

На правах рукописи

Денискина Наталья Владимировна

**ФРОНТАЛЬНАЯ УСТОЙЧИВОСТЬ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ
ЧЕЛОВЕКА**

03.00.28. – Биоинформатика

АВТОРЕФЕРАТ

**диссертации на соискание ученой степени
кандидата биологических наук**

Москва - 2009

Работа выполнена в Учреждении Российской академии наук Институте проблем передачи информации им. А.А.Харкевича РАН в лаборатории Нейробиологии моторного контроля

Научный руководитель:

Доктор биологических наук

Левик Юрий Сергеевич

(Учреждение Российской академии наук

Институт проблем передачи информации им. А.А.Харкевича РАН)

Официальные оппоненты:

Кандидат биологических наук

Холмогорова Наталья Владимировна

(Московский педагогический государственный университет)

Кандидат физико-математических наук

Терехов Александр Васильевич

(Институт интеллектуальных систем и робототехники, Университет

Пьера и Марии Кюри, Национальный центр научных исследований

(Institut des Systemes Intelligent et de Robotique, CNRS-UPMC)).

Ведущая организация:

Учреждение Российской академии наук

Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН,

г. Санкт-Петербург.

Защита диссертации состоится в часов на заседании диссертационного совета Д002.077.02 при Институте проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН по адресу: 127994, г. Москва, ГСП-4, Большой Кареинный Переулок, д.19, стр.1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Института проблем передачи информации им. Харкевича РАН.

Автореферат разослан

Ученый секретарь диссертационного совета
доктор биологических наук, профессор

Рожкова Г. И.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ.

Актуальность проблемы.

Изучение регуляции позы представляет собой важную и актуальную биоинформатическую научную задачу. Дело в том, что в обеспечении позы участвует значительное количество мышц, активность которых согласованно регулируется не только в условиях спокойного стояния, но и при осуществлении произвольных движений. В регулировании принимают участие разные уровни центральной нервной системы, использующие информацию от зрительных, вестибулярных, мышечных и суставных рецепторов. Поэтому изменения состояния многих физиологических органов и систем, начиная с мышц и кончая корой головного мозга, находят отражение в изменении характеристик процесса поддержания позы. Это подтверждается тем, что тестирование состояния системы равновесия широко используется в клинической практике и в системе профессионального отбора.

Теоретический интерес к регуляции позы диктуется тем, что, несмотря на кажущуюся простоту задачи, при попытке ее анализа мы сталкиваемся со всем спектром проблем, которые приходится решать мозгу при управлении двигательной деятельностью. Поэтому исследование позы – это, в сущности, один из способов исследования работы мозга, в ее разных аспектах – от простейшей рефлекторной дуги до сложнейших вопросов пространственного восприятия.

Данная диссертация посвящена одному из важных аспектов управления поддержанием вертикальной позы у человека - изучению принципов и механизмов обеспечения равновесия во фронтальной плоскости и построению моделей движения тела человека при поддержании вертикальной позы.

Вертикальная поза является интересным и, вместе с тем, чрезвычайно сложным объектом физиологического исследования. Поза - это не только удержание определенного положения звеньев тела друг относительно друга и всего тела в пространстве, но и адаптация к изменению условий стояния во время совершения произвольных двигательных актов, сложные преднастройки, предшествующие активным движениям, обеспечение устойчивости во время локомоции. [Гурфинкель, Шик 1965, Бернштейн 1947, Norak 1995]. Поддержание позы связано с наличием определенной системы отсчета, которая используется для оценки взаимоположения звеньев тела и поддержания его ориентации относительно экстраперсонального пространства [Гурфинкель Левик 1997]. Постуральные механизмы интересны еще и потому, что они занимают как бы промежуточное положение между двигательными автоматизмами типа локомоции и произвольными движениями. Поэтому знание принципов регуляции позы можно

рассматривать и в качестве предпосылки к пониманию принципов организации управления произвольными движениями.

Изучая поддержание равновесия тела при стоянии, для удобства описания обычно раздельно рассматривают управление во фронтальной и в сагиттальной плоскости. Основное внимание при этом уделяется позным стратегиям, кинематике движения и исследованию устойчивости тела в сагиттальной плоскости. С этой целью используются как экспериментальные подходы, так и методы математического моделирования. Существует множество моделей движения тела человека в сагиттальной плоскости. Простейшая из них — модель однозвенного перевернутого маятника.

Тело человека во фронтальной плоскости имеет более сложную конфигурацию, чем в сагиттальной. С биоинформатической и биомеханической точек зрения в сагиттальной плоскости при нормальном стоянии оно представляет собой разомкнутую кинематическую цепь, а во фронтальной плоскости — комбинацию разомкнутой (верхняя часть тела) и замкнутой (нижняя часть тела) цепей. Фронтальные моменты, возникающие в тазобедренном суставе, не поддаются прямым экспериментальным измерениям. Большинство мышц, управляющих движением тела во фронтальной плоскости, труднодоступно для регистрации электромиограммы (ЭМГ) при помощи поверхностных электродов. Стратегии поддержания равновесия тела человека в сагиттальной плоскости при стоянии подробно описаны [Nashner&McCollum 1977, 1985, 1986, Amblard 1993]. При этом, однако, нет единого мнения о том, какие стратегии используются, и как преимущественно осуществляется управление вертикальной позой во фронтальной плоскости: возможно ли управление с использованием тех же принципов регуляции, что и для сагиттальной плоскости - на уровне тазобедренного и на уровне голеностопного сустава.

Известно, что с увеличением площади опорного контура и базы опоры (ширины стояния) стабильность тела во фронтальной плоскости увеличивается [Diez 1979, Nashner 1975]. Однако, данные о том, как зависит устойчивость от конфигурации опорного контура, отсутствуют. Считается, что основные сложности управления вертикальной стойкой заключаются в сохранении равновесия в переднезаднем направлении. В этом направлении биокинематическая цепь тела разомкнута, и колебания тела наибольшие [Vukobratovic, Stepanenko, 1972]. Однако, любые изменения конфигурации и площади, (как в сторону увеличения, так и уменьшения), опорного контура предъявляют повышенные требования к системе управления основной стойкой и во фронтальной плоскости. Поэтому управление позой в этой плоскости имеет не меньшее значение, чем в сагиттальной, и представляет существенный интерес для исследователей.

В диссертационной работе впервые было проведено исследование зависимости устойчивости и метода, используемого системой управления положением тела во фронтальной плоскости, от структуры биокинематической цепи тела.

Для определения относительной роли тазобедренного и голеностопного суставов в поддержание равновесия был предложен оригинальный метод «выключения» фронтальных моментов в голеностопных суставах человека при стоянии.

Использовались различные подходы к изучению проблемы регуляции позы во фронтальной плоскости:

- 1) тело человека рассматривалось как биокинематическая цепь, изучалась структура этой цепи при различных условиях стояния;
- 2) созданы математические модели движения тела во фронтальной и сагиттальной плоскости при стоянии;
- 3) проведена экспериментальная и теоретическая оценка фронтальной устойчивости тела человека при стоянии;
- 4) выявлялись позные стратегии, используемые человеком для поддержания позы во фронтальной плоскости при стоянии;
- 5) разработана оригинальная методика оценки фронтальных моментов, возникающих в тазобедренном суставе человека при стоянии;

Цель работы

Цель предлагаемой работы – создание математической модели движения тела человека при поддержании вертикального положения на основе детального анализа устойчивости тела во фронтальной плоскости при стоянии с различными положениями стоп, определяющими конфигурации опорного контура.

Задачи исследования:

- 1) количественная оценка фронтальной устойчивости тела человека при стоянии в исследуемых позах на основе анализа экспериментальных данных, полученных стабилеографическими методами;
- 2) создание математической модели движения тела при поддержании равновесия во фронтальной плоскости при стоянии,
- 3) количественная оценка фронтальной устойчивости тела человека при стоянии в различных позах на основе математической модели движения тела;
- 4) сравнение устойчивости поз с замкнутой биокинематической цепью и поз с разомкнутой биокинематической цепью, сравнение электромиографической активности камбаловидной и длинной малоберцовой мышц при стоянии в позах с замкнутой и разомкнутой

биокинематической цепью, разработка методики «выключения» фронтальных моментов в голеностопных суставах человека при стоянии, сравнение фронтальных стабิโลграмм при нормальном стоянии и при стоянии с «выключением» фронтального момента в голеностопном суставе, сравнение электромиографической активности камбаловидной и длинной малоберцовой мышц при нормальном стоянии и при стоянии с «выключением» фронтального момента в голеностопном суставе;

- 5) исследование кинематики движения тела человека во фронтальной плоскости при стоянии в обычных условиях и при стоянии с «выключением» фронтальных моментов в голеностопных суставах;
- 6) разработка экспериментальной методики определения фронтальных моментов в тазобедренных суставах человека при стоянии, разработка математической модели для определения фронтальных моментов в тазобедренном и голеностопном суставах человека при стоянии.

Положения, выносимые на защиту диссертации.

- 1) Разработаны модели движения тела человека во фронтальной и сагиттальной плоскости, которые хорошо согласуются с экспериментом и могут, следовательно, использоваться как в лабораторных исследованиях, так и в ходе разработки стабิโลграфических тестов для клинической практики.
- 2) Устойчивость позы человека зависит не только от площади опоры и расстояния между стопами, но также, в значительной мере, от структуры кинематической цепи тела.
- 3) При больших отклонениях тела от положения равновесия во фронтальной плоскости наблюдается значительная активность длинной малоберцовой и камбаловидной мышц (*m. peroneus longus* и *m. soleus*). При малых отклонениях (т. е. в условиях нормального стояния) эти мышцы активируются незначительно. Вероятно, основную роль в обеспечении фронтальной устойчивости при этих условиях играют мышцы тазобедренного сустава.
- 4) Разработанная оригинальная методика исключения фронтальных моментов в голеностопных суставах позволяет производить оценку фронтальных моментов, возникающих в тазобедренном суставе человека, для различных поз стояния.
- 5) При «выключении» из работы голеностопного сустава происходит изменение кинематики тела. Если при обычном стоянии тело ведет себя как двухзвенный перевернутый маятник, то при «выключенных» фронтальных моментах его поведение приближается к поведению однозвенного перевернутого маятника. Тем не менее, этот переход довольно слабо сказывается на устойчивости позы, которая уменьшается всего в 1,3 раза.

