

УДК 61; 615.1/4

**Для ссылок:**

Смирнова, Л.М. Изменение динамобароплантографических параметров ходьбы при моделировании психофизиологических состояний / Л.М. Смирнова, А.Н. Шеповальников, З.М. Юлдашев // Биотехносфера. - 2015. - №4 (40). - С. 11-20

Л. М. Смирнова, А. Н. Шеповальников, З. М. Юлдашев

# Изменение динамобароплантографических параметров ходьбы при моделировании психофизиологических состояний

Ключевые слова: **ходьба, биомеханические параметры, психофизиологическое состояние.**

Keywords: **walking, biomechanical parameters, psycho-physiological state.**

*В статье представлены результаты моделирования влияния психофизиологического состояния на биомеханические характеристики взаимодействия стоп с опорой. Для получения биомедицинской информации применен программно-аппаратный комплекс с матричными измерителями давления, выполненными в форме стелек. Обсуждаются групповые и индивидуальные различия биомеханических (динамобароплантографических) характеристик ходьбы в обычном состоянии и гипнотически смоделированных состояниях радости, умственного утомления, физической усталости и опьянения. Основное внимание уделяется исследованию влияния этих состояний на временные и силовые характеристики, отражающие стереотип взаимодействия стоп с опорой при ходьбе.*

## Введение

Раннее выявление признаков изменения психофизиологического состояния человека — это залог своевременного принятия мер, направленных на профилактику развития заболеваний, угрожающих здоровью и жизни человека, в частности инсульта и инфаркта. С этой целью успешно применяются лабораторные исследования: биохимические, энцефалографические, кардиографические и др. Однако проблема заключается в том, что предвестники этих заболеваний часто не осознаются человеком в процессе его жизнедеятельности, особенно при решении психологически или физически напряженных трудовых задач. В этих случаях обращение к врачу может оказаться запоздалым, когда уже невозможно предотвратить необратимые нарушения здоровья.

В связи с этим представляет большой интерес поиск решений, направленных на выявление напряженных психофизиологических состояний методами, не требующими нахождения человека в стационарных или амбулаторных условиях. Опре-

деленное внимание в этом отношении отводится анализу походки.

Реализация ходьбы, несмотря на кажущуюся несложность, сопровождается циклической активностью возбудимых тканей и требует согласованного взаимодействия многих управляющих нервных центров, которые локализуются на различных уровнях центральной нервной системы — от моторной коры до спинальных нейронов. Поэтому ранние признаки дисфункции церебральных структур могут найти отражение в тонких изменениях походки.

В рассматриваемом аспекте известны исследования, указывающие на изменение кинетических и кинематических характеристик походки у пациентов с заболеваниями мозга, сердечно-сосудистой, центральной и периферической нервных систем. Однако применяемые для таких исследований инструментальные методы требуют либо стационарно размещать в окружающем пространстве регистрирующие устройства (закрепленные на стенах и потолке видеокамеры, вмонтированные в пол тензоплатформы и пр.), либо закреплять на теле человека первичные преобразователи (системы акселерометров, гироскопов, датчиков биосигналов). И в том и ином случаях ограничиваются возможности мониторинга состояния человека в естественных условиях жизнедеятельности без изменения его внешнего вида и незаметно для окружающих. Этим недостатком лишен предлагаемый нами метод, основанный на анализе динамики распределения давления под стопами с помощью матричных измерителей давления, выполненных в форме стелек и размещенных в обуви. Данные с них передаются на компьютер по радиоканалу.

Информация о динамике изменения давления в цикле шага и в фазы переката через стопу широко используется для оценки структурных и функциональных нарушений опорно-двигательного аппарата. Однако до сих пор неизвестно, в какой степени анализ этой информации позволяет выявлять изменение психофизиологического состояния. В поисках ответа на этот вопрос и было предпринято наше исследование.

## Цель статьи

В соответствии с обозначенной проблемой цель статьи состоит в обсуждении результатов первого этапа пилотного исследования, направленного на выявление изменения психофизиологического состояния по динамобароплантографическим параметрам ходьбы.

## Методика исследования

Экспериментальное исследование проведено на кафедре биотехнических систем СПбГЭТУ «ЛЭТИ» с использованием модуля «ДиаСлед», входящего в программно-аппаратный комплекс «ДиаСлед-М-Скан».

Этот комплекс был выбран как положительно зарекомендовавший себя при анализе функционального состояния опорно-двигательного аппарата. Он имеет сертификат соответствия и регистрационное удостоверение Росздравнадзора, позволяющие его использовать в медицинской практике. Давление под плантарной поверхностью стоп регистрировалось измерителями, имеющими форму стелек и представляющими собой матрицу датчиков давления резистивного типа (около 200 штук на пару стелек) на основе композита с включением углерода. Частота опроса — 100 отсчетов в секунду с каждого из датчиков. Характеристики таких измерителей давления наиболее подходят для анализа ходьбы с различной скоростью [1]. Принципы работы с этим комплексом и анализа динамобароплантографических параметров ходьбы подробно описаны в монографии [2].

Обработка, первичный анализ данных и расчет биомеханических, а именно — динамобароплантографических, параметров ходьбы проведены посредством программного обеспечения комплекса «ДиаСлед-М-Скан v. 165» (рис. 1, см. обложку с. 3). Для статистического анализа биомеханических параметров использовался пакет программного обеспечения SPSS 13.0 (Statistical Package for the Social Science).

При экспериментальных исследованиях проведено гипнотическое симуляционное моделирование [3] различных психофизиологических состояний у 5 человек в возрасте от 22 до 23 лет (3 женского пола и 1 — мужского), не имеющих выраженных признаков заболеваний периферической и центральной нервной систем, опорно-двигательного аппарата и мышечной системы. Испытуемых поочередно вводили в состояние глубокого гипноза. Каждый из них дал добровольное информированное согласие на участие в эксперименте.

На первом этапе проведен тест ходьбы в состоянии спокойного бодрствования. Далее методом гипноза испытуемого вводили поочередно в состояния, которые соответствовали понятиям: радость,

умственное утомление, физическая усталость, опьянение. Под умственным утомлением понимается временное декомпенсированное снижение умственной работоспособности, физической усталости — декомпенсированное снижение физической работоспособности. Под декомпенсацией понимается неспособность испытуемого сохранить необходимую интенсивность выполнения задания, несмотря на его старания. Физиологические параметры (частота дыхания и пульса, биосигналы мозга, давление) и поведенческие признаки испытуемых (мимика, тип изменения осанки и походки) указывали на то, что они действительно испытывали именно эти состояния [4].

В состоянии гипнотического сна локомоции приходилось выполнять в условиях зрительной депривации. Известные из физиологии человека данные свидетельствуют о важной роли афферентного потока от зрительной системы для поддержания равновесия, а также от состояния мозговых структур [5]. Поэтому в исходном состоянии — без гипноза — тесты проводили не только с открытыми, но и с закрытыми глазами. При зрительной депривации ходьба испытуемого по прямой траектории обеспечивалась следующим образом. Вдоль планируемой линии передвижения натягивали веревку. Испытуемый охватывал ее ладонью (не зажимая), и она служила ему ориентиром при ходьбе. Для обеспечения максимальной неизменности условий проведения всех тестов веревка применялась также и при ходьбе с открытыми глазами. Все тесты выполнены с поддержанием трех скоростей: «крейсерской» — привычной и комфортной для испытуемого, повышенной, сниженной.

Для повышения достоверности результатов исследования были соблюдены следующие условия. Режим дня, предшествующего испытанию, строился таким образом, чтобы исключить физические и умственные нагрузки выше среднего для обеспечения равенства исходного уровня разных людей перед испытанием, насколько это возможно. Испытания проводились в одно и то же время дня. Схема выполнения тестов была одинаковой для разных испытуемых.

