

**МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В. Ломоносова**

**Механико-математический факультет
Кафедра прикладной механики и управления**

На правах рукописи

Мишанов Алексей Юрьевич

**АЛГОРИТМЫ КОРРЕКЦИИ ПОКАЗАНИЙ СИСТЕМЫ
ВИДЕОАНАЛИЗА ПО ИЗМЕРЕНИЯМ СИЛОВОЙ ПЛАТФОРМЫ**

Специальность 01.02.01 – Теоретическая механика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва 2009

Работа выполнена на кафедре прикладной механики и управления механико-математического факультета Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова.

Научный руководитель: кандидат физико-математических наук,
доцент Павел Анатольевич Кручинин

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук,
профессор Владимир Евгеньевич Павловский

кандидат физико-математических наук
Александр Алексеевич Гришин

Ведущая организация: Институт медико-биологических
проблем Российской академии наук

Защита диссертации состоится 20 февраля 2009 года в 16:30 на заседании диссертационного совета Д 501.001.22 при Московском государственном университете имени М.В. Ломоносова по адресу: 119991, Москва, Ленинские горы, МГУ, механико-математический факультет, аудитория 16-10.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке механико-математического факультета МГУ.

Автореферат разослан 20 января 2009 года.

Ученый секретарь
диссертационного совета: кандидат физико-математических наук,
доцент Владимир Александрович Прошкин

Общая характеристика работы.

Актуальность темы. Клинический анализ движений человека (Human Motion Analysis) в последние годы получил признание как один из наиболее эффективных методов диагностики различных видов патологии опорно-двигательного аппарата. В настоящее время он активно применяется в клинической практике в области функциональной диагностики, где используется для предоперационного планирования, послеоперационных наблюдений за состоянием пациента, оценки предпосылок и результатов хирургического вмешательства, а также в целом ряде научных исследований в области ортопедии, связанных с апробацией новых методик и разработкой реабилитационного оборудования.

Клинический анализ движения представляет собой комплекс различного рода методик, каждая из которых ориентирована на исследование и диагностику функционального состояния отдельных органов и целых систем человеческого организма. Среди инструментов клинического анализа движения распространены: гониометры, электромагнитные системы, датчики угловой скорости, электромиографы, различные системы видеоанализа, стабилметрические и динамометрические платформы и т.д. Возможность каждого из этих приборов характеризуется составом измерений и инструментальными погрешностями. Способы борьбы с погрешностями различны. Проблемой снижения погрешностей занимались А.В. Воронов, Р. Serveri и др.

Для некоторого класса исследований борьба с погрешностями допускает осреднение по реализациям набора экспериментальных измерений. Но существует большое количество задач, которые в силу различных причин ограничивают исследователя количеством и качеством экспериментальных измерений. Например, больные детским церебральным параличом зачастую не в состоянии в процессе исследования повторить движение несколько раз подряд, что может сильно ограничить статистику экспериментальных записей. На данный момент существуют различные подходы, призванные бороться с индивидуальными погрешностями того или иного биомеханического измерительного прибора, но все они имеют свои недостатки и не всегда удобны в применении на практике. Поэтому разработка более совершенных и универсальных методов повышения точности биомеханических исследований является востребованной и актуальной задачей.

Методы анализа движения человека совмещают в себе как диагностические методики, использующие измерения различного характера, так и математическое моделирование, основанное на известных законах механики и динамики. Использование математических моделей при обработке измерений позволяет судить о параметрах, прямое измерение которых невозможно (например, мышечных усилиях).

В современных исследованиях часто применяются математические модели, описывающие процессы, интересующие исследователя. Применение математического моделирования позволяет конструировать протезы, проводить

целый ряд операций на опорно-двигательном аппарате, давать оценки функциональному состоянию мягких тканей человека и диагностику их заболеваний, строить модели отдельных органов и частей тела человека. Подобные исследования проводились в работах В.М. Зациорского, И.Ш. Морейниса, А.В. Воронова, И.В. Новожилова, П.А. Кручинина, А.В. Терехова и др.

Большинство лабораторий, занимающихся клиническим анализом движения, имеют в своем распоряжении целый набор различного рода измерительных приборов, при помощи которых и проводятся исследования. По каждому из измерений исследователь делает прогнозы и выводы независимо от других показаний. С точки зрения математического моделирования, при анализе движения набор измерений используемой аппаратуры часто бывает избыточен. Имея набор синхронных измерений движения человека с разных датчиков и соответствующую математическую модель, связывающую эти измерения, можно как оценить состоятельность самой модели, так и использовать ее при анализе движения. В предшествующих исследованиях такая возможность не рассматривалась.

Цель и задачи работы. В диссертационной работе рассмотрена задача комплексирования измерений биомеханических датчиков движения человека при помощи математической модели движения. Рассматриваемый набор датчиков состоит из системы видеоанализа и силовой платформы, запись показаний которых проводится синхронно. Часто измерения системы видеоанализа содержат некорректную информацию (различные сбои в показаниях, участки, на которых отсутствует часть измерения). Основной целью настоящей работы является построение алгоритма восстановления информации системы видеоанализа по измерениям силовой платформы с использованием математической модели движения.

Для достижения поставленной цели решались следующие задачи:

1. Выбор математической модели движения человека.
2. Построение модели погрешностей измерений для системы видеоанализа и силовой платформы.
3. Идентификация параметров математических моделей.
4. Разработка алгоритма восстановления утерянной информации системы видеоанализа, основанного на использовании дополнительной информации о движении человека. В качестве дополнительной информации рассматриваются измерения силовой платформы и математическая модель движения.
5. Анализ эффективности предлагаемых алгоритмов.

Научная новизна. Все результаты, полученные в работе, являются новыми. Разработаны:

1. алгоритм, позволяющий оценивать различные комбинации параметров модели, включающие в себя: погрешности измерительного комплекса, погрешности проведения эксперимента, геометрические и масс-инерционные параметры.
2. алгоритм восстановления показаний системы видеоанализа по дополнительным измерениям силовой платформы.

