

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В.Ломоносова
Механико-математический факультет

На правах рукописи

УДК 531.5

Терехов Александр Васильевич

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ
РЕГУЛЯЦИИ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА**

Специальность 01.02.01 - теоретическая механика

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва 2007

Работа выполнена на кафедре прикладной механики и управления механико-математического факультета МГУ им. М.В.Ломоносова и в лаборатории физиологии восприятия и активности Коллеж де Франс.

Научные руководители:

доктор физико-математических наук, профессор И.В. Новожилов,
академик французской академии наук, профессор А. Бертоз,
доктор физико-математических наук, профессор В.В. Александров.

Официальные оппоненты:

доктор физико-математических наук, профессор В.В. Смолянинов,
доктор биологических наук, кандидат физико-математических наук,
профессор А.А. Фролов.

Ведущая организация:

Российский государственный научно-исследовательский испытательный центр подготовки космонавтов им. Ю.А. Гагарина.

Защита состоится "27" апреля 2007 года в 16:00 на заседании диссертационного совета Д 501.001.22 при Московском государственном университете им. М.В. Ломоносова по адресу:
119992, Москва, Ленинские Горы, Главное здание МГУ, сектор А, Механико-математический факультет, ауд. 16-10

С диссертацией можно ознакомиться в читальном зале библиотеки механико-математического факультета.

Автореферат разослан "27" марта 2007 года.

Ученый секретарь
диссертационного совета, доцент

В.А. Прошкин

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы.

Исследование механизмов регуляции позы человека остается одной из наиболее актуальных задач физиологии движения на протяжении последних 40 лет. Причина этого заключена как в высокой практической значимости результатов исследования для разработки методов диагностики и лечения различных нарушений функций центральной нервной системы и двигательного аппарата, так и в ценных теоретических результатах, касающихся общих принципов организации управления движениями человека. На современном уровне понимания проблемы, ее анализ невозможен в рамках исключительно физиологических исследований и требует построения математических моделей, реализующих те или иные физиологические гипотезы. Экспериментальным и теоретическим исследованиям механизмов регуляции позы человека посвящены работы российских (В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик, М.Л. Липшиц, К.Е. Попов, В.Ю. Шлыков, О.В. Казенников, И.А. Солопова, В.А. Селионов, А.А. Фролов, А.В. Александров, И.Б. Козловская, П.А. Кручинин и др.) и зарубежных исследователей (Л.М. Нашнер, Ж. Массьон, Ж-П Роль, Р. Фитцпатрик, Ф.Б. Хорак, Дж. Аллум, Г. Форссберг, Дж. Джека, М.Л. Латаш, Дж. Р. Лакнер, Я.Д. Лорам, Р. Петерка, П.Г. Морассо, Д.А. Винтер и др.).

Одним из наименее исследованных вопросов регуляции позы является обеспечение спокойного стояния. Под спокойным стоянием понимается поддержание вертикальной позы в отсутствии различных возмущений. Особенность организации системы регуляции позы такова, что в ответ на всякое идентифицированное возмущение запускается стереотипная программа его компенсации. Последнее затрудняет исследование проблемы. На настоящий момент существует две основные конкурирующие точки зрения в отношении механизмов поддержания спокойного стояния. Согласно одной из них, основную роль в стабилизации играет так называемая рефлекторная мышечная жесткость, поддерживаемая существующей в организме человека обратной связью, которая обеспечивает приращение усилий в мышцах

при их удлинении. Согласно другой гипотезе, рефлекторная мышечная жесткость недостаточна для обеспечения устойчивости, и стабилизация требует наличия дополнительных механизмов. Противоречие между двумя гипотезами связано с отсутствием на настоящий момент методик, позволяющих достоверно оценить рефлекторные жесткости мышц. Существующие оценки могут отличаться более чем на порядок.

Применяют два метода экспериментального исследования механизмов обеспечения спокойного стояния. Первый заключается в анализе колебаний спокойно стоящего человека. Эти колебания имеют широкий спектр, в котором выделяется близкая к периодической составляющая, соответствующая так называемым “основным колебаниям”, которые имеют частоту порядка 0.35 Гц и отражают, по мнению ряда авторов, динамику процесса стабилизации. Характерные для основных колебаний отклонения тела составляют доли градуса, что по некоторым оценкам соответствует порогам чувствительности части имеющихся в теле человека биологических сенсоров.

На настоящий день не существует единого мнения относительно природы основных колебаний. Ряд авторов полагают, что они соответствуют порогам чувствительности имеющихся в теле человека биологических сенсоров. Согласно другой точке зрения, они отражают собственные колебания моделирующей тело человека однозвенной биомеханической системы, стабилизируемой за счет вязко-упругих свойств мышц.