## Результаты исследования

В результате испытаний была накоплена база данных из 116 наблюдений. Каждое из них было обработано в программном обеспечении «ДиаСлед-М-Скан v. 165» с расчетом количественных значений биомеханических параметров. Всего для анализа выбрано 43 динамобароплантографических параметра  $K_i$ , которые в большей степени характеризуют состояние именно опорно-двигательной функции, а не деформации опорно-двигательного аппарата. Эти параметры можно разделить на три группы.

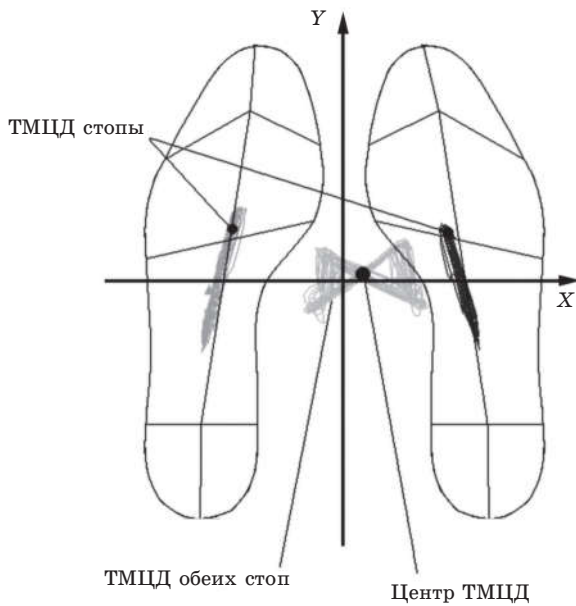


Рис. 2 Траектории миграции центров давления (ТМЦД): Y — продольная (сагиттальная) ось мнемоконтура стопы; X — поперечная (фронтальная)

Первая группа параметров ( $K_1 - K_7$ ) относится к анализу бароплантограммы. Они характеризуют распределение нагрузки в продольном и медиолатеральном направлениях стопы (рис. 1, а). Параметры  $K_1 - K_4$  — медиолатеральное соотношение нагрузки в области пятки, свода, пучков и носка стопы соответственно,  $K_5$  — то же, но под всей стопой,  $K_6$  — отношение нагрузки на носок к нагрузке на пятку, а  $K_7$  — отношение нагрузки на носочно-пучковую область к нагрузке на сводопяточную область.

Параметры второй группы ( $K_8 - K_{19}$ ) характеризуют форму и расположение траекторий миграции центра давления (ТМЦД) под стопами, последовательность и интенсивность включения различных областей стопы в перекат (рис. 1, б и 2). Параметры  $K_8 - K_{19}$  определяются в условных единицах линейных размеров, чтобы избежать влияния на них размера стопы и масштаба отображения ее на экране. Параметры  $K_8$  и  $K_9$  — координаты центра

ТМЦД обеих стоп по оси X и оси Y соответственно,  $K_{10}$  и  $K_{11}$  — координаты начала и конца ТМЦД обеих стоп по оси X,  $K_{12}$  и  $K_{13}$  — координаты начала и конца этой же траектории, но по оси Y,  $K_{14}$  и  $K_{15}$  — координаты начала и конца ТМЦД стопы (левой/правой) по оси X,  $K_{16}$  и  $K_{17}$  — координаты начала и конца этой же траектории, но по оси Y,  $K_{18}$  и  $K_{19}$  — длина ТМЦД стопы (левой/правой) по оси X и Y соответственно.

Третья группа параметров ( $K_{20} - K_{43}$ ) оценивается по динамоподограммам (рис. 1, в и 3).

Параметры  $K_{20} - K_{22}$  косвенно характеризуют силу вертикальной составляющей реакции опоры  $F$  при перекате через стопу. Их измеряли в условных единицах силы, за которую принимали суммарное давление на матрицу датчиков под стопой в соответствующие моменты времени  $t_i$ . Параметр  $K_{20}$  характеризует силу переднего толчка  $F_4$  — максимальную нагрузку на стопу в фазу вхождения ее в опору (в момент времени  $t_4$ ),  $K_{21}$  — силу в момент главного минимума нагрузки  $F_5$  в одноопорную фазу переката (в момент  $t_5$ ),  $K_{22}$  — силу заднего толчка  $F_6$  — максимальную нагрузку на стопу в фазу выхода ее из опоры (в момент  $t_6$ ).

Параметры  $K_{23} - K_{28}$  также измеряются в условных единицах, но они косвенно характеризуют энергоёмкость всего переката и отдельных его фаз. Рассчитывали их как интеграл функции изменения суммарного давления на матрицу датчиков под стопой  $\left[ \int_{t_n}^{t_k} f(F, t) dt \right]$  в интервале от начала  $t_n$  соответствующей фазы переката до ее конца  $t_k$ .

Параметр  $K_{23}$  — энергоёмкость шага  $\left[ \int_{t_1}^{t_9} f(F, t) dt \right]$ .

Параметры  $K_{24}$  и  $K_{25}$  — энергоёмкость переднего толчка  $\left[ \int_{t_1}^{t_4} f(F, t) dt \right]$  и межтолчковой фазы переката  $\left[ \int_{t_4}^{t_6} f(F, t) dt \right]$ .

Параметры  $K_{26}, K_{27}$  и  $K_{28}$  —

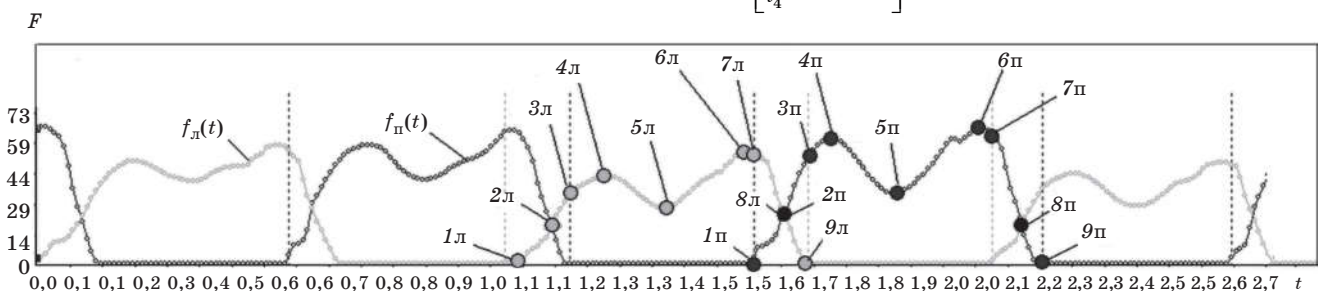


Рис. 3 Идентификационные точки динамоподограммы ходьбы: F — сила (суммарное давление на матрицу датчиков), t — время; «л» — левая стопа, «п» — правая; 1 — начало переката через стопу; 2 — первый момент равенства нагрузки на стопы в перекате; 3 — начало одноопорной фазы переката; 4 — максимум нагрузки при переднем толчке; 5 — главный минимум нагрузки на стопу в одноопорной фазе переката; 6 — максимум нагрузки при заднем толчке; 7 — конец одноопорной фазы переката; 8 — второй момент равенства нагрузки на стопы; 9 — конец переката



энергоёмкость первой двуопорной, одноопорной и второй двуопорной фаз переката [соответственно

$$\left[ \int_{t_1}^{t_3} f(F, t) dt, \int_{t_3}^{t_7} f(F, t) dt, \int_{t_7}^{t_9} f(F, t) dt \right].$$

Параметры  $K_{29} - K_{32}$  характеризуют плавность изменения нагрузки на стопы в процессе переката, снижение которой является косвенным признаком рассогласованности паттернов движения и указывает на вероятностное увеличение напряжения систем управления локомоцией. Данные параметры оцениваются количеством экстремумов функции в соответствующих фазах переката. Параметры  $K_{29}$ ,  $K_{30}$ ,  $K_{31}$  и  $K_{32}$  — коэффициенты плавности всего переката, фазы формирования переднего толчка, межтолчковой фазы переката, фазы заднего толчка.