Основными принципами предлагаемых алгоритмов являются: избыточность измерений различного рода датчиков и модель движения человека.

Теоретическая и практическая ценность результатов. В работе на примере частного случая рассмотрен новый подход в решении проблемы повышения точности биомеханических измерений. В качестве измерительных устройств рассмотрены широко распространенные в современных исследовательских лабораториях система видеоанализа и силовая платформа.

Применение подобных подходов в биомеханике позволяет повысить точность измерений при проведении экспериментов в результате использования дополнительных измерений и математического моделирования.

Апробация работы. Результаты докладывались и обсуждались на:

- Научной конференции “Ломоносовские чтения”, секция механики (2005 год, Москва, МГУ)
- Международной научной конференции “Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации” (2003, 2005, 2006 год, Украина, Алушта)
- VIII и IX Всероссийских конференциях по биомеханике (2006, 2008 год, Нижний Новгород)
- VIII Международной научно-технической конференции “Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ 2008” (2008 год, Владимир - Суздаль)
- Научном семинаре им. акад. А.Ю. Ишлинского по прикладной механике и управлению (2006, 2007, 2008 года, Москва, МГУ)
- Научном семинаре “Динамика относительного движения” под руководством чл.-корр. РАН В.В. Белецкого и профессора Ю.Ф. Голубева (2007 год, Москва, мех-мат факультет МГУ)

Работа над диссертацией проводилась в рамках исследований поддерживаемых Российским фондом фундаментальных исследований (гранты 02-01-00774 и 05-01-00418).

Публикации. Основные результаты диссертации опубликованы в: статьях в научных журналах [1] - [4], статье в препринте [5], сборниках тезисов докладов и трудов научных конференций [6] - [13].

Структура диссертации. Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения, списка литературы, содержащего 67 наименований, и приложения. В работе 146 страницы, 22 таблицы и 54 рисунка.

Краткое содержание работы.

Во введении приведен краткий обзор проблем клинического анализа движения и методов их решения, сформулированы цели и задачи исследования.

Первая глава посвящена анализу погрешностей инструментальных измерений, использованных в работе. Подробно рассмотрен измерительный комплекс, состоящий из системы видеоанализа и силовой платформы. Раздел 1.1 посвящен истории развития, устройству и применению системы видеоанализа. Приведено описание характерных сбоев и погрешностей системы, а также способы борьбы с ними, применяемые в настоящее время. В разделе 1.2 рассмотрены устройство, применение и основные характеристики силовой платформы. Предложена методика, позволяющая оценить одну из основных характеристик платформы – постоянную времени затухания собственных колебаний верхней плиты силовой платформы. В разделе 1.3 обсуждаются известные из литературных источников задачи, родственные по своему характеру и содержанию задачам, решаемым в настоящей работе.

Вторая глава посвящена описанию математической модели движения человека, построению модели погрешностей измерительного комплекса и идентификации ее параметров. Рассмотрен класс движений человека в сагиттальной плоскости. Движения типа приседания моделируются с помощью многозвенника с неподвижной точкой в основании и жесткими звеньями. Маркеры системы видеоанализа расположены в вершинах многозвенника - центрах голеностопного, коленного, тазобедренного и плечевого суставов. В процессе движения испытуемый держал ноги вместе, стопы не отрывались от опорной поверхности, руки были плотно прижаты к груди и вместе с головой не изменяли своего положения относительно туловища. Человек совершал движения, стоя на силовой платформе. Приведено подробное описание условий проведения экспериментов, которые проводились с участием автора работы сотрудниками Национального реабилитационного центра Vaivari Рижского Университета им. Страдия в Латвии под руководством О.Э.Кудряшова. В эксперименте использовались инфракрасные камеры системы видеоанализа Qualisys ProReflex и силовая платформа АМТГ. Для анализа работоспособности и эффективности предлагаемых алгоритмов в работе использовались измерения, полученные в ходе этих экспериментов. Для подавления высокочастотной составляющей погрешности значения углов сглаживались с помощью фильтра Ханна с шириной окна $\frac{1}{4}$ сек. Выбор ширины окна

обуславливался характерным временем движения человека ~ 1 сек. Была проведена серия из трех экспериментов над двумя испытуемыми.

Раздел 2.1 посвящен описанию математической модели движения человека. Тело человека моделировалось трехзвенником с углами $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$, образованными осями звеньев и горизонталью (рис.1). Значения углов вычислялись по показаниям системы видеонализа - координатам маркеров, закрепленных на характерных точках тела человека.

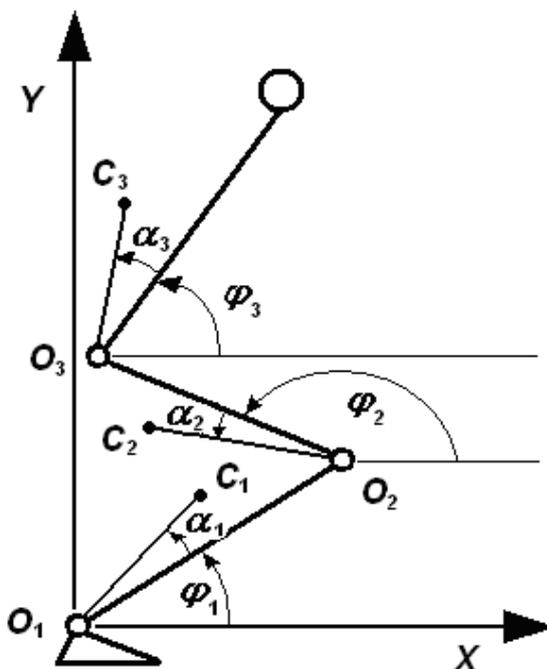


Рис.1. Трехзвенная модель человека.