Общей чертой, присущей большинству известных на сегодняшний день попыток математического моделирования процесса спокойного стояния человека, является использование при описании биомеханики тела человека однозвенной модели, т.н. модели перевернутого маятника, в которой учитывается подвижность исключительно в голеностопном суставе. Тем не менее, накапливается все больше экспериментальных данных, свидетельствующих об активном участии коленного и тазобедренного суставов в процессе основных колебаний при спокойном стоянии. Одновременно, интересные результаты

были получены с использованием трехзвенных математических моделей при исследовании реакции человека на кратковременное возмущение. Опубликованных на настоящий момент работ, в которых трехзвенная модель используется при анализе механизмов поддержания невозмущенной вертикальной позы автору неизвестно, в то время как проведение такого исследования представляет значительный интерес.

Следует отметить, что обычно в трехзвенных моделях мышечные усилия заменяют моментами действующими на суставы. Такая замена не вполне корректна, прежде всего потому, что в нижних конечностях человека имеется значительное число двусуставных мышц, принимающих активное участие в решении различных двигательных задач. Поскольку при обеспечении спокойного стояния важную роль играет жесткость мышц, необходимо при построении трехзвенной модели учесть антропометрические особенности строения скелетно-мышечного аппарата.

Второй метод исследования механизмов обеспечения спокойного стояния заключается в применении столь медленных возмущений, чтобы они не были идентифицированы нервной системой как возмущения и не приводили к запуску компенсаторных программ. В рамках этого подхода было выявлено наличие в динамике регуляции вертикальной позы процессов с характерными временами порядка 10 секунд. Такие характерные времена являются крайне нетипичными для двигательной системы человека. В литературе было высказано мнение, что эти медленные движения могут отражать процесс перестройки механизмов поддержания спокойного стояния в соответствии с изменяющейся ориентацией опорного основания в поле силы тяжести. Никаких математических моделей для описания этого процесса на настоящий момент предложено не было.

Диссертация посвящена теоретическому и экспериментальному исследованию механизмов поддержания вертикальной позы в условии спокойного стояния и при медленных наклонах опорного основания. В работе предполагается, что основную роль в стабилизации игра-

ет рефлекторная жесткость мышц, а присущие спокойному стоянию основные колебания соответствуют собственным колебаниям механической системы.

Целью работы является построение математической модели поддержания вертикальной позы в плоскости переднезаднего направления у молодого здорового человека в рамках гипотезы о достаточности рефлекторной жесткости мышц для стабилизации спокойного стояния, а также сопоставлению данных модели с результатами экспериментов, как ранее опубликованных, так и проведенных в рамках настоящего исследования. Особое внимание уделяется физиологической корректности предлагаемой модели.

Научная новизна. Результаты являются новыми. Построена трехзвенная математическая модель стабилизации невозмущенной вертикальной позы, учитывающая особенности строения и функционирования скелетно-мышечного аппарата человека. Предложен метод оценки рефлекторных жесткостей мышц, основывающийся на предположении о равенстве низшей собственной частоты системы частоте основных колебаний спокойно стоящего человека.

Совместно с лабораторией нейробиологии моторного контроля ИППИ РАН проведена серия экспериментов по сравнению значений частот основных колебаний человека при спокойном стоянии и при ограничении подвижности в коленном и тазобедренном суставах. Идея эксперимента основана на результатах теоремы Релея о поведении собственных частот консервативной колебательной системы при наложении связи. Показано, что ограничение подвижности приводит к достоверному возрастанию частоты основных колебаний. Количественно близкое возрастание наблюдается и в модели. Анализировалась чувствительность данных к нежесткости закрепления суставов в эксперименте.

Совместно с лабораторией физиологии восприятия и активности Коллеж де Франс проведена серия экспериментов, направленных на сравнение низшей формы колебаний, полученной в математической модели, с реальным изменением суставных углов при спокойном сто-

янии. Для ряда испытуемых показана качественная схожесть и количественная близость между результатами эксперимента и данными модели.

Методами фракционного анализа получена упрощенная одночленистая модель. Построена математическая модель, описывающая процесс коррекции вертикальной позы при медленных наклонах опорного основания. Результаты численного интегрирования уравнений модели качественно и количественно близки опубликованным экспериментальным данным.

Теоретическая и практическая ценность результатов. В работе получены существенные аргументы в пользу гипотезы о главенствующей роли рефлекторной жесткости мышц в стабилизации невозмущенной вертикальной позы человека; построена модель механизма коррекции вертикальной позы при медленных наклонах опорного основания. Полученные результаты могут быть использованы при дальнейшем теоретическом исследовании механизмов регуляции позы, а также при разработке новых методов диагностики нарушений функций центральной нервной системы.