Параметры  $K_{33} - K_{36}$  отражают временные характеристики переката. Параметр  $K_{33}$  — коэффициент соотношения продолжительностей первой и второй двуопорных фаз переката  $[(t_3 - t_1)/(t_9 - t_7)]$ . Параметры  $K_{34}$ ,  $K_{35}$  и  $K_{36}$  — коэффициенты продолжительности соответственно одноопорной фазы  $[(t_6 - t_4)/(t_9 - t_1)]$ , фазы переднего толчка  $[(t_4 - t_1)/(t_9 - t_1)]$  и фазы заднего толчка  $[(t_9 - t_6)/(t_9 - t_1)]$  в перекате. Параметр  $K_{37}$  — индекс момента времени формирования главного минимума нагрузки в перекате  $[(t_5 - t_1)/(t_9 - t_1)]$ .

Параметры  $K_{38} - K_{43}$  характеризуют соотношение динамических характеристик различных фаз переката. Параметр  $K_{38}$  — коэффициент соотношения сил переднего и заднего толчков переката  $(F_4/F_6)$ ;  $K_{39}$  — коэффициент инерционности шага  $[F_5/0,5(F_4 + F_6)]$ ;  $K_{40}$  — коэффициент энергоёмкости переднего толчка в перекате

$$\left\{ \int_{t_1}^{t_4} f(F, t) dt \right\} / \left\{ \int_{t_1}^{t_9} f(F, t) dt \right\}; K_{41} — коэффициент$$

энергоёмкости межтолчковой фазы переката

$$\left\{ \int_{t_4}^{t_6} f(F, t) dt \right\} / \left\{ \int_{t_1}^{t_9} f(F, t) dt \right\}; K_{42} — коэффициент$$

соотношения энергоёмкостей первой и второй дву-

$$\text{опорных фаз переката } \left\{ \int_{t_1}^{t_3} f(F, t) dt \right\} / \left\{ \int_{t_7}^{t_9} f(F, t) dt \right\};$$

$K_{43}$  — коэффициент энергоёмкости одноопорной

$$\text{фазы переката } \left\{ \int_{t_3}^{t_7} f(F, t) dt \right\} / \left\{ \int_{t_1}^{t_9} f(F, t) dt \right\}.$$

Все эти биомеханические параметры рассматривали как зависимые переменные при дальнейшем статистическом анализе данных в программе SPSS. Дополнительно к ним рассчитывали темп ходьбы  $K_{44}$  (количество шагов в единицу времени), кото-

рый рассматривали в качестве независимой переменной, влияющей на биомеханические параметры ходьбы так же, как и психофизиологическое состояние.

Априори известно, что распределение многих переменных, характеризующих состояние человека, не является нормальным и, следовательно, параметрические методы статистического анализа для них не подходят. Поэтому первым этапом статистического анализа было проведение теста на нормальное распределение переменных в общей выборке данных, т. е. с учетом всех испытуемых. Для этого использовали тест Колмогорова—Смирнова. Учитывая небольшой размер выборки, тесты на вид распределения проводили как асимптотическим методом, так и точным (Exact) — методом Monte-Carlo с доверительным уровнем 95 %.

Анализ показал, что распределение только 16 из 44 зависимых (биомеханических) переменных можно с определенной долей вероятности ( $p > 0,05$ ) отнести к нормальному.

Следующим этапом анализа было определение различий между пятью типами психофизиологических состояний (фон, радость, умственное утомление, физическая усталость, опьянение) по динамобароплантографическим параметрам ходьбы. С этой целью наблюдения при различных психофизиологических состояниях рассматривались как независимые выборки — без учета принадлежности их к тому или иному испытуемому. Учитывая, что среди динамобароплантографических параметров были те, которые не описываются законом нормального распределения, для определения различий между состояниями применяли непараметрический Н-тест по методу Крускала и Уоллиса, базирующийся на общей ранговой последовательности значений всех выборок и являющийся модификацией U-теста Манна и Уитни на случай исследования более двух независимых выборок. Результаты этого теста представлены в табл. 1.

С учетом принятых в статистике градаций уровней статистической значимости различий  $p$  видно, что по 18 переменным различие между психофизиологическими состояниями является значимым ( $0,01 < p \leq 0,05$ ) или очень значимым ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ), а по 4 параметрам даже максимально значимым ( $p < 0,001$ ) (табл. 1).

Однако Н-тест по методу Крускала и Уоллиса не позволяет понять, какие из пяти групп состояний в большей степени отличаются друг от друга. Для ответа на этот вопрос из общей выборки данных (для всех обследованных) были выделены 5 групп наблюдений, отличающихся психофизиологическим состоянием, и они попарно сравнивались непараметрическим U-тестом по методу Манна и Уитни для двух независимых выборок. Так как нас прежде всего интересовало отличие разных психофизиологических состояний от исходного — фона, с ним и сравнивались состояния радости, умствен-

**Таблица 1** Различия между пятью психофизиологическими состояниями по биомеханическим параметрам ходьбы: анализ общей выборки данных Н-тестом по методу Крускала и Уоллиса

Биомеханический параметр	Grouping Variable (группирующая переменная) — психофизиологическое состояние		
	Chi-Square (Хи-квадрат)	Df (количество степеней свободы)	Asymp. Sig. (статистическая значимость)
K <sub>1</sub>	14,148	4	<b>0,007*</b>
K <sub>2</sub>	11,267	4	<b>0,024</b>
K <sub>3</sub>	3,574	4	0,467
K <sub>4</sub>	3,457	4	0,484
K <sub>5</sub>	4,274	4	0,370
K <sub>6</sub>	13,310	4	<b>0,010</b>
K <sub>7</sub>	9,758	4	<b>0,045</b>
K <sub>8</sub>	13,956	4	<b>0,007</b>
K <sub>9</sub>	11,012	4	<b>0,026</b>
K <sub>10</sub>	2,138	4	0,710
K <sub>11</sub>	3,412	4	0,491
K <sub>12</sub>	7,247	4	0,123
K <sub>13</sub>	9,640	4	<b>0,047</b>
K <sub>14</sub>	5,639	4	0,228
K <sub>15</sub>	2,993	4	0,559
K <sub>16</sub>	4,875	4	0,300
K <sub>17</sub>	9,859	4	<b>0,043</b>
K <sub>18</sub>	13,331	4	<b>0,010</b>
K <sub>19</sub>	12,120	4	<b>0,016</b>
K <sub>20</sub>	6,250	4	0,181
K <sub>21</sub>	4,801	4	0,308
K <sub>22</sub>	3,763	4	0,439
K <sub>23</sub>	6,430	4	0,169
K <sub>24</sub>	12,146	4	<b>0,016</b>
K <sub>25</sub>	15,067	4	<b>0,005</b>
K <sub>26</sub>	9,231	4	0,056
K <sub>27</sub>	7,690	4	0,104
K <sub>28</sub>	5,510	4	0,239
K <sub>29</sub>	8,857	4	0,065
K <sub>30</sub>	12,554	4	<b>0,014</b>
K <sub>31</sub>	2,725	4	0,605
K <sub>32</sub>	21,845	4	<b>0,000</b>
K <sub>33</sub>	10,871	4	<b>0,028</b>
K <sub>34</sub>	14,552	4	<b>0,006</b>
K <sub>35</sub>	13,332	4	<b>0,010</b>
K <sub>36</sub>	22,840	4	<b>0,000</b>
K <sub>37</sub>	1,661	4	0,798
K <sub>38</sub>	8,271	4	0,082
K <sub>39</sub>	27,667	4	<b>0,000</b>
K <sub>40</sub>	18,706	4	<b>0,001</b>
K <sub>41</sub>	26,888	4	<b>0,000</b>
K <sub>42</sub>	8,271	4	0,082
K <sub>43</sub>	13,233	4	<b>0,010</b>

\* Жирным шрифтом отмечена высокая значимость различий ( $p \leq 0,05$ ).