Рассматривались следующие уравнения, описывающие движение: уравнение движения центра масс

$$m\vec{a}_c(\varphi_i, \dot{\varphi}_i, \ddot{\varphi}_i) = \vec{F}, \quad i = 1, 2, 3, \quad (1)$$

и уравнение изменения кинетического момента относительно оси голеностопного сустава

$$\frac{dK(\varphi_i, \dot{\varphi}_i, \ddot{\varphi}_i)}{dt} = M_1 - mgx_c(\varphi_i), \quad i = 1, 2, 3, \quad (2)$$

где m – масса тела человека, x_c – горизонтальная координата центра масс, \vec{a}_c – вектор ускорения центра масс, K – кинетический момент трехзвенника относительно оси голеностопного сустава. Правые части уравнений (1), (2): вектор реакции опоры \vec{F} и момент в голеностопном суставе M_1 вычислялись по измерениям силовой платформы. Предложена модель погрешностей измерительного комплекса. Наибольший вклад при работе системы видеонализа в ошибки определения углов $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ вносят погрешности, вызванные неточностями нанесения маркера на центр сустава, а также погрешности, связанные с моделированием суставов шарнирами с постоянной осью вращения. Если голеностопный и тазобедренный суставы с высокой точностью можно рассматривать как шарниры, то коленный сустав в

действительности не имеет постоянной оси вращения. Вместе с тем маркеры могут перемещаться вместе с кожей, на которую они наклеены, особенно в районе тазобедренного сустава. Эти обстоятельства учитывались предположением о том, что ошибки определения углов $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ зависят от величин самих углов. В соответствии с этим принималась модель, связывающая углы $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ со своими измеренными видеосистемой величинами $\tilde{\varphi}_1, \tilde{\varphi}_2, \tilde{\varphi}_3$ линейными соотношениями:

$$\varphi_i = \tilde{\varphi}_i + \sum_{j=1}^3 \lambda_{ij} \tilde{\varphi}_j + \xi_i, \quad (3)$$

где λ_{ij}, ξ_i - параметры модели погрешности, $i, j=1, 2, 3$.

По показаниям $\tilde{F}, \tilde{N}, x_N$ силовой платформы реакция опоры F_x и F_y и момент M_1 также вычислялись с погрешностями

$$F_x = \tilde{F} + \eta_F, F_y = \tilde{N} + \eta_N \text{ и } M_1 = \tilde{N} \cdot x_N + \tilde{F} \cdot \varepsilon + \eta_M, \quad (4)$$

где ε - расстояние от поверхности опоры до предполагаемого центра голеностопного сустава, η_F, η_N, η_M - немоделируемые составляющие погрешности платформы.

В разделе 2.2 рассмотрены известные из литературы подходы в определении геометрических и масс-инерционных параметров различных сегментов человеческого тела. Предварительный анализ показал, что определение параметров зависит от индивидуальных особенностей и погрешностей проведения экспериментов по их оцениванию. Построен алгоритм идентификации комбинаций параметров для рассмотренных уравнений. Для этого на базе соотношений (1) – (4) с учетом малости величин $\alpha_i, \lambda_{ij}, \xi_i$, записывалась линеаризованная система уравнений в матричной форме

$$z = Hx + r, \quad (5)$$

где x - вектор неизвестных коэффициентов, зависящих как от геометрических, масс-инерционных параметров модели трехзвенника, так и от параметров модели погрешности, H, z - известные матрица и вектор, компоненты которых вычисляются по показаниям системы видеонализа и силовой платформы, r - вектор немоделируемых погрешностей.

Предварительный численный анализ показал, что в рассмотренных экспериментальных данных погрешность определения продольной составляющей имела порядок изменения силы. В этом случае измерения продольной силы оказались неинформативными. В дальнейшем использовались измерения только нормальной составляющей реакции опоры.

Для уравнения (1) вектор x состоит из 15 коэффициентов и имеет вид

$$x = (K_1, K_1 \lambda_{11}, K_1 \lambda_{12}, K_1 \lambda_{13}, K_1 \xi_1 + R_1 \alpha_1, K_2, K_2 \lambda_{21}, K_2 \lambda_{22}, K_2 \lambda_{23}, K_2 \xi_2 + R_2 \alpha_2, K_3, K_3 \lambda_{31}, K_3 \lambda_{32}, K_3 \lambda_{33}, K_3 \xi_3 + R_3 \alpha_3)^T,$$

где $K_1 = \frac{m_1 a_1 + m_2 L_1 + m_3 L_1}{m}, K_2 = \frac{m_2 a_2 + m_3 L_2}{m}, K_3 = \frac{m_3 a_3}{m},$

$$R_1 = \frac{m_1 a_1}{m}, R_2 = \frac{m_2 a_2}{m}, R_3 = \frac{m_3 a_3}{m},$$

для уравнения (2) – из 44 коэффициентов

$$\begin{aligned}
 x = & (A_1 + \sum_{i=1}^3 A_i \lambda_{i1}, A_2 + \sum_{i=1}^3 A_i \lambda_{i2}, A_3 + \sum_{i=1}^3 A_i \lambda_{i3}, \\
 & B + C, (B + C)\lambda_{11}, (B + C)\lambda_{12}, (B + C)\lambda_{13}, (B + C)\lambda_{21}, \\
 & (B + C)\lambda_{22}, (B + C)\lambda_{23}, B\alpha_2 + (B + C)(\xi_2 - \xi_1), D, D\lambda_{11}, \\
 & D\lambda_{12}, D\lambda_{13}, D\lambda_{31}, D\lambda_{32}, D\lambda_{33}, D\alpha_3 + D(\xi_3 - \xi_1), E, \\
 & E\lambda_{21}, E\lambda_{22}, E\lambda_{23}, E\lambda_{31}, E\lambda_{32}, E\lambda_{33}, E\alpha_3 + E(\xi_3 - \xi_2), \\
 & K_1, K_1\lambda_{11}, K_1\lambda_{12}, K_1\lambda_{13}, K_1\xi_1 + R_1\alpha_1, K_2, K_2\lambda_{21}, K_2\lambda_{22}, \\
 & K_2\lambda_{23}, K_2\xi_2 + R_2\alpha_2, K_3, K_3\lambda_{31}, K_3\lambda_{32}, K_3\lambda_{33}, K_3\xi_3 + R_3\alpha_3, x_N, \varepsilon)^T,
 \end{aligned}$$