Апробация работы.

Результаты докладывались и обсуждались на:

- Научном семинаре им. акад. А.Ю. Ишлинского по прикладной механике и управлению (2006 год, Москва, мех-мат факультет МГУ).
- Научном семинаре лаборатории физиологии восприятия и активности Коллеж де Франс (2006 год, Франция, Париж)
- Научной конференции “Биомеханические и нейросетевые модели двигательного управления и обучения” (2006 год, Москва, ИВНД РАН).
- Научном семинаре “Динамика относительного движения” (2006 год, Москва, мех-мат факультет МГУ).

- Научной конференции “Ломоносовские чтения” (2005 год, Москва).
- Международной научной конференции “European workshop on movement science” (2005 год, Австрия, Вена)
- Международной научной конференции “Current research in motor control” (2004 год, Польша, Катовице).
- Международной научной конференции “Биомеханика” (2004 год, Нижний Новгород).

Работа над диссертацией проводилась в рамках исследований поддерживаемых Российским фондом фундаментальных исследований (гранты 02-01-00774 и 05-01-00418), аналитической ведомственной целевой программы “Развитие научного потенциала высшей школы (2006-2008 годы)”, а также при поддержке посольства Франции в России.

Публикации. Основные результаты диссертации опубликованы в виде статей в научных журналах [1,2], статей в препринте [3,4], расширенных тезисов докладов научных конференций [5,6], и тезисов докладов научных конференций [7-10].

Структура диссертации. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения и списка литературы. В работе 147 страниц, и 34 рисунка.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении приводится краткий обзор современного состояния исследования проблемы регуляции позы человека, вкратце обсуждаются основные существующие математические модели, отмечается важность настоящего исследования.

Первая глава посвящена обзору литературы. В первом параграфе излагаются основы теории функционирования скелетно-мышечного аппарата человека, описана модель мышечных усилий А.Г. Фельдмана. Согласно модели А.Г. Фельдмана развиваемые мышцей усилия F зависят от длины мышцы ℓ , скорости удлинения $\dot{\ell}$ и управляющего параметра λ . Экспериментально установленный вид зависимости для различных λ приведен на рис. 1а. Согласно А.Г. Фельдману упрощенно можно считать, что

$$F = \begin{cases} K(\ell + \nu\dot{\ell} - \lambda, \lambda), & \text{при } \ell + \nu\dot{\ell} - \lambda > 0, \\ 0, & \text{иначе,} \end{cases}$$

где параметр рефлекторной жесткости K пропорционален усилиям F в начальном диапазоне усилий, и постоянен при бóльших F (см. рис. 1б).

Во втором параграфе излагаются основные известные на настоящий момент факты и гипотезы относительно функционирования системы регуляции позы человека. В частности, отмечается наличие в спектре спокойно стоящего человека колебаний на частоте порядка 0.35 Гц, вероятно, отражающих динамику функционирования механизмов стабилизации. Обсуждается возможная роль различных биологических сенсоров в обеспечении спокойного стояния. Приводится краткий обзор основных известных математических моделей для механизмов регуляции позы. Отмечено, что хотя при анализе реакции человека на возмущение активно и достаточно успешно используют трехзвенные модели, на настоящий момент при исследовании спокойного стояния исследователи преимущественно ограничиваются однозвенной моделью, т.н. моделью перевернутого маятника, допускающей подвижность исключительно в голеностопном суставе.

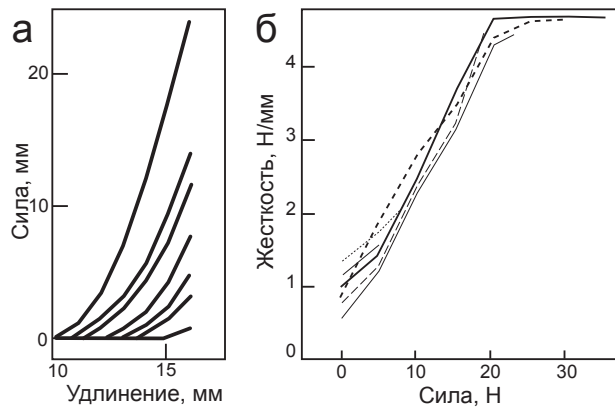


Рис. 1: Экспериментальные кривые для модели А.Г. Фельдмана (согласно А.Г. Фельдман, 1979).

