

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.05
УДК 531.391:612.76



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЕ ОЦЕНКИ В СТАБИЛОМЕТРИИ

П.А. Кручинин¹, Н.В. Холмогорова²

¹ Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Российская Федерация, 119991, Москва, Ленинские горы, 1, e-mail: pkruch@mech.math.msu.su

² Московский педагогический государственный университет, Российская Федерация, 119991, Москва, ул. Малая Пироговская, 1, e-mail: natalya_holmogor@mail.ru

Аннотация. В настоящей работе обсуждается возможность оценки по результатам стабилметрических измерений части энергетических затрат на поддержание человеком вертикальной позы. Описано применение математической модели перевернутого маятника для вычисления составляющих механической работы отдельных групп мышц ног в виде интеграла от модуля мощности суммарных моментов, развиваемых антагонистами. Для сагиттали преимущественно оценивается механическая работа мышц голени, а для фронтали – мышц таза. Обсуждается возможность применения приближенных оценок этих показателей для медленных составляющих движения человека. Для анализа корреляционных связей различных показателей использованы результаты стабилметрических проб, в ходе которых обследуемые стояли с открытыми глазами в ортоградной позе. Причем в части проб им предъявлялись различные зрительные иллюзии, вызывавшие изменение позовых характеристик и соответственно стабилметрических показателей. Проанализированы корреляции между введенными показателями и показателями, традиционно используемыми в стабилметрии. Рассматривались размахи колебаний по фронтали и сагиттали, средняя скорость центра давления и её проекции на фронтальную и сагиттальную оси, а также показатель, называемый «индекс энергозатрат», и его составляющие для фронтального и сагиттального направлений. Выявлена корреляционная связь между введенным показателем механической работы и размахами стабиллограммы. Показано, что изменение части энергии, соответствующее показателю, называемому «индекс энергозатрат», невелико и, по-видимому, не характеризует в должной степени изменение механической энергии.

Ключевые слова: стабилметрия, центр давления, постурология, механическая работа, модель движения

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время для оценки функциональных состояний, стабилизации вертикальной позы и диагностики неврологических нарушений человека в неврологии, ортопедии и спортивной медицине часто используют стабиллоплатформы. Стабилметрия – метод исследования функций организма человека, связанных с управлением человеком малым изменением вертикальной позы. Он основывается на оценке координат центра давления (ЦД) – точки приложения равнодействующей сил нормального давления, с которыми человек действует на опору. Одновременно

© Кручинин П.А., Холмогорова Н.В., 2022

Кручинин Павел Анатольевич, к.ф.-м.н., доцент, доцент кафедры прикладной механики и управления, Москва

Холмогорова Наталья Владимировна, к.б.н., доцент, доцент кафедры анатомии и физиологии человека и животных, Москва

показания стабиланализатора содержат и величину равнодействующей сил нормального давления – вес. Современная стабилотрия рассматривается как простое нейрофункциональное обследование. Однако ее широкое применение затрудняется сложностью интерпретации регистрируемых сигналов в соответствии с общепринятыми в физиологии и практической медицине критериями. Существующая постурографическая литература оперирует понятиями постуральных стратегий, синергий, спектров мощности колебаний, принятыми в биомеханике и достаточно далекими от круга понятий, которые используют практикующие врачи и физиологи. В связи с этим естественной является попытка ряда авторов выделить стабилотрические показатели, наиболее информативные для медиков и биологов.

Важным показателем уровня физического состояния и здоровья являются энергетические возможности человека. В связи с этим представляется интересной идея использовать энергетические оценки, высказанная в [14–16]. К сожалению, реализация этой идеи связана с существенными трудностями. Предложенный в [10] параметр, названный «индексом энергозатрат», даже в скорректированном варианте [1, 11] оценивает изменение части кинетической энергии механической системы, описывающей движение человека, в предположении, что движение медленное и ЦД совпадает с проекцией общего центра масс на опорную плоскость [5]. Таким образом, исследователь имеет дело с еще одним параметром, физическое обоснование которого имеет заметные недостатки.