где

$$\begin{aligned}
 A_1 = m_1 a_1^2 + m_2 L_1^2 + m_3 L_1^2 + J_{C_1}, \quad A_2 = m_2 a_2^2 + m_3 L_2^2 + J_{C_2}, \quad A_3 = m_3 a_3^2 + J_{C_3}, \\
 B = m_2 L_1 a_2, \quad C = m_3 L_1 L_2, \quad D = m_3 L_1 a_3, \quad E = m_3 L_2 a_3.
 \end{aligned}$$

Здесь m_1, m_2 – удвоенные массы голени и бедер, m_3 – масса корпуса человека, включая руки и голову, a_1, a_2, a_3 – расстояния от O_i до C_i , ($i=1,2,3$), L_1, L_2 – длины звеньев голени, бедра, $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ – углы отклонения центра масс соответствующего звена от оси этого звена (рис.1), $J_{C_1}, J_{C_2}, J_{C_3}$ – моменты инерции звеньев трехзвенника относительно своих центров масс.

Рассмотрен случай, когда число измерений n многократно превышает число неизвестных коэффициентов p . Для решения системы уравнений (5) использовался редуцированный алгоритм метода наименьших квадратов, использующий процедуру сингулярного разложения матрицы H

$$H = USV^T,$$

где $U(n \times n), V(p \times p)$ – ортогональные матрицы, $S = \begin{pmatrix} S_p \\ 0 \end{pmatrix}$, $S_p = \text{diag}(s_1, s_2, \dots, s_p)$,

$s_1 \geq s_2 \geq \dots \geq s_p$, s_i – сингулярные числа матрицы H . При обработке экспериментальных измерений для уравнения (1) число обусловленности $\rho = \frac{s_1}{s_p}$ матрицы H составило величину порядка 10^4 , для уравнения (2) – величину порядка 10^5 . В этом случае погрешности измерений существенно влияют на оценки компонент вектора x . Для снижения влияния погрешностей на оценки вектора x часть малых сингулярных чисел полагалась равной нулю и решалась соответствующая вырожденная задача. В проведенных расчетах для идентификации по значениям нормальной реакции сохранялись первые 3 старших сингулярных числа, а для идентификации по значениям момента – первые 12 сингулярных чисел.

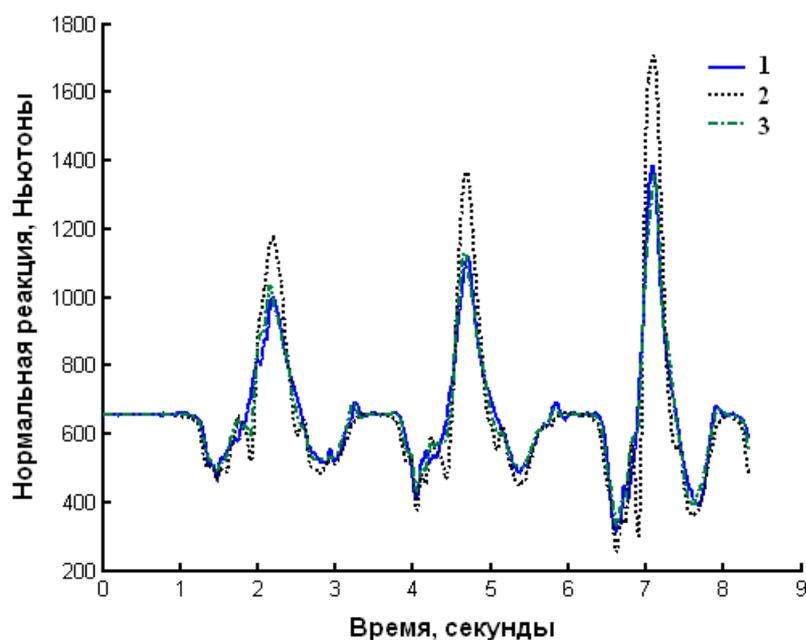


Рис.2. Результаты различных способов определения нормальной реакции: 1(сплошная линия) – показания силовой платформы; 2(штрих-пунктирная) - расчет по показаниям системы видеонализа для идентифицированных значений параметров; 3(пунктирная) - расчет по показаниям системы видеонализа для характерных значений параметров по В.М. Зациорскому.

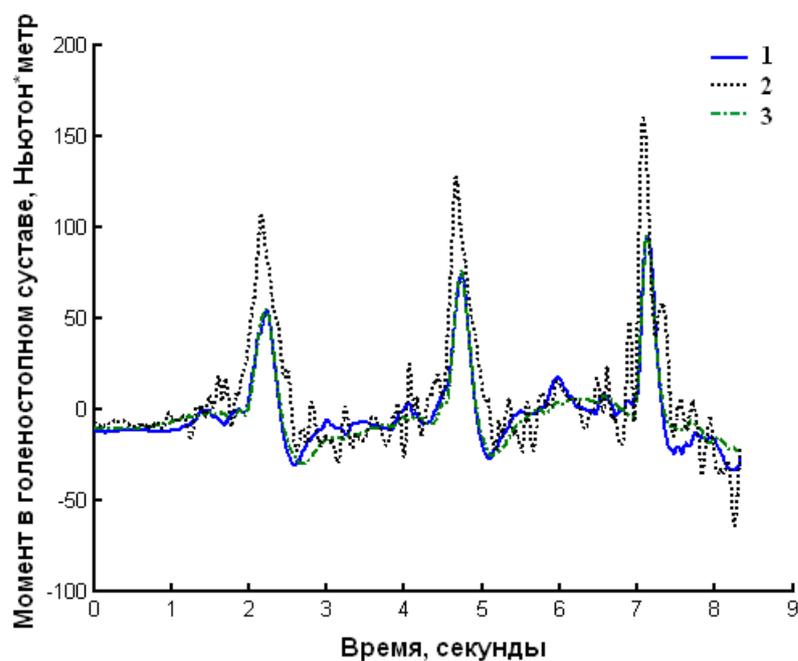


Рис.3. Результаты различных способов определения момента в голеностопном суставе: 1 – показания силовой платформы; 2 - расчет по показаниям системы видеонализа для идентифицированных значений параметров; 3 - расчет по показаниям системы видеонализа для характерных значений параметров по В.М. Зациорскому.

