

## Построение модели управления равновесием тела человека

*О.Ю. Шпаковская*

*Южный федеральный университет, Таганрог*

**Аннотация:** Цель исследования - разработать модель поддержания равновесия в соответствии с параметрами человеческого организма, обеспечивающими функцию поддержания равновесия тела в пространстве. Ключевым показателем устойчивого равновесия является центр масс (ЦМ) человека. Стабильность позы обеспечивается при условии нахождения проекции ЦМ в пределах площади опоры. В статье описаны две модели, которые оценивают смещение проекции ЦМ относительно площади опоры. Принцип работы моделей основан на маятниковом движении в сагиттальной плоскости (движения вперед - назад), и фронтальной плоскости (боковые движения). Модель включает комплексную визуализацию проекции ЦМ на площадь опоры в режиме реального времени, количественную оценку устойчивости с помощью подсчета процента времени в зоне опоры и обеспечивает более полное представление о механизмах поддержания равновесия.

**Ключевые слова:** Механизмы поддержания равновесия, моделирование, биомеханика, центр масс.

### Введение

Исследование функции поддержания равновесия с помощью моделирования представляет собой мощный инструмент для понимания сложных механизмов, обеспечивающих способность поддерживать равновесие в различных условиях. Исследованием функции равновесия и поиском возможности применения метода моделирования для исследования механизмов управления равновесием занимались ученые: Александров А.В., Биленко И.Г, Гурфинкель В.С., Денискина Н.В., Забелин А.В., Исаев А.П., Новожилов И.В, Терехов А.В., Рябина К.Е., Солопова И.А., Терехов А.В., Фролов А.А., Hof A.L., Massion J., Maurer C., Nashner, L. M., Peterka RJ, van der Kooij H., Winter D.A.

Моделирование позволяет создавать виртуальные представления человеческого тела и его взаимодействия с окружающей средой, а также исследовать различные сценарии и параметры, которые трудно или

невозможно изучить в реальных условиях. Особенно актуально создание подобных моделей для выявления набора параметров, которые в наибольшей степени подвержены влиянию возмущающих факторов. В зависимости от задачи исследования применяют различные типы моделей для исследования функции поддержания равновесия.

– Механические модели - используются для изучения биомеханических аспектов равновесия: стратегии поддержания позы, компенсаторные движения и влияние внешних возмущений. Особенностью данных моделей является представление тела человека, как системы связанных сегментов, соединенных суставами, при этом учитываются механические свойства тела (масса, инерция, жесткость) и внешние силы (гравитация, сила реакции опоры).

– Нейромышечные модели - используются для изучения нейрофизиологических механизмов, лежащих в основе равновесия, таких как роль различных сенсорных систем (вестибулярной, зрительной, проприоцептивной) и центральных структур (мозжечка, коры головного мозга). Особенностью нейромышечных моделей является сочетание механической модели тела с моделями нервной и мышечной систем. При этом учитывается активация мышц, сенсорная обратная связь и процессы управления в центральной нервной системе.

– Компьютерные модели - используются для изучения сложных взаимодействий между различными системами, участвующими в поддержании равновесия, и для разработки новых стратегий управления. Данные модели могут включать как механические, так и нейромышечные компоненты. Особенность компьютерных моделей заключается в использовании компьютерных алгоритмов для симуляции поведения человека при поддержании равновесия [1].

---

Для проведения исследований, объектом которых является человек, моделирование представляет собой ценный инструмент, поскольку позволяет контролировать все параметры и условия эксперимента, что невозможно в реальных условиях. Оно является безопасным методом, с помощью которого можно изучать опасные ситуации (например, падения) без риска травм для испытуемых. Кроме того, моделирование почти всегда более экономичный метод, по сравнению с реальным экспериментом, особенно если требуется дорогостоящее оборудование и длительные наблюдения. Результаты моделирования могут быть легко воспроизведены и проверены другими исследователями. Моделирование позволяет изучать гипотетические сценарии и предсказывать влияние различных факторов на функцию поддержания равновесия человеком [1].

При исследовании функции поддержания равновесия с помощью моделирования, необходимо учитывать ограничения данного метода [2].

Моделирование всегда является упрощением реальной системы, и поэтому результаты могут не полностью соответствовать действительности.

Точность моделирования зависит от качества и полноты данных, используемых для построения модели. Необходимо проводить валидацию моделей, сравнивая результаты моделирования с данными, полученными в реальных экспериментах [1,2].

Прежде чем перейти к созданию модели управления равновесием тела человека, необходимо рассмотреть реальную структуру и механизм поддержания равновесия человеческого тела в пространстве.