Во второй главе построена трехзвенная математическая модель стабилизации невозмущенного стояния. Приняты следующие упрощения:

1. Считалось, что при спокойном стоянии и медленных возмущениях стопа неотрывно связана с опорой.
2. Тело человека моделировалось трехзвенной структурой, нижнее звено которой соответствуют двум голеним, среднее — двум бедром, верхнее — туловищу, голове и рукам.
3. Для описания изменения положения мышцы и направления действия создаваемых ею усилий использована нитяная модель, согласно которой мышца заменяется натянутой нитью с соответствующей геометрией. Сухожильные окончания считались нерастяжимыми.
4. Мышцы со сходными функциями объединены в группы, как это принято в анатомии человека. Каждая группа рассматривалась как одна обобщенная мышца.

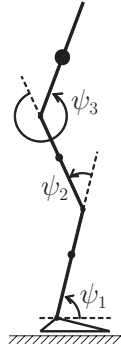


Рис. 2: Трехзвенная модель тела человека.

5. Для описания мышечных усилий применяли модель А.Г. Фельдмана. Предполагалось, что в отсутствии возмущения стабилизация позы обеспечивается рефлекторной жесткостью мышц при постоянных значениях управляющих параметров λ .
6. Предполагалось, что система подвержена широкополосным шумам не имеющим выраженных экстремумов, а вызываемые ими колебания имеют формы и частоты близкие собственным формам и частотам соответствующей консервативной системы.

Значения жесткостей мышц оценивались из предположения равенства низшей частоты собственных колебаний консервативной системы 0.35 Гц и отмеченным наличием участка линейной зависимости между жесткостью K и равновесными усилиями F .

Для выбранных значений суставных углов $\psi_1^0, \psi_2^0, \psi_3^0$, соответствующих равновесной вертикальной позе, определялись равновесные усилия мышц, как решение оптимальной задачи с ограничения-

ми:

$$\begin{aligned} J &= \sum_{i \in I} F_i^2, \\ F_i &\geq 0, \\ \mathcal{L}(\psi_1^0, \psi_2^0, \psi_3^0) F &= Q(\psi_1^0, \psi_2^0, \psi_3^0), \\ J &\rightarrow \min \end{aligned}$$

Здесь I — множество индексов учитываемых в модели обобщенных мышц, F_i — искомые равновесные усилия мышц, $\mathcal{L}(\psi_1^0, \psi_2^0, \psi_3^0) F$ — вектор создаваемых мышцами моментов в суставах и $Q(\psi_1^0, \psi_2^0, \psi_3^0)$ — вектор моментов, создаваемых силой тяжести.

Полученные значения равновесных усилий мышц соотносятся с данными записи мышечной активности при стоянии. Оценено значение коэффициента пропорциональности между рефлекторной жесткостью мышцы и развиваемым ею усилием, который для простоты предполагался равным для всех мышц. Полученное значение этого коэффициента составило $\sim 1000 \text{ м}^{-1}$. Ему соответствуют следующие значения рефлекторных жесткостей мышц: $3 \cdot 10^5 \text{ Н/м}$ для икроножной и камбаловидной мышц, $1 \cdot 10^5 \text{ Н/м}$ для трех коротких (*vasti*) и одной длинной (*rectus femoris*) головок четырехглавой мышцы бедра и почти на два порядка меньше для остальных мышц. Следует напомнить, что рефлекторная жесткость зависит от статических усилий мышцы, поэтому приведенные оценки имеют смысл, прежде всего, для спокойного стояния. В то же время коэффициент пропорциональности между мышечной жесткостью и усилием является, согласно модели А.Г. Фельдмана, инвариантной характеристикой активной мышцы, и ее оценка может быть использована при решении других задач.

Уравнения движения трехзвенной системы, линеаризованные в окрестности вертикальной позы имеют вид:

$$\mathbf{A} \delta \ddot{\psi} + \nu \mathbf{C} \delta \dot{\psi} + (\mathbf{C} - \mathbf{G}) \delta \psi = \mathbf{C} \delta \mathbf{p},$$

где $\delta \psi$ — вектор малых отклонений суставных углов, определенных как показано на рис. 2, \mathbf{p} — вектор управляющих параметров модели А.Г. Фельдмана пересчитанных в угловые координаты, ν — параметр

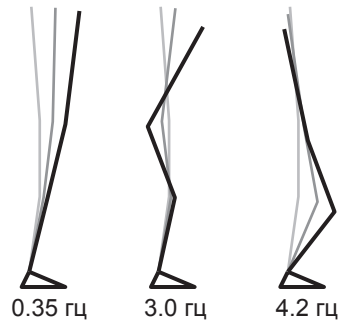


Рис. 3: Графическое изображение форм собственных колебаний консервативной системы.

демпфирования, предполагавшийся равным для всех рассматриваемых мышц.

