

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ АЛГОРИТМОВ ОЦЕНКИ ДВИЖЕНИЯ ЦЕНТРА МАСС ПО РЕЗУЛЬТАТАМ СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

© 2021 г. П.А. Кручинин, М.А. Подопряхин, И.Д. Бекеров

Механико-математический факультет Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, 119992, Москва, Ленинские горы, 1

E-mail: pkruch@mech.math.msu.su, podoprakhin.maxim@gmail.com, omert14@yandex.ru

Поступила в редакцию 29.12.2020 г.

После доработки 07.07.2021 г.

Принята к публикации 08.07.2021 г.

Сравниваются подходы к определению горизонтальных координат центра масс, применимые для стабиланализаторов, измерениями которых являются только вертикальные составляющие усилий. Первый из этих подходов использует информацию не только о начальном положении и скорости центра масс, но и о его финальном состоянии. Второй связан с использованием предположения об отсутствии неустойчивых составляющих в движении и использует методы частотной фильтрации. Известные алгоритмы модифицированы для решения задачи в условиях совершения человеком достаточно интенсивных движений. Рассмотренные модифицированные алгоритмы сравнивались для записей движений обследуемых, выполнявших на стабиланализаторе пробу со ступенчатым отклонением. Одновременно система видеокамер использовалась для определения координат маркера, закрепленного приближенно на высоте центра масс. Продемонстрирована работоспособность всех модифицированных алгоритмов. Отмечено, что погрешность метода оценивания, использующего двойную фильтрацию в прямом и обратном времени, оказалась меньше, чем у других процедур.

Ключевые слова: стабилметрия, постурология, центр масс, центр давления, некорректная задача, регуляризация.

DOI: 10.31857/S0006302921050197

В современной медицине широкое распространение получил простой и дешевый метод стабилметрических исследований. Их проводят с использованием стабиланализатора — измерительного комплекса, предназначенного для регистрации, обработки и анализа перемещения центра давления при стоянии человека на плоскости опоры. Эти показания используют для выявления двигательного-координационных нарушений и их реабилитации. Удержание равновесия при стоянии является динамическим процессом, в ходе которого перемещения центра давления могут заметно отличаться от проекции центра масс на плоскость опоры. Различие этих точек порождает задачу оценивания проекции центра масс на плоскость опоры по показаниям стабиланализатора. Решение этой задачи востребовано в современных исследованиях (см., например, работы [1–9]). При этом в ряде случаев (например, в работах [7, 9]) в качестве оценки движения центра масс используют медленную (<0.5 Гц) составляющую движений центра давления. Такой подход приемлем в задачах анализа движений человека

при поддержании вертикальной позы, но требует уточнений при совершении более интенсивных движений.

Задача определения положения центра масс по показаниям силовой платформы при ходьбе на временах порядка секунды достаточно успешно решалась в результате простого численного интегрирования [10, 11]. При удержании человеком равновесия в основной позе требуется решение этой задачи для более продолжительных временных интервалов порядка десятков секунд или даже минут. Задачу необходимо решать с привлечением математической модели движения человека. Обычно в качестве такой модели используется модель перевернутого маятника. Однако даже использование простейшей модели приводит к постановке математически некорректной задачи: для ее решения приходится интегрировать численно дифференциальное уравнение перевернутого маятника, решение которого неустойчиво. В этом случае имеет место экспоненциальное нарастание ошибки оценивания и для парирования