### **Механизмы поддержания равновесия**

Поддержание равновесия — ключевой аспект человеческой локомоции. Умение сохранять устойчивость позволяет нам эффективно перемещаться в пространстве, выполнять разнообразные действия и адаптироваться к

изменяющимся условиям. Локомоция — это перемещение тела в пространстве. У человека выделяют несколько основных типов локомоций: ходьба, бег, плавание, прыжки, карабканье, ползание, езда (на лошади, велосипеде, коньках, самокате). Все перечисленные локомоции связаны с перемещением тела в пространстве, требуют разного уровня координацию, мышечную силу и сенсорную интеграцию для поддержания равновесия. Разные типы локомоций требуют различных стратегий поддержания равновесия, а движения, участвующие в этом процессе, могут быть как произвольными, так и непроизвольными. При поддержании равновесия задействованы как произвольные, так и непроизвольные движения. Непроизвольные движения: 1) рефлексорные реакции – быстрые, автоматические ответы на сенсорные стимулы, направленные на восстановление равновесия. 2) Постуральные автоматизмы - автоматические и непрерывные корректировки позы, которые происходят без осознанного контроля. Эти автоматизмы поддерживают центр масс в пределах площади опоры и предотвращают падение [3].

Произвольные движения: 1) преднамеренные корректировки позы - осознанные движения, направленные на поддержание равновесия или адаптацию к изменяющимся условиям. Например, человек может наклониться вперед, чтобы компенсировать вес рюкзака, или расставить ноги шире, чтобы увеличить устойчивость на скользкой поверхности. 2) Планирование движений - предварительная подготовка к выполнению движений, требующих особого внимания к равновесию. Например, человек может выбрать более устойчивую опору перед тем, как повернуться или поднять тяжелый предмет. 3) Коррекция ошибок - осознанные усилия по восстановлению равновесия после того, как произошла небольшая потеря устойчивости. Например, человек может сделать шаг в сторону, чтобы избежать падения. Произвольные и непроизвольные движения работают

---

совместно для поддержания равновесия. Непроизвольные механизмы обеспечивают быструю и автоматическую защиту от падения, в то время как произвольные движения позволяют адаптироваться к окружающей среде и выполнять сложные задачи, требующие точного контроля позы. Ключевым параметром, обеспечивающим поддержание равновесия и устойчивость тела, является центр масс (ЦМ). При поддержании позы в вертикальном положении небольшие смещения ЦМ и микродвижения тела помогают сохранять баланс и компенсировать внешние и внутренние возмущения. Избыточные колебания ЦМ могут свидетельствовать о снижении контроля над позой, что отражает утомляемость, стресс или недостаток концентрации [3,6].

Поддержание равновесия — это сложный процесс, в котором участвует множество сенсорных и моторных систем, интегрированных и координируемых нервной системой. Нервная система играет центральную роль в поддержании равновесия, обрабатывая сенсорную информацию и генерирует моторные команды для поддержания стабильности позы и координации движений. На рис. 1 представлены структуры нервной системы, участвующие в поддержании равновесия при поддержании позы в вертикальном положении без осознанного контроля (рис. 1А) и для случая целенаправленной координации позы (рис. 1Б) [3,4].

Среди сенсорных систем, участвующих в поддержании равновесия главные функции выполняют: 1) вестибулярная система, расположенная во внутреннем ухе, которая отвечает за обнаружение изменений положения головы в пространстве. Она предоставляет информацию о наклонах головы, вращении и линейном движении. 2) Зрительная система предоставляет информацию об окружающей среде, положении тела относительно объектов и движении. 3) Проприоцептивная система, расположенная в мышцах, сухожилиях и суставах, предоставляет информацию о положении частей тела

---

относительно друг друга и о силе, прилагаемой мышцами. 4) Тактильная система предоставляет информацию о контакте с поверхностью и помогает корректировать позу для поддержания равновесия [3].

Среди центральных структур, участвующих в координации движений и поддержании равновесия особое значение имеют: 1) мозжечок – получает сенсорную информацию от вестибулярной, зрительной и проприоцептивной систем и интегрирует ее для формирования точных моторных команд. 2) Ствол мозга - содержит вестибулярные ядра, которые получают информацию от вестибулярной системы и передают ее в другие области мозга, включая мозжечок, кору головного мозга и спинной мозг. 3) Кора головного мозга участвует в планировании и контроле движений, а также в осознанном восприятии положения тела в пространстве. 4) Базальные ганглии участвуют в выборе и инициации движений, а также в автоматическом контроле позы [3]. Немаловажные функции при поддержании равновесия осуществляют моторные системы. 1) Спинной мозг передает моторные команды от мозга к мышцам и принимает сенсорную информацию от тела. 2) Периферические нервы - иннервируют мышцы, участвующие в поддержании равновесия, передают сенсорную информацию от кожи, мышц и суставов. 3) Мышцы - активируются моторными командами для корректировки позы и поддержания равновесия. Важнейшие мышцы для поддержания равновесия включают мышцы ног, спины, живота и шеи [3,4]. Вестибулярная система обнаруживает изменения положения головы и передает информацию в вестибулярные ядра в стволе мозга. Зрительная система предоставляет информацию об окружающей среде и положении тела относительно объектов. Проприоцептивная система предоставляет информацию о положении частей тела относительно друг друга. Тактильная система предоставляет информацию о контакте с поверхностью. Вестибулярные ядра интегрируют информацию от вестибулярной системы с информацией от