Отметим, что задача энергетических оценок в стабилотрии является достаточно сложной. Прежде всего следует отметить, что значимой корреляции стабилотрических показателей с оценками энергозатрат организма, получаемыми на основании метаболических оценок, полученных с помощью газоанализатора масочного типа, не обнаружено [4]. Этот результат говорит о том, что доля энергии, затрачиваемая на перемещение тела при удержании вертикальной позы, невелика по сравнению с энергозатратами, направленными на поддержание жизнедеятельности организма. Стабилотрические данные, в свою очередь, предоставляют информацию о суммарных значениях некоторых суставных моментов. Следовательно, показания стабиланализатора позволяют оценивать механическую работу этих «суммарных суставных моментов». Разделить усилия мышц антагонистов стабилотрическая информация не позволяет в силу своего интегративного характера. Подход к подобному анализу для движений во фронтальном направлении рассмотрен ранее авторами в [9].

Цель работы – подробно рассмотреть проблемы вычисления оценок энергетических показателей по данным стабилотрии и проанализировать, опираясь на биомеханические модели движения человека, связь с этими оценками принятых стабилотрических показателей.

МОДЕЛЬ ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Используем аналогичный подход к вычислению механической работы, совершаемой мышцами ног, в виде интеграла от модуля мощности, развиваемой мышцами [3]. Обсудим применение такой оценки для движения человека. Будем использовать простейшие модели перевернутого маятника, подробно описанные в [8], так как стабилотрическая информация не позволяет однозначно восстанавливать состояния более сложных многосвязных систем.

Для определения работы мышц нам потребуются оценки угловых скоростей изменения суставных углов и моментов в суставах. Для определения этих величин необходимо использовать математическую модель. Рассмотрим малые колебания человека в окрестности ортоградной позы, когда его тело расположено вблизи

вертикали, а ноги находятся примерно на ширине плеч. В таких предположениях описание движения человека разделяется на сагиттальную и фронтальную модели.

Для описания колебаний человека в сагиттальной плоскости примем традиционную модель перевернутого маятника, изображенную на рис. 1. Предполагаем, что тело человека в ходе теста допустимо моделировать недеформируемым стержнем массы m , закрепленным шарнирно в точке O , соответствующим проекции на сагиттальную плоскость оси, соединяющей голеностопные суставы человека. Центр масс стержня расположен в точке C , удаленной от точки O на расстояние l_s . Момент инерции стержня относительно фронтальной оси, проходящей через точку O , равен J . Отклонение стержня от вертикали опишем углом θ . Через M_s обозначим момент, создаваемый мышцами в голеностопном суставе, приложенный как показано на рис. 1. Будем считать, что стопа неподвижна относительно платформы. Уравнения движения для малых значений угла θ и скорости его изменения запишем в соответствии с [8] в виде

$$J\ddot{\theta} = mgl_s\theta + M_s. \quad (1)$$

Здесь g – ускорение свободного падения. Соотношения для момента M_s получим на основании условий равновесия системы «платформа–стопа», в которых в соответствии с [8] выразим проекцию реакции опоры F на сагиттальную ось из теоремы о движении центра масс:

$$M_s = Ny_n + Fh = Ny_n - ml_s h\ddot{\theta}. \quad (2)$$

Здесь N – нормальная реакция опоры; y_n – сагиттальная координата ЦД, отсчитываемая от оси голеностопного сустава, а h – расстояние от точки O до плоскости, образованной чувствительными элементами сенсоров стабилоанализатора.

Используем соотношения (1) и (2) для записи уравнения:

$$J_s\ddot{\theta} = mgl_s\theta + Ny_n. \quad (3)$$

Здесь принято обозначение для приведенного момента инерции $J_s = J + ml_s h$.

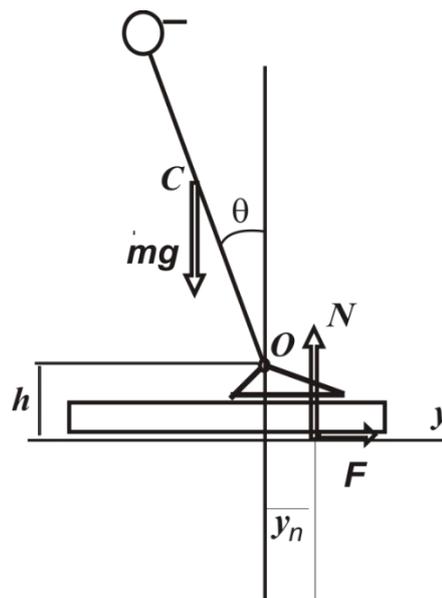


Рис. 1. Модель движений человека в сагиттальной плоскости. Показаны внешние силы, действующие на систему «человек – платформа»