Для полученных оценок мышечных жесткостей определялись собственные частоты и формы колебаний консервативной системы в окрестности положения равновесия. Значения частот и схематичное графическое отображение форм колебаний приведены на рис. 3, где светло-серым цветом обозначено равновесное положение.

Третья глава состоит из трех параграфов. В первом параграфе приводятся результаты экспериментов с ограничением подвижности в коленном и тазобедренном суставах (см. рис. 4). Идея эксперимента основывается на результатах теоремы Релея об изменении собственных частот консервативной системы при наложении связей.

В эксперименте приняло участие 7 человек. Для эксперимента выбирали испытуемых, не страдающих лишним весом и склонных к худобе, чтобы обеспечить по возможности наибольшую жесткость закрепления суставов. Каждый испытуемый выполнил по 3 пробы для каждого условия стояния. Продолжительность каждой пробы составляла 200 секунд. В ходе эксперимента регистрировались смещения точки приложения нормальной реакции основания, “центр давления”. По записям оценивались спектральные характеристики процесса. На

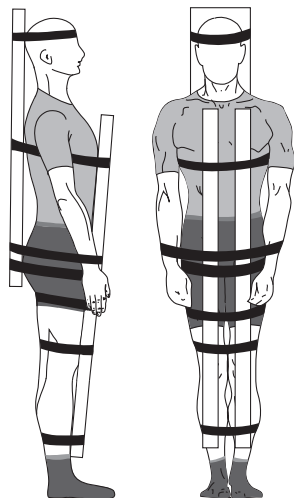


Рис. 4: Схема эксперимента с ограничением подвижности в суставах.

рис. 5 приведены примеры оценок спектральных характеристик, полученных методом Велча для двух условий стояния. Частота основных колебаний определялась как частота первого максимума спектральной характеристики с частотой выше 0.2 Гц. Определенные таким образом частоты рассматривались как реализации случайной величины, что оправдывает использование точечных оценок. У 5-и испытуемых также регистрировалось изменение объема грудной клетки, по которому спектральными методами оценивалась частота дыхания.

Получено, что в среднем частота основных колебаний при спокойном стоянии составляет 0.34 ± 0.08 Гц, а при ограниченной подвижности 0.56 ± 0.15 Гц. Проведенный двухфакторный анализ указывает на высокую статистическую достоверность возрастания частоты основных колебаний. Частота дыхания практически не изменилась: 0.25 ± 0.09 Гц при спокойном стоянии против 0.27 ± 0.13 Гц при ограничении подвижности.

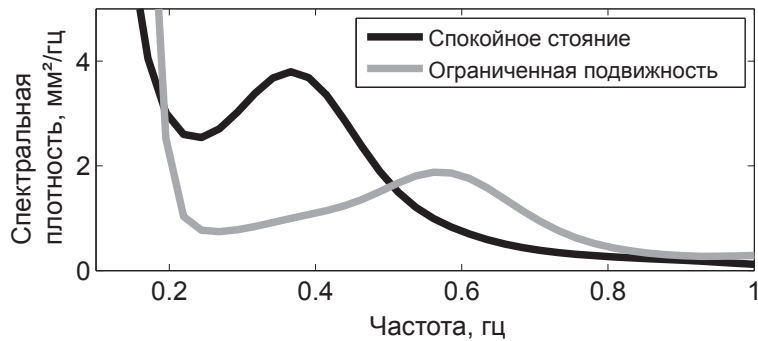


Рис. 5: Примеры спектральных характеристик.

Проводилось сравнение результатов эксперимента с данными модели. Условие ограничения подвижности моделировалось наложением связей, в соответствии с которыми углы в коленном и тазобедренном суставах полагались постоянным. Определялась собственная частота системы со связями, которая составила в среднем 0.52 Гц. Исследовалась чувствительность экспериментальных данных к жесткости закрепления суставов. Получено, что частота основных колебаний при доступной в эксперименте жесткости крепежа близка к собственной частоте системы со связями.

Во втором параграфе приводятся результаты экспериментов, направленных на исследование изменения суставных углов в ходе основных колебаний. В эксперименте приняло участие 4 испытуемых. С помощью системы видеонализа регистрировались пространственные координаты маркеров, крепившихся в характерных точках на теле человека. По координатам маркеров вычислялись суставные углы. Строились оценки спектральных характеристик изменения суставных углов. Для всех испытуемых в спектральных характеристиках всех трех углов отчетливо наблюдался максимум, соответствующий частоте основных колебаний. Для суставных углов с помощью фильтрации удалялись составляющие с частотами ниже основных колебаний.