---

других сенсорных систем. Мозжечок получает сенсорную информацию от вестибулярных ядер, коры головного мозга и спинного мозга и интегрирует ее для формирования точных моторных команд. Кора головного мозга обрабатывает сенсорную информацию и участвует в планировании и контроле движений. Мозжечок и кора головного мозга генерируют моторные команды, которые передаются в спинной мозг. Спинной мозг передает моторные команды к мышцам через периферические нервы. Мышцы активируются моторными командами для корректировки позы и поддержания равновесия. Сенсорные системы постоянно контролируют положение тела и передают информацию в мозг. Мозг использует эту информацию для корректировки моторных команд и поддержания равновесия [2].

Механизмы поддержания равновесия и координации позы связаны, но различаются. Осознанная координация позы включает в свою структуру двигательные нейроны коры головного мозга, которые передают сигналы по длинным проводящим путям к мышцам (рис. 1).

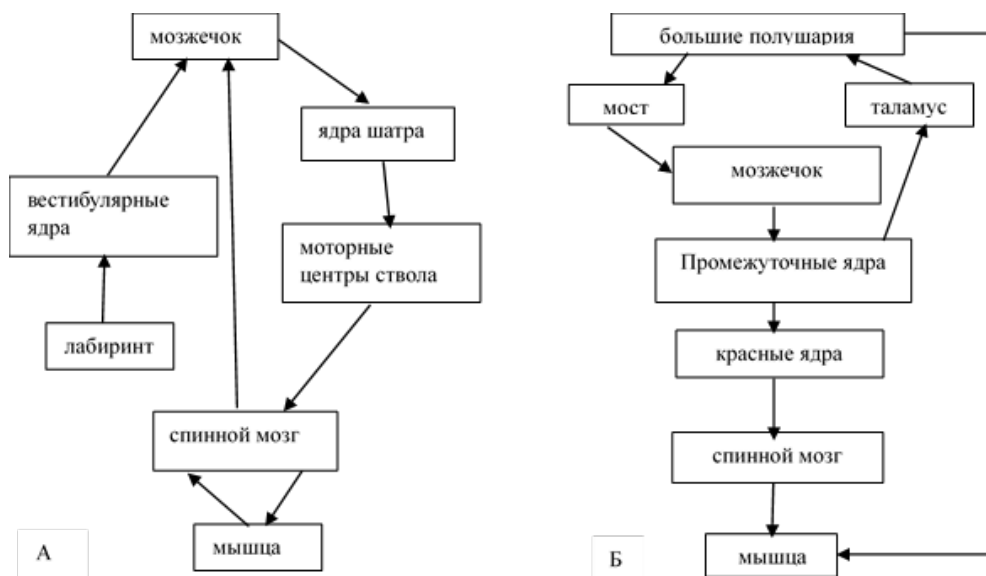


Рис.1. – Основные структуры нервной системы, участвующие в поддержании равновесия (А – регуляция позы и равновесия, Б-координация позы)

Рассмотрим примеры поз стояния человека (рис. 2). Сохранение равновесия в положении стоя возможно в том случае, если проекция центра тяжести тела находится в пределах площади опоры. Если опустить вертикаль из общего ЦМ тела, то заметно, что вертикаль проходит немного впереди оси голеностопных и коленных суставов и позади оси тазобедренных суставов (рис. 2). При этом вертикаль из общего центра масс может находиться как в пределах площади опоры, так и вне её. Устойчивость при стоянии легче достигается, когда проекция центра масс находится в пределах стоп. Для того чтобы обеспечить устойчивость при стоянии нужна активная, но не очень мощная работа мышц туловища и ног (Winter D.A) [5]. Основное усилие приходится на голеностопный сустав, а менее напряжены мышцы коленного и тазобедренного суставов. Центр масс — ключевой параметр в поддержании равновесия и устойчивости тела (Hof A.L) [6].