При записи соотношений для движений во фронтальной плоскости используем упрощенную модель трехзвенника с двумя параллельными звеньями, которые опираются на платформу [1, 7, 8]. Будем считать, что опора ноги на плоскость точечная и центры тазобедренных суставов A_1, A_2 и точек O_1, O_2 опоры ног образуют параллелограмм (рис. 2). За начало отсчета примем положение, которое назовем исходной позой, для которой будем далее считать, что ступни находятся непосредственно под тазобедренными суставами. Такое положение приближенно соответствует позе «ноги на ширине плеч».

Обозначим через l – «длину ноги» O_iA_i ; m_b – массу туловища с головой и руками; m_f – массу одной ноги, т.е.

$$m = m_b + 2m_f.$$

Звенья O_1A_1 и O_2A_2 моделируют прямые ноги, третье звено – туловище с руками и головой, моделируется единым твердым телом.

В соответствии с [8, 9] уравнение движения человека во фронтальной плоскости запишем в виде

$$(2J_l + m_b l^2) \ddot{\varphi} = (m_b + m_f) g l \varphi + M_f, \tag{4}$$

где φ – угол отклонения ног от вертикали; J_l – момент инерции ноги относительно опорной точки; M_f – суммарный момент мышечных усилий, в основном прилагаемых в тазобедренных суставах [7]. В случае если фронтальная координата ЦД x_n отсчитывается от середины отрезка O_1O_2 , уравнение (4) в соответствии с [9] с учетом соотношений для равновесия платформы и основными теоремами динамики можно преобразовать к виду

$$J_f \ddot{\varphi} = (m_b + m_f) g l \varphi + N x_n. \tag{5}$$

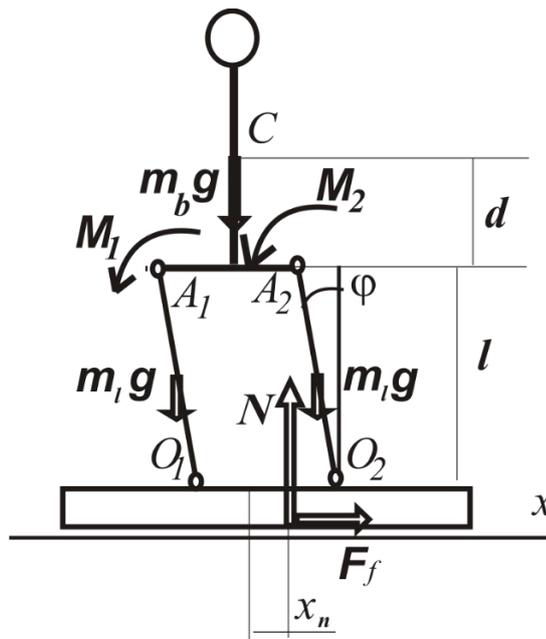


Рис. 2. Модель движения человека во фронтальной плоскости

Здесь приведенный фронтальный момент инерции $J_f = 2J_1 + m_b l(l + d)$, а d – высота над тазобедренными суставами центра масс системы «туловище с головой и руками».

Таким образом, и для сагиттали, и для фронтальной уравнения математической модели представимы в одинаковом виде:

$$J_1 \ddot{\psi}_n = B\psi_n + M_n; \tag{6}$$

$$J_2 \ddot{\psi}_n = B\psi_n + Nz_n. \tag{7}$$

Эти уравнения описывают фронтальные или сагиттальные движения в зависимости от значений, которые принимают параметры и переменные в соответствии с табл.1.

В дальнейшем будем также пренебрегать малыми изменениями нормальной реакции N и использовать соотношение $N = mg$.

Таблица 1

Обозначения переменных моделей

Новое обозначение	Фронталь	Сагитталь
z	x	y
ψ_n	φ	θ
J_1	J	J_s
J_2	J_f	$2J_1 + m_b l^2$
B	$(m_b + m_f) gl$	$mg l_s$
M_n	M_f	M_s

ПРОБЛЕМЫ ВЫЧИСЛЕНИЯ РАБОТЫ СУММАРНЫХ МОМЕНТОВ ОТДЕЛЬНЫХ ГРУПП МЫШЦ

Механическую работу отдельных групп мышц ног человека при движении в окрестности исходной позы будем оценивать, используя интеграл от модуля мощности [3] на интервале времени $[0, T]$,

$$A_n = \int_0^T |M_n \omega| dt,$$

где ω – угловая скорость изменения угла наклона.