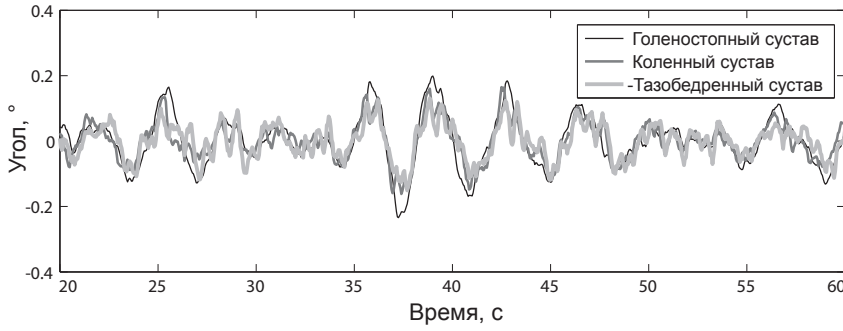


Рис. 6: Изменение суставных углов в ходе основных колебаний.

Пример полученных кривых приведен на рис. 6, где для наглядности значения угла в тазобедренном суставе приводятся с обратным знаком. Вычислялись значения коэффициентов корреляции между суставными углами. У двух из четырех испытуемых значения коэффициентов корреляции были достаточно высоки — от 0.6 до 0.8. Форма колебаний была близка низшей собственной форме колебаний, приведенной на рис. 3. Слабая корреляция для остальных двух испытуемых может быть объяснена наличием в свободном стоянии процессов, не связанных непосредственно с рассматриваемыми механизмами стабилизации: перераспределение мышечной активности и др.

В третьем параграфе на основании разнесения собственных частот трехзвенной системы строится упрощенная одночастотная трехзвенная модель. Для этого применяются методы фракционного анализа, разработанного И.В. Новожиловым. Модель описывает колебания на низшей собственной частоте (рис. 3). На основании модели записаны обобщенные соотношения колебаний перевернутого маятника, не предполагающие постоянства углов в коленном и тазобедренном суставе. Эти соотношения описывают отклонения стержня, соединяющего центр масс тела с осью вращения голеностопного сустава:

$$I\ddot{\beta} + \nu K\dot{\beta} + (K - mgh)\beta = Ku,$$

Здесь I — приведенный момент инерции, определяемый как коэффициент пропорциональности между угловой скоростью стержня и его кинетическим моментом относительно голеностопного сустава. Получено, что приведенный момент инерции незначительно (менее чем на 3%) отличается от рассчитанного в силу гипотезы о неподвижности суставов. Коэффициент K соответствует приведенной жесткости перевернутого маятника, равной ~ 1000 Н·м/рад, что примерно на 40% меньше жесткости голеностопного сустава.

Приведенные данные указывают на применимость модели перевернутого маятника для описания медленных смещений центра масс тела человека при стабилизации вертикальной позы и демонстрируют неточность полученных с ее помощью оценок жесткости голеностопного сустава.

В четвертой главе рассматривается задача регуляции вертикальной позы при медленных наклонах опорного основания. Исследование основывается на данных экспериментов, проведенных в 1995 году группой под руководством акад. В.С. Гурфинкеля. Эти эксперименты позволили выявить наличие медленных (характерные времена более 10 секунд) процессов в динамике регуляции вертикальной позы. В ходе экспериментов испытуемые подвергались двум типам возмущения: синусоидальному наклону опорного основания с периодом порядка 155 секунд и амплитудой 1.5° (рис. 7, график а) и наклону с постоянной скоростью $0.05^\circ/\text{с}$ на угол 1° с последующей остановкой (рис. 8 график а).

Синусоидальный наклон основания вызывал близкие к синусоидальным отклонения тела от вертикали с тем же периодом и значительным фазовым сдвигом (в среднем 60° или 25 секунд в сторону опережения). Осредненная по всем испытуемым кривая приведена на рис. 7, график б (сплошная линия). Пунктиром на том же графике обозначена аппроксимация экспериментальной кривой суммой синусоиды и незначительного линейного тренда (0.2° на 360 секунд).

При линейном наклоне в отклонениях тела от вертикали выделялись два приближенно экспоненциальных участка (рис. 8, график б:

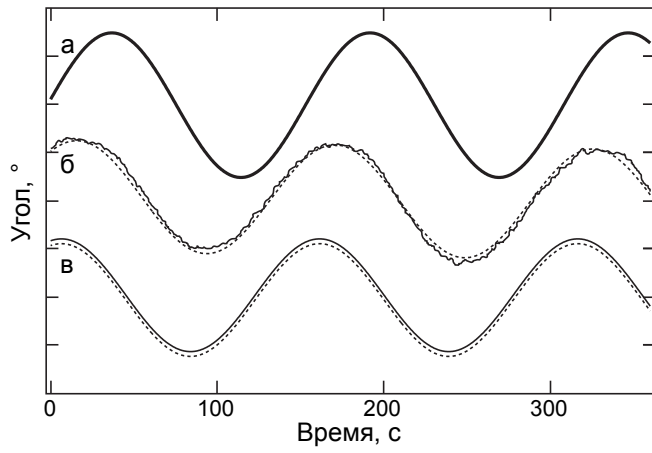


Рис. 7: Данные исследования с синусоидальным наклоном опорного основания.