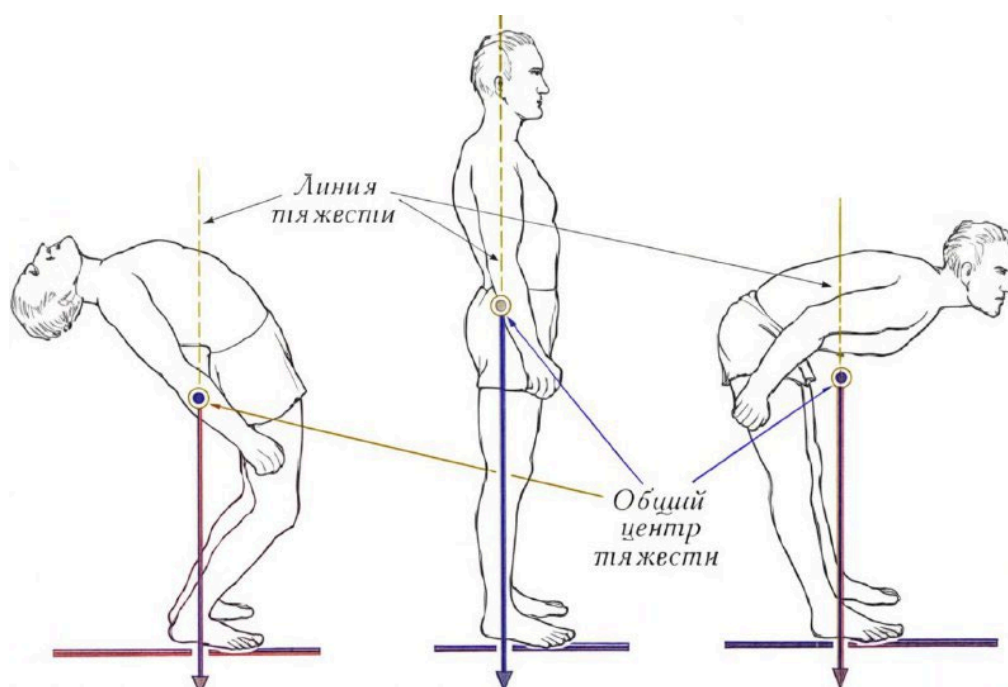


Рис.2. – Примеры поз стояния человека на двух ногах



При построении модели управления равновесием тела человека в пространстве показателем устойчивости также является проекция общего ЦМ на плоскость опоры.

### **Построение двумерной модели управления равновесием тела человека в вертикальном положении с использованием двухсегментной модели (ноги и туловище)**

Модель управления равновесием тела включает в себя следующие элементы:

1. Динамика двухсегментного обратного маятника (рис.3). Для реализации данного блока используется уравнение Лагранжа для двух звеньев - стандартный подход в биомеханике, описанный в работах Winter D.A., Куо А.Д. [5,7].

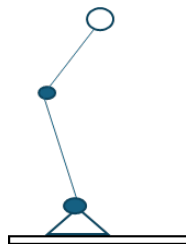


Рис.3. – Модель двухзвенного обратного маятника вертикального положения человека в пространстве(туловище-голеностоп)

2. PD-регулятор для генерации управляющих моментов в голеностопном и тазобедренном суставах. PD-регулятор имитирует работу мышечной системы, обеспечивающей жесткость и демпфирование. Peterka R.J. показал, что PD-регулятор хорошо описывает стабилизацию позы [8]. Van der Kooij Н. использовал PD-регулирование в создании модели поддержания положения равновесия человека. В реальной нервной системе используются как рефлекторные (спинальные), так и высшие (стволовые и корковые) механизмы. В модели использовался упрощенный PD-регулятор, поскольку при поддержании равновесия отсутствуют длительные

однонаправленные отклонения, а именно их устраняет интегральная компонента PID регулятора [7,8].

3. Учет запаздывания в нервной системе (время реакции). В модели введена задержка в 150 мс, что соответствует физиологическим данным, зафиксированных экспериментально учеными Maurer С., Peterka R.J. [2].

4. Внешние возмущения (толчки). Модель включает толчок в момент времени `disturbance_time`, что позволяет проверить восстановление равновесия.

5. Анализ устойчивости через проекцию ЦМ на плоскость опоры.

Ключевым показателем устойчивости в разрабатываемой модели равновесия является проекция общего ЦМ на плоскость опоры. Данный параметр модели является идентичным параметру поддержания равновесия телом человека. Если площадь опоры выходит за пределы стоп, то человек теряет равновесие Hof A.L. [6].

Площадь опоры стоп моделируется как интервал `[support_min, support_max]` по оси X. Человек в спокойном вертикальном положении стремится поддерживать положение равновесия, то есть нулевые отклонения ЦМ от центра площади опоры. Информационная связь блоков модели показана на рис. 4.

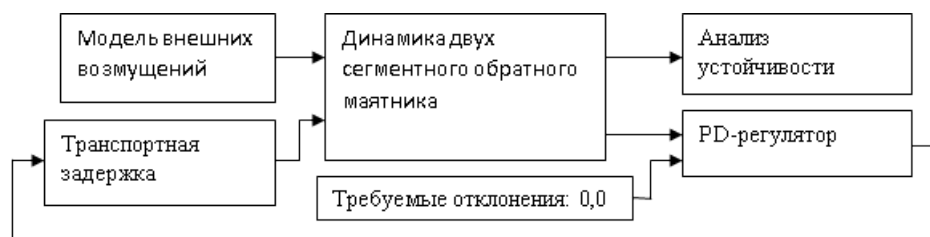


Рис.4. – Блок-схема двумерной модели поддержания равновесия

6. Блок модели «Анализ устойчивости». В данном блоке введен процент времени, в течение которого проекция ЦМ находилась в пределах площади опоры.