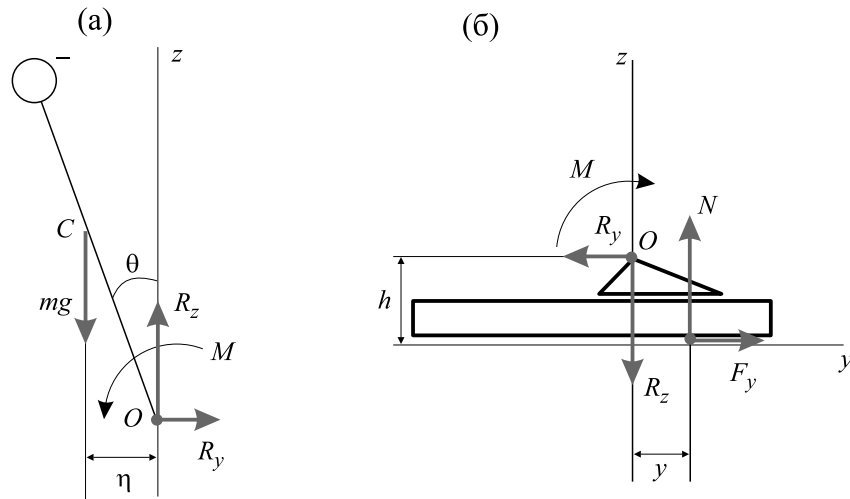


Рис. 1. Модель движений человека в сагиттальной плоскости. Показаны силы, действующие на модель стержня, имитирующего тело человека (а), и на систему «стопы ног – платформа стабилоанализатора» (б).

погрешности необходимо привлекать дополнительную информацию.

При использовании многокомпонентных силовых платформ используется способ коррекции результатов численного интегрирования при равенстве нулю проекций реакции опоры на одну из горизонтальных осей [12–14]. Этот способ получил название «zero-point-to-zero-point integration». В соответствии с теоремой о движении центра масс в момент времени, когда горизонтальная составляющая реакции опоры равна нулю, центр масс и центр давления лежат на одной отвесной линии. В работах [12] и [14] предлагается использовать для восстановления движения центра масс интервалы между моментами с нулевой величиной горизонтальной составляющей реакции опоры. Тогда определение координат центра масс сводится к решению краевой задачи.

Сравнение методов оценки положения центра масс с использованием различных наборов измерительной информации проведено в работе [13]. На практике часто используются простые силовые платформы (стабилоанализаторы), у которых измерение горизонтальных усилий отсутствует. Сравнение же различных модификаций алгоритмов определения положения центра масс для таких систем не проводилось.

Известные методы определения положения центра масс, применимые для стабилоанализаторов, измерениями которых являются только вертикальные составляющие усилий, разделим по виду применяемой дополнительной информации:

1. Используется информация не только о начальном положении и скорости центра масс, но и о конечном положении и скорости (см., например, работу [8]). Подобные приемы могут использоваться на этапах модифицированных алгоритмов

«zero-point-to-zero-point integration», когда измерения горизонтальных сил не используются [14].

2. Используется предположение об отсутствии экспоненциальных составляющих в движении в решении уравнений движения системы. Тогда задача сводится к анализу «установившихся» решений [1, 13, 15–17].

Соответствующие алгоритмы известны в литературе и достаточно успешно используются при анализе удержания человеком вертикальной позы. Использование подобных алгоритмов в задачах с интенсивным движением в окрестности вертикальной позы, таких как проба со ступенчатым воздействием [18], в литературе не обсуждалось. Между тем применяемые алгоритмы требуют некоторой модификации.

Рассмотрим подробно алгоритмы, основанные на упомянутых выше способах регуляризации задачи. Эти алгоритмы опираются на модель движения человека в виде перевернутого маятника.

МОДЕЛЬ ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Для моделирования движения человека воспользуемся традиционными моделями перевернутого маятника, подробно описанными в работах [19, 20]. Рассмотрим малые колебания человека в окрестности основной позы, когда его тело расположено вблизи вертикали, а ноги находятся примерно на ширине плеч. Рассмотрим для определенности модель движения человека в сагиттальной плоскости.

Для описания колебаний человека 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 – проекции центров голеностопных суставов. 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 следующем виде:

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

где g – ускорение свободного падения. Соотношения для момента M_s получим на основании условий равновесия системы «платформа–стопа», выразив в соответствии с работой [20] проекцию реакции опоры F на сагиттальную ось из теоремы о движении центра масс:

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

где N – нормальная реакция опоры, y – сагиттальная координата центра давления, отсчитываемая от оси голеностопного сустава, а h – расстояние от точки O до плоскости, образованной чувствительными элементами платформы.