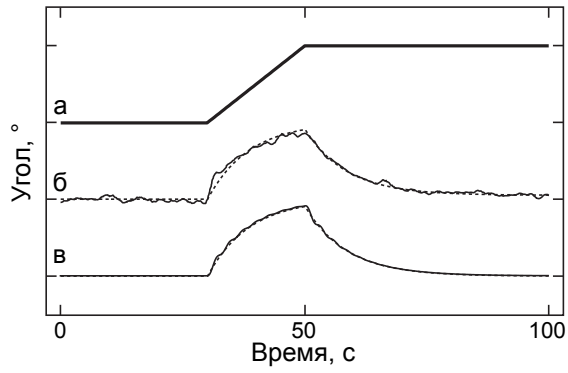


Рис. 8: Данные исследования с кусочно-линейным наклоном опорного основания.

сплошная линия — осредненные экспериментальные данные, пунктир — аппроксимация отрезком прямой и экспонентами). В ходе наклона отклонения имели приближенно экспоненциальный характер с асимптотой порядка $1-1.5^\circ$, а после остановки — с асимптотой около нуля. Постоянные времени обеих экспонент аппроксимирующей кривой составляли порядка 10 секунд.

В диссертации решена задача математического моделирования наблюдаемых процессов. При построении модели принимали следующие гипотезы:

1. Применяемые в эксперименте параметры наклона не позволяют нервной системе идентифицировать его как внешнее возмущение. Система регуляции позы функционирует так же, как если бы наклона не происходило.
2. Для описания движений человека применима построенная ранее упрощенная модель. Медленные отклонения происходят за счет изменения управляющих параметров λ .
3. Измерению доступны только отклонения относительно основания, а не относительно вертикали.
4. Существует механизм коррекции вертикальной позы в соответствии с неизвестной, вообще говоря, медленно меняющейся ориентацией опорного основания в поле силы тяжести.

Ставится задача построения адаптивного управления, имеющего своей целью минимизацию отклонений тела относительно вертикали, а параметром адаптации — угол наклона основания. Задача решается методом скоростного градиента. Линеаризованные уравнение модели с адаптацией имеют вид:

$$\begin{cases} I\ddot{\theta} = mgh\theta - K(\beta - u) - R\dot{\beta} \\ T\dot{u} = -(\beta - u) \end{cases},$$

где θ — отклонения тела относительно вертикали, β — отклонения относительно платформы.

Значение параметра T выбиралось, таким образом, чтобы обеспечить наилучшее совпадение модельных и экспериментальных кривых для случая наклона с постоянной скоростью (рис. 8в, график в, сплошная линия). Модельные кривые для синусоидального наклона при том же параметре T приведены на рис. 7, график в, сплошная линия. Учитывая, что экспериментальные кривые были получены осреднением данных по нескольким испытуемым, имеющим различные масс-инерционные характеристики и значения параметра адаптации T , полученное совпадение модели с экспериментом можно считать приемлемым.

Методами фракционного анализа построена приближенная модель, описывающая отклонения тела на характерных временах порядка времени адаптации. Уравнения приближенной модели имеют вид:

$$T \left(\frac{K - mgh}{mgh} \right) \dot{\theta} + \theta = T \left(\frac{K}{mgh} \right) \dot{\alpha}.$$

Решения приближенной модели обозначены пунктиром на рис. 7, график в, и 8, график в. Приближенная модель содержит три параметра K , T и mgh , что позволяет получить оценку на жесткости мышц голеностопного сустава K , не зависящую от частоты основных колебаний. Полученная с использованием приближенной модели оценка жесткости K составляет ~ 1100 Н·м/рад и отличается от оценки полученной по частоте основных колебаний на 10%.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ДИССЕРТАЦИИ