Модель основана на двухсегментной биомеханической системе, где: нижний сегмент (ноги) моделируется как звено длиной  $L1$  с массой  $M1$ . Верхний сегмент (туловище+голова) - звено длиной  $L2$  с массой  $M2$ . Уравнения движения выводятся из уравнений Лагранжа [7].

Физиологическая интерпретация параметров представлена в таблице № 1 [9].

Таблица № 1

Физиологическая интерпретация параметров двумерной модели

Параметр	Физиологический аналог	Типичные значения
support_min/max	Границы стопы (пятка-носок)	-0.1 - 0.15 м
delay	Время нейромышечной задержки	150 мс
kp1, kd1	Жесткость/демпфирование голеностопа	800-1200 Н·м/рад
disturbance	Внешние возмущения (толчки)	30-40 м

Анализ проекции ЦМ на плоскость опоры:

```
def calculate_com(self, theta1, theta2)
```

Вычисление координат ЦМ:

```
x1 = self.lc1 * np.sin(theta1)
```

```
y1 = self.lc1 * np.cos(theta1)
```

```
x2 = self.l1 * np.sin(theta1) + self.lc2 * np.sin(theta1 + theta2)
```

```
y2 = self.l1 * np.cos(theta1) + self.lc2 * np.cos(theta1 + theta2)
```

Проекция на плоскость опоры ( $y=0$ ):

```
com_projection = (self.m1*x1 + self.m2*x2) / (self.m1+self.m2)
```

```
return com_projection
```

Модель включает количественную оценку устойчивости:

```
def is_stable(self, com_projection):
```

```
    return self.support_min <= com_projection <= self.support_max
```

При моделировании

```
    stability_percent = (время_в_устойчивости / общее_время) * 100
```

Модель включает комплексную визуализацию: 1) траекторию проекции ЦМ с выделением зоны устойчивости; 2) фазовый портрет (положение-скорость); 3) гистограмму распределения проекции ЦМ; 4) анимацию совмещающую биомеханику и проекции ЦМ.

Комплексная визуализация результатов моделирования для одного случая начальных возмущений представлена на рис. 5.

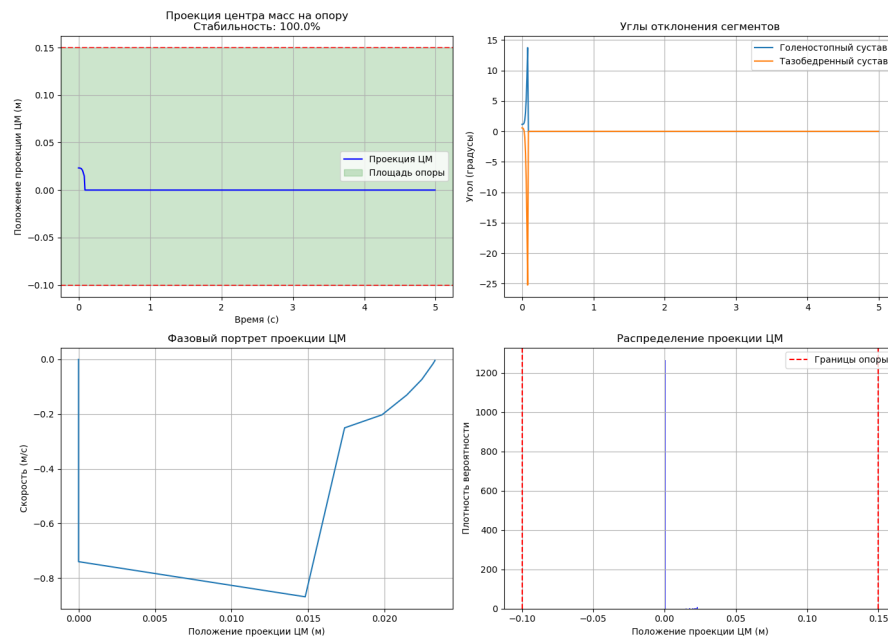


Рис.5. – Результаты моделирования двумерной модели

Инновационный аспект реализации модели достигается благодаря совмещению биомеханической анимации с визуализацией проекции ЦМ, а также реализации интерактивного индикатора устойчивости в реальном времени; количественной оценке устойчивости через процент времени в зоне опоры. Данная модель демонстрирует основные принципы поддержания равновесия и позволяет исследовать устойчивость только вертикальной позы. Двумерная модель дает возможности для исследования патологий

равновесия, создания систем биологически обратной связи. Ограничения данной модели связаны с отсутствием анализа боковых колебаний, а также не учитывается работа мышц и сухожилий человеческого тела. Поэтому было проведено расширение модели поддержания равновесия с учетом движения в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Построена трехмерная модель поддержания равновесия в вертикальном положении.