**Таблица 2** Различия между фоновым и измененными психофизиологическими состояниями по биомеханическим параметрам ходьбы: анализ общей выборки данных попарным сравнением методом Манна и Уитни

Биомеханический параметр	Асимптотическая значимость			
	радость — фон	фон — умственное утомление»	фон — физическая усталость	фон — опьянение
K <sub>1</sub>	<b>0,034*</b>	<b>0,005</b>	0,059	0,849
K <sub>2</sub>	0,116	<b>0,007</b>	0,259	0,574
K <sub>3</sub>	0,184	0,271	0,915	0,196
K <sub>4</sub>	0,682	0,089	0,678	0,837
K <sub>5</sub>	0,677	0,129	0,394	0,403
K <sub>6</sub>	<b>0,033</b>	0,439	<b>0,017</b>	0,083
K <sub>7</sub>	<b>0,005</b>	0,321	0,624	0,079
K <sub>8</sub>	<b>0,002</b>	<b>0,049</b>	0,061	0,988
K <sub>9</sub>	0,145	<b>0,014</b>	0,786	0,226
K <sub>10</sub>	0,379	0,344	0,275	0,579
K <sub>11</sub>	0,195	0,636	0,193	0,903
K <sub>12</sub>	0,947	0,709	<b>0,048</b>	0,102
K <sub>13</sub>	0,269	<b>0,008</b>	0,121	0,743
K <sub>14</sub>	0,584	0,551	0,070	0,130
K <sub>15</sub>	0,174	0,679	0,525	0,544
K <sub>16</sub>	0,189	0,617	0,360	0,425
K <sub>17</sub>	<b>0,006</b>	<b>0,046</b>	0,400	0,621
K <sub>18</sub>	0,625	0,203	<b>0,001</b>	<b>0,020</b>
K <sub>19</sub>	0,405	<b>0,008</b>	<b>0,013</b>	0,391
K <sub>20</sub>	0,526	0,054	0,745	0,147
K <sub>21</sub>	0,616	0,518	0,362	0,055
K <sub>22</sub>	0,496	0,153	0,869	0,362
K <sub>23</sub>	0,544	0,573	0,106	<b>0,040</b>
K <sub>24</sub>	0,584	0,127	<b>0,010</b>	<b>0,006</b>
K <sub>25</sub>	0,911	<b>0,001</b>	<b>0,022</b>	0,258
K <sub>26</sub>	0,069	<b>0,050</b>	<b>0,030</b>	0,151
K <sub>27</sub>	0,833	0,104	0,261	0,051
K <sub>28</sub>	0,362	0,052	0,132	0,312
K <sub>29</sub>	0,697	<b>0,027</b>	<b>0,019</b>	0,470
K <sub>30</sub>	0,810	<b>0,026</b>	<b>0,008</b>	0,058
K <sub>31</sub>	0,264	0,495	0,705	0,181
K <sub>32</sub>	0,759	<b>0,004</b>	<b>0,000</b>	0,017
K <sub>33</sub>	0,225	<b>0,001</b>	0,223	0,988
K <sub>34</sub>	0,237	<b>0,000</b>	0,164	0,976
K <sub>35</sub>	0,837	<b>0,009</b>	<b>0,024</b>	<b>0,046</b>
K <sub>36</sub>	0,623	<b>0,003</b>	<b>0,000</b>	<b>0,044</b>
K <sub>37</sub>	0,900	0,604	0,519	0,802
K <sub>38</sub>	0,221	0,203	<b>0,012</b>	0,447
K <sub>39</sub>	0,556	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,008</b>
K <sub>40</sub>	0,858	<b>0,003</b>	<b>0,002</b>	<b>0,016</b>
K <sub>41</sub>	0,921	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>	<b>0,006</b>
K <sub>42</sub>	0,221	0,203	<b>0,012</b>	0,447
K <sub>43</sub>	0,105	<b>0,001</b>	0,112	0,732

\* Жирным шрифтом отмечена высокая значимость различий ( $p \leq 0,05$ ).