Зависимость оценок компонент вектора x от временного интервала, на котором проводилась идентификация параметров, позволила судить о том, что для данного конкретного движения идентификацию целесообразно проводить на интервале времени, близком к одному полному циклу приседания. Численно

проверено, что результаты оценивания компонент вектора x почти не зависят от того, состоит ли интервал времени идентификации из одного непрерывного участка (как, например, на рис.4) или же он сформирован из двух и более разрывных участков на разных стадиях движения.

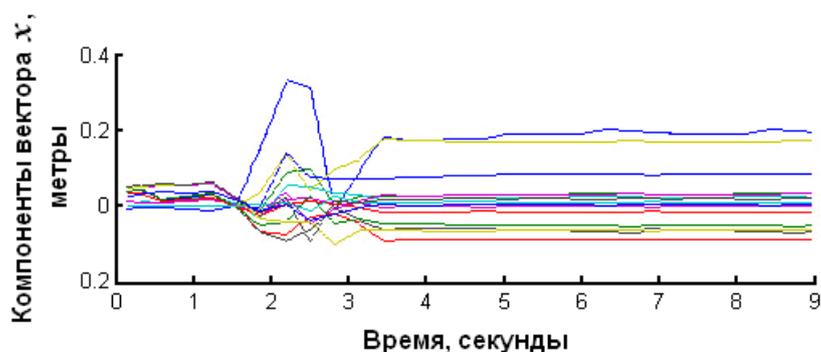


Рис.4. Зависимость оценок компоненты вектора x от продолжительности интервала идентификации.

Приведенная процедура не позволила по результатам проведенных экспериментов определить параметры системы, тем не менее, полученные оценки компонент вектора x позволили существенно снизить ошибки вычисления нормальной реакции (рис.2) и момента (рис.3) по показаниям системы видеонализа.

Третья глава посвящена задаче восстановления показаний системы видеонализа по дополнительным измерениям силовой платформы. В качестве показаний системы видеонализа рассматривались углы φ_i . Построен алгоритм восстановления утерянных значений углов антропоморфного многозвенника, использующий математическую модель движения и показания силовой платформы. Алгоритм состоит из двух этапов - этапа идентификации параметров, который был рассмотрен в главе 2, и этапа восстановления утерянных значений.

В разделе 3.1 построен алгоритм восстановления показаний системы видеонализа по измерениям нормальной реакции.

Оценка $\tilde{\varphi}_i$ величины утерянного угла φ_i многозвенника представлялась в виде суммы

$$\tilde{\varphi}_i = \varphi_{S_i} + \varphi_{\Delta_i}, \quad (6)$$

где φ_{S_i} - априорно известное приближенное значение угла φ_i , φ_{Δ_i} - неизвестная составляющая угла φ_i , оценку которой необходимо было получить. Предполагалось, что в процессе движения на интервале времени (t_1, \dots, t_n) была первоначально утрачена информация только об одном из углов. В качестве φ_{S_i} выбиралась линейная функция (рис.5).

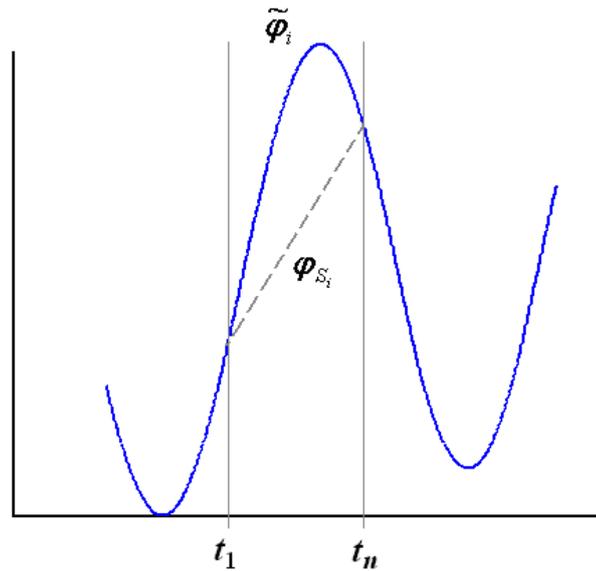


Рис.5. Модель утерянных измерений.

Для малых значений φ_{Δ_i} и ее производных соотношение (5) с учетом (6) преобразовано к виду

$$A_{N_i} \ddot{\varphi}_{\Delta_i} + B_{N_i} \dot{\varphi}_{\Delta_i} + C_{N_i} \varphi_{\Delta_i} + D_N = \frac{\tilde{N}}{m} - g + \eta \quad (7)$$

Здесь $A_{N_i} = A_{N_i}(t), B_{N_i} = B_{N_i}(t), C_{N_i} = C_{N_i}(t), D_N = D_N(t), i=1,2,3$ - функции известных значений $\varphi_{S_k}, \dot{\varphi}_{S_k}, \ddot{\varphi}_{S_k}, k=1,2,3$. Производные в (7) приближены конечными разностями. Записан дискретный аналог (7) в матричной форме

$$\Phi_{N_i} \delta_i = \mathcal{G}_{N_i} + \zeta_N, \quad (8)$$

где $\delta_i = [\varphi_{\Delta_i}(t_1), \dots, \varphi_{\Delta_i}(t_n)]^T$ - вектор поправок, который требуется найти, Φ_{N_i} - матрица $n \times n$, зависящая от измерений системы видеонализа, \mathcal{G}_{N_i} - вектор, зависящий от измерений системы видеонализа и силовой платформы, ζ_N - вектор погрешности. Для повышения точности оценки построена итерационная процедура, в которой на каждом последующем шаге за априорно известное значение вектора $\varphi_{S_i}(t_j), j=1, \dots, n$ принималась оценка угла $\tilde{\varphi}_i$ на предыдущем шаге. При расчетах было использовано, как правило, не более трех итераций.