Научная новизна.

В диссертационной работе впервые было проведено исследование зависимости устойчивости тела во фронтальной плоскости, от структуры биокинематической цепи. Произведено также сравнение стратегий поддержания равновесия, используемых ЦНС при разных условиях стояния.

Применение оригинального метода «выключения» фронтального момента в голеностопном суставе при стоянии (сконструированы специальные «коньки») позволяет сравнивать характеристики стояния при обычных условиях (на поддержание равновесия работают голеностопный и тазобедренный суставы) и при стоянии на «коньках» (на поддержание равновесия работает только тазобедренный сустав).

Применен новый подход к исследованию механизмов поддержания равновесия тела, сочетающий сравнение стояния человека при различных конфигурациях опорного контура, использование неустойчивой опоры и математическое моделирование.

Теоретическая значимость работы

Полученные результаты представляют интерес с точки зрения фундаментальных основ физиологии движений и биомеханики человека, так как они вносят существенный вклад в понимание тонких механизмов регуляции вертикальной позы человека. Разработанные математические модели успешно дополняют физиологические эксперименты и позволяют теоретически рассчитывать моменты, возникающие в голеностопном и тазобедренном суставе человека при стоянии.

Практическая значимость работы.

Предложенные методы оценки устойчивости тела могут использоваться при разработке диагностических постуральных тестов для компьютерных стабилотестовых комплексов.

Полученные результаты могут оказаться полезными:

для анализа изменений параметров устойчивости по мере созревания центральной нервной системы в возрастной физиологии,

для диагностики ряда заболеваний, сопровождающихся нарушениями устойчивости, и для оценки эффективности их лечения (например, для контроля состояния больных и хода их реабилитации при поражениях двигательных отделов центральной нервной системы, мышечных дистрофиях, заболеваниях суставов, травмах опорно-двигательного аппарата),

для тестирования профессиональной пригодности в тех сферах деятельности, где устойчивость позы или нормальное состояние нервной системы человеку необходимы для выполнения служебной задачи, для разработки тестов, использующихся для оценки психоэмоционального и физического состояния по стабильностным показателям.

Большинство исследований было выполнено в соответствии с планом Института проблем передачи информации РАН по темам: «Роль системы внутреннего представления во взаимодействии вестибулярных, зрительных и проприоцептивных сигналов, участвующих в регуляции позы и движения», госрегистрация № 01.960.06872; «Взаимодействие уровней центральной нервной системы в формировании представления собственного тела и внешнего пространства и в управлении позой и движениями», госрегистрация №01.200.113804. Работы поддержаны грантами РФФИ № 98-04-48935, 00-04-48156, а также грантом «Молодые ученые России».

Основные результаты диссертации обсуждались на

1. 5-ой Всероссийской конференции по биомеханике “Биомеханика -2000”, Нижний Новгород, 2000;
 2. 17 съезде физиологов России, Ростов–на–Дону, 1998;
 3. Российской конференции по биомеханике, Усть-Качка, 1999;
 4. 4-ой Всероссийской конференции по биомеханике “Биомеханика-1998”, Нижний Новгород, 1998;
 5. “Научной конференции молодых ученых”, Москва, Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, 10 –11 октября 2001 г;
 6. 6-ой Всероссийской конференции по биомеханике “Биомеханика -2002”, “Биомеханика-2002”, Нижний Новгород, 2002.
 7. Международной конференции . Society for Neuroscience, 32th Annual Meeting, , Orlando, November 2-7, 2002.
 8. XV Международной конференции по нейрокибернетике (ICNC-09), г. Ростов-на-Дону, Российская Федерация, 23-25 сентября, 2009 г
- По материалам диссертации опубликовано 11 печатных работ.

Структура работы

Диссертация изложена на 125 страницах текста, включает в себя 25 рисунков, 7 таблиц, 2 диаграммы. Диссертация состоит из 7 глав: введения, обзора литературы, двух основных глав, выводов, заключения и обсуждения основных результатов. Список цитируемых работ содержит 86 источников.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Всего в экспериментах приняли участие 18 здоровых испытуемых (4 женщины и 14 мужчин) в возрасте от 27 до 50 лет. Исследования каждого человека проводились неоднократно в разные дни.

Схематическое изображение экспериментальной установки представлено на рисунке 1. В зависимости от конкретной задачи использовались те или иные варианты стояния, применялся тот или иной вид аппаратуры.

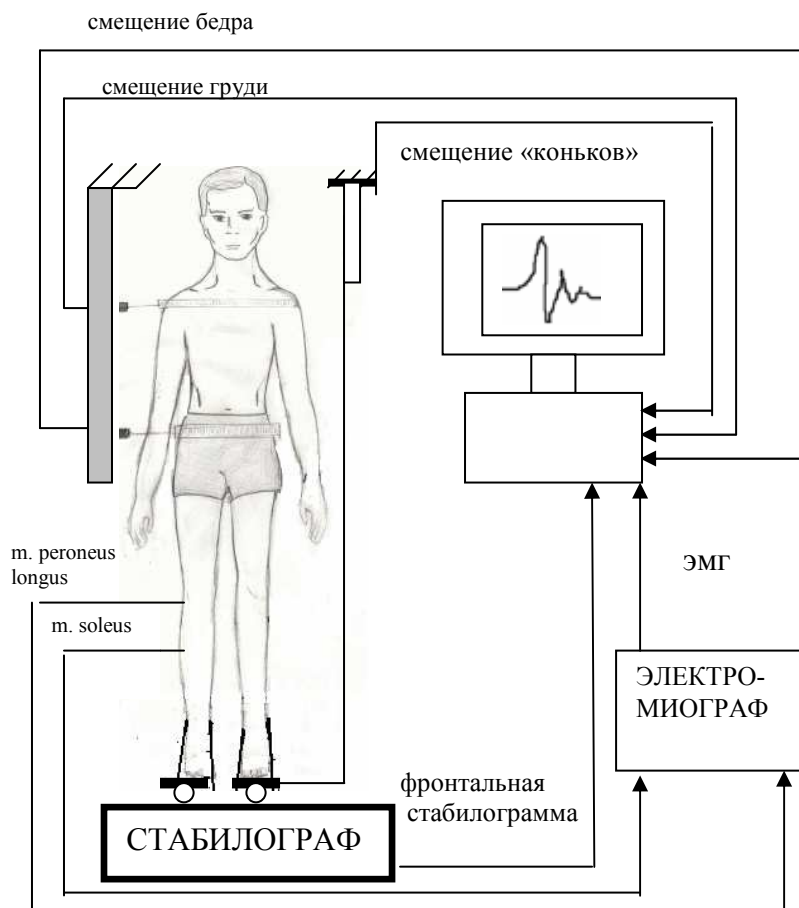


Рисунок 1. Схема экспериментальной установки.

Часть первая.

Методы исследования зависимости фронтальной устойчивости тела от конфигурации его опорного контура.

Изучалась устойчивость шести поз (схематически позы изображены на рисунке 2):

- 1) стояние на одной ноге,
- 2) сенсibilизированная поза Ромберга,
- 3) поза ноги «накрест», расстояние между стопами 10 см,
- 4) нормальное стояние, расстояние между стопами 10 см,
- 5) поза «ноги на ширине плеч», расстояние между стопами 20 см,
- 6) ноги широко расставлены, расстояние между стопами 40 см.

В сенсibilизированной позе Ромберга рассматривали два варианта стояния:

- а) правая нога впереди (п.н.в.) и б) левая нога впереди (л.н.в.).

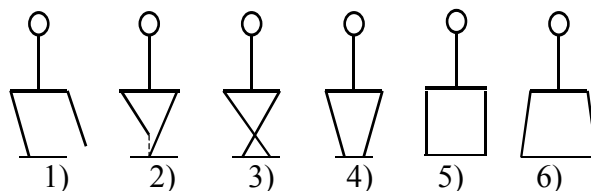


Рисунок 2. Исследуемые позы. Пояснения в тексте.

При стоянии в позах 3-6 стопы располагались параллельно друг другу.

Расстоянием между стопами считалось расстояние между средними линиями пяток.

Во фронтальной плоскости первые две позы с биомеханической точки зрения представляют собой разомкнутые, а последние четыре позы - замкнутые биокинематические цепи. Формально поза 2 является вырожденным случаем замкнутой цепи, однако, с большой степенью точности движение тела в этой позе можно описать моделью двухзвенного перевернутого маятника. Поэтому в сенсibilизированной позе Ромберга нижнюю часть тела считаем жесткой фигурой, которую можно заменить одним звеном. Площадь опорного контура (S) в позе 2 в 2 раза больше, чем в позе 1. В позах 3 и 4 расстояние между стопами во фронтальной плоскости (d) и площадь опорного контура одинаковы: $d_3=d_4$, $S_3=S_4=S_2=2S_1$. В позах 5 и 6 - $S_6>S_5>S_4$ и $d_6>d_5>d_4$.

Испытуемые с открытыми глазами или в непрозрачных очках (в зависимости от условий эксперимента стояли) на стабيلографической платформе.

Опорная площадка стабилграфа была увеличена и во фронтальном и в сагиттальном направлениях до 66 см с тем, чтобы можно было стоять в любой из перечисленных выше поз. Данные для каждой позы каждого испытуемого усреднялись по трем пробам.

Проводилась запись фронтальных и сагиттальных стабилграмм.

При помощи поверхностных электродов регистрировали электромиограммы (ЭМГ) мышц, активность которых при поддержании равновесия во фронтальной плоскости при стоянии является наибольшей среди мышц ног: длинной малоберцовой (*m. peroneus longus*) и камбаловидной (*m. soleus*). С помощью тензометрических датчиков смещения регистрировали перемещения корпуса (на уровне линии, соединяющей верхние края подмышечных впадин) и ног (на уровне тазобедренного сустава) во фронтальной и в сагиттальной плоскости.

Длительность каждой пробы составляла 60 секунд. После каждых 10 минут непрерывного стояния, делали перерыв для отдыха длительностью 3 минуты.

Все данные через АЦП вводились в компьютер, где происходила их обработка. Частота оцифровывания стабилграмм и электромиограмм составляла 20 Гц и 200 Гц, соответственно.

Чтобы исключить сетевую наводку, из спектра регистрируемых сигналов вырезались при помощи фильтра частоты 50-60 Гц. Стабилграфические данные пропускали через фильтр низкой частоты четвертого порядка с граничной частотой 3 Гц.

Характеристиками устойчивости тела были следующие параметры – 1) длина стабилграфической кривой, 2) количество экстремумов стабилграммы, 3) средняя амплитуда отклонения проекции общего центра масс тела на горизонтальную плоскость (ПОЦТ) от положения равновесия.

Для исключения индивидуальных особенностей испытуемых длина кривой стабилграммы для каждой позы каждого испытуемого нормировалась на длину кривой стабилграммы этого испытуемого при нормальном стоянии.

Длины кривых и количества экстремумов подсчитывались как для фронтальных, так и для сагиттальных стабилграмм.

Мерой ЭМГ активности мышц была площадь под огибающей ЭМГ, а характер ЭМГ активности отражала глубина модуляции ЭМГ.

Площадь под кривой ЭМГ вычислялась после выпрямления и фильтрования сигнала.

Глубина модуляции ЭМГ рассчитывалась как отношение среднеквадратичного

отклонения сигнала ЭМГ к его среднему значению.

Площадь под огибающей ЭМГ для каждой позы каждого испытуемого относили к площади ЭМГ этой же мышцы того же испытуемого в условиях нормальной стойки.

Длины кривых фронтальных и сагиттальных моментов сопоставлялись с ЭМГ - активностями длинной малоберцовой (*m. peroneus longus*) и камбаловидной мышц (*m. soleus*) для каждой позы каждого испытуемого.

Помимо количественных показателей использовалось графическое представление результатов – строились кривые движения проекции общего центра тяжести (ПОЦТ) тела на горизонтальную плоскость.

Для исключения влияния переходных процессов на результаты вычислений при обработке сигналов ЭМГ отбрасывали первые 7 секунд каждой записи. Средний уровень ЭМГ активности определялся после выпрямления ЭМГ, устранения сетевой наводки (вырезались частоты 50-60 Гц). Для проверки статистической достоверности результатов применялся двухфакторный дисперсионный анализ (пакет программ ANOVA/MANOVA).

Часть вторая.

Методы сравнения роли мышц голеностопного и тазобедренного суставов в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии.

Испытуемые в непрозрачных очках или с открытыми глазами (в зависимости от условий эксперимента) стояли на стабิโลграфической платформе (рисунок 1).

На ноги обследуемых надевали «коньки», которые представляли собой две деревянные дощечки (длиной 34 см, шириной в средней части 12 см, толщиной 0.7 см), по форме напоминающие проекцию стопы на горизонтальную плоскость. К каждой дощечке снизу прикреплялась полая металлическая трубка диаметром 2 см и длиной 25 см. Оси «коньков» были параллельны осям стоп и находились с ними в одной и той же вертикальной плоскости. Контакт с опорой проходил по двум параллельным линиям. Во фронтальной плоскости он был точечным для каждой ноги. Таким образом, обеспечивалась точечная опора во фронтальной плоскости, что подразумевало исключение фронтального момента в голеностопном суставе. С помощью металлических пластин и трубки «коньки» можно было соединить друг с другом - происходило «включение» момента в голеностопном суставе, и человек стоял в обычных условиях (нормальная стойка).

Записывали кривую фронтального момента. Регистрировалась ЭМГ активность мышц ног: длинной малоберцовой (*m. peroneus longus*) и камбаловидной (*m. soleus*).

С помощью тензометрических датчиков регистрировали отклонения бедра (на уровне тазобедренного сустава) и груди (на уровне линии, соединяющей подмышечные впадины) во фронтальной плоскости, а также движение «коньков» в вертикальной плоскости.

Для каждого условия стояния и каждого испытуемого было записано 10 проб при стоянии в непрозрачных очках и 5 дополнительных контрольных проб с открытыми глазами без очков. Длительность каждой пробы составляла 40 секунд. Между пробами делали перерывы длительностью 3 минуты через каждые 5 минут для отдыха испытуемого.

Все данные через АЦП вводились в компьютер, где происходила их обработка. Частота оцифровки стабิโลграмм и электромиограмм составляла 20 Гц и 200 Гц, соответственно.

Для количественной оценки фронтальных моментов рассчитывались следующие характеристики: 1) длина кривой фронтального момента, 2) количество максимумов и минимумов этой кривой.

Для оценки стратегии движения (согласованности движения бедра и груди) определяли коэффициент корреляции между отклонениями ног и корпуса во фронтальной плоскости, абсолютную разницу углов смещения бедра и груди и среднеквадратичное отклонение разницы углов смещения бедра и груди (*std*) для каждой пробы. Для статистической обработки данных использовался пакет программ ANOVA/MANOVA. Применялся двухфакторный дисперсионный анализ, где первым фактором был испытуемый, а вторым – тип стояния.

МОДЕЛИРОВАНИЕ.

4-звенная модель движения тела человека при поддержании равновесия во фронтальной плоскости. (Модель 1.)

Тело человека во фронтальной плоскости было представлено системой жестких тонких стержней. Рассматривали плоское движение во фронтальной плоскости. Модель состояла из четырех звеньев: первое звено – нога в опоре, второе звено – таз, третье звено – корпус с головой и руками, четвертое звено – нога без опоры (или в опоре в зависимости от позы). При выводе уравнений движения первое звено считали закрепленным, а четвертое звено – незакрепленным. Для поз с двумя опорными ногами на четвертое звено были наложены связи, характеризующие наличие опоры. Для вывода уравнений движения применяли Лагранжев формализм. Начальным положением считали положение, при котором первое, третье и четвертое звенья располагались строго вертикально, а второе звено – горизонтально (т. е. все $\alpha_i = 0$). Обобщенные координаты для уравнений движения: $q_i = \alpha_i$, где α_i – угол отклонения i -го звена от его начального положения. Началом отсчета была выбрана точка $O(0, 0)$ – точка опоры первого звена. Схематически модель представлена на рисунке 3.

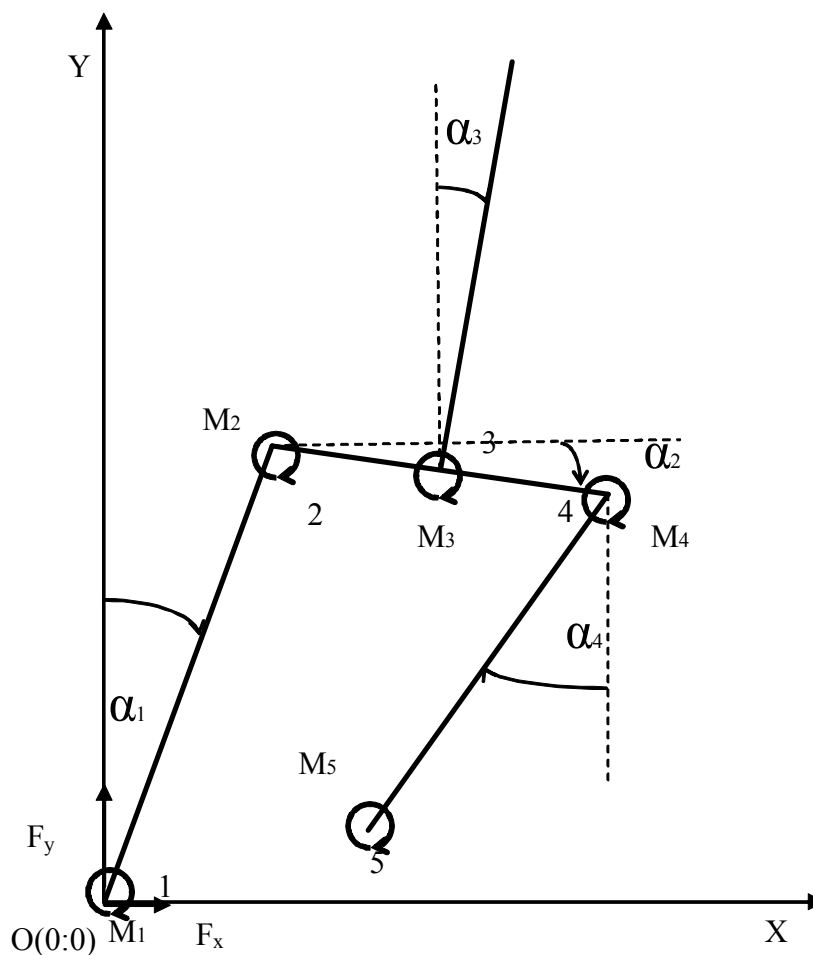


Рисунок 3. Модель движения тела человека во фронтальной плоскости при стоянии.

Параметры модели:

m_i – масса i -го звена;

M – общая масса системы;

J_i – момент инерции i -го звена относительно оси, проходящей через центр инерции звена перпендикулярно плоскости движения.

L – длина ног (ноги предполагались одинаковыми).

b – расстояние между центрами масс второго и третьего звеньев.,

l – расстояние от точки O до центра масс первого звена.,

d – расстояние от тазобедренного сустава до центра масс второго звена.

M_1 - момент в голеностопном суставе первого звена (в точке 1), M_2 - момент в тазобедренном суставе первого звена (в точке 2), M_3 – момент в нижней точке позвоночника, точке соединения второго и третьего звеньев (точке 3)., M_4 – момент в тазобедренном суставе четвертого звена (в точке 4), M_5 – в голеностопном суставе четвертого звена (в точке 5). Моменты мышечных сил, сил трения в суставах и сил, развиваемых связками, входят в моменты M_i .

Считаем, что первое звено закреплено в точке опоры (т. O), и во время движения точка O совпадает с точкой 1.

F_x - горизонтальная сила, действующая на 1-е звено, приложенная в точке 1;

F_y - вертикальная сила, действующая на 1-е звено, приложенная в точке 1.

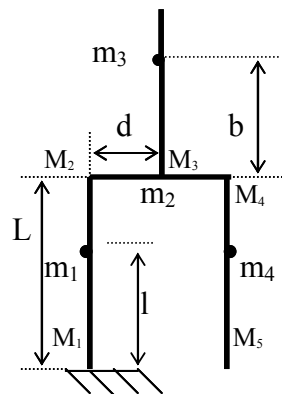


Рисунок 4. Параметры модели.

Постановка задачи: решаем обратную задачу механики (по заданному движению определяем моменты в суставах и горизонтальную силу, действующую на центр масс тела человека) и сравниваем полученные результаты с экспериментальными. Считаем, что при стоянии α_i звеньев малы, поэтому принимаем приближение малых углов : $\sin \alpha_i \approx \alpha_i$; $\cos \alpha_i \approx 1$.

Условимся считать $\alpha_i > 0$; $\dot{\alpha}_i > 0$; $M_i > 0$, если угол отклонения звена изменяется по часовой стрелке.

Уравнения движения (**И**) для нашей 4-х звенной системы будут иметь вид

$$1) 2 \ddot{\alpha}_1 A_1 + \ddot{\alpha}_3 A_6 - \ddot{\alpha}_4 A_8 + \alpha_1 B_1 = Q_1;$$

$$2) 2 \ddot{\alpha}_2 A_2 + B_2 = Q_2;$$

$$3) 2 \ddot{\alpha}_3 A_3 + \ddot{\alpha}_1 A_6 - \alpha_3 B_3 = Q_3;$$

$$4) 2 \ddot{\alpha}_4 A_4 - \ddot{\alpha}_1 A_8 + \alpha_4 B_4 = Q_4;$$

где Q_i – обобщенные силы, действующие на звенья

$$Q_1 = M_1 - M_2; Q_2 = M_2 - M_3 - M_4; Q_3 = M_3; Q_4 = M_4 - M_5$$

A_i, B_i – параметры системы

$$A_1 = 0.5(m_1 l^2 + J_1 + m_2 L^2 + m_3 L^2 + m_4 L^2);$$

$$A_2 = 0.5(J_2 + m_2 d^2 + m_3 d^2 + 4m_4 d^2);$$

$$A_3 = 0.5(J_3 + m_3 b^2);$$

$$A_4 = 0.5(J_4 + m_4 (L-l)^2);$$

$$A_5 = M L d;$$

$$A_6 = m_3 L b;$$

$$A_7 = m_4 L (L-l);$$

$$A_8 = m_3 d b;$$

$$A_9 = 2m_4 d (L-l);$$

$$B_1 = m_1 g l + (m_2 + m_3 + m_4) g L;$$

$$B_2 = (m_2 + m_3 + 2m_4) g d;$$

$$B_3 = m_3 g b;$$

$$B_4 = (L - l) m_1 g;$$

От общего случая перейдем к приближению, когда обе ноги стоят на опоре и таз движется параллельно полу, т. е. выполняются условия

$$\dot{\alpha}_1 = \dot{\alpha}_4; \ddot{\alpha}_1 = \ddot{\alpha}_4; \alpha_1 = \alpha_4; \alpha_2 = 0;$$

Получим систему уравнений (I I),

$$1) \ddot{\alpha}_1 (2A_1 - A_8) + \ddot{\alpha}_3 A_6 - \alpha_1 B_1 = Q_1$$

$$2) -B_2 = Q_2$$

$$3) 2\ddot{\alpha}_3 A_3 + \ddot{\alpha}_1 A_6 - \ddot{\alpha}_3 B_3 = Q_3$$

$$4) \ddot{\alpha}_1 (2A_4 - A_8) + \alpha_1 B_4 = Q_4$$

Система II сводится к системе из двух уравнений, из которых при заданном движении $\alpha_i(t)$ получим регистрируемый стабилметрической платформой суммарный фронтальный момент в суставах 1 и 5:

$M_1 + M_5$ и момент M_3

Найдем фронтальную силу, действующую на центр масс тела.

Горизонтальные координаты центров масс каждого из звеньев (x_i):

$$x_1 = l \sin \alpha_1,$$

$$x_2 = L \sin \alpha_1 + d,$$

$$x_3 = L \sin \alpha_1 + d + b \sin \alpha_3;$$

$$x_4 = l \sin \alpha_1 + 2d.$$

Выражение для горизонтальной координаты центра масс всей системы имеет вид:

$$X = (m_1 x_1 + m_2 x_2 + m_3 x_3 + m_4 x_4) / M = ((2m_1 l + L(m_2 + m_3)) \sin \alpha_1 + b m_3 \sin \alpha_3 + M d) / M;$$

$$\ddot{X} = (-C_1 \dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 + C_1 \ddot{\alpha}_1 \cos \alpha_3 - C_2 \dot{\alpha}_3^2 \sin \alpha_3 + C_2 \ddot{\alpha}_3 \cos \alpha_3) / M;$$

$$\text{где } C_1 = 2m_1 l + (m_2 + m_3) L; C_2 = b m_3;$$

В приближении малых углов

$$\ddot{X} = (C_1 \ddot{\alpha}_1 + C_2 \ddot{\alpha}_3) / M;$$

Фронтальная сила, действующая на центр масс тела

$$F_f = M \ddot{X} = \ddot{\alpha}_1 (2m_1 l + L(m_2 + m_3)) + \ddot{\alpha}_3 b m_3;$$

В описанном выше эксперименте (см. раздел “Методы исследований”) при стоянии регистрировали фронтальные смещения бедра и груди, фронтальный момент и фронтальную силу, действующие на стабилграфическую платформу. Данные по смещениям были пропущены через фильтр низкой частоты 3 Гц, пересчитаны в углы и подставлены в систему уравнений (I I) модели. Таким образом:

1) по заданному движению $\alpha_1(t)$ и $\alpha_2(t)$ были вычислены суммарный момент в суставах 1 и 5 и момент в суставе 3.

2) фронтальные силы, действующие на стабилграф.

Для проверки модели сравнивали фронтальные моменты и фронтальные силы, действующие на стабилграфическую платформу, полученные экспериментально и рассчитанные при помощи модели.

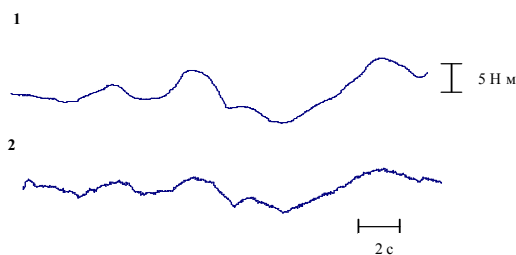


Рисунок 5. Экспериментальная (1) и рассчитанная при помощи модели (2) кривые фронтального момента, действующего на стабилографическую платформу.

Как видно из приведенных на рисунке 5 графиков, модель с хорошей точностью удовлетворяет эксперименту. С ее помощью можно решать обратную задачу механики для 4-хзвенной модели движения тела человека о фронтальной плоскости при стоянии.

Рассчет устойчивости поз по методу Ляпунова.

Для 3-х поз: стояние на одной ноге, нормальное стояние, стояние «ноги вместе» оценивалась фронтальная устойчивость по уравнениям движения. Использовался критерий устойчивости Ляпунова. Все рассматриваемые позы являются неустойчивыми. В качестве параметра неустойчивости рассматривалось характеристическое время ухода системы от положения равновесия.

В линейном приближении система уравнений движения имеет вид:

стояние на одной ноге:

$$1) \ddot{\alpha}_1 2A_1 - A_8 \ddot{\alpha}_4 + \ddot{\alpha}_3 A_6 - \alpha_1 B_1 = Q_1$$

$$2) \ddot{\alpha}_2 2A_2 - B_2 = Q_2$$

$$3) 2 \ddot{\alpha}_3 A_3 + \ddot{\alpha}_1 A_6 - \ddot{\alpha}_3 B_3 = Q_3$$

$$4) \ddot{\alpha}_4 2A_4 - A_8 \ddot{\alpha}_1 + \alpha_4 B_4 = Q_4$$

нормальное стояние:

$$1) \ddot{\alpha}_1 (2A_1 - A_8) + \ddot{\alpha}_3 A_6 - \alpha_1 B_1 = Q_1$$

$$2) 2 \ddot{\alpha}_3 A_3 + \ddot{\alpha}_1 A_6 - \ddot{\alpha}_3 B_3 = Q_3$$

стояние «ноги вместе» (поведение системы в этой позе можно приблизить поведением двухзвенного маятника: звенья 1 и 5 системы двигаются как единое целое):

$$1) 2P_1 \ddot{\alpha}_1 + P_3 \ddot{\alpha}_3 - P_5 \alpha_1 = Q_1$$

$$2) 2P_2 \ddot{\alpha}_3 + P_3 \ddot{\alpha}_1 - P_4 \alpha_3 = Q_3$$

где

$$P_1 = m_1 l^2 + J_1 + 0.5(m_2 + m_3) h^2;$$

$$P_2 = 0.5(m_3 b^2 + J_3);$$

$$P_3 = m_3 h b;$$

$$P_4 = m_3 g b;$$

$$P_5 = (m_2 + m_3) h g + 2m_1 l g h / L;$$

L - длина ноги,

l - расстояние от пола до центра масс ноги,

h - расстояние от пола до тазобедренного сустава,

m_1, m_2, m_3 - массы звеньев,

b - расстояние между центрами масс второго и третьего звеньев.

В матричном виде каждая из 3-х данных систем имеет вид

$$A \ddot{\alpha} + C \alpha = Q,$$

Рассматриваем спектр разомкнутой системы без управления $Q=0$.

Решения системы будут иметь вид:

$$\alpha = \sum C_k e^{\lambda_k t},$$

где λ_k – корни характеристического уравнения

$$\Delta | \lambda^2 + C | = 0$$

Для каждой из трех поз были вычислены собственные числа, характеризующие степень неустойчивости системы. Показано, что без учета моментов, создаваемых мышцами, как активного (управляющего), так и пассивного (эластичная упругость мышц и связок), спектр собственных колебаний во всех трех позах приблизительно одинаков. Только учет моментов создаваемых в суставах может дать правильное представление о степени устойчивости позы.

Определение величины фронтального момента в тазобедренном суставе человека при стоянии.

Была разработана оригинальная экспериментальная методика и рассчитана математическая модель для определения фронтального момента в тазобедренном суставе человека при стоянии.

В эксперименте участвовали 5 испытуемых в возрасте от 27 до 50 лет, две женщины и трое мужчин. Схема эксперимента представлена на рисунке 5. Испытуемые в непрозрачных очках стояли одной ногой в центре неподвижной стабилографической платформы, а второй ногой – на другой платформе, которая могла передвигаться в боковом направлении с малым трением. Регистрировали фронтальную стабилотраграмму, перемещения бедра во фронтальной плоскости и боковую силу, действующую на подвижную платформу. Длительность каждой пробы составляла 30 секунд. Для каждого испытуемого записывали 5 проб.

Все данные через АЦП вводились в компьютер, где происходила их обработка. Частота оцифровки стабилотраграмм и механограмм составляла 20 Гц. Стабилографические данные были отфильтрованы фильтром низкой частоты четвертого порядка с граничной частотой 3 Гц.

Рассматривалась модель одного звена – ноги, стоящей на подвижной стабилографической платформе. Нога считалась жестким однозвенным стержнем. Рассматривали плоское движение во фронтальной плоскости (см. рисунок 5).

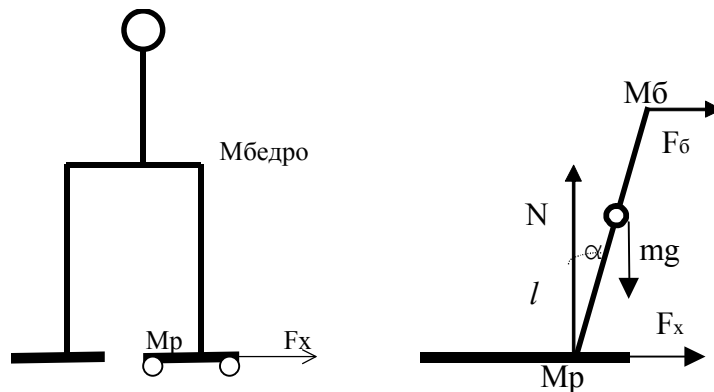


Рисунок 5. Схема эксперимента.

Сумма всех моментов, действующих на ногу относительно тазобедренного сустава:

$\sum M_i = \dot{\omega} J_O$, где $\dot{\omega}$ – угловое ускорение центра масс, J_O – момент инерции ноги относительно тазобедренного сустава.

$$\sum M_i = M_p + M_b - m \cdot g \cdot l \cdot \sin \alpha + N \cdot L \sin \alpha - F_x \cdot L \cos \alpha = J_O \cdot \ddot{\alpha}, \text{ где:}$$

M_p – фронтальный момент в голеностопном суставе;

α – угол отклонения ноги от вертикали;

M_b – фронтальный момент в тазобедренном суставе;

m – масса ноги;

F_x – фронтальная сила, регистрируемая датчиком;

l – расстояние от центра масс ноги до тазобедренного сустава;

N – сила реакции опоры, действующая на ногу;

L – длина ноги.

Из уравнения моментов выразим искомый фронтальный момент в тазобедренном суставе M_6

Регистрировали перемещение бедра, затем пересчитывали эти перемещения в углы $\alpha(t)$, и дифференцируя, находили $\ddot{\alpha}(t)$;

M_p регистрировали стабиллографической платформой;

m , J_0 , l рассчитывали по таблицам, приведенным в книге A.Winler, по известным параметрам для каждого из испытуемых;

N определяли при помощи стабиллографической платформы.

Таким образом, была проведена оценка фронтальных моментов, возникающих в тазобедренном суставе человека при стоянии. Среднее по всем испытуемым значение M_6 при обычном стоянии («нормальная стойка») оказалось 12.1 ± 0.9 Нм, а при стоянии в сенсibilизированной позе Ромберга – 52.3 ± 4.8 Нм.

Данная методика позволяет сравнивать фронтальные моменты в тазобедренном суставе при стоянии с различными конфигурациями опорного контура.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ.

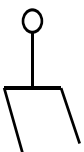
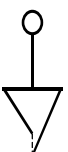
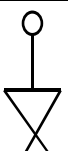
Часть первая.

Зависимость фронтальной устойчивости тела от конфигурации его опорного контура.

Анализ устойчивости поз по параметру - длина кривых фронтальных стабиллограмм.

Средние по всем испытуемым значения длин кривых фронтальных моментов

($L_{\text{фр.ср.}} \pm \text{std}$, см) для каждой из исследуемых поз представлены в таблице 1.

	Средние по всем испытуемым значения длин кривых фронтальных моментов $L_{\text{фр.ср.}} \pm \text{std}$, см	Средние по всем испытуемым значения количества экстремумов фронтальных стабиллограмм $N_{\text{ср.}} \pm \text{std}$	Средние по всем испытуемым интегральные площади ЭМГ длинной малоберцовой мышцы $I_{\text{м.ср.}} \pm \text{std}$, мкВ*с	Средние по всем испытуемым интегральные площади ЭМГ камбаловидной мышцы $I_{\text{к.ср.}} \pm \text{std}$, мкВ*с
	66.8±6.3	317±32	313,5±23,9	238 ±26,6
	60.2±5.6 (л.н. в.) 66.4±4.2(п.н.в.);	301±30(л.н. в.), 305±34(п.н. в.);	115,2±9,8 (л.н.в.); 182,4±16,2(п.н.в.);	104,1±9,9(л.н.в.), 161,3±12,8(п.н.в.)
	32.1±4.3	267±37	78,5 ±9,5	73,3±8,1

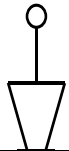
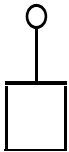
	12.5±1.5	203±21	41,2±5,1	83,1±9,2
	9.4±1.1	196±17	38,0±3,3	70,5±7,7
	8.7±1.3	277±32	43,5±5,6	82,3±10,5

Таблица 1.

Отношение $L_{фр.ср.}$ для поз РКЦ к $L_{фр.ср.}$ для поз ЗКЦ составило 4.1 ($p<0.01$).

Различие между $L_{фр.ср.}$ для поз 1 и 2 не было статистически значимым ($P=0.08$).

Из поз ЗКЦ наибольшее $L_{фр.ср.}$ оказалось при стоянии в позе «ноги накрест», наименьшее - в позе «ноги шире плеч». Отношение $L_{фр.ср.}$ в позе «ноги шире плеч» к $L_{фр.ср.}$ при нормальном стоянии составило 0.69 ($P<0.01$), а отношение $L_{фр.ср.}$ в позе «ноги на ширине плеч» к $L_{фр.ср.}$ при нормальном стоянии - 0.75 ($P<0.05$).

Среднее по всем испытуемым и по всем позам ЗКЦ значение стандартного отклонения $L_{фр.ср.}$ оказалось в 2.5 раза меньше ($P<0.01$) среднего по всем испытуемым и по всем позам РКЦ значения стандартного отклонения $L_{фр.ср.}$. Самое большое std длин кривых фронтального момента среди поз ЗКЦ цепи было при стоянии в позе «ноги накрест», затем уменьшалось в позах 4 и 5.

Анализ устойчивости поз по параметру - количество экстремумов фронтальных стабิโลграмм.

Эта характеристика устойчивости также показывает значимое различие между позами РКЦ и ЗКЦ — число экстремумов в позах 1 и 2 примерно одинаково у различных испытуемых и больше, чем в позах 3, 4, 5, 6. Среди поз ЗКЦ по числу экстремумов заметно выделяется поза «ноги шире плеч», для которой данная характеристика является наибольшей. Средние по всем испытуемым значения количества экстремумов фронтальных стабิโลграмм ($N_{ср.} \pm std$) представлены в таблице 1.

Для стояния на одной ноге и для сенсibilизированной позы Ромберга различие между $N_{ср}$ не было статистически значимым ($N_1/N_2=1,04$; $P=0.4$).

$N_{ср}$ по позам РКЦ было в 1.6 ($P<0.01$) раз больше $N_{ср}$ в позе нормального стояния и в 1.3 ($P<0.01$) раз больше $N_{ср}$ по позам ЗКЦ. Из поз ЗКЦ наибольшее $N_{ср}$ оказалось при стоянии в позах «ноги шире плеч» и «ноги накрест», наименьшее - в позе «ноги на ширине плеч». Отношение $N_{ср}$ в позе «ноги на ширине плеч» к $N_{ср}$ при нормальном стоянии составило 0.96 ($P=0.08$). Отношение $N_{ср}$ в позе «ноги шире плеч» к $N_{ср}$ при нормальном стоянии составило 1.4 ($P<0.05$). Самое большое стандартное отклонение от $N_{ср}$ было в позе 3.

Анализ устойчивости поз по параметру – средняя амплитуда отклонения проекции общего центра тяжести тела (ПОЦТ).

На рисунке 6 представлены кривые движения центра тяжести тела человека при стоянии в исследуемых позах. Самые большие отклонения ПОЦТ от положения равновесия наблюдались в позах РКЦ - в сенсibilизированной позе Ромберга и при стоянии на одной ноге, причем, амплитуды отклонений были примерно одинаковыми, хотя площадь опорного контура в позе Ромберга в 2 раза больше, чем при стоянии на одной ноге.

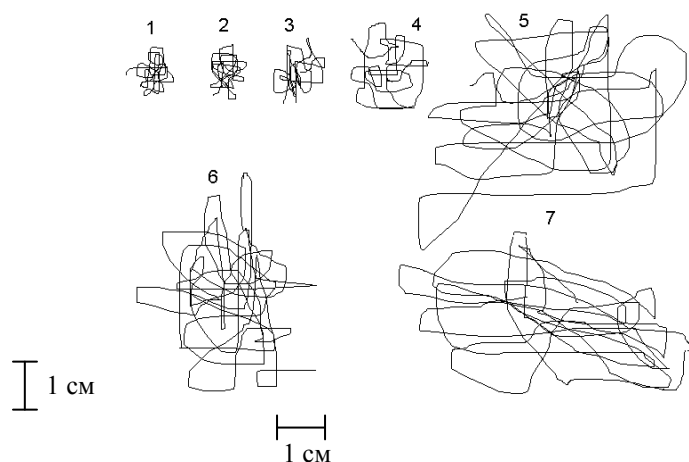


Рисунок 6. Кривые движения проекции общего центра тяжести тела при стоянии различных поз.

По оси абсцисс - фронтальное направление, по оси ординат – сагиттальное. Все кривые построены в одном и том же масштабе.

1 - поза ноги шире плеч, 2 – ноги на ширине плеч, 3 - нормальная стойка, 4 - поза ноги «накрест», 5 - стояние на одной ноге, 6 - поза сенс. Ромберга (п), 7 - поза сенс. Ромберга (л).

В позах ЗКЦ отклонения ПОЦТ оказались значительно меньше. В порядке уменьшения амплитуды этих отклонений позы можно расположить следующим образом - поза «ноги накрест», нормальное стояние, «ноги на ширине плеч», «ноги шире плеч». Преимущественным направлением колебаний в позе «ноги шире плеч» было сагиттальное, а в сенсibilизированной позе Ромберга оно зависело от того, какая нога находилась впереди. При выставлении вперед толчковой левой ноги (у всех испытуемых левая нога была толчковой) преимущественным направлением колебаний было фронтальное, а когда впереди находилась правая нога – сагиттальное. В позах «нормальная стойка», «ноги на ширине плеч», «ноги накрест» и «стояние на одной ноге» присутствовали все направления колебаний.

Анализ устойчивости поз по результатам обработки ЭМГ длинной малоберцовой и камбаловидной мышц.

Длинная малоберцовая мышца

Средние по всем испытуемым интегральные площади ЭМГ длинной малоберцовой мышцы и их стандартные отклонения от среднего значения для исследуемых поз ($I_{м.ср} \pm std$, мкВ*с) представлены в таблице 1.

$I_{м.ср.}$ при стоянии на одной ноге была в 1.7 – 2.7 раза больше ($P < 0.05$), чем $I_{м.ср.}$ в сенсibilизированной позе Ромберга. Отношение $I_{м.ср.}$ при стоянии на одной ноге к $I_{м.ср.}$ при нормальном стоянии составило 7.8 ($P < 0.01$). $I_{м.ср.}$ по всем позам РКЦ была в 5 раз больше $I_{м.ср.}$ по всем позам ЗКЦ ($P < 0.01$).

Среди поз ЗКЦ наибольшая $I_{м.ср.}$ оказалась в позе «ноги накрест», наименьшая - в позе «ноги на ширине плеч». $I_{м.ср.}$ в позе «ноги накрест» была в 3.2 раза меньше ($P < 0.05$) $I_{м.ср.}$ по всем позам с РКЦ и в 2 раза больше ($P < 0.01$) $I_{м.ср.}$ в позе нормального стояния. Отношение $I_{м.ср.}$ в позе «ноги на ширине плеч» к $I_{м.ср.}$ при нормальном стоянии составило 0.95 ($P < 0.05$). Значения $I_{м.ср.}$ в позе «ноги шире плеч» и при нормальном стоянии статистически значимо не различались.

Камбаловидная мышца

Средние по всем испытуемым интегральные площади ЭМГ камбаловидной мышцы и их средний по всем испытуемым разброс значений для исследуемых поз ($I_{к.ср} \pm std$, мкВ*с) представлены в таблице 1.

При стоянии на одной ноге $I_{к.ср.}$ была в 1.5 - 2.2 раза больше ($P < 0.01$), чем $I_{к.ср.}$ в сенсibilизированной позе Ромберга. $I_{к.ср.}$ при стоянии на одной ноге была в 2.9 раз ($P < 0.01$) больше, чем при нормальном стоянии.

Статистический анализ не показал значимых различий между $I_{к.ср.}$ в позах ЗКЦ.

Глубина модуляции ЭМГ исследуемых мышц.

Для поз РКЦ среднее значение глубины модуляции ЭМГ как малоберцовой так и камбаловидной мышцы составило примерно 40%, а для поз ЗКЦ - 30%. Из всех поз ЗКЦ по величине глубины модуляции выделяется поза «ноги накрест», для которой средняя глубина модуляции ЭМГ малоберцовой мышцы была 35%, а средняя глубина модуляции ЭМГ камбаловидной мышцы - 40%.

Корреляция между фронтальными стабิโลграммами и интегральными площадями огибающих ЭМГ длинной малоберцовой и камбаловидной мышц.

В позах с РКЦ и в позе «ноги накрест» ЗКЦ у большинства испытуемых наблюдалась корреляция между длиной кривой фронтальной стабิโลграммы и как интегральной площадью ЭМГ длинной малоберцовой мышцы, так и интегральной площадью ЭМГ камбаловидной мышцы как во фронтальной так и в сагиттальной плоскости. В остальных позах ЗКЦ, подобная корреляция была выражена слабо.

Таким образом, во фронтальной плоскости было обнаружено резкое увеличение устойчивости позы (уменьшение длины кривой стабิโลграммы, числа ее экстремумов, глубины модуляции ЭМГ и ЭМГ активности длинной малоберцовой и камбаловидной мышц) в позах с ЗКЦ по сравнению с позами с РКЦ. В позах с РКЦ устойчивость по различным параметрам у всех испытуемых оказалась в 2 - 5 раз меньше устойчивости при нормальном стоянии. Для поз 1 и 2 (РКЦ) характеристики устойчивости и активности длинной малоберцовой и камбаловидной мышц были примерно одинаковыми, хотя площадь опорной поверхности в позе 2 вдвое больше, чем в позе 1. Сходность характеристик устойчивости для данных поз можно объяснить сходностью структур кинематических цепей тела в этих позах.

В позах 3 и 4 (ЗКЦ) площадь опоры и расстояние между стопами были одинаковы, а структуры биокинематических цепей существенно отличались. Устойчивость в позе 3 была значительно меньше, чем в позе 4. В позе «ноги накрест» конструкция биокинематической цепи тела во фронтальной плоскости не плоская (одна нога перед другой). Кроме этого, давление на стопу распределено иначе, чем при обычном стоянии. Вероятно, при поддержании равновесия в этой позе используются иные мышечные синергии, чем при обычном стоянии.

В позах 4, 5, 6 структуры ЗКЦ очень похожи, но различаются значения S и d . Устойчивость в позах увеличивалась по мере увеличения S и d по двум параметрам: длине кривой стабิโลграммы и амплитуде отклонения ПОЦТ. Это согласуется с данными Assaiante (1989) для фронтальной плоскости и данными Киреевой, Левика и Гурфинкеля для сагиттальной плоскости. По количеству экстремумов фронтальных стабิโลграмм поза «ноги шире плеч» оказалась самой неустойчивой среди поз ЗКЦ, немного больше устойчивость была в позе «ноги накрест», самой устойчивой оказалась поза «ноги на ширине плеч». Возможно, число экстремумов является не самым лучшим параметром для оценки устойчивости тела – тело может совершать частые, но небольшие по амплитуде колебания, причем ПОЦТ при этом не будет выходить за пределы опорного контура.

ЭМГ активность исследуемых мышц при стоянии в позе «ноги шире плеч» оказалась немного больше, чем при нормальном стоянии и стоянии в позе «ноги на ширине плеч». Это можно объяснить тем, что стояние с большим расстоянием между стопами не используется в повседневной жизни так часто, как стояние в этих двух позах, и, возможно, именно непривычность этой позы, отсутствие заранее выработанных стандартных синергий, вызывает снижение устойчивости по данному параметру. С другой стороны, можно высказать и иное предположение: благодаря большому запасу устойчивости система регуляции равновесия может снизить требования к управлению ПОЦТ, что приводит к более «свободному» стоянию, отличающемуся большей частотой экстремумов.

Часть вторая.

Сравнение роли мышц голеностопного и тазобедренного суставов в регуляции вертикальной позы человека во фронтальной плоскости.

Исследование устойчивости стояния при нормальных условиях и при стоянии с «выключенными» моментами в голеностопных суставах по параметру - длина кривых фронтальных стабิโลграмм.

Стояние в непрозрачных очках.

Усредненные по всем пробам и по всем испытуемым значения длин кривых фронтальных моментов и их среднеквадратичные отклонения оказались следующими ($L_{фр.ср} \pm std$, см.):

стояние на коньках - $21,1 \pm 0,1$; нормальное стояние - $14,6 \pm 0,1$.

Таким образом, при стоянии на «коньках» $L_{фр.}$ была в 1,5 раза больше, чем при обычном стоянии ($p < 0,01$)

Стояние с открытыми глазами.

Этот контрольный эксперимент (усреднение по 5 пробам для каждого испытуемого, а затем по всем испытуемым) дал следующие результаты ($L_{фр.ср} \pm std$, см.):

стояние на коньках $23,0 \pm 0,12$ Нормальное стояние $14,1 \pm 0,1$

При стоянии с открытыми глазами на «коньках» среднее по всем пробам и по всем испытуемым значение длины кривой фронтального момента было в 1.5 раза больше, чем при обычном стоянии.

При стоянии на фиксированных коньках (нормальная стойка) с открытыми глазами $L_{фр.ср}$ статистически значимо не отличалось от $L_{фр.ср}$ при стоянии в тех же условиях, но с исключением зрения. При стоянии на «коньках» в непрозрачных очках $L_{фр.ср}$ было статистически значимо ($p < 0,05$) на 7% меньше, чем при стоянии в тех же условиях, но с открытыми глазами.

Исследование устойчивости стояния при нормальных условиях и при стоянии с «выключенными» моментами в голеностопных суставах по параметру - число экстремумов фронтальных стабิโลграмм.

Стояние в непрозрачных очках.

Средние по всем пробам и по всем испытуемым значения числа экстремумов фронтальных стабิโลграмм оказались следующими ($N_{ср.} \pm std$):

стояние на коньках 186 ± 17 ; нормальное стояние 177 ± 28 .

Стояние с открытыми глазами.

$N_{ср.}$ при стоянии с открытыми глазами статистически значимо не отличалось от $N_{ср.}$ при стоянии в непрозрачных очках для обоих экспериментальных условий.

Известно, что исключение зрения при стоянии влечет за собой значительное увеличение сагиттальной стабิโลграммы. Исключение зрения при обычном стоянии в нашем эксперименте приводило также к увеличению длины фронтальной стабิโลграммы, но это увеличение не было статистически значимым. При стоянии на «коньках» исключение зрения не влияло на число экстремумов фронтальной стабิโลграммы и вызывало даже уменьшение длины кривой фронтальной стабิโลграммы. Общий характер и кинематика движения тела во фронтальной плоскости при исключении зрения не изменялись. Интересно также, что этот результат отличается от экспериментов при стоянии на неустойчивой платформе с цилиндрической опорной поверхностью, где исключение зрения значительно увеличивало длину кривой фронтального момента и количество ее экстремумов как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскости.

«Коньки» можно рассматривать как ухудшение условий стояния. При стоянии в усложненных условиях результат исключения зрения определяется взаимодействием различных афферентных потоков, соотношением их интенсивностей и состоянием системы поддержания равновесия.

При стоянии на «коньках» положение тела более неустойчивое, поэтому, вероятно, вовлекаются иные, чем при обычном стоянии и при стоянии на цилиндрической платформе механизмы поддержания равновесия, которые возвращают тело в положение

равновесия при меньших углах отклонения. Соответственно, перемещения будут меньше, чем при нормальном стоянии, но не за счет работы мышц голеностопного сустава.

Кинематика движения тела при стоянии на «коньках» и при обычном стоянии.

Испытуемый	Нормальное стояние	Стояние на «коньках»
1	0,015	0,100
2	0,075	0,109
3	0,062	0,119
4	0,097	0,131
5	0,080	0,123
6	0,053	0,095
7	0,05	0,094
8	0,043	0,090

Таблица 2. Стандартное отклонение (std) разности углов смещения бедра и груди.

Испытуемый	Нормальное стояние	Стояние на «коньках»
1	0,95	0,79
2	0,91	0,67
3	0,92	0,82
4	0,95	0,88
5	0,97	0,94
6	0,98	0,91
7	0,96	0,94
8	0,93	0,90

Таблица 3. Коэффициенты корреляции между отклонениями бедра и груди.

В таблице 2 представлены значения стандартного отклонения (std) разности углов смещения бедра и груди при нормальном стоянии и стоянии на «коньках». Коэффициенты корреляции между отклонениями бедра и груди представлены в таблице 3.

При переходе от нормального стояния к стоянию на «коньках» происходило изменение кинематики движения тела. В условиях «выключения» фронтальных моментов в голеностопных суставах корпус и ноги человека во фронтальной плоскости двигались как единое целое (однозвенный перевернутый маятник) (рис. 7). При нормальном стоянии тело двигалось как двухзвенный перевернутый маятник (рис. 8): абсолютный угол отклонения бедра был меньше, чем абсолютный угол отклонения груди. На изменение стратегии движения указывает также 1) разница коэффициентов корреляции между отклонениями бедра и груди в случаях нормального стояния и стояния на «коньках», 2) разница среднестатистических отклонений (std) между разностью абсолютных отклонений бедра и груди в двух вышеупомянутых случаях.

Рис. 7. Смещения груди (тонкая линия) и бедра (толстая линия) при стоянии на «коньках»

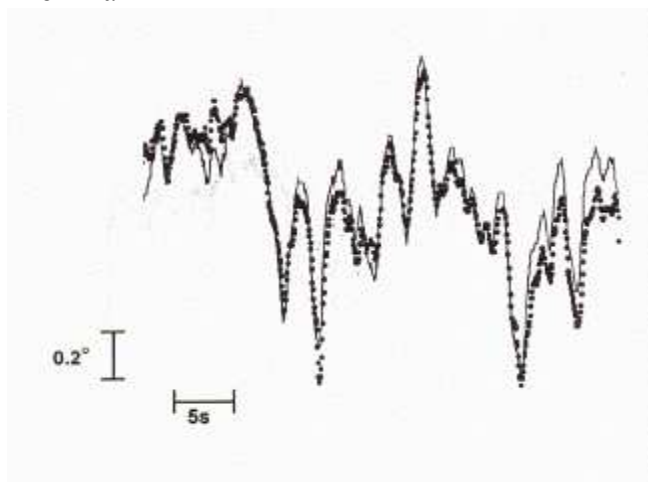
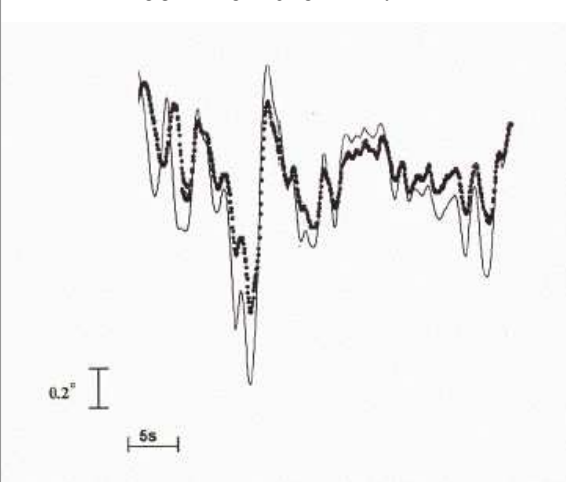


Рисунок 8. Смещения груди (тонкая линия) и бедра (толстая линия) при обычном стоянии.



Сравнение ЭМГ активности камбаловидной и малоберцовой мышц при обычном стоянии и при стоянии на «коньках».

Статистический анализ не выявил для двух исследуемых условий стояния достоверного различия между средними по всем испытуемым и по всем пробам значениями ЭМГ-активности длинной малоберцовой и камбаловидной мышц. ЭМГ активность

исследуемых мышц была небольшой как при обычном стоянии, так и при стоянии на «коньках» и составляла примерно 70 - 100 мкВ. По сравнению с нормальной стойкой при стоянии на «коньках» среднее по 10 пробам значение ЭМГ активности малоберцовой и камбаловидной мышц не изменилось у 6 испытуемых и увеличилось у двух. Однако, это увеличение было небольшим (5% от активности при обычном стоянии) и наблюдалось в периоды одновременного увеличения амплитуды колебаний обоих «коньков».

Большинство авторов, исследовавших стратегии движения тела человека во фронтальной плоскости, утверждают, что при усложненных условиях стояния управление позой во фронтальной плоскости осуществляется на уровне тазобедренного сустава. Данная работа позволяет предположить, что при нормальном стоянии контроль позы, главным образом, осуществляется также на уровне тазобедренного сустава. Мышцы голеностопного сустава могут вносить небольшие корректирующие «регулировки» в движение во фронтальной плоскости.

Небольшое увеличение ЭМГ активности малоберцовой мышцы в нескольких экспериментах при стоянии на «коньках» по сравнению с нормальным стоянием возможно связано с увеличением амплитуды колебаний самих «коньков», которое одновременно наблюдалось во всех этих случаях.

Во всех стабิโลграммах присутствовала высокочастотная компонента, которой не было в кривых движения бедра и груди. Возможно, что она появляется на уровне голеностопного сустава, поглощается платформой и связана как раз с корректировками, вносимыми в движение мышцами голеностопного сустава.

Следует заметить, что деление механизма регуляции позы на управление позой во фронтальной и в сагиттальной плоскости весьма условно. С одной стороны, наблюдаются корреляции

- 1) между фронтальными и сагиттальными стабิโลграммами,
- 2) между активностями мышц, работающих на поддержание равновесия во фронтальной плоскости, и сагиттальными стабิโลграммами.
- 3) между активностями мышц, работающих на поддержание равновесия в сагиттальной плоскости, и фронтальными стабิโลграммами.

С другой стороны, как показали работы В.С. Гурфинкеля и Ю.С. Левика, в обобщенном описании тела человека, используемом ЦНС для поддержания вертикальной позы, существует четкое разграничение между сагиттальной и фронтальной плоскостью. Кроме того, известно, что характерные поражения головного мозга сопровождаются потерей устойчивости преимущественно в одном из этих направлений.

Для исследователей деление управления вертикальной позой человека на поддержание равновесия в сагиттальной и во фронтальной плоскости является одним из подходов, позволяющих упростить анализ реальной биомеханической системы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основной целью предлагаемой диссертационной работы было выявление влияния биомеханических факторов (структуры кинематической цепи тела, возможности приложения моментов в голеностопных суставах) на качество управления вертикальной стойкой. Устойчивость позы определялась по таким параметрам как длина кривой стабิโลграммы, количество ее экстремумов, амплитуда отклонения ПОЦТ, время ухода системы от положения равновесия в условиях без управления. Такого рода анализ для фронтальной плоскости ранее не проводился.

По экспериментально зарегистрированным величинам, определяющим устойчивость (длине кривой стабิโลграммы, числу экстремумов этой кривой, характеристикам ЭМГ мышц) исследуемые во фронтальной плоскости позы можно расположить в порядке увеличения устойчивости следующим образом:

- 1) стояние на одной ноге,
- 2) сенсibilизированная поза Ромберга,
- 3) ноги накрест.

- 4) нормальная стойка,
- 5) ноги на ширине плеч,
- 6) ноги шире плеч.

Как и ожидалось, во фронтальной плоскости было обнаружено резкое увеличение устойчивости позы (уменьшение длины кривой стабилограммы, числа ее экстремумов, глубины модуляции ЭМГ и активности мышц, участвующих в поддержании позы) в позах с ЗКЦ по сравнению с позами с РКЦ.

В позах с РКЦ устойчивость по различным параметрам у всех испытуемых оказалась в 2 - 5 раз меньше по сравнению с устойчивостью при нормальном стоянии. Для поз 1 и 2 (РКЦ) характеристики устойчивости и активности малоберцовой и камбаловидной мышц были примерно одинаковы, хотя площадь опорной поверхности в позе 2 вдвое больше, чем в позе 1.

В позах 3 и 4 (ЗКЦ) площадь опоры и расстояние между стопами были одинаковы, а структуры биокинематических цепей существенно отличались. Устойчивость в позе 3 была значительно меньше, чем в позе 4. В позе «ноги накрест» конструкция биокинематической цепи тела во фронтальной плоскости не плоская (одна нога перед другой). Кроме этого, давление на стопу распределено иначе, чем при обычном стоянии. Вероятно, при поддержании равновесия в этой позе используются иные мышечные синергии, чем при обычном стоянии.

В позах 4, 5, 6 структуры ЗКЦ очень похожи, но различаются значения S и d . Устойчивость в позах постепенно увеличивается по мере увеличения S и d . Разброс значений параметров устойчивости среди всех поз ЗКЦ небольшой.

При больших отклонениях от положения равновесия у всех испытуемых наблюдалась корреляция между фронтальной стабилограммой и активностью как *m. peroneus longus*, так и *m. soleus*, т.е. при больших отклонениях тела во фронтальной плоскости активируются обе эти мышцы. При малых отклонениях такой корреляции обнаружено не было, вероятно, в данном случае в управление позой включаются другие мышцы. Активности *m. peroneus* и *m. soleus* были небольшими. Это можно объяснить тем, что в отличие от сагиттальной плоскости, управление во фронтальной плоскости осуществляется не двумя основными, а большим числом мышц, активация каждой из которых невелика. Поэтому по сравнению с сагиттальной плоскостью движения человека при поддержании позы во фронтальной плоскости более плавные и точные. Это согласуется с данными об амплитудах отклонения тела при нормальном стоянии: в сагиттальной плоскости размах колебаний центра тяжести человека при стоянии составляет 3 - 4 см., а во фронтальной - 1.5 см.

Все рассчитанные модели продемонстрировали хорошее совпадение с экспериментом. С их помощью решается обратная задача механики для стояния - можно оценить фронтальные и сагиттальные моменты, возникающие в тазобедренном и голеностопном суставах человека при стоянии по известному движению.

За характеристику устойчивости в моделях принималось значение максимального корня характеристического уравнения системы (λ), показывающее время ухода системы от положения равновесия. Спектр собственных колебаний во всех трех позах оказался приблизительно одинаков. Только учет моментов создаваемых в суставах может дать правильное представление о степени устойчивости позы.

При «выключении» голеностопного момента картина распределения мышечной активности в голеностопном суставе существенно не изменялась. ЭМГ активность *m. peroneus* и *m. soleus* и при фиксированных «коньках» (нормальное стояние), и при раскрепленных «коньках» составляла примерно 70 - 100 мкВ. Это говорит о том, что управление позой во фронтальной плоскости при спокойном стоянии осуществляется главным образом мышцами тазобедренного сустава.

При фиксировании «коньков» происходило изменение стратегии движения. Как видно из

кинематики движения, в этих условиях абсолютный угол отклонения бедра был меньше, чем абсолютный угол отклонения груди, т.о. тело двигалось как двухзвенный перевернутый маятник. При «выключении» голеностопного момента корпус и ноги двигались как единое целое (однозвенный перевернутый маятник). На изменение стратегии движения указывает также 1) разница коэффициентов корреляции между отклонениями бедра и груди в случаях нормального стояния и стояния на «коньках», 2) разница среднестатистических отклонений (std) между разностью абсолютных отклонений, бедра и груди в двух вышеупомянутых случаях. Таким образом, можно предположить, что мышцами тазобедренного сустава могут осуществляться как минимум две различные стратегии регуляции позы во фронтальной плоскости.

При «выключении» из работы голеностопного сустава устойчивость позы по параметрам стадиограмм уменьшилась незначительно (1,3 раза), произошло изменение кинематики движения тела (от двухзвенного перевернутого маятника к однозвенному). Это говорит о том, что поддержанием позой при стоянии осуществляется не только на основе простых рефлексов, в управление включаются более высокие уровни ЦНС. Это дает возможность системе управления при изменении условий стояния менять стратегии поддержания равновесия без потери качества стояния.

ВЫВОДЫ

- 1) Разработанные модели движения тела человека во фронтальной и сагиттальной плоскостях позволяют идентифицировать суставные управляющие моменты, хорошо согласуются с полученными экспериментальными данными и могут использоваться как в дальнейших научных исследованиях, так и в клинических приложениях.
- 2) Проведенные экспериментальные и теоретические исследования позволили установить, как устойчивость тела человека во фронтальной плоскости при стоянии зависит от структуры кинематической цепи.
- 3) При больших отклонениях от положения равновесия тела во фронтальной плоскости наблюдается значительная активность длинной малоберцовой и камбаловидной мышц (*m. peroneus longus* и *m. soleus*). При малых отклонениях (т. е. в условиях нормального стояния) эти мышцы активируются незначительно, вероятно, основную роль в обеспечении фронтальной устойчивости при этих условиях играют мышцы тазобедренного сустава.
- 4) Разработанная оригинальная методика «выключения» фронтальных моментов в голеностопных суставах человека позволяет оценить фронтальные моменты, возникающие в тазобедренном суставе, для различных поз стояния, а также сравнить тазобедренные моменты во фронтальной плоскости при различных конфигурациях опорного контура.
- 5) При «выключении» из работы голеностопного сустава происходит изменение кинематики тела. Если при обычном стоянии тело ведет себя как двухзвенный перевернутый маятник, то при «выключенных» фронтальных моментах его поведение приближается к поведению однозвенного перевернутого маятника. Тем не менее, этот переход довольно слабо сказывается на устойчивости позы, которая уменьшается всего в 1,3 раза.

Публикации по теме работы

1. Денискина Н.В. Определение величины момента, возникающего в тазобедренном суставе человека при стоянии. / 5-я Всероссийская конференция по биомеханике "Биомеханика -2000". Ниж. Новгород. 2000. С. 36.
2. Денискина Н.В. Исследование механизма регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии. / Тезисы 17 съезда Физиологов России. Ростов-на-Дону. 1998. С. 65.
3. Денискина Н.В. Изучение механизма регуляции вертикальной позы человека во фронтальной плоскости при стоянии», «Физиология человека», 1999, 25(4), 97-105
4. Денискина Н.В. Изучение роли мышц бедра и голени в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии. / Российский журнал биомеханики. 1999. № 2. С. 45-46.
5. Денискина Н.В., Гришин А.А. Математическое моделирование тела человека при стоянии. / Биомеханика-98. Ниж. Новгород. 1998. С. 46.
6. Deniskina N.V., Levik Y.S. Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. / Neuroscience Letters. 2001.Vol. 310. P. 165-168.
7. Денискина Н.В., Левик Ю.С., Гурфинкель В.С. Сравнительная роль мышц голеностопного и бедренного суставов в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии. / Физиология человека. 2001. Т. 27. №3. С. 66-70.
8. Денискина Н.В., Солопова И.А. Изучение роли супраспинальных структур в регуляции позы человека при стоянии на устойчивой и неустойчивой опорах. / Тезисы докладов, Научная конференция молодых ученых, Москва. Институт Высшей Нервной Деятельности и Нейрофизиологии РАН (10–11 октября 2001). С. 26-27.
9. Денискина Н. В. Изменение устойчивости стояния человека в зависимости от конфигурации его опорно-двигательного контура. / Биомеханика-2002, Ниж. Новгород. 2002 С. 121.
10. Solopova I.A., Kazennikov O.V., Deniskina N.V., Levik Y.S., Ivanenko Y.P. Involvement of the human motor cortex in postural control during standing on stable and unstable support. / Society for Neuroscience abstracts, Orlando, November 2-7, 2002, Session 407-610, p. 75.
11. Денискина Н. В. XV Международная конференция по нейрокибернетике (ICNC-09), Регуляция позы человека во фронтальной плоскости при стоянии. / Тезисы. г. Ростов-на-Дону. 23-25 сентября, 2009 г.

ФРОНТАЛЬНАЯ УСТОЙЧИВОСТЬ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА.

В диссертационной работе впервые было проведено исследование зависимости устойчивости позы и метода, используемого системой управления положением тела во фронтальной плоскости, от структуры биокинематической цепи тела.

Для определения относительной роли тазобедренного и голеностопного суставов в поддержание равновесия был предложен оригинальный метод «выключения» фронтальных моментов в голеностопных суставах человека при стоянии.

Проанализированы различные подходы к изучению проблемы регуляции позы во фронтальной плоскости

Deniskina Natalia Vladimirovna

FRONTAL STABILITY OF HUMAN VERTICAL POSTURE.

The stability of maintenance of human vertical posture in frontal plane was studied. The dependence between the stability of posture, postural strategy and the biokinematical structure of the body was investigated for the first time. Different approaches for the study of the postural regulation in the frontal plane were applied.

An ingenious method based on “switching of” the frontal torques in the ankle joints was elaborated to reveal the relative contributions of hip and ankle joints in equilibrium maintenance during standing humans. Different methods of investigations of the problem of human postural regulation in the frontal plane were compared and analyzed.