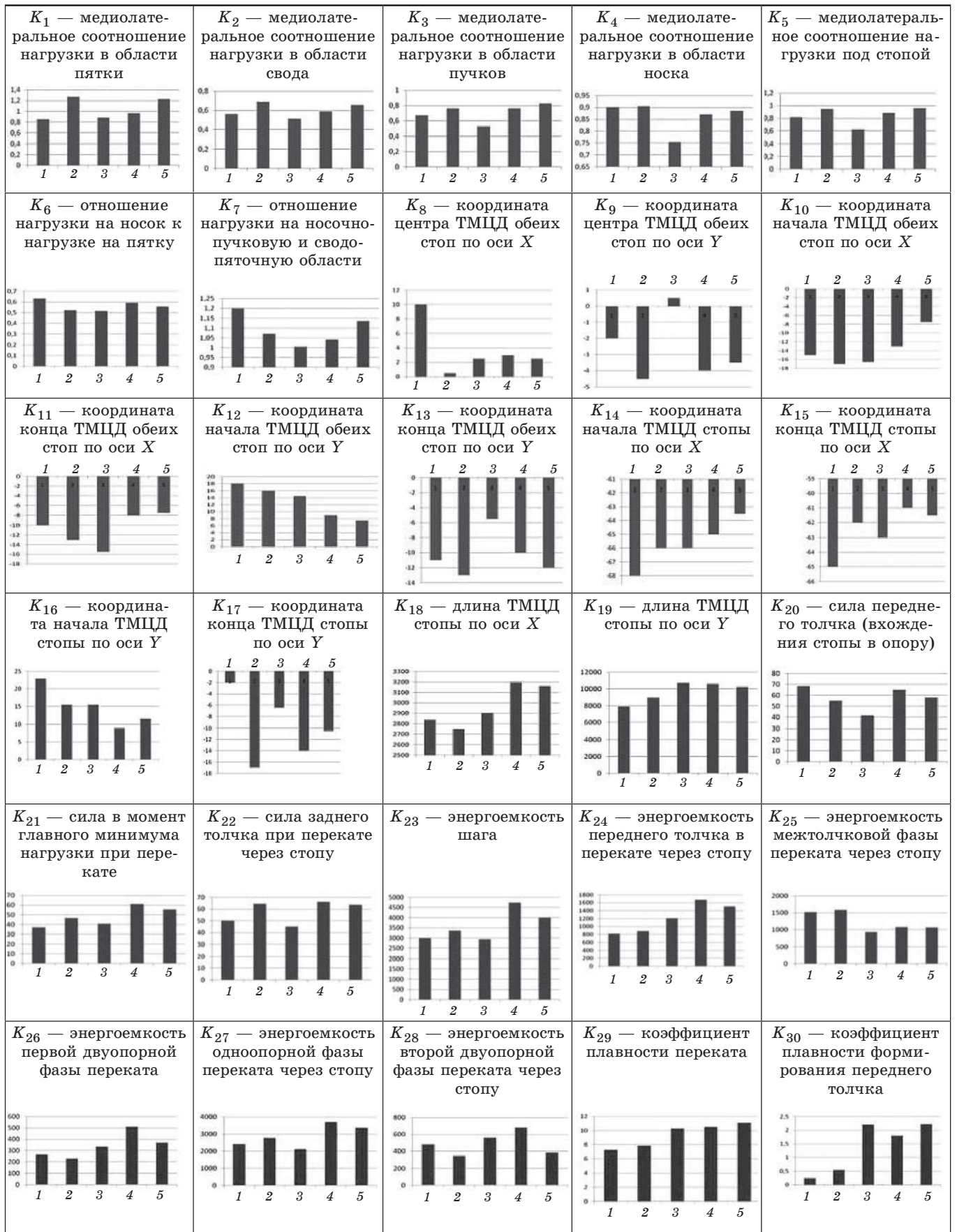
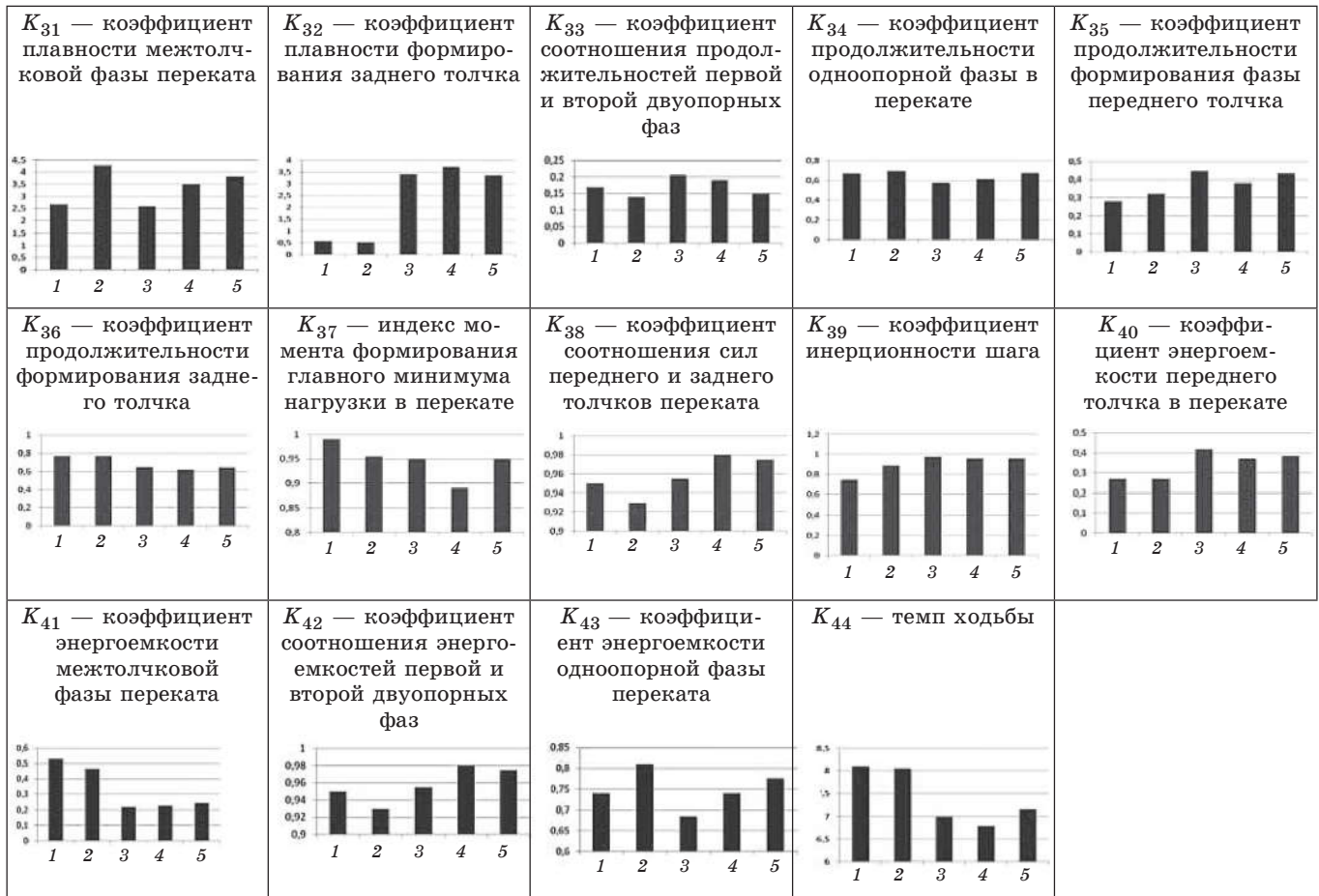


Рис. 4 Гистограммы медиан биомеханических параметров для различных психофизиологических состояний: 1 — радость; 2 — фон; 3 — умственное утомление; 4 — физическая усталость; 5 — опьянение



Продолжение рис. 4

ного утомления, физической усталости, опьянения. Результаты теста обобщены в табл. 2.

Из табл. 2 видно, что между состояниями радость и фон только по трем переменным наблюдалось очень значимое различие ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ), а именно:  $K_7$  — отношение нагрузки на носочно-пучковую и сводопяточную области;  $K_8$  — координата центра ТМЦД обеих стоп по оси X;  $K_{17}$  — координата конца ТМЦД стопы по оси Y. Еще по двум переменным было выявлено значимое различие ( $0,01 < p \leq 0,05$ ).

Сильнее различались состояния фон и умственное утомление. Для них по двум переменным было выявлено максимально значимое различие ( $p < 0,001$ ) (для переменных  $K_{34}$  — коэффициента продолжительности одноопорной фазы в перекате и  $K_{39}$  — коэффициента инерционности шага), еще по 12 переменным — очень значимое различие ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ) и по 6 — значимое ( $0,01 < p \leq 0,05$ ).

Почти также сильно различались состояния фон и физическая усталость. Максимально значимое различие ( $p < 0,001$ ) между ними было выявлено по четырем переменным:  $K_{32}$  — коэффициенту плавности формирования заднего толчка;  $K_{36}$  — коэффициенту продолжительности формирования заднего толчка;  $K_{39}$  — коэффициенту инерционности шага;

$K_{41}$  — коэффициенту энергоёмкости межтолчковой фазы переката. Еще по четырем переменным наблюдалось очень значимое различие ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ) и по девяти переменным — значимое.

Менее значительно различались состояния фон и опьянение. Хотя они и различались по девяти переменным, но уровень статистической значимости этих различий был слабее, чем в паре состояний умственное утомление — фон или в паре физическая усталость — фон.

Визуализация количественной оценки различий между психофизиологическими состояниями представлена на гистограммах, построенных для каждого из анализируемых биомеханических параметров по значениям медиан, рассчитанных по общей выборке данных (рис. 4).

Поскольку между пятью психофизиологическими состояниями были выявлены статистически значимые различия, ожидаемым было также и то, что существенное различие наблюдалось в парах радость — фон, фон — умственное утомление, фон — физическая усталость. Удивительным же оказалось то, что между состояниями фон и опьянение значимость различия по результатам статистики была не столь выраженной, как это выглядело по поведенческим признакам испытуемых и их походке.



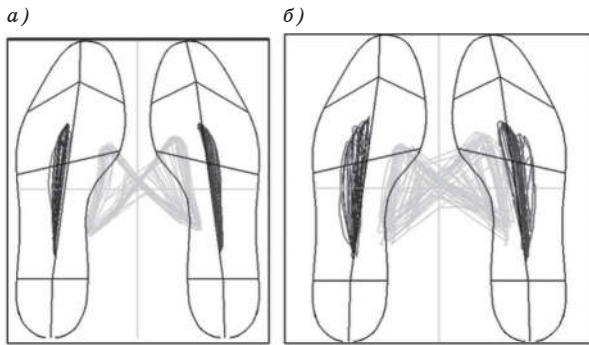


Рис. 5 Пример влияния состояния опьянения на расположение траекторий миграции центров давления в мнемоконтуре стоп при ходьбе: а — плотная группировка траекторий в состоянии спокойного бодрствования — фон; б — веерообразное расхождение траекторий (пошаговая вариабельность) в гипнотически смоделированном состоянии опьянения

Объяснить такое, якобы, противоречие помогает анализ ТМЦД в опорном мнемоконтуре стоп. В тестах ходьбы в состоянии опьянения ТМЦД под левой и правой стопами расходятся веером, открытым в сторону носка (рис. 5). Это означает, что для разных шагов центр нагрузки под стопой мигрирует вдоль линии, расположенной на различном расстоянии от продольной (медиолатеральной) оси стопы, т. е. в состоянии опьянения наблюдается значительная пошаговая вариабельность ходьбы.

На неритмичность и пошаговую вариабельность ходьбы указывает также различная продолжительность фаз переката для разных шагов, разная структура графиков изменения суммарного давления в цикле шага, нарушение плавности этих графиков (рис. 6). Следовательно, можно предполо-

жить, что опьянение должно отличаться от других состояний большим разбросом значений биомеханических параметров. Проведение соответствующего анализа данных для статистической проверки этой гипотезы было запланировано на дальнейшее развитие предпринятого исследования.

Таким образом, результаты статистического анализа показали, что по общей выборке данных исследуемые психофизиологические состояния значительно отличаются друг от друга. Для оценки специфики этих различий у разных испытуемых следовало бы провести попарное тестирование таких состояний при помощи U-теста по методу Манна и Уитни и выяснить, какие из них наиболее отличаются от обычного (фон) и по каким параметрам. Однако выполнить эту операцию не удалось из-за малого объема частных выборок — наблюдений отдельно каждого из испытуемых при каждом из пяти психофизиологических состояний. Поэтому было решено объединить эти состояния в две группы: условно позитивные, включая радость и фон; условно негативные, включая умственное утомление, физическую усталость, опьянение. Результаты анализа различий этих двух групп состояний для каждого из испытуемых представлены в табл. 3. В нее же добавлены результаты U-теста по методу Манна и Уитни для общей выборки данных.

Видно, что далеко не по всем биомеханическим параметрам имеется соответствие групповых различий, полученных для частных выборок (отдельно для каждого испытуемого) и общей. Такая ситуация может объясняться различием групповых (неспецифических — характерных для человека) и индивидуальных (специфических для индивидуума) особенностей компенсаторных статокине-

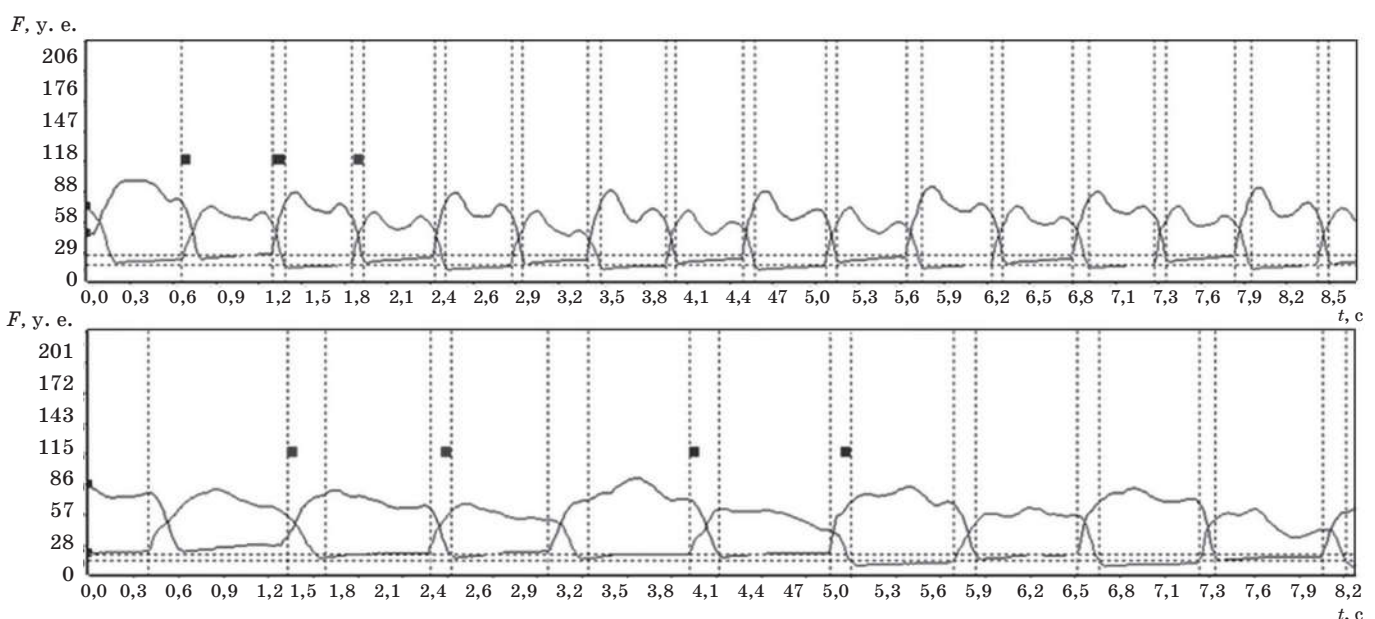


Рис. 6 Пример пошаговой вариабельности, аритмии и нарушения плавности изменения нагрузки на стопы в состоянии опьянения: а — ходьба в состоянии спокойного бодрствования; б — ходьба в гипнотически смоделированном состоянии опьянения; периоды — шаги



**Таблица 3** Значимость различий между условно позитивным и условно негативным состояниями: анализ общей и частных выборок данных U-тестом по методу Манна и Уитни

Биомеханическая переменная	Общая выборка	Частные выборки (условное обозначение испытуемых)			
		Г-жа, Ж-ва	Г-н, Г-в	Г-жа, М-я	Г-жа, В-ва
$K_1$	0,119	0,088	0,616	0,711	0,952
$K_2$	0,252	0,375	0,918	0,926	0,720
$K_3$	0,932	0,755	0,662	0,465	0,301
$K_4$	0,351	<b>0,002*</b>	0,777	0,927	0,091
$K_5$	0,400	0,093	0,214	0,410	0,300
$K_6$	0,165	0,719	<b>0,001</b>	0,357	0,121
$K_7$	0,858	0,904	<b>0,001</b>	0,784	<b>0,037</b>
$K_8$	0,265	0,717	0,622	0,140	0,144
$K_9$	0,888	0,961	<b>0,019</b>	0,783	0,104
$K_{10}$	0,274	0,066	0,396	0,849	0,765
$K_{11}$	0,682	0,885	0,546	0,711	0,905
$K_{12}$	0,053	<b>0,002</b>	<b>0,019</b>	0,409	<b>0,012</b>
$K_{13}$	0,082	0,335	0,709	<b>0,039</b>	<b>0,012</b>
$K_{14}$	<b>0,024</b>	<b>0,021</b>	0,308	0,549	<b>0,004</b>
$K_{15}$	0,394	0,885	0,958	1,000	<b>0,023</b>
$K_{16}$	0,222	0,442	0,572	0,360	<b>0,001</b>
$K_{17}$	0,440	0,829	0,366	0,464	0,371
$K_{18}$	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	0,112	0,144	0,275
$K_{19}$	<b>0,002</b>	<b>0,014</b>	0,857	0,100	0,293
$K_{20}$	0,991	0,648	0,797	0,852	0,414
$K_{21}$	0,193	0,471	0,376	0,714	0,053
$K_{22}$	0,682	0,866	0,496	0,927	0,735
$K_{23}$	0,122	0,103	0,449	0,465	0,331
$K_{24}$	<b>0,001</b>	<b>0,005</b>	0,103	0,465	0,092
$K_{25}$	<b>0,001</b>	<b>0,013</b>	0,199	0,855	0,059
$K_{26}$	<b>0,013</b>	<b>0,002</b>	0,555	0,361	<b>0,034</b>
$K_{27}$	0,360	0,164	0,376	0,715	0,552
$K_{28}$	<b>0,044</b>	<b>0,068</b>	0,472	0,361	0,242
$K_{29}$	<b>0,006</b>	<b>0,002</b>	0,748	0,783	0,275
$K_{30}$	<b>0,000</b>	<b>0,008</b>	0,347	0,714	<b>0,011</b>
$K_{31}$	0,373	0,144	0,817	0,583	0,525
$K_{32}$	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,096	0,234	<b>0,026</b>
$K_{33}$	0,066	<b>0,007</b>	0,051	0,065	<b>0,012</b>
$K_{34}$	<b>0,031</b>	<b>0,043</b>	0,173	0,054	<b>0,006</b>
$K_{35}$	<b>0,001</b>	<b>0,003</b>	0,051	0,284	0,074
$K_{36}$	<b>0,000</b>	<b>0,002</b>	<b>0,009</b>	0,143	<b>0,007</b>
$K_{37}$	0,573	0,239	0,253	<b>0,025</b>	0,103
$K_{38}$	<b>0,016</b>	0,212	0,087	0,230	<b>0,046</b>
$K_{39}$	<b>0,000</b>	<b>0,003</b>	<b>0,013</b>	0,186	<b>0,011</b>
$K_{40}$	<b>0,000</b>	<b>0,003</b>	<b>0,013</b>	0,565	<b>0,032</b>
$K_{41}$	<b>0,000</b>	<b>0,002</b>	<b>0,011</b>	0,199	<b>0,015</b>
$K_{42}$	<b>0,016</b>	0,212	0,087	0,230	<b>0,046</b>
$K_{43}$	<b>0,030</b>	<b>0,002</b>	0,403	0,169	<b>0,014</b>

\* Жирным шрифтом отмечена высокая значимость различий ( $p \leq 0,05$ ).

тических реакций опорно-двигательной системы, направленных на поддержание позы и управление движением в измененных психофизиологических состояниях. Эти особенности зависят от половозрастных и индивидуально-типических различий как структурно-функциональных свойств опорно-двигательной системы, так и нейродинамических свойств мозга, а также адаптивности к психофизиологическим нагрузкам и способности сохранения биомеханического гомеостаза при их воздействии.

### Обсуждение

Анализ общей выборки данных Н-тестом по методу Крускала и Уоллиса показал, что между состоянием спокойного бодрствования — фоном — и гипнотически смоделированными состояниями радости, умственного утомления, физической усталости и опьянения имеются статистически значимые различия ( $0,01 < p < 0,001$ ) по 18 из 43 исследованных динамобароплантографических параметров взаимодействия стоп с опорой при ходьбе.

Попарное сравнение этих пяти психофизиологических состояний методом Манна и Уитни позволило определить, что наименьшее различие в общей выборке данных наблюдалось в паре радость — фон: по трем переменным очень значимое различие ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ), еще по двум — значимое ( $0,01 < p \leq 0,05$ ). Переменные, по которым различались эти группы, прямо (по бароплантограмме) или косвенно (по траекториям миграции центра давления) характеризуют распределение нагрузки в продольном и медиолатеральном направлениях плантарной поверхности стопы.

Сильнее различались фон и умственное утомление: по 2 переменным максимально значимое различие ( $p < 0,001$ ), по 12 — очень значимое ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ), по 6 — значимое.

Почти также сильно различались фон и физическая усталость: по 4 переменным максимально значимое различие ( $p < 0,001$ ), еще по 4 — очень значимое ( $0,001 \leq p \leq 0,01$ ), по 9 — значимое. Однако при этом переменные, по которым различались фон и умственное утомление, являлись параметрами, характеризующими различные свойства ходьбы, а переменные, по которым различались фон и физическая усталость, являлись преимущественно параметрами, отражающими энергетические характеристики ходьбы и связанные с ними плавность изменения биомеханических параметров переката через стопу и соотношение продолжительности его фаз.

Между фоном и опьянением наблюдалось менее выраженное статистическое различие, чем в парах состояний умственное утомление — фон или физическая усталость — фон. При этом оно выражалось по 9 переменным, которые отражают энергетические характеристики ходьбы (энергоёмкость, про-

должительность и плавность фаз шага). Незначительное отличие состояния опьянения от фона по исследованным биомеханическим параметрам не соответствовало тому, как сильно оно проявлялось в поведенческих признаках и походке испытуемых. Причина такого несоответствия объясняется тем, что в этом состоянии изменяется не столько среднее или медиана переменной, сколько ее стандартное отклонение или дисперсия. На это указывают и результаты биомеханических тестов, представленных в графической форме: веерообразное расхождение ТМЦД под стопами, пошаговая вариабельность, нарушение ритма и плавности изменения суммарного давления под стопами.

Поиск различий между позитивным психофизиологическим состоянием (радость и фон) и условно негативным (умственное утомление, физическая усталость и опьянение) для каждого испытуемого с применением U-теста по методу Манна и Уитни показал, что эти различия статистически значимы. Однако группы переменных, по которым различаются эти состояния, неодинаковы для разных испытуемых, а также отличаются от результатов, полученных при анализе общей выборки данных. Это можно трактовать как следствие индивидуальных различий компенсаторных статокинетических реакций опорно-двигательной системы при управлении движением в измененных психофизиологических состояниях. В свою очередь, эти реакции зависят от половозрастных и индивидуально-типических различий структурно-функциональных свойств опорно-двигательной системы, нейродинамических свойства мозга, адаптивности к психофизиологическим нагрузкам и способности сохранения биомеханического гомеостаза при их воздействии.

Именно симуляционное гипнотическое моделирование позволило исследовать ходьбу человека при различных психофизиологических состояниях одного и того же человека в один и тот же день в одной и той же обуви и при одних и тех же условиях окружающей среды. Благодаря этому было максимально блокировано влияние неконтролируемых факторов на исследуемые биомеханические параметры, что важно для повышения достоверности результатов исследования и понимания обсуждаемой проблемы. В то же время, учитывая, что состояние гипноза отличается от бодрствования снижением артериального давления, скорости обменных процессов, усилением тормозных функций нервной системы [6], влияющими на параметры ходьбы, мы не настаиваем на том, что установленные закономерности в том же виде будут проявляться и в естественных условиях их формирования.

## Выводы

Экспериментально выявленные статистически значимые различия разных психофизиологических состояний по динамобароплантографическим параметрам ходьбы указывают на целесообразность проведения более масштабных исследований по данной проблеме в целях разработки методики мониторинга состояния человека, основанной на анализе взаимодействия стоп с опорой. Такая методика может представлять большой интерес для выявления ранних признаков напряжения регуляторных процессов, которые нередко указывают на повышенные вероятности развития серьезного заболевания, включая инфаркт миокарда и инсульт.

Выраженные половозрастные и индивидуально-типические различия структурно-функциональных свойств опорно-двигательной системы, нейродинамических свойств мозга, адаптивности к психофизиологическим нагрузкам и статодинамических реакций на их воздействие указывают на значительные сложности поиска неспецифических (общих для разных людей) биомеханических критериев диагностики изменения психофизиологического состояния. Эти проблемы устраняются при разработке индивидуального биомеханического портрета тестируемого и определения на его основе индивидуальных критериев диагностики изменения психофизиологического состояния. При этом надо понимать, что необходимость наличия такого портрета для пациента приводит к определенным сложностям применения подобного метода в медицинской практике.