- Построена математическая модель, описывающая поддержание вертикальной позы и отражающая биомеханические особенности тела человека: трехзвенную структуру тела, геометрическое строение скелетно-мышечного аппарата, модель А. Г. Фельдмана мышечных усилий.
- В рамках гипотезы о достаточности рефлекторной жесткости мышц для стабилизации невозмущенной вертикальной позы предложен метод оценивания рефлекторных жесткостей по равновесным мышечным усилиям и частоте основных колебаний.
- Разработана и проведена серия экспериментов по верификации построенной модели и лежащей в ее основе гипотезы о достаточности мышечных жесткостей для стабилизации вертикальной позы. Получено, что при искусственном ограничении подвижности в коленном и тазобедренном суставе человека наблюдается возрастание частоты основных колебаний. Этот результат согласуется с теоремой Релея о собственных частотах колебательной консервативной системы со связью и тем самым поддерживает принятую гипотезу.
- Разработана и проведена серия экспериментов по выявлению формы основных колебаний человека при спокойном стоянии. Получено, что для ряда испытуемых характерно согласованное изменение суставных углов в процессе основных колебаний, что дает основания интерпретировать последние как колебания на низшей собственной форме. Полученная из эксперимента форма изменения суставных углов качественно совпадает с данными модели для низшей формы собственных колебаний.
- Методами разделения движения построена упрощенная одночлентная трехзвенная модель, описывающая движения исходной

модели на характерных временах порядка периода основных колебаний. Обоснована применимость модели перевернутого маятника для анализа процесса поддержания вертикальной позы. Отмечена некорректность интерпретации полученных в силу нее оценок жесткости, как жесткости голеностопного сустава.

- Методами теории адаптивного управления построена согласующаяся с экспериментом модель механизма коррекции вертикальной позы при медленных наклонах опорного основания в отсутствии информации об отклонениях тела относительно вертикали.

Работы автора по теме диссертации

1. А.В. Терехов, Ю.С. Левик, И.А. Солопова *Механизмы коррекции референтного положения в системе регуляции вертикальной позы.*//Физиология человека, 2007, Т.33, N3. - С. 1-8.
2. А.В. Терехов *Адаптивное управление в системе регуляции вертикальной позы человека*// Системы управления и информационные технологии, 2006, N1.2(23). - С. 287-290.
3. И.В. Новожилов, А.В. Терехов, А.В. Забелин, Ю.С. Левик, В.Ю. Шлыков, О.В. Казенников *Трехзвенная математическая модель для задачи стабилизации вертикальной позы человека* // Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии / Ред: И.В. Новожилов и П.А. Кручинин. — Изд-во мех-мат ф-та МГУ. М., 2005. - С. 7-20.
4. А.В. Терехов *Математическая модель процесса стабилизации вертикальной позы человека при медленных возмущениях основания* // Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии / Ред: И.В. Новожилов и П.А. Кручинин. — Изд-во мех-мат ф-та МГУ. М., 2005. - С. 21-27.

5. A.V. Terekhov *Orthograde posture stabilization as a superposition of biarticular muscles-based eigenforms (synergies)*// Current Research in motor control II. Theories, implementations and research perspectives in motor control. Eds: Waskiewicz Z., Juras G., Raczek J. Poland, University School of Physical Education in Katowice, Katowice, 2004. - P. 223-230.
6. А.В. Терехов *К задаче стабилизации вертикальной позы человека*// Новые технологии в медицине. Сборник докладов Первой международной дистанционной научно-практической конференции. СПб., 2004. - С. 123-125.
7. А.В. Терехов, В.Ю. Шлыков *Механизмы стабилизации невозмущенной позы человека* // Биомеханический и нейросетевые модели двигательного управления и обучения. Москва, ИВНД РАН, 2006. - С. 12-13.
8. A.V. Terekhov, Yu.S. Levik *The forming of the reference vertical in the orthograde posture stabilization task.* // Progress in motor control V, 2006. - N4-20.
9. A.V. Terekhov *Concerning the nature of slow component in postural sway.* // European Workshop on Movement Science 2005, Vienna, 2005. - P. 123.
10. А.В. Терехов, А.В. Забелин *К выбору механической модели антропоморфного многозвенника*// Биомеханика 2004. VII Всероссийская конференция по биомеханике. Тезисы докладов. Нижний Новгород. ИПФ РАН. 2004. С 135-136.

Терехов Александр Васильевич

Математическое моделирование регуляции позы человека.

М., Издательство Центра прикладных исследований при механико-математическом факультете МГУ, 24 стр.

Оригинал макет изготовлен издательской группой механико-математического факультета МГУ

Подписано в печать 23.03.2007 г.

Формат 60×90 1/16. Объем 1,5 п.л.

Заказ Тираж 100 экз.

Издательство ЦПИ при механико-математическом факультете МГУ
г. Москва, Ленинские горы.

Лицензия на издательскую деятельность ИД № 04059 от 20.02.2001 г.

Отпечатано на типографском оборудовании механико-математического факультета