Проведен численный анализ предложенного алгоритма с помощью математического моделирования. В модельной задаче восстановления не воспроизводились инструментальные погрешности системы видеонализа и силовой платформы, а также прочие погрешности, связанные с моделированием движения человека трехзвенником. Единственные погрешности, возникающие при моделировании, были связаны с представлением первой и второй производной угла с утерянными значениями в виде конечных разностей и погрешности линеаризации. Моделировалась потеря значений одного из трех углов на характерных интервалах времени движения многозвенника. Анализ результатов восстановления, полученных при помощи вышеизложенного алгоритма, показал, что для данного конкретного

движения удастся восстанавливать значения углов $\tilde{\varphi}_1$, $\tilde{\varphi}_2$ и $\tilde{\varphi}_3$ на интервалах времени не превосходящих 1.5 сек. При этом траектория угла $\tilde{\varphi}_2$ содержит участки, на которых восстановление не проходило. Было отмечено, что на интервалах времени, где восстановление значений углов проходило, число обусловленности ρ системы (8) не превосходило 10^4 , во всех остальных – было больше чем $5 \cdot 10^4$.

Для проверки эффективности разработанного алгоритма на экспериментальных данных была смоделирована задача восстановления утраченных значений.

Как и в модельной задаче, предполагалось, что на некотором интервале времени (t_1, t_n) неизвестны измерения одного из трех углов. Для этого рассматривался участок измерений системы видеоанализа, не содержащий каких-либо сбоев. На интервале времени (t_1, t_n) из этого участка измерений вырезались значения одного из углов $\tilde{\varphi}_i$. На первом этапе по измерениям, не принадлежащим интервалу времени (t_1, t_n) проводилась идентификация неизвестных параметров, на втором этапе проводилось непосредственно восстановление утраченных значений угла. В качестве известного априорного приближения выбиралась линейная зависимость $\varphi_{S_i}(t)$, которая на границах отрезка $[t_1, t_n]$ принимала значения $\varphi_i(t_1)$ и $\varphi_i(t_n)$ (рис.5). Для получения более точной оценки использовалась итерационная процедура.

Для экспериментальных данных удалось восстанавливать утраченные значения углов $\tilde{\varphi}_1$ и $\tilde{\varphi}_3$ с точностью порядка первых градусов на интервалах времени, длина которых составляла не более 1.5 сек. Значения угла $\tilde{\varphi}_2$ также удалось восстанавливать на интервалах времени, не превосходящих 1.5 сек., но при этом траектория угла содержала участки, на которых восстановление не проходило. На этих участках задача имела плохую обусловленность.

На рис.6 приведены результаты восстановления угла $\tilde{\varphi}_2$ на различных участках траектории. Точность восстановления угла на этих участках различна. Опыт восстановления показал, что погрешность восстановления информации ζ_N связана с численной обусловленностью матрицы Φ_{N_i} , причем погрешность восстановления имеет один порядок как для экспериментальной задачи, так и для описанной модельной задачи. Проведена численная оценка влияния погрешности ζ_N на результат восстановления, в результате которой получено, что для успешного восстановления значений угла должна выполняться приближенная оценка

$$\rho \ll 2 \cdot 10^4, \quad (9)$$

где ρ - число обусловленности системы. Это условие соответствует результатам тестирования алгоритма восстановления как в модельной задаче, так и в задаче с реальными измерениями. Так, в тех случаях, где это условие не выполнялось (рис.6, второй интервал), погрешность восстановления превышала погрешность априорного приближенного значения угла, и восстановление не проходило. Во

всех остальных рассмотренных случаях условие выполнялось, и погрешность восстановления была меньше, чем для линейного приближения (рис.6, первый и третий интервалы). Следовательно, ошибки дискретизации существенно усиливаются за счет плохой обусловленности системы, что влияет на точность работы предложенного алгоритма восстановления.

Таким образом, ошибка дискретизации может быть использована для предварительного прогноза результатов восстановления показаний системы видеонализа. Этот вывод следует из того, что погрешности восстановления информации в модельной задаче имеют тот же порядок, что и погрешности, полученные при обработке экспериментальных данных.

В качестве меры (критерия) успеха работы алгоритма рекомендуется рассматривать число обусловленности ρ системы в соответствии с соотношением (9).