### **Построение трехмерной модели управления равновесием тела человека в вертикальном положении с использованием двухсегментной модели (ноги и туловище)**

В трехмерной модели использованы два маятника: один для сагиттальной плоскости (движения вперед - назад), другой для фронтальной плоскости (боковые движения) [10]. Для простоты рассмотрены две независимые двухсегментные модели в двух плоскостях, что не совсем физиологично, так как тело человека едино. Две плоскости моделируются независимо, учитывая, что в реальности движения в этих плоскостях слабо связаны при малых отклонениях.

Разработаны две независимые модели:

1. Направление вперед – назад в сагиттальной плоскости (рис.6). Двухсегментный маятник, имитирующий голеностопный и тазобедренный суставы для движений вперед-назад, как в предыдущей двумерной модели.

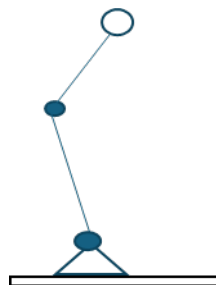


Рис.6. – Модель двухзвенного обратного маятника вертикального положения человека в сагиттальной плоскости (туловище-голеностоп)

2. Боковое направление во фронтальной плоскости. Однозвенный обратный маятник с одной степенью свободы, имитирующий боковое движение под углом в голеностопе (рис.7). При этом общий центр масс является комбинацией двух моделей.

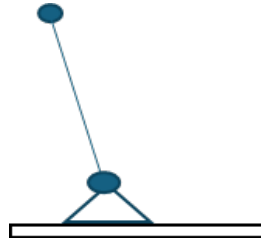


Рис.7. – Модель однозвенного обратного маятника вертикального положения человека во фронтальной плоскости (боковое движение голеностопа)

Информационная связь блоков трехмерной модели представлена на рис. 8.

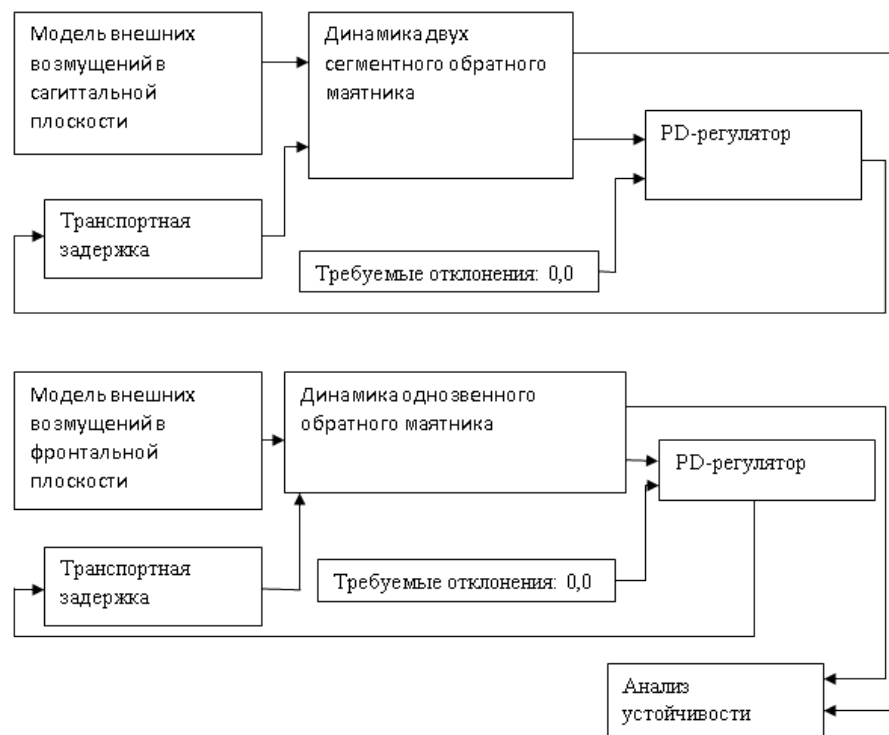


Рис. 8. – Блок-схема трехмерной модели поддержания равновесия

В целях упрощения принято условие, что проекция центра масс на плоскость опоры имеет две координаты:  $x$  (вперед - назад) и  $z$  (боковая). Тогда проекция ЦМ на опору является точкой  $(x, z)$ . Площадь опоры будет прямоугольником (или другой формы) в плоскости  $XZ$ .

Добавленная фронтальная плоскость (однозвенная модель), включает следующие параметры: угол  $\varphi$  (боковое отклонение).

$$M = m_1 + m_2 \text{ (масса всего тела)} \quad (1)$$

$L_{\text{com}}$  (средняя высота до центра масс всего тела).

$$I * \frac{d^2 \varphi}{dt^2} = M * g * L_{\text{com}} * \sin \varphi - M * L_{\text{com}} * \cos \varphi * \alpha + T_f, \quad (2)$$

где  $T_f$  - управляющий момент во фронтальной плоскости.

