойке. Контроль этих движений осуществляется преимущественно двумя мышцами: *m. tibialis anterior* и *m. triceps surae*. При этом трехглавая мышца вы-

полняет силовую работу, а передняя большеберцовая – коррекционную. Описанная схема соответствует голеностопной стратегии поддержания постурального баланса. Голеностопная стратегия является основной для здорового человека [15].

Сагиттальная плоскость имеет наибольшую амплитуду колебаний ЦД в норме. Оси движений голеностопных суставов правой и левой сторон совпадают, так как находятся в одной проекции, в связи с этим тело весьма неустойчиво, что отражается на регистрируемых параметрах. Таким образом, в норме девиации центра тяжести в сагиттальной плоскости больше, чем во фронтальной.

Для визуальной наглядности положения ЦД, центра масс и его проекции на поверхность опоры, а также иллюстрации вектора силы реакции опоры, была построена трехмерная модель скелета пациента (рис. 3).

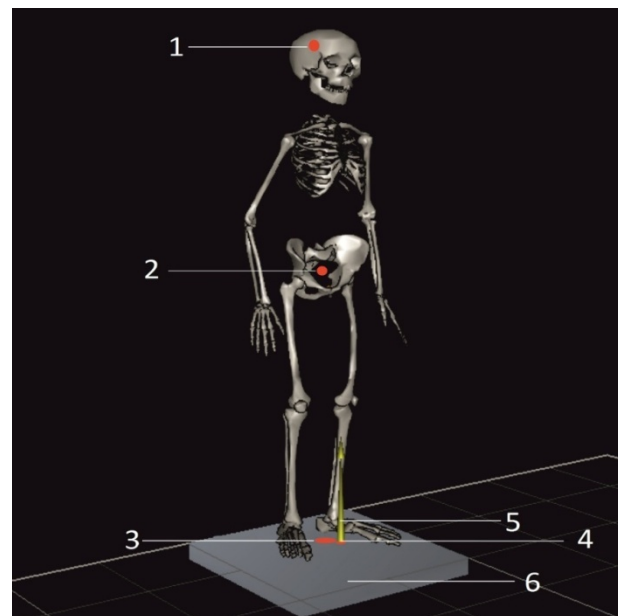


Рис. 3. Трехмерная модель скелета пациента Егора Р., 1 – маркер головы *RFHD*, 2 – центр масс, 3 – проекция центра масс на поверхность опоры, 4 – центра давления, 5 – вектор силы реакции опоры, 6 – стабилометрическая платформа

Цифрой 1 обозначен маркер головы *RFHD*, по которому отслеживались движения головы в поперечной плоскости. Цифрой 4 обозначен ЦД пациента. В идеальном случае он должен совпадать с центром масс (цифра 2) и его проекцией по вертикальной оси (цифра 3), но на практике это невозможно. Как показывает проведенное исследование, в основной стойке в неподвижном положении ЦД расположен рядом с центром масс, характеры их движений схожи, но частота колебания ЦД больше. Цифрой 5 на рисунке обозначен вектор силы реакции опоры. Эта сила равна и противоположна той силе, которую оказывает тело на опору, поэтому берет свое начало в точке ЦД. Силовая платформа позволяет регистрировать результирующий вектор силы реакции опоры.

Также во время проведения исследования у всех относительно здоровых детей, участвующих в исследовании, выявлена тенденция смещения ЦД в сторону левой нижней конечности. В связи с этим планируется проведение дополнительных исследований для выявления причин данного отклонения.

**Выводы.** По результатам исследований, можно сформировать следующие выводы:

1. При совмещении технологии захвата движений и стабилотрии была подтверждена достоверность и информативность методики вычисления центра давления человека в нормальной стойке по движению головы в поперечной плоскости, данные имеют высокий коэффициент корреляции.

2. Разработана и предлагается новая методика регистрации положения центра масс, основанная на совмещении стабилотрии и технологии захвата и анализа движения *Vicon*.

3. Исследования показывают, что амплитуда колебания центра давления в сагиттальной плоскости больше, чем во фронтальной.