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

$$T^2 l_s \ddot{\theta} = l_s \theta + y.$$

Здесь учитывается, что при малых колебаниях можно приближенно считать, что $N = mg$, и принято обозначение $T^2 = \frac{J + ml_s h}{mgl_s}$. Учитывая, что для малых движений, при которых угол наклона не превышает нескольких градусов, для координаты центра масс верно равенство $\eta = -l_s \theta$, получим дифференциальное уравнение, связывающее координаты центра масс η и центра давления y :

$$T^2 \ddot{\eta} = \eta - y. \quad (3)$$

Это уравнение может быть использовано для отыскания координаты центра масс в результате решения задачи Коши при начальных условиях

$$\eta(0) = \eta_0, \quad \dot{\eta}(0) = v_0$$

Отметим, что уравнение (3) не меняет вид при изменении начала отсчета координат и может применяться непосредственно к показаниям стабиланализатора независимо от выбранного начала отсчета.

Уравнение (3) имеет два действительных корня: $\lambda_1 = -1/T$ и $\lambda_2 = 1/T$. Его решение имеет следующий вид:

$$\eta = C_1 e^{-\frac{t}{T}} + C_2 e^{\frac{t}{T}} + \eta_{\text{чн}}. \quad (4)$$

Константы C_1 и C_2 определяются начальными условиями η_0 и v_0 , а $\eta_{\text{чн}}$ – частное решение неоднородного уравнения (3). В общем случае $C_2 \neq 0$ и соответствующее слагаемое экспоненциально нарастает. Таким образом, ошибки в задании начальных условий, погрешности модели и стабилметрических измерений будут приводить к катастрофическому нарастанию ошибки оценки на временах $t > T \approx 0.5$ с. Как отмечалось выше, компенсации этой погрешности можно добиться двумя способами: добавлением информации о финальных условиях или использованием информации о том, что момент в голеностопном суставе обеспечивает устойчивость движения человека и компенсирует соответствующие неустойчивые слагаемые.

АЛГОРИТМ ПРИВЕДЕНИЯ К КРАЕВОЙ ЗАДАЧЕ

Предложение использовать в качестве начального и конечного моменты времени t_0 и t_f , при которых равна нулю проекция горизонтальной составляющей реакции опоры, высказано в работе [12]. При отсутствии измерений горизонтальных составляющих реакции опоры воспользуемся предположением о том, что при спокойном стоянии средние значения этих составляющих равны нулю либо пренебрежимо малы, как это сделано в работе [8]. Тогда средние значения координат центра давления и центра масс будут совпадать, а средняя скорость движения центра давления будет равна нулю. Для реализации алгоритма потребуем проводить обследование с интенсивным движением следующим образом: перед выполнением движения обследуемый находится в основной стойке в течение интервала времени $[t_0, t_p]$ и не совершает интенсивных движений; затем совершается движение, после него в течение интервала времени $[t_s, t_f]$ проводится запись движений человека, стоящего спокойно и не совершающего интенсивных движений. Средние значения координат центра масс и центра давления на интервалах времени спокойного стояния совпадают, а средние скорости их изменения равны нулю. В соответствии с этим вместо краевых условий используем следующие соотношения:

$$\int_{t_0}^{t_p} \eta(t_1) dt_1 = \int_{t_0}^{t_p} y(t_1) dt_1; \quad (5)$$

$$\int_{t_s}^{t_f} \eta(t_1) dt_1 = \int_{t_s}^{t_f} y(t_1) dt_1;$$

$$\eta(t_p) - \eta(t_0) = 0; \quad \eta(t_f) - \eta(t_s) = 0.$$

За оценки положения центра масс принимаются решения системы (3), (5). Для дискретизированной задачи при наличии N измерений координат центра давления получим $(N + 2)$ уравнений, решение которых будем получать методом наименьших квадратов [21].

АЛГОРИТМЫ ФИЛЬТРАЦИИ

Для использования предположения об отсутствии экспоненциальных составляющих, порожденных решением однородного уравнения, запишем передаточную функцию, соответствующую уравнению (3):

$$G(s) = -\frac{1}{T^2 s^2 - 1}. \quad (6)$$

Рассмотрим Фурье-образы $N(\omega)$ и $Y(\omega)$ функций $\eta(t)$ и $y(t)$. В силу уравнения (3) эти функции связаны между собой соотношением.