Проекция центра масс в сагиттальной плоскости:

$$x_{\text{com}} = f(\theta_1, \theta_2) \quad (3)$$

Проекция центра масс во фронтальной плоскости:

$$z_{\text{com}} = L_{\text{com}} * \sin \varphi \quad (4)$$

Общая проекция центра масс определяется как точка с координатами  $(x_{\text{com}}, z_{\text{com}})$

В модели принято, что в боковом направлении тело движется как перевернутый маятник с длиной, равной высоте общего центра масс в вертикальном положении, и массой всего тела. Высота общего центра масс в вертикальном положении в сагиттальной плоскости при  $\theta_1 = 0$ ,  $\theta_2 = 0$  находится по формуле:

$$H_{\text{com}} = \frac{m_1 * l_{c1} + m_2 * (l_1 + l_{c2})}{m_1 + m_2} \quad (5)$$

Во фронтальной плоскости для расчета момента инерции используется  $H_{\text{com}}$ . При отклонениях в сагиттальной плоскости высота ЦМ меняется, но для фронтальной плоскости  $H_{\text{com}}$  меняется незначительно. В данной практической модели можно пойти на упрощение, что при боковых

раскачиваниях высота центра масс приблизительно постоянная величина. Полная модель во фронтальной плоскости описывается уравнением:

$$I * \frac{d^2 \varphi}{dt^2} = M * g * H_{com} * \sin \varphi - M * H_{com} \cos \varphi * a + T_f, \quad (6)$$

где  $I = H_{com}^2$  – момент инерции.

Управляющий  $T_f$  осуществляет PD-регулятор по углу  $\varphi$  и его производной. Для объединения двух моделей необходимо было решить независимо системы уравнений для обеих плоскостей. Для этого вначале определены параметры для фронтальной плоскости:

$$\text{self.M\_total} = \text{self.m1} + \text{self.m2}$$

$$\text{self.H\_com} = (\text{self.m1} * \text{self.lc1} + \text{self.m2} * (\text{self.l1} + \text{self.lc2})) / \text{self.M\_total}.$$

Задано управление для фронтальной плоскости (аналогично сагиттальной, но для однозвенной модели).

При моделировании решаются уравнения для сагиттальной плоскости, определяются  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ .

В первую очередь решаются уравнения для фронтальной плоскости, определяется  $\phi$ . Далее вычисляется проекция ЦМ:

$$x\_com = f(\theta_1, \theta_2)$$

$$z\_com = \text{self.H\_com} * \sin(\phi)$$

Производится проверка устойчивости: точка  $(x\_com, z\_com)$  должна быть внутри площади опоры (прямоугольник).

Площадь опоры задается полигоном:

```
self.support_polygon = np.array([  
    [-0.1, -0.08], # левый задний  
    [0.15, -0.08], # правый задний  
    [0.12, 0.08], # правый передний  
    [-0.08, 0.08] # левый передний  
])
```



Проверка устойчивости:

```
def is_stable(self, com_projection):  
    from matplotlib.path import Path  
    polygon_path = Path(self.support_polygon)  
    return polygon_path.contains_point(com_projection)
```

Ограничение данной модели заключается в том, что она предназначена для подсчета малых углов наклона, поскольку не учитывается связь между плоскостями (например, изменение высоты ЦМ в сагиттальной плоскости не влияет на фронтальную). Ключевой инновацией является анализ 2D-проекции ЦМ.

Модель включает комплексную визуализацию: 1) траекторию проекции ЦМ; 2) угол наклона в сагиттальной плоскости; 3) угол наклона во фронтальной плоскости; 4) адаптивный шаг интегрирования (рис.9).

Результаты моделирования равновесия (для одного случая начальных возмущений) представлены на рис. 9.