Соотношения (3) и (5) используются для оценки углов наклона. Проблемы, возникающие при подобных вычислениях, будут обсуждаться в следующем разделе. Здесь же обратим внимание на то, что сопоставление начала отсчета стабилметрической платформы с проекцией середины отрезка, соединяющего центры голеностопных суставов, с миллиметровыми точностями практически невозможно. Как правило, за начало отсчета выбирают некоторое среднее положение ЦД стоящего человека. Это положение соответствует наклону туловища вперед на 1–2° [6]. Для фронтального направления проведенная центровка также может не соответствовать началу отсчета координат в рассматриваемой математической модели. В таком случае

координаты z_n , использованные в математической модели (6), (7), отличаются от показаний стабиланализатора z на постоянную величину z_0 .

$$z_n = z + z_0.$$

Рассмотрим подробно отмеченную ситуацию. Значения углов наклона представим в виде сумм:

$$\psi_n = \psi + \psi_0.$$

Постоянные составляющие значений углов связаны с координатами ЦД в соответствии с (7) формулой

$$B\psi_0 = -mgz_0.$$

Аналогично значения суммарных суставных моментов также можно представить в виде сумм:

$$M_n = M_0 + M.$$

Постоянные составляющие M_0 значений моментов связаны с координатами ЦД в соответствии с (6) формулой

$$M_0 = -B\psi_0 = mgz_0.$$

Соответствующая составляющая работы представима в виде

$$A_n = \int_0^T \left| (M_0 + M) \frac{d\psi}{dt} \right| dt \leq |M_0| \int_0^T \left| \frac{d\psi}{dt} \right| dt + \int_0^T \left| M \frac{d\psi}{dt} \right| dt.$$

Так как величина M_0 неизвестна, по показаниям стабиланализатора можно оценить только второе слагаемое из правой части неравенства

$$A_\Delta = \int_0^T \left| M \frac{d\psi}{dt} \right| dt. \quad (8)$$

С некоторой степенью условности можно говорить, что такая величина характеризует механическую работу, совершаемую переменной составляющей суммарного момента. Эта величина является оценкой снизу механической работы, и её можно назвать показателем механической работы для заданного направления. Общим показателем механической работы в этом случае следует считать сумму этих величин, рассчитанных для фронтали и сагиттали.

АЛГОРИТМ ВЫЧИСЛЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ РАБОТЫ

Определение угловой скорости $\frac{d\psi}{dt}$ и момента M по стабилотрическим данным аналогично задаче определения проекции центра масс. Эта задача является математически некорректной, так как требует численного интегрирования уравнения (7), решения которого неустойчивы. Различные методы регуляризации этой задачи рассмотрены в [2, 17]. Модифицируем для решения поставленной задачи алгоритм, использующий метод фильтрации сигнала с помощью прямого и обратного преобразования Фурье. Этот алгоритм в отличие от использованного в [9] не требует интервалов спокойного стояния в начале и конце записи и поэтому может применяться

при обработках любых обследований, в ходе которых человек не совершал значимых изменений позы.

Модифицированный алгоритм предполагает, что выходные сигналы для $\frac{d\psi}{dt}$ и M не содержат экспоненциальных составляющих, порожденных решением однородного уравнения для (7). Тогда для показаний стабиланализатора по каждой из осей алгоритм сводится к следующей последовательности операций.

1. Сигнал стабиланализатора на интервале времени $[0, T]$ представляем в виде

$$z(t) = z(0) + at + \delta(t),$$

где $a = \frac{z(T) - z(0)}{T}$.

2. Используя преобразование Фурье, строим $\Delta(\omega)$ образ функции $\delta(t)$.

3. Комплекснозначные Фурье-образы $W(\omega)$ и $V(\omega)$ для составляющих угловой скорости и момента получаем в результате умножения $\Delta(\omega)$ на значения передаточных функций, соответствующих уравнениям (6) и (7).

$$W(\omega) = -\frac{img\omega}{J_2\omega^2 + B} \Delta(\omega), \quad V(\omega) = \frac{mg(J_1\omega^2 + B)}{J_2\omega^2 + B} \Delta(\omega). \quad (9)$$

4. Используя обратное преобразование Фурье, строим их преобразы $w(t)$ и $v(t)$.