4. Была выявлена одновременность и однонаправленность движений центра масс и центра давления, однако совпадение их взаимного расположения в поперечной плоскости не подтверждаются.

5. Во время проведения исследования была выявлена тенденция смещения центра давления в основной стойке в сторону левой нижней конечности.

#### Литература

#### References

1. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. М.: Наука, 1965. 256 с.
2. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, стабилотрия. М.: Антидор, 2000. 189 с.
3. Скворцов Д.В. Стабилотрия человека: история, методология, стандартизация. Таганрог: Медицинские информационные системы, 1995. С. 132–135.
4. Скворцов Д.В. Стабилотрическое исследование: краткое руководство, 2010. С. 38–39
5. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues / Amblard B., Cremieux J., Marchand A.R. [et al.] // Exp. Brain Res. 1985. Vol. 61, N1. P. 21–37.
6. Bizzo G., Guillet N., Patat A., Gagey P.M. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry // Med. Biol. Eng. Comput. 1985. Vol. 23. P. 474–476.
7. Dean E.M., Griffiths C.J., Murray A. Stability of the human body investigated by sway magnetometry // J. Med. Eng. Technol. 1986. Vol.10, N3. P. 126–130.
8. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway / Kamen G., Patten C., Du
- Gurfinkel' VS, Kots YaM, Shik ML. Regulyatsiya pozy cheloveka [Human posture regulation]. Moscow: Nauka; 1965. Russian.
- Skvortsov DV. Klinicheskiy analiz dvizheniy, stabilometriya [Clinical Analysis of movements stabilometry]. Moscow: Antidor; 2000. Russian.
- Skvortsov DV. Stabilometriya cheloveka: istoriya, metodologiya, standartizatsiya [Stabilometry human history, methodology, standardization]. Taganrog: Meditsinskie informatsionnye sistemy; 1995. Russian.
- Skvortsov DV. Stabilometricheskoe issledovanie: kratkoe rukovodstvo [Stabilometric study: a brief guide]; 2010. Russian.
- Amblard B, Cremieux J, Marchand AR, et al. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. Exp. Brain Res. 1985;61(1):21-37.
- Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. Med. Biol. Eng. Comput. 1985;23:474-6.
- Dean EM, Griffiths CJ, Murray A. Stability of the human body investigated by sway magnetometry. J. Med. Eng. Technol. 1986;10(3):126-30.
- Kamen G, Patten C, Du CD, et al. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postur-

- C.D. [et al.] // Gerontol. 1998. Vol. 44, N1. P. 40–45
9. Kilburn K.H., Warshaw R.H., Hanscom B. Balance measured by head (and trunk) tracking and a force platform in chemically (PCB and TCE) exposed and referent subjects // Occup. Environ. Med. 1994. Vol. 51, N6. P. 381–385.
10. Relationship between head sway and center of foot pressure sway / Sakaguchi M., Taguchi K., Ishiyama T. [et al.] // Auris Nasus Larynx. 1995. Vol. 22, N3. P. 151–157.
11. Shumway-Cook A., Horak F. Assessing the influence of sensory interaction on balance // Phys. Ther. 1986. Vol. 66, N10. P. 1548–1550.
12. Weber W., Weber E. Mechanics of the human walking apparatus. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1992. 242 p.
- al sway. Gerontol. 1998;44(1):40-5.
- Kilburn KH, Warshaw RH, Hanscom B. Balance measured by head (and trunk) tracking and a force platform in chemically (PCB and TCE) exposed and referent subjects. Occup. Environ. Med. 1994;51(6):381-5.
- Sakaguchi M, Taguchi K, Ishiyama T, et al. Relationship between head sway and center of foot pressure sway. Auris Nasus Larynx. 1995;22(3):151-7.
- Shumway-Cook A, Horak F. Assessing the influence of sensory interaction on balance. Phys. Ther. 1986;66(10):1548-50.
- Weber W, Weber E. Mechanics of the human walking apparatus. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 1992.