$$N(\omega) = G(i\omega)Y(\omega). \quad (7)$$

В этом случае последовательность операций «преобразование Фурье показаний стабилизатора \rightarrow умножение на передаточную функцию \rightarrow обратное преобразование Фурье» позволяет получить искомую оценку. Тем не менее прямое применение этого алгоритма, изложенного в работах [6, 13], приводит к значимым погрешностям оценивания вблизи границ интервала $[t_0, t_f]$. Эта погрешность не связана с видом (4) решения однородной системы. Она объясняется тем, что применение преобразования Фурье на интервале времени $[t_0, t_f]$ предполагает периодическое продолжение исследуемой функции на всю числовую ось. В этом случае, если $y(t_0) \neq y(t_f)$, продолженная функция в точках t_0 и t_f имеет разрыв первого рода. Описание этого разрыва порождает высокочастотные составляющие, которые искажаются при применении преобразования (7). При исследовании спокойного стояния разрыв граничных условий незначителен и ошибки малы. При анализе ступенчатых движений ошибка становится соизмеримой с величиной полезного сигнала. Компенсировать такую погрешность можно двумя способами.

Удаление линейного дрейфа. Представим функцию $y(t)$ в виде суммы

$$y(t) = a(t - t_0) + b + \delta(t), \quad (8)$$

где

$$a = \frac{y(t_f) - y(t_0)}{t_f - t_0}; \quad b = y(t_0). \quad (9)$$

Оценка координаты центра масс в этом случае может быть представлена в виде

$$\tilde{\eta} = a(t - t_0) + b + \chi(t). \quad (10)$$

В силу уравнения (3) Фурье-образы функций χ и δ связаны также уравнением вида (7) с передаточной функцией $G(s)$ из (6). Тогда оценка величины χ по известной δ с помощью описанной выше процедуры будет лишена описанного недостатка, так как $\delta(t_0) = \delta(t_f)$.

Алгоритм построения оценки $\tilde{\eta}$ координаты центра масс будет иметь следующий вид

1. Вычисляем константы a и b по формулам (9) и функцию $\delta(t)$ из уравнения (8).

2. Вычисляем Фурье-образ $Y(\omega)$ от функции $\delta(t)$.

3. Вычисляем $N(\omega)$ в соответствии с уравнением (7)

4. Используя обратное преобразование Фурье вычисляем $\chi(t)$ как преобраз $N(\omega)$.

5. Оценку $\tilde{\eta}$ координаты центра масс получаем по формуле (10).

Фильтрация в прямом и обратном времени. Для обоснования этого алгоритма представим передаточную функцию $G(s)$ в виде произведения

$$G(s) = -G_1(s)G_2(s),$$

где $G_1(s) = \frac{1}{Ts - 1}$ и $G_2(s) = \frac{1}{Ts + 1}$.

Передаточной функции $G_2(s)$ соответствует уравнение устойчивого фильтра:

$$T\dot{x} + x = -y, \quad (11)$$

а передаточной функции $G_1(s)$ соответствует

уравнение неустойчивого фильтра

$$T\dot{\eta} - \eta = x. \quad (12)$$

Фильтр (12) имеет единственный положительный корень и устойчив в обратном времени. В итоге процедура сводится к последовательной фильтрации показаний стабилизатора фильтром (11) в прямом времени и последующей фильтрации (12) в обратном времени.

Оба алгоритма практически эквивалентны и требуют достаточно сложных вычислений. Вычисления алгоритма двойной фильтрации проще, но применение алгоритма преобразований Фурье может оказаться предпочтительней в случае, когда требуется дополнительная обработка результатов, например, вычисления ускорения центра масс или момента в голеностопном суставе. В этом случае операцию численного дифференцирования можно обойти, переписав передаточную функцию $G(s)$. Объем вычислений при этом увеличится несущественно, и его одновременно можно дополнять частотной фильтрацией.

Этот алгоритм, в отличие от приведения к краевой задаче, не требует интервалов спокойного стояния в начале и конце записи и поэтому может использоваться при обработках любых обследо-

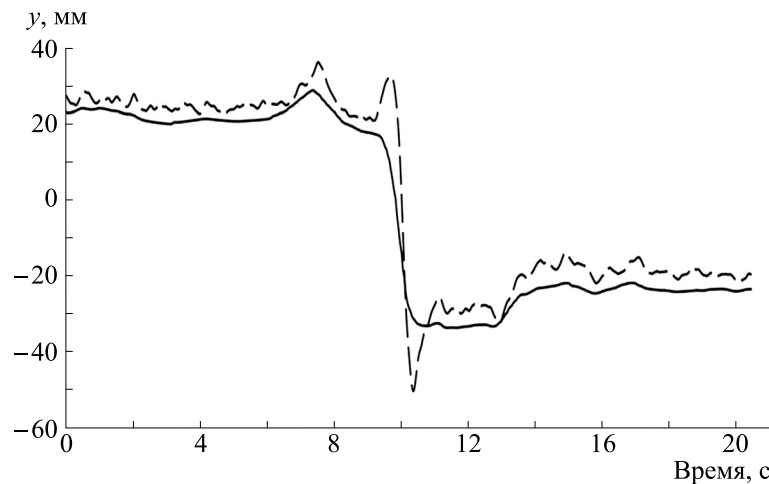


Рис. 2. Пример показаний измерительных систем на интервале возвратного движения. Сплошной линией показана сагиттальная координата маркера системы видеонализа на поясе обследуемого, пунктирной — показания стабилоанализатора.

ваний, в ходе которых человек не совершал значимых изменений позы.

ПРОВЕДЕНИЕ ПРОБ ДЛЯ СРАВНЕНИЯ АЛГОРИТМОВ

Для сравнения погрешностей алгоритмов в лаборатории математического обеспечения имитационных динамических систем механико-математического факультета МГУ имени М.В. Ломоносова проведены записи движений четырех лиц мужского пола различной комплекции в возрасте от 20 до 60 лет, выполнявших на стабилоанализаторе «Стабилан 2-01» (ЗАО ОКБ «РИТМ», Таганрог) пробу со ступенчатым отклонением в соответствии с работой [18]. Одновременно система видеокamer ARTtrack и программа захвата изображений использовались для определения координат маркера, закрепленного на поясе человека, приближенно на высоте центра масс.

Проба состояла в следующем. Испытуемый стоял на платформе стабилоанализатора. В ходе теста он должен быстро изменить положение туловища в сагиттальной плоскости за счет изменения угла в голеностопном суставе на произвольный угол порядка $2-3^\circ$, значительно меньший, чем максимально возможное отклонение. Через 15 с человек по команде совершает обратное движение. Такой цикл каждый обследуемый повторял десятикратно. Для синхронизации показаний измерительных комплексов в начале обследования человек совершал удар стопой по поверхности стабилметрической платформы. Вся серия движений повторялась с закрытыми глазами. Длительность записей для одного обследуемого составляла около 10 мин.

РЕЗУЛЬТАТЫ СРАВНЕНИЯ АЛГОРИТМОВ

На основании данных, полученных из обследования, по приведенным алгоритмам вычисляли координаты центра масс. Расчеты проводили для следующих значений переменных: высоту центра масс l_s над голеностопом в основной стойке считали равной половине роста, J принимали равным моменту инерции стержня длины $2l_s$.

Величину h принимали равной $h = 0.1$ м. Такое приближение принимали намеренно, в соответствии с возможностями получения быстрых грубых оценок в ходе обследований.

Для сравнения алгоритмов исходные записи были поделены на 20-секундные интервалы. Рассматривали два типа временных интервалов: интервалы, на которых человек находился в «состоянии покоя» (не совершал интенсивных движений), и интервалы, на которых человек совершал активное движение (наклон вперед или возвращение в исходную позицию). Для каждого обследуемого в итоге было выбрано по 20 интервалов спокойного стояния и 20 интервалов интенсивного движения. Характерный вид показаний измерительных систем при активном движении показан на рис. 2.

На рис. 3 приведен характерный вид оценок, полученных с использованием описанных алгоритмов. Продолжительность интервалов $[t_0, t_p]$ и $[t_s, t_f]$ при решении краевой задачи принимали равной 5 с. Более наглядное представление о характере ошибок оценивания дает рис. 4, на котором приведены разности оценок координат центра масс и координат маркера системы видеонализа.

В таблице приведены среднеквадратичные значения разностей оценок сагиттальных коор-

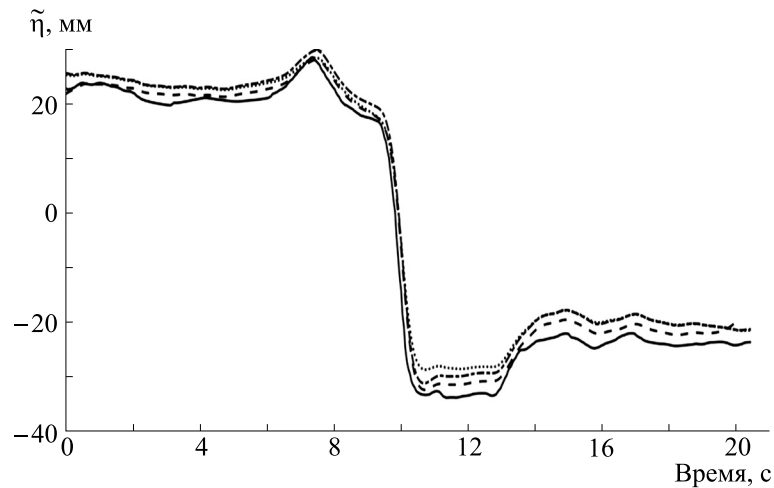


Рис. 3. Оценки сагиттальных координат центра масс на интервалах активного движения. Сплошной линией показана сагиттальная координата маркера системы видеоанализа на поясе обследуемого, штриховой – решение переопределенной краевой задачи, штрихпунктирной – результат применения двух фильтров, пунктирной – результат применения преобразования Фурье.

динат центра масс и координат маркера системы видеоанализа, рассчитанные на интервалах спокойного стояния и интервалах активного движения. Для спокойного стояния эти значения достигают величин порядка 1 мм. Для участков движения эти разности возрастают более чем в два раза. Максимальные значения в отдельных случаях достигали 25% от амплитуды движения, однако такие большие величины могли быть вызваны погрешностями синхронизации измерений, порожденными нестабильностью временных отсчетов системы видеоанализа.

Алгоритм решения краевой задачи в предложенном варианте склонен к повышенным по-

грешностям на концах интервала. Этот эффект связан с присутствием в решении неустойчивых составляющих, но, возможно, может быть подавлен в результате добавления в решение весовых коэффициентов и уточнения краевых условий.

Следует отметить, что погрешность метода оценивания, использующего двойную фильтрацию в прямом и обратном времени, меньше, чем у двух других процедур, однако эта разница может оказаться соизмеримой с погрешностями, порожденными ошибками в задании параметров системы (момента инерции и высоты центра масс над голеностопом).

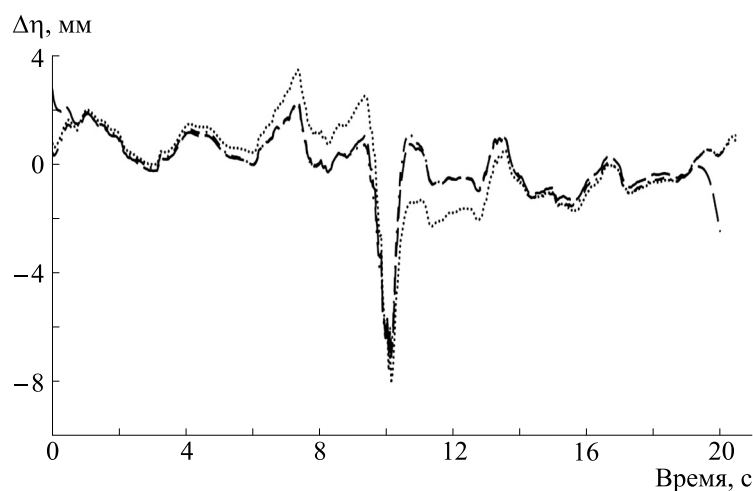


Рис. 4. Погрешности оценки сагиттальных координат центра масс на интервалах активного движения. Штриховой линией показана погрешность решения переопределенной краевой задачи, пунктирной – применения преобразования Фурье, штрихпунктирной – применения двух фильтров.

Средние квадратичные значения разностей оценок координат центра масс и маркера системы видеоанализа

Испытуемые	Разности оценок координат центра масс и маркера системы видеоанализа, мм		
	Фурье-анализ	Двойная фильтрация	Краевая задача
Спокойное стояние			
П1	0.73	0.65	0.80
П2	0.99	0.82	0.93
П3	1.00	0.85	1.15
П4	0.93	0.83	0.93
Общее	0.91	0.79	0.95
Активное движение			
П1	1.31	1.14	1.26
П2	1.56	1.45	1.83
П3	2.39	1.70	2.06
П4	2.13	1.51	1.90
Общее	1.85	1.45	1.76

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Публикация подготовлена в рамках реализации Программы создания и развития научного центра мирового уровня «Сверхзвук» на 2020–2025 годы при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (распоряжение Правительства РФ от 24 октября 2020 г. № 2744-р).

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствовали этическим стандартам Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям. У всех участников было получено информированное добровольное согласие.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince, et al., *J. Neurophysiol.* **80** (3), 1211 (1998).
2. P. G. Morasso, G. Spada, and R. Capra, *Human Mov. Sci.* **18**, 759 (1999).
3. V. M. Zatsiorsky and M. Duarte, *Motor Control* **4**, 185 (2000).
4. E. A. F. Ihlen, N. Skjæret, and B. Vereijken, *J. Biomech.* **46** (3), 484 (2013).
5. L. E. Cofre Lizama, M. A. G. M. Pijnappels, and G. S. Faber, *PLoS One* **9** (12), e110757 (2014).
6. B. Gagey, O. Bourdeaux, and P.-M. Gagey, *MTP & Rehab. J.* **13**, 264. (2015).
7. Г. В. Кожина, Ю. С. Левик, А. К. Попов и Б. Н. Сметанин, *Физиология человека* **43** (5), 70 (2017).
8. П. А. Кручинин, К. А. Троицкий и Н. В. Холмогорова. *Инженерный журнал: наука и инновации* **2** (74), (2018). DOI: 10.18698/2308-6033-2018-2-1728
9. Г. В. Кожина, Ю. С. Левик, А. К. Попов и Б. Н. Сметанин, *Физиология человека* **45** (6), 66 (2019).
10. T. Shimba, *J. Biomechanics* **17**, 53 (1984).
11. L. Tesio, P. Civaschi, and L. Tessari, *Am. J. Phys. Med.* **64** (2), 57 (1985).
12. V. Zatsiorsky and D. King, *J. Biomechanics* **31**, 161 (1998).
13. D. Lafond, M. Duarte, and F. Prince, *J. Biomechanics* **37**, 1421 (2004).
14. M. A. Jaffrey, PhD Thesis (Victoria University, Melbourne, Australia, 2008).
15. B. J. Benda, P. O. Riley, and D. E. Krebs, *IEEE Trans. Rehabilitation Eng.* **2**, 3 (1994).
16. O. Caron, B. Faure, and Y. Breniere, *J. Biomechanics* **30**, 1169 (1997).
17. O. Caron, T. Gélât, P. Rougier, and J.-P. Blanchi, *J. Appl. Biomechanics* **16**, 234 (2000).
18. П. А. Кручинин, *Биофизика* **64** (6), 1010 (2019).
19. В. С. Гурфинкель, Я. М. Коц и М. Л. Шик, *Регуляция позы человека* (Наука, М., 1965).
20. П. А. Кручинин. *Рос. журн. биомеханики* **18** (2), 184 (2014).
21. Ч. Лоусон и Р. Хенсон, *Численное решение задач методом наименьших квадратов* (Наука. М., 1986).

A Comparative Analysis of Algorithms for Center of Mass Estimation Based on Force Plate Data

P.A. Kruchinin, M.A. Podoprikin, and I.D. Bekerov

Faculty of Mechanics and Mathematics, Lomonosov Moscow State University, Leninskie Gory 1, Moscow, 119992 Russia

Methods for the center of mass horizontal coordinate estimation which are based on the force plate data are compared. Only the centre of pressure measurements and weight are used. Such problem is mathematically incorrect and requires regularization. The first method uses initial position and velocity of center of mass, but also its terminal state estimation. The second method is associated, with the assumption unstable components in motion are absence, and uses low-pass filtering. The known algorithms have been modified to solve the problem under conditions of intense body tilt. The considered algorithms force plate data processing are modified for subjects making a «test with a stepwise disturbance». At the same time, a system of video cameras was used to determine the coordinates of a marker fixed approximately at the center of mass height. The performance ability of modified algorithms has been demonstrated. It was noted that the estimation error of the method using double filtering in forward and reverse time was less than in other algorithms.

Keywords: force plate data, postural sway, center of mass, center of pressure, incorrect problem, regularization