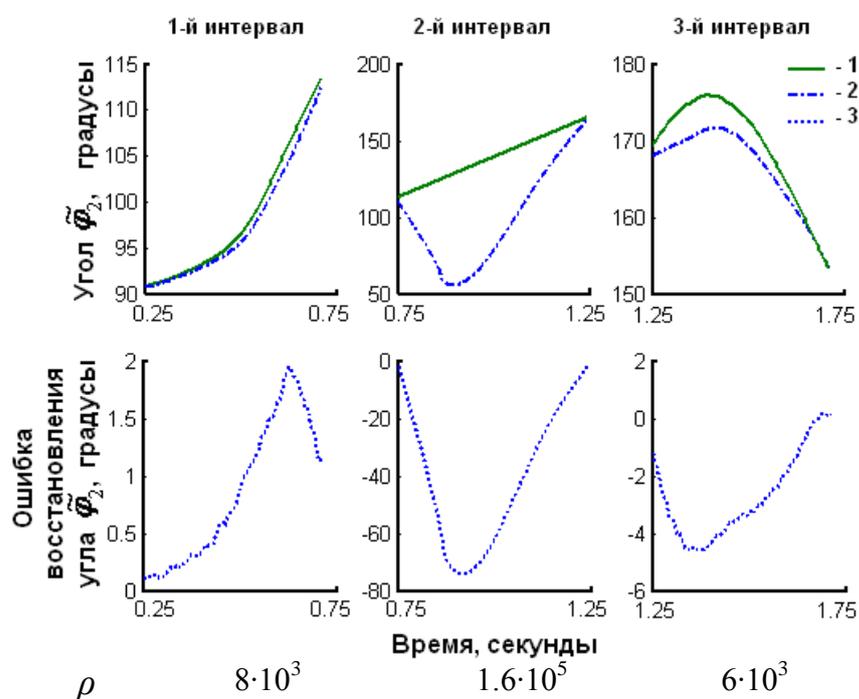


Рис.6. Результаты восстановления угла φ_2 на различных участках траектории. Линия 1 - оценка угла по измерениям системы видеонализа, линия 2 – результат восстановления алгоритма.

В среднем, проведенная процедура идентификации параметров позволила снизить ошибку восстановления угла с 10° до $2-3^\circ$ на интервалах времени около секунды, что демонстрирует эффективность применяемой процедуры.

Это подтверждается сравнением результатов восстановления для идентифицированных значений параметров и априорных значений параметров по В.М. Зациорскому, которые приведены на рис.7.

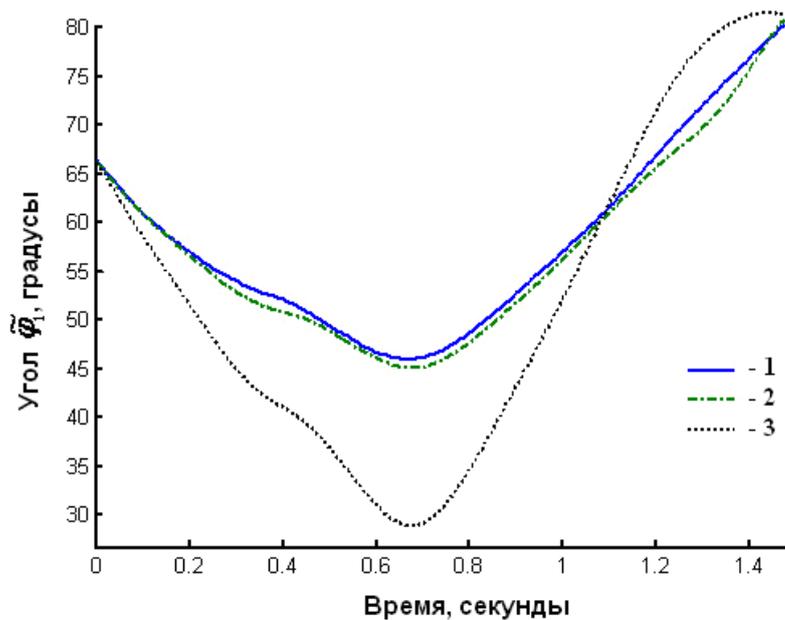


Рис.7. Характерный результат восстановления угла $\tilde{\varphi}_1$. 1 - оценка угла по измерениям системы видеоанализа; 2 - восстановление угла по идентифицированным значениям параметров; 3 - восстановление угла по априорным значениям параметров в соответствии с результатами В.М. Зациорского.

В разделе 3.2 описана и проанализирована аналогичная процедура, использующая уравнение изменения кинетического момента (2). Единственным отличием результатов раздела 3.1 и 3.2 явилось то, что алгоритм, использующий в качестве дополнительной информации момент в голеностопном суставе, позволил восстанавливать утраченные значения углов $\tilde{\varphi}_1$ и $\tilde{\varphi}_3$ на существенно более длинных участках времени (до 10 сек, рис.8), чем алгоритм, использующий измерения нормальной реакции.

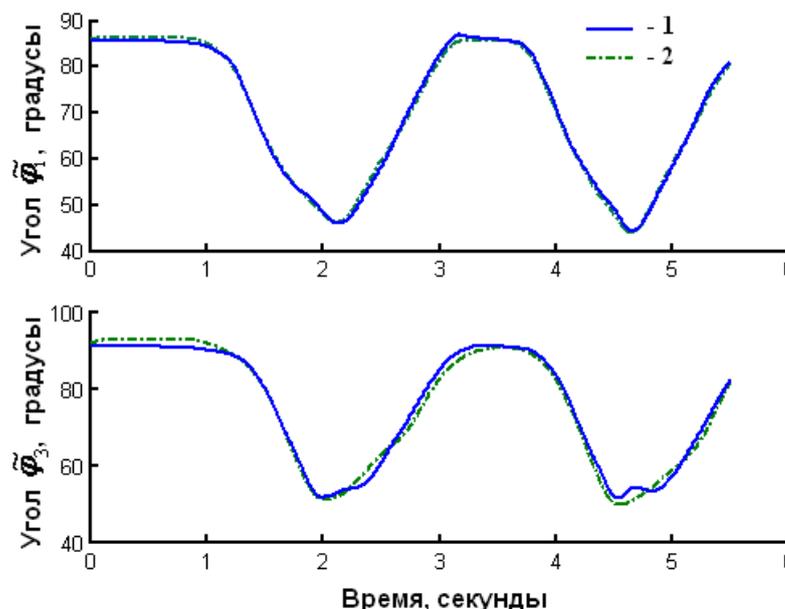


Рис.8. Восстановление углов $\tilde{\varphi}_1$, $\tilde{\varphi}_3$ на интервале времени порядка 5-6 сек; 1 – оценка углов по измерениям системы видеоанализа, 2 - восстановление углов по идентифицированным значениям параметров.

Основные результаты работы.

В диссертационной работе рассмотрена задача восстановления утраченных измерений системы видеоанализа по дополнительным измерениям силовой платформы и модели движения человека. В процессе решения этих задач были получены следующие результаты:

1. Предложен способ восстановления утраченных измерений системы видеоанализа, основанный на использовании дополнительной информации о движении человека. Восстановление проводится в два этапа: на первом этапе на временных интервалах, содержащих полный и корректный набор измерений, проводится идентификация комбинаций параметров модели, на втором этапе по дополнительным измерениям и оценкам комбинаций параметров проводится восстановление утраченных измерений системы видеоанализа. Подробно проанализирован случай, когда в качестве дополнительной информации рассматриваются измерения силовой платформы.
2. Составлена система уравнений, связывающая показания измерительных датчиков. Она объединяет математическую модель движения человека в сагиттальной плоскости и модель измерительной аппаратуры. В модели измерений системы видеоанализа учтены особенности моделирования суставов человека шарнирами, погрешности, связанные с работой системы видеоанализа и особенностью крепления маркеров на сегментах человеческого тела.
3. Построен алгоритм, позволяющий на этапе идентификации оценивать наблюдаемые комбинации параметров модели движения человека и погрешностей измерений. Главным отличием предложенного алгоритма от применяемых ранее методов является индивидуальность оценок параметров для каждого конкретного испытуемого и погрешностей каждого конкретного эксперимента. Представлен ряд модификаций алгоритма, использующих различные формы уравнений движения. Показано, что этап идентификации позволяет существенно снизить ошибку восстановления.
4. Предложена итерационная процедура этапа восстановления информации. Возможность использования предлагаемого подхода и эффективность разработанного алгоритма восстановления рассмотрены на примере движения человека в сагиттальной плоскости без отрыва стоп. Разработана методика прогноза результатов восстановления измерений системы видеоанализа, использующая число обусловленности задачи в качестве меры успеха ее решения. Эти выводы подтверждены сравнительным анализом результатов решения модельной задачи и результатов работы алгоритма на экспериментальных данных.

Список публикаций по теме диссертации

1. Кручинин П.А. *Восстановление показаний системы видеоанализа движений человека с использованием измерений нормальной реакции опоры* / Кручинин П.А., Кудряшов О.Э., Мишанов А.Ю., Паварэ З. // *Bulletin of the International Scientific Surgical Association*, Vol.2, N. 1, 2007. С. 66-68.
2. Кручинин П.А. *Построение сглаживающего сплайна при восстановлении показаний системы видеоанализа по измерениям силовой платформы* / Кручинин П.А., Мишанов А.Ю., Кудряшов О.Э., Зане Паваре // Приложение к журналу *Мехатроника, автоматизация, управление – Мехатроника и информационные технологии в современной медицине*, №8. М.: – Изд-во «Новые технологии» 2007 г., стр 16-19.
3. Мишанов А.Ю. *Меры оцениваемости в задаче восстановления показаний системы видеоанализа движений человека по измерениям нормальной реакции опоры* / Мишанов А.Ю., Кручинин П.А. // *Российский журнал биомеханики*, том 12, № 3 (41), 2008, с. 58-73.
4. Кручинин П.А. *Алгоритм восстановления показаний системы видеоанализа движений человека по измерениям силовой платформы* / Кручинин П.А., Мишанов А.Ю., Кудряшов О.Э. // *Вестник МГУ. Математика. Механика*. 2009 (принято к опубликованию)
5. Кручинин П.А. *О возможности совместной обработки показаний системы видеоанализа движений и стабиллографической платформы* / Кручинин П.А., Мишанов А.Ю., Саенко Д.Г. // *Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии* / под ред. И.В.Новожилова и П.А.Кручинина. - М.: Изд-во МГУ, 2005. С. 28-53.
6. Мишанов А.Ю. *Определение мышечных усилий при сгибательно-разгибательных движениях человека* / Мишанов А.Ю., Саркисян М.В. // В кн. *Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации* // Труды XIII международного научно-технического семинара // М., 2003.
7. Мишанов А.Ю. *О восстановлении показаний системы видеоанализа движений человека с использованием измерений стабиллометрической платформы.* / Мишанов А.Ю., Кручинин П.А. // *Ломоносовские чтения. Тезисы докладов научной конференции. Секция механики*. М. Изд-во МГУ. 2005. С. 126-127

8. Мишанов А.Ю. *Об использовании стабилметрической платформы для восстановления утраченных показаний системы видеонализа человека* / Мишанов А.Ю. // - в кн. Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации // Сборник трудов XIV международного научно-технического семинара / Изд-во Самарского аэрокосмического ун-та, 2005, с. 256.
9. Мишанов А.Ю. *Восстановление показаний системы видеонализа движений человека с использованием измерений силовой платформы* / Мишанов А.Ю., Кручинин П.А., Кудряшов О.Э., Зане Паваре, // Биомеханика 2006 VIII Всероссийская конференция по биомеханике. Тезисы докладов. Нижний Новгород. ИПФ РАН. 2006. С 96-97.
10. Мишанов А.Ю. *О динамическом тестировании силовых платформ* / Мишанов А.Ю., Кручинин П.А., Шлыков В.Ю. // В кн. Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации// Труды XV международного научно-технического семинара // М. МИФИ, 2006, с. 316.
11. Кручинин П.А. *О комплексировании измерительной информации при биомеханических измерениях* / Кручинин П.А., Мишанов А.Ю. // Мехатроника, автоматизация, управление - 2007. Материалы международной научно-технической конференции - Таганрог. Изд-во ТТИ ЮФУ. 2007, с. 228-231.
12. Кручинин П.А. *Математическое моделирование движения и комплексирование измерительной информации в биомеханике* / Кручинин П.А., Мишанов А.Ю. // Биомеханика-2008 IX Всероссийская конференция по биомеханике. Тезисы докладов. Нижний Новгород. ИПФ РАН, 2008, с 117-119.
13. Кручинин П.А. *Использование математических моделей движения человека при обработке измерительной информации в биомеханике* / Кручинин П.А., Мишанов А.Ю. // “Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ 2008”: доклады 8-й международной научно-технической конференции. Книга 1. – Владимир: 2008, с 259-262.