5. Оценки угловой скорости $\frac{d\tilde{\psi}}{dt}$ и момента \tilde{M} получим по формулам

$$\frac{d\tilde{\psi}}{dt} = w(t) - \frac{mga}{B}, \quad \tilde{M} = v(t) + mg[at + z(0)].$$

6. Подставив эти значения в выражение (8), вычисляем оценку \tilde{A} показателя механической работы A_Δ .

Такой алгоритм очевидно требует достаточно сложных вычислений. В связи с этим интересно рассмотреть соотношения для вычисления показателя механической работы в предположениях, близких к использованным в соотношениях, обосновывающих «индекс энергозатрат» [5].

ПРИБЛИЖЕННАЯ ОЦЕНКА ПОКАЗАТЕЛЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ РАБОТЫ ДЛЯ МЕДЛЕННЫХ ДВИЖЕНИЙ

Рассмотрим соотношения (9). Сделаем два упрощающих предположения. $J_1 = J_2$. Это соотношение для сагиттального направления верно, если мы будем пренебрегать высотой голеностопного сустава над плоскостью чувствительных элементов силовой платформы. В этом случае $M(\omega) = mgZ(\omega)$, и, как отмечалось ранее в [8] момент определяется изменением стабилотраммы: $M = mgz$.

Будем рассматривать диапазон низких частот $\omega \ll B/J_2$. Тогда $\Omega(\omega) = -\frac{img\omega}{B} Z(\omega)$, и, следовательно, $\frac{d\tilde{\psi}}{dt} = -\frac{mg}{B} \frac{dz}{dt}$. Это утверждение эквивалентно предположению о том, что скорости ЦД и проекции центра масс совпадают. Такое предположение по факту использовано в обосновании введенного в [5] «индекса энергозатрат».

$$\text{Тогда верно } \tilde{A}_\Delta = \frac{m^2 g^2}{B} \int_0^T \left| z \frac{dz}{dt} \right| dt.$$

Для интервала $[t_k, t_{k+1}]$ знакопостоянства произведения $z \frac{dz}{dt}$ парциальная составляющая

$$\tilde{A}_k = \frac{m^2 g^2}{B} \left| \int_{t_k}^{t_{k+1}} z \frac{dz}{dt} dt \right| = \frac{m^2 g^2}{2B} |z^2(t_{k+1}) - z^2(t_k)|.$$

На этом интервале знак $\frac{dz}{dt}$ не меняется, а значит, возможна грубая оценка:

$$\tilde{A}_k = \frac{m^2 g^2}{2B} \sum_j |z^2(t_{j+1}) - z^2(t_j)|.$$

Здесь суммирование ведется по всем j таким, что съем измерений производится в моменты $t_j \in [t_k, t_{k+1}]$. Тогда грубая оценка показателя механической работы может быть представлена в виде

$$\tilde{A}_{if} = \sum_k \tilde{A}_k = \frac{m^2 g^2}{B} \sum_{j=1}^N |z^2(t_{j+1}) - z^2(t_j)|,$$

где N – количество дискретных измерений на интервале $[0, T]$.

Таким образом, для очень медленных движений для частот ниже частоты основных колебаний по [6, 12], для которых процент тактовых интервалов с переменами знаков мал, в качестве «энергетического» можно попробовать использовать показатель

$$P = \sum_{j=1}^N |z^2(t_{j+1}) - z^2(t_j)|. \quad (10)$$

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В исследовании приняли участие 10 здоровых человек в возрасте 19–22 лет с нормальным зрением, давших информированное согласие на участие в обследовании. Стабилограммы регистрировали с помощью компьютерного стабиланализатора с биологической обратной связью «Стабилан-01-2». Обследуемый стоял на стабيلографической платформе перед большим панорамным экраном с открытыми глазами. Исследование проводилось в несколько этапов, длительность которых составляла приблизительно 80 с. На каждом этапе вначале регистрировали стабيلограмму обследуемого в условиях ортоградной позы, длительностью 20 с, после чего ему демонстрировали одно из изображений, вызывающих оптическую иллюзию движения: «Крутящийся силуэт», «Пульсирующий рисунок», «*Train Moves Both Ways*» и т.п., и на ее фоне также писали стабилотграмму. В заключение у обследуемого повторно регистрировали стабилотграмму в условиях ортоградной позы, длительностью 20 с. После каждого этапа обследуемому давался пятиминутный перерыв в условиях сидя. Всего в эксперименте было использовано 9 различных зрительных иллюзий движения.

Для анализа корреляционных связей различных показателей были использованы результаты 20 секундных интервалов 238 стабилметрических проб. Из них в 122 интервалах обследуемые стояли с открытыми глазами в ортоградной позе и в 116 интервалах им предъявлялись различные зрительные иллюзии движения, вызывающие изменение поструральных реакций и соответственно стабилметрических показателей.

В ходе анализа результатов обследований вычислялись следующие показатели:

1) показатель механической работы для фронтالي \tilde{A}_f и сагиттали \tilde{A}_s и их сумма \tilde{A} ;

2) приближенные оценки для показателя механической работы P_f и P_s из (10);

3) индекс энергозатрат в соответствии с [11] $E = \sum_{j=1}^N |\dot{x}^2(t_{j+1}) + \dot{y}^2(t_{j+1}) - \dot{x}^2(t_j) - \dot{y}^2(t_j)|$;

размахи колебаний по фронтали X и сагиттали Y , и средняя скорость центра давления V в соответствии с [13]. Для углубления анализа вычислялись и анализировались проекции средней скорости на фронтальную V_f и сагиттальную V_s оси, а также фронтальный E_f и сагиттальный E_s аналоги «индекса энергозатрат», вычисляемые по формулам

$$E_f = \sum_{j=1}^N |\dot{x}^2(t_{j+1}) - \dot{x}^2(t_j)|; \quad E_s = \sum_{j=1}^N |\dot{y}^2(t_{j+1}) - \dot{y}^2(t_j)|.$$

Для результатов выбранных обследований характерен значительный разброс приведенных показателей. Для каждого из обследуемых среднее квадратическое отклонение скоростей и размахов составляет величины порядка 20–25 % от значений показателей, а для «энергетических» показателей более 30 %. Таким образом, изменение выбранных показателей являлось значимым.

В табл. 2–4 приведены коэффициенты корреляции, вычисленные для указанных показателей по всему ансамблю результатов обследований.

В приведенных таблицах опущены корреляционные коэффициенты, связывающие фронтальные и сагиттальные показатели, так как они изменяются в диапазоне 0,2–0,7 и не представляют интереса. Так же ведет себя и большая часть коэффициентов из приведенных таблиц. Это объясняется тем, что стабилметрические параметры отображают многие факторы системы удержания вертикальной позы, отражают особенности сложных движений и не являются независимыми. Однако на общем фоне следует выделить несколько пар величин, для которых коэффициент корреляции близок к единице (соответствующие ячейки таблиц выделены серым цветом).

Таблица 2

Корреляционные коэффициенты фронтальных показателей

Корреляция	P_f	E_f	X	V_f
\tilde{A}_f	0,39	0,38	0,86	0,51
P_f	1	0,43	0,40	0,47
E_f	–	1	0,57	0,93
X	–	–	1	0,66

Таблица 3

Корреляционные коэффициенты сагиттальных показателей

Корреляция	P_s	E_s	Y	V_s
\tilde{A}_s	0,55	0,61	0,90	0,62
P_s	1	0,66	0,55	0,65
E_s		1	0,65	0,95
Y			1	0,67

Таблица 4

Корреляционные коэффициенты суммарных показателей

Корреляция	P	E	V
\tilde{A}	0,57	0,57	0,63
P	1	0,66	0,66
E		1	0,95

Прежде всего эти оценки показателя механической работы для движений во фронтальном \tilde{A}_f и сагиттальном \tilde{A}_s направлениях скоррелированы с соответствующими размахами X и Y . Вспомним, что работа связана с изменением полной механической энергии системы, которая является суммой потенциальной и кинетической энергий. При максимальном отклонении, в случае когда скорость равна нулю, полная механическая энергия равна потенциальной энергии системы. Таким образом, механическая работа на участке между двумя экстремальными отклонениями будет определяться разностью потенциальных энергий в этих положениях. Изменение потенциальной энергии в свою очередь определяется максимальной разностью значений угла наклона, который связан с размахом колебаний ЦД. Эти соображения поясняют высокую корреляцию показателей механической работы с размахами. Этот факт подтверждает применимость введенной нами оценки, учитывающей значительную часть механической работы мышц.

Корреляция индекса энергозатрат E с оценками показателя механической работы \tilde{A} как для фронтального и сагиттального направлений, так и в общем случае не превышает общего уровня значений коэффициентов корреляции для пар разнородных стабилметрических показателей. Высокие коэффициенты корреляции отмечаются для пар E и средней скорости V центра давления, а также для его фронтального и сагиттального аналогов с соответствующими проекциями средней скорости. Это значит, что изменение энергии, соответствующее индексу E , невелико и не характеризует в должной степени изменение механической энергии.

Отметим, что показатель P также не коррелирован с \tilde{A} и не характеризует в должной степени совершаемую механическую работу. Это очевидно связано с существенным вкладом быстрых движений. Тем не менее P представляет собой относительно независимый интегральный показатель, и его рассмотрение может быть интересно. Наиболее перспективным представляется доработка алгоритма расчета подобного показателя в целях его использования для оценки энергетического вклада медленных движений при рассмотрении разнотемповых составляющих движения в соответствии с [18].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Стабилоанализатор является устройством, совершающим измерения механических величин, причем стабилметрические измерения не позволяют разделять информацию об усилиях мышц антагонистов. В соответствии с этим стабилоанализатор позволяет оценивать только часть энергозатрат: механическую работу, совершаемую суммарным моментом, создаваемым отдельными группами мышц человека. Для сагиттального направления речь идет о мышцах, создающих момент в голеностопном суставе. Для фронтального – в основном в тазобедренном.

Задача оценки механической работы суставных моментов является достаточно сложной и требует использования механической модели и применения специальных математических методов. Для её решения необходимо знание масс инерционных характеристик тела человека.

В статье предложен алгоритм расчета оценки значимой части механической работы, основанный на простых моделях. Этот алгоритм пригоден для анализа движения обследуемых не совершающих заметных изменений углов в коленном и тазобедренном суставах, удерживающих спину прямо. При анализе движений значительных групп пациентов с двигательными нарушениями алгоритм может давать существенные погрешности.

Математический анализ задачи позволяет выписать приближенную оценку P показателя механической работы для медленных движений. Этот показатель оказывается достаточно простым для вычисления и представляет собой относительно независимый интегральный показатель. Его рассмотрение может представлять определенный интерес для задач анализа энергетического вклада медленных составляющих движений.

Изменение части энергии, соответствующее показателю, называемому индекс энергозатрат, невелико и не характеризует в должной степени изменение механической энергии. Таким образом, несмотря на то, что указанный индекс энергозатрат представляет собой интересный интегральный квадратичный скоростной показатель, его наименование не соответствует механическому содержанию вычисляемой величины и вводит пользователя в заблуждение.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Публикация частично подготовлена в рамках реализации Программы создания и развития научного центра мирового уровня «Сверхзвук» на 2020–2025 годы при финансовой поддержке Минобрнауки России (Распоряжение правительства РФ от 24 октября 2020 № 2744-р).

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бабанов Н.Д., Кубряк О.В., Меркурьев И.В., Орлов И.А. Особенности моторного контроля здоровых добровольцев в пассивном экзоскелете нижних конечностей // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. – 2021. – Т. 107, № 9. – С. 1172–1188.
2. Бекеров Э.Д., Подоприхин М.А., Кручинин П.А. Сравнительный анализ алгоритмов оценки движения центра масс по результатам стабилметрических измерений // Биофизика. – 2021. – Т. 66, № 5. – С. 997–1004.
3. Белецкий В.В. Двуногая ходьба. – М.: Наука, 1984. – 288 с.
4. Говорун М.И., Шелков О.М., Усачев В.И. [и др.]. Отражают ли стабилметрические показатели энергозатраты человека на поддержание вертикального положения тела? // Материалы XVIII съезда оториноларингологов России, 26–28 апреля 2011. – СПб., 2011. – Т. 2. – С. 47–52.

5. Гроховский С.С., Кубряк О.В. Метод интегральной оценки эффективности регуляции позы человека // Медицинская техника. – 2018. – №2. – С. 49–52.
6. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик. М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965 – 256 с.
7. Денискина Н.В., Левик Ю.С., Гурфинкель В.С. Сравнительная роль мышц голени и бедренного суставов в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии // Физиология человека. – 2001. – Т. 27, № 3. – С. 66–70.
8. Кручинин П.А. Механические модели в стабилотрии // Российский журнал биомеханики. – 2014. –Т. 18, № 2. – С. 184–193.
9. Кручинин П.А., Троицкий К.А., Холмогорова Н.В. Оценка показателей работы мышц ног по данным фронтальных стабилотриграмм // Инженерный журнал: наука и инновации. – 2018. – № 2. DOI 10.18698/2308-6033-2018-2-1728
10. Кубряк О.В., Гроховский С.С. Практическая стабилотрия. Статические двигательные тесты с биологической обратной связью по опорной реакции. – М.: Маска, 2012. – 88 с.
11. Кубряк О.В., Гроховский С.С. Способ стабилотрического исследования двигательной стратегии человека. Скорректированное описание изобретения к патенту RU 2456920, 24.03.2011. Коррекция опубликована: 29.08.2017, Бюл. № 25.
12. Новожилов И.В., Терехов А.В., Забелин А.В. [и др.]. Трехзвенная математическая модель для задачи стабилизации вертикальной позы человека // Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии. – М.: Изд-во мех-мат ф-та МГУ, 2004. – С. 7–20.
13. Руководство пользователя «Стабилан-01-2»: программно-методическое обеспечение компонент стабилотрического комплекса Stabmed2; ЗАО «ОКБ «РИТМ». – Таганрог, 2011. – 279 с.
14. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, стабилотрия. – М.: Антидор, 2000. – 189 с.
15. Слива С.С., Кондратьев И.В., Слива А.С. Отечественная компьютерная стабилотриграфия: состояние, проблемы и перспективы // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2008. – № 6. – С. 98–101.
16. Усачев В. И. Стабилотрические параметры; ЗАО «ОКБ «РИТМ». – Таганрог, 2011. – 32 с.
17. Lafond D., Duarte M., Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment // Journal of Biomechanics. – 2004. – Vol. 37. – P. 1421–1426.
18. Zatsiorsky V.M, Duarte M. Rambling and trembling in quiet standing // Motor Control. – 2000. – Vol. 4, no. 2. – P. 185–200. DOI: 10.1123/mcj.4.2.185

ENERGY ESTIMATES FROM FORCE PLATE DATA

P.A. Kruchinin, N.V. Kholmogorova (Moscow, Russian Federation)

In this paper, we discuss a possibility of evaluating a part of the energy cost for maintaining a vertical posture by a person. We use the stabilometric data (center of pressure (CoP) postural sway measurements) only. The application of an inverted pendulum model for calculating the components of the mechanical work of particular groups of leg muscles is described. We use integral of the modulus of the power of total torques developed by the antagonists. For the sagittal direction, the mechanical work of muscles of the ankle is made an estimate mainly, and for the frontal direction – of the pelvic muscles. The possibility of using approximate estimates of energy indicators for the slow components of human movement is discussed. To analyze the correlations of various indicators, the results of postural stability tests were used. During these tests the subjects stood with their eyes open in an upright posture. Moreover, in several tests, they were presented with various visual illusions. It was causing a change in postural characteristics and, accordingly, stabilometric parameters. The correlations between the introduced energetical indicators and indicators traditionally used in stabilometry are analyzed. The next indicators: CoP trajectory range of oscillations along the frontal and sagittal, the average CoP velocity and its projection on the frontal and sagittal axes, as well as an indicator called the "total energy density of statokinesiogram" and its components for the frontal and sagittal directions - were considered. A correlation between the used indicator of mechanical work and the stabilogram range was developed. It is shown that the change in a part of the energy corresponding to an indicator called the «total energy

density of statokinesiogram" is small and, apparently, does not adequately characterize the change in mechanical energy.

Key words: center of pressure (CoP), postural sway, stabilometry, mechanical work, inverted pendulum model.

Получена 14.09.2021

Одобрена 28.12.2021

Принята к публикации 20.02.2022

Просьба ссылаться на эту статью в русскоязычных источниках следующим образом:
Кручинин, П.А. Энергетические оценки в стабилотрии / П.А. Кручинин, Н.В. Холмогорова // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 60–72. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.05

Please cite this article in English as noted in English version of this article.