Результаты исследования, проведенного с применением симуляционного моделирования психофизиологических состояний методом гипноза, целесообразно верифицировать посредством биомеханического обследования лиц, испытывающих эти состояния в бодрствовании.

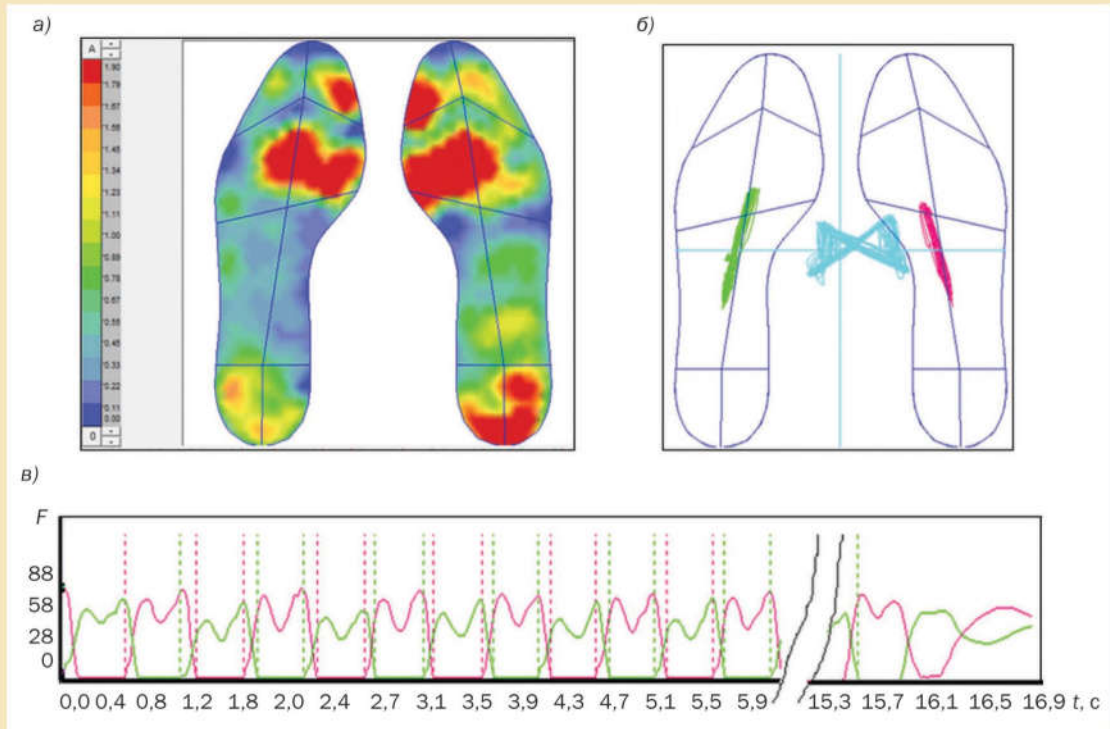
## Литература

1. Смирнова Л. М. Основные характеристики матричных измерителей давления для динамоплантографии и зональной динамографии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 4. С. 25–31.
2. Смирнова Л. М., Юлдашев З. М. Биотехнические измерительно-информационные системы в практике ортезирования и протезирования нижних конечностей. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2013. 190 с.
3. Гримак Л. П. Моделирование состояний человека в гипнозе / Отв. ред. К. К. Платонов. М.: ЛИБРОКОМ, 2014. 272 с.
4. Analysis of Electrophysiological State Patterns and Changes During Hypnosis Induction / T. Hinterberger, J. Sshooner [et al.] // International Journ. of Clinical and Experimental Hypnosis. 2011. N 59 (2). P. 165–179.
5. Гурфинкель В. С., Коц Я. М., Шик М. Л. Регуляция позы человека. М.: Наука, 1965. 256 с.
6. Бернштейн Н. А. О ловкости и ее развитии. М.: Физкультура и спорт, 1991.

## Иллюстрация к статье

Л. М. Смирнова, А. Н. Шеповальников, З. М. Юлдашев

### Изменение динамобароплантографических параметров ходьбы при моделировании психофизиологических состояний

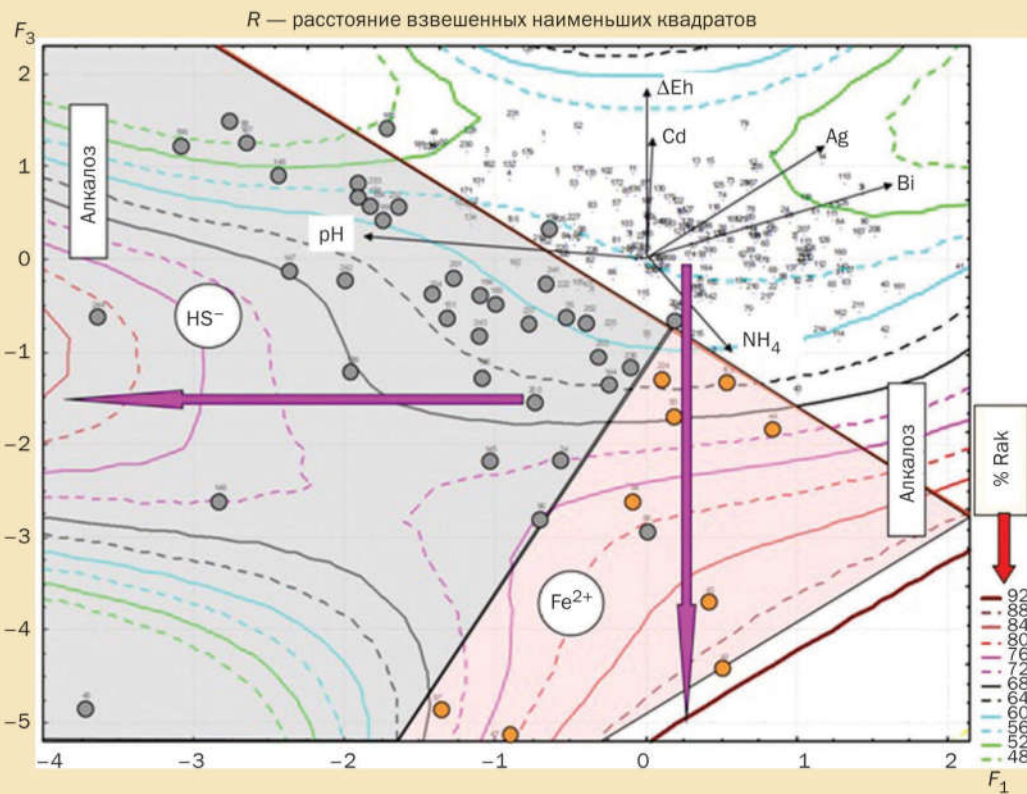


**Рис. 1.** Основной вариант графического представления данных в программе «ДиаСлед-М-Скан» (анализ ходьбы): а — бароплантограмма (карта распределения давления на плантарную поверхность стопы); б — траектории миграции центров давления; в — динамоподограммы (графики изменения суммарного давления на стопы)

## Иллюстрация к статье

Г. А. Машевский, З. М. Юлдашев

### Расширение комплекса показателей для системы мониторинга патологических отклонений в организме человека



**Рис. 1.** Проекция многофакторного пространства на плоскость  $F_1$ - $F_3$ :  
 ● — интоксикация —  $HS^-$ ; ● — интоксикация —  $Fe^{2+}$ ; □ — почечная недостаточность; ○ — энергетическая недостаточность; ● — пиелонефрит; □ — нарушение секреторно-экскреторной функции точек; → — летальный исход