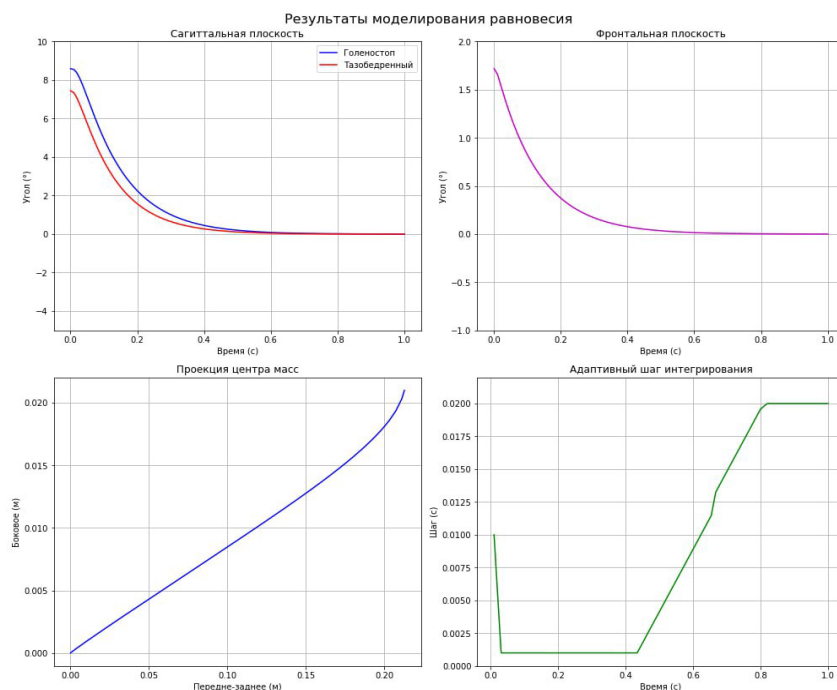


Рис. 9. – Результаты моделирования равновесия

Визуальный анализ траектории смещения ЦМ показал, что за короткий период 0.1-0.4 сек, произошло смещение ЦМ под небольшим углом равным  $8^\circ$  и под углом  $15^\circ$  во фронтальной плоскости, причем смещение в голеностопе выше по значению ( $8^\circ$ ), чем в тазобедренном суставе ( $7^\circ$ ). Это означает, что в короткий промежуток времени 0.3 сек, произошло боковое смещение ЦМ. Затем система вернулась в равновесие.

На рис.10 представлена нейро-модель управления равновесием. Особенностью данной модели является автоматическое изменение шага по времени интегрирования дифференциального уравнения так, чтобы время решения было малым при этом устойчивость решения сохранилась.

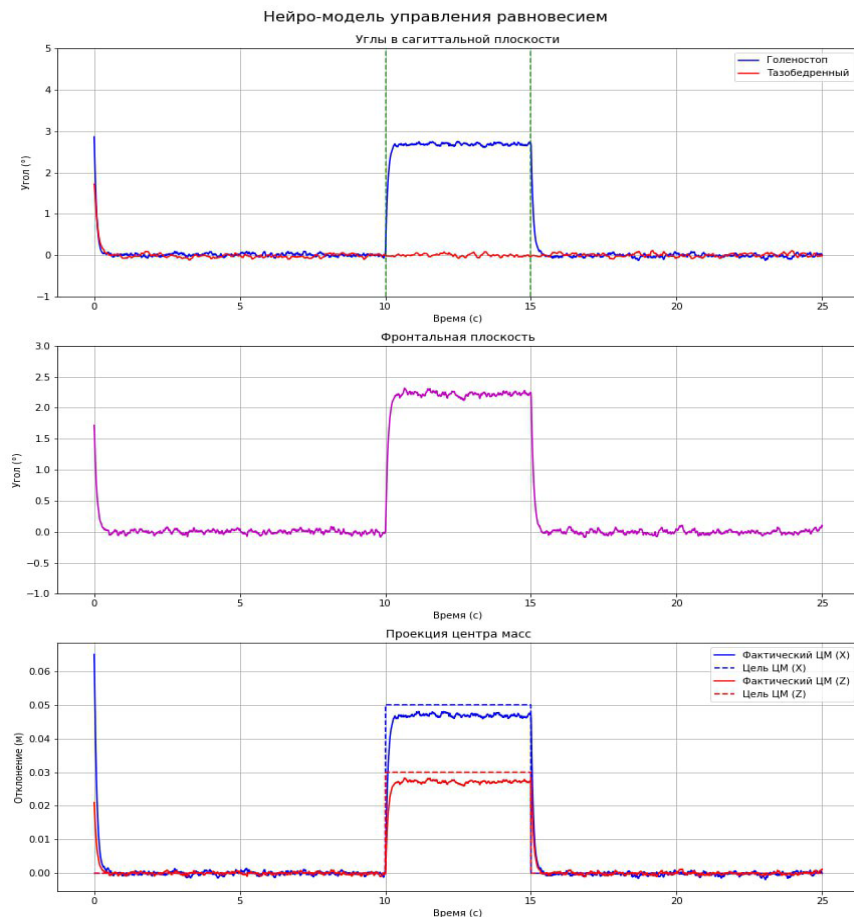


Рис. 10. – Нейро-модель управления равновесием

Анализ результатов для случая, представленного на рис. 10 показал, что боковой наклон гораздо выше, чем угол наклона вперед-назад. В

сагиттальной плоскости небольшое отклонение произошло только в голеностопе. Смещение ЦМ произошло в течении 5 сек, причем не достигло своего максимального значения. В последнем варианте моделируется и влияние случайных возмущений, которые всегда присутствуют, как внешние, так и внутренние. При этом модель успешно справляется с этими возмущениями (неконтролируемой раскачки не происходит).

### **Обсуждение результатов**

Моделирование показало, что при данных параметрах модели и коэффициентов PD-регулятора управление в сагиттальной плоскости намного более жесткое, чем во фронтальной плоскости.

Разработанная трехмерная модель поддержания равновесия включает: 2D-карту проекции ЦМ с площадью опоры; отдельные графики углов для двух плоскостей; 3D-траекторию центра масс; расчет процента времени в устойчивом состоянии. Эта расширенная модель обеспечивает более полное представление о механизмах поддержания равновесия, соответствующих современным нейромеханическим представлениