

Kraskovskiy Anton Borisovitch
Nosov Alexey Victorovitch
Shatalova Olga Vladimirovna
Kursk State Engineering University.
E-mail: rector@swsu.ru.
19, Cheluskintsev street, building B, Kursk, 305004, Russia.
Phone: +74712587098.

УДК 612.087:616.7

П.А. Кручинин

**О МОДЕЛЯХ ПОГРЕШНОСТЕЙ ПРИ ОБРАБОТКЕ ИЗМЕРЕНИЙ
В БИОМЕХАНИКЕ***

Обсуждаются вопросы учета погрешностей измерительных датчиков в системах анализа движения человека. Приведены примеры моделей погрешностей измерителей, учитывающие особенности их использования в задачах биомеханики.

Комплексная обработка измерений; модель погрешностей.

P.A. Kruchinin

ERROR MODELING IN BIOMECHANICS DATA PROCESSING

The problem of sensors errors modeling in the human motion analysis measurement systems is discussed. The instance of the sensor error models with biomechanical particularity is shown.

Integrity of data processing, error model.

В настоящее время экспериментальные методы в биомеханике активно используют различные виды измерений. Широкое распространение получили системы видеоанализа, силовые платформы, акселерометры, датчики угловой скорости и прочие. Каждый вид измерений в отдельности имеет ограничения и погрешности, которые часто затрудняют анализ движения и не позволяют корректно оценивать параметры движения, например, мышечные усилия. Часто показание сенсора не имеет непосредственного контакта с движением испытуемого. Характерные параметры движения вычисляются на основании той или иной математической модели. Исследователь имеет опосредованную информацию о движении. Эти особенности следует учитывать при последующем анализе движений с использованием моделей и при совместной обработке избыточного набора измерений [1-3]. Опыт такой обработки [2-3] показал, что для повышения точности используемая модель движения испытуемого должна описывать погрешности измерений. Обсудим некоторые характерные модели функционирования для распространенных видов датчиков и погрешности, возникающие при использовании математических моделей движения человека в ходе обработки измерительной информации.

Модель погрешностей при стабилографических исследованиях. Одним из популярных средств исследования движений человека, связанных с удержанием им вертикальной позы, является силовая платформа и её упрощенный одноосный вариант – стабилограф. Основным выходом стабилографа являются значения вектора реакции опоры на стопы испытуемого (или вектора давления) и координаты проекции центра давления на плоскость опоры [4]. Рассмотрим простейший слу-

* Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант № 09-01-00809).

чай анализа движения испытуемого в сагиттальной плоскости. Измерениями силовой платформы являются показания тензодатчиков, используемые для вычисления величины нормальной N и сагиттальной F составляющих реакций, приведенных к плоскости чувствительных элементов силоизмерительных датчиков, а также сагиттальная координата центра давления – x_{cop} , вычисленная в осях платформы (рис. 1). Традиционно к погрешностям таких систем относят шумовую составляющую, вызванную высокочастотными колебаниями. Выбор характерных времен собственных колебаний платформ в основном обеспечивают возможность пренебрежения динамическими погрешностями для относительно медленных ($> 0,2$ с) постоянных времени. Богатый опыт стабилметрических исследований показывает, что показания силовых платформ достаточно корректно отражают особенности удержания позы, однако попытка использовать их совместно с другими датчиками в рамках одной математической модели может приводить к значительным погрешностям [2].

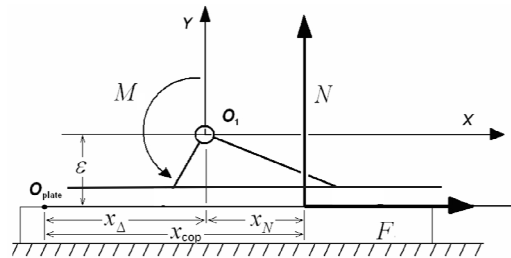


Рис. 1. Силы, приложенные к системе, силовая платформа-стопа

В рамках математической модели движения человека в сагиттальной плоскости при отсутствии отрыва стоп от опорной поверхности моделируют с помощью перевернутого маятника или многосвязника. В этих случаях показания силовой платформы целесообразно пересчитывать в момент голеностопного сустава, используя уравнения равновесия стопы (см. рис. 1).

$$M = -x_N N - \varepsilon F.$$

Для стаблогографа в случае простых задач, таких как удержание вертикальной позы, принимается равным $M = -x_N N$. Величина момента продольной силы $\xi = \varepsilon F$ в этом случае полагается малой и должна в общем случае включаться в число погрешностей измерений.

При анализе малых движений человека в окрестности вертикальной основной стойки с использованием модели перевернутого маятника необходимо использовать уравнения теоремы об изменении кинетического момента относительно оси голеностопного сустава и теоремы о движении центра масс в проекции на сагиттальную ось.

$$J\ddot{\varphi} = -M + mgh\varphi, \quad m\ddot{x} = F.$$

Здесь φ – угол наклона, J – момент инерции маятника относительно оси сустава, m – его масса, x – сагиттальная координата центра масс, расположенного на расстоянии h от оси голеностопного сустава. Исключив продольную силу F и учитывая, что при малых значениях φ величина $x = -h\varphi$, получим уравнение малых колебаний

$$(J/h + m\varepsilon)\ddot{x} - mgx = -x_N N. \quad (1)$$

Из этого уравнения в частности следует известный результат: получение мгновенных оценок продольной координаты центра масс по показаниям стабиграфа в реальном масштабе времени требует численного интегрирования уравнения (1), решения которого неустойчивы.

Модель погрешностей системы видеоанализа. Измерениями системы видеоанализа являются координаты реперных точек на теле человека, в которых расположены пассивные отражатели излучения (маркеры) системы видеоанализа. Эти координаты используются для анализа движений, вычисления углов скелетного многозвенника, угловых скоростей и ускорений звеньев [5,6]. Видеоанализ движений считается наиболее точным методом, однако и он не лишен значительных погрешностей. Для малого числа видеокамер и маркеров исследователь сталкивается с потерей изображения маркеров при перекрытии их руками или другими частями тела при произвольном движении. При большом числе увеличивается вероятность попадания двух маркеров в малую окрестность оси визирования одной из видеокамер. В этом случае системе различения образов не удастся различить маркеры и за центр обоих принимается общий центр засвеченного пятна. В моменты «слипания» и «разлипания» изображений маркеров наблюдаются скачкообразные изменения координат. Эти изменения не нарушают точности определения самих координат, однако ведут к значительным погрешностям при вычислении скоростей и ускорений. Компенсировать эти недостатки можно используя дополнительные измерения и математическую модель движения [2,3]. При разработке соответствующей математической модели следует учитывать особенности кинематики суставов, погрешности при закреплении маркеров в желаемых реперных точках (например, на осях суставов), погрешности, вызванные подвижностью кожи, мышц, жировой прослойки, а вместе с ними и маркеров, относительно намеченных реперных точек. Например, при глубоких приседаниях положение маркеров, изначально закрепленных на местах предполагаемых центров тазобедренного и коленного суставов, может смещаться на несколько сантиметров, что влечет за собой погрешности определения суставных углов.

Аккуратное моделирование таких эффектов представляется наиболее трудным и требует проработки, однако в частных случаях удовлетворительной оказывается модель, в которой погрешности линейно зависят от величин суставных углов. Такой подход успешно применен для восстановления утраченных данных системы видеоанализа по показаниям силовой платформы. На рис. 2 приведены результаты обработки экспериментальных данных, имитирующие процедуру восстановления утраченного значения угла в голеностопном суставе по показаниям силовой платформы [2]. При такой обработке приходится дополнительно использовать алгоритм идентификации неизвестных параметров модели погрешностей. Следует отметить, что примененная процедура метода наименьших квадратов, использующая технологию мер оцениваемости, позволила выделить и идентифицировать только часть комбинаций неизвестных параметров, наблюдаемых на рассмотренном движении, однако даже такой результат позволил повысить точность восстановления.

Модель погрешностей акселерометров и ДУС'ов. В настоящее время снижение стоимости и повышение точности микроэлектромеханических сенсоров (МЭМС) привело к широкому распространению акселерометров и датчиков угловой скорости для исследований в биомеханике. Эти датчики достаточно компактны и удобны при биомеханических исследованиях. Развитие технологий и современных алгоритмов обработки информации уже сейчас позволяет разрабатывать специализированные системы для биомеханических исследований [7]. Основные проблемы развития этого направления связаны с тем, что помимо традиционных ошибок нуля и мультипликативных ошибок самих МЭМС'ов и неизвестной ори-

ентации акселерометра относительно вертикали при закреплении их на теле человека, добавляются те же проблемы, что и для маркеров системы видеоанализа. Причем помимо изменения мультипликативных погрешностей, вызванного неточностями ориентации приборов, могут добавляться также и вариативные члены, вызванные подвижностью кожи, мышц, жировой прослойки и т.д. Частично такие погрешности удастся компенсировать за счет расположения приборов в местах, где они невелики. Предварительный анализ задачи идентификации указанных погрешностей при комплексировании показаний системы видеоанализа по показаниям акселерометра проведен в [3]. Следует отметить, что в этой задаче удастся восстановить как параметры погрешностей, так и взаимное расположение маркеров системы видеоанализа и акселерометра.

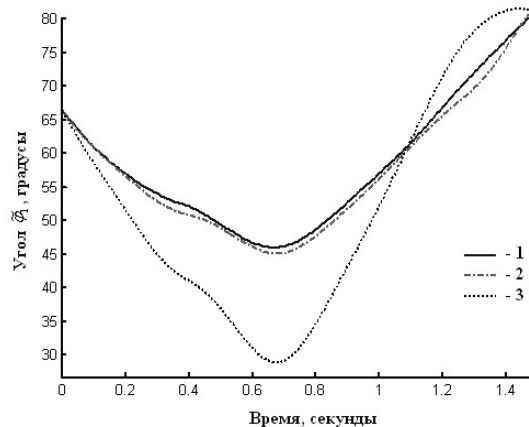


Рис. 2. Характерный результат восстановления угла в голеностопном суставе:
1 — оценка угла по измерениям системы видеоанализа; 2 — восстановление угла по идентифицированным значениям параметров с учетом модели погрешностей;
3 — восстановление угла по априорным значениям параметров без учета погрешностей

Такие же замечания относятся и к модели погрешностей измерений гониометров.

Рассмотренные примеры моделирования показаний приборов позволяют эффективно проводить комплексную обработку измерений и сравнивать показания разнородных датчиков. Характерная особенность применения этих моделей в задачах биомеханики заключается в необходимости определения параметров погрешностей для каждого конкретного эксперимента.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Gerber H., Zihlmann M., Foresti M., Stüssi E. Method to simultaneously measure 3D kinematic and kinetic data during normal level walking using KISTLER force plates, VICON System and videofluoroscopy // Journal of Biomechanics. – 2007. – Vol. 40. – P. 405-406.
2. Мишанов А.Ю., Кручинин П.А. Меры оцениваемости в задаче восстановления показаний системы видеоанализа движений человека по измерениям нормальной реакции опоры // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12. – № 3 (41). – С. 58-73.
3. Бобылев А.Н., Воронов А.В., Кручинин П.А. Восстановление утерянных показаний системы видеоанализа движений с использованием измерений акселерометра// X Всероссийская конференция по биомеханике «Биомеханика 2010». Тезисы докладов (принято к опубликованию).

4. Скорцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. – М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 192 с.
5. Perry J. Gait analysis systems// Gait Analysis: Normal and Pathological Function. – New York: McGraw Hill Inc. 1992. – С. 351-354.
6. Воронов А.В. Имитационное биомеханическое моделирование как метод изучения двигательных действий человека // Теория и практика физической культуры. – 2004. – № 2. – С. 22-26.
7. Yun J., Patel Sh., Reynolds M., Abowd G. A quantitative investigation of inertial power harvesting for human-powered devices // Proceedings of the 10th international conference on Ubiquitous computing, Seoul. Korea. – 2008. – P. 74-83.

Кручинин Павел Анатольевич

Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова.

E-mail: pkruch@mech.math.msu.su.

119992, г. Москва, Ленинские горы.

Тел.: 84959393383.

Kruchinin Pavel Anatolievich

Moscow Lomonosov State university.

E-mail: pkruch@mech.math.msu.su.

Lenin hills, Moscow, 119992, Russia.

Phone: +74959393383.

УДК 612.821.1

Е.П. Муртазина

**САМОСТОЯТЕЛЬНЫЙ ВЫБОР ЧЕЛОВЕКОМ УСЛОВИЙ
ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО ТЕСТИРОВАНИЯ КАК ОБЪЕКТИВНЫЙ
СПОСОБ ВЫЯВЛЕНИЯ ТАКТИКИ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ И АДЕКВАТНОСТИ
САМООЦЕНКИ ЕЁ РЕЗУЛЬТАТОВ**

Разработана модель сенсомоторного теста с предоставлением испытуемому возможности выбора скорости мишени, позволяющая выявить типы динамик, взаимосвязь с результативностью и типы коррекции скорости.

Выбор; сенсомоторный тест; результативность.

H.P. Murtazina

**SELF-SELECTION CHOICE OF CONDITIONS
OF PSYCHOPHYSIOLOGICAL TESTING AS THE OBJECTIVE METHOD
OF CHARACTERIZATION THE TACTICS OF ACTIVITY AND ADEQUACY
OF SELF-ESTIMATION OF ITS RESULTS**

The developed model of the senso-motor test with granting to the examinee to choose the target's speed has allowed to reveal types dynamics, interrelation with results and types of correction of speed.

A choice; the senso-motor test; productivity.

Изучение процесса самооценки в процессе активного выбора субъектом условий реализации целенаправленного поведения затрагивает ведущие узловые принципы организации функциональных систем [1]. Результаты самооценки учитываются в ходе принятия решения, реализуются в виде осознанного гибкого подбора программы действий из различных возможностей и могут быть изменены на основании эффективности достигнутых результатов. Адекватная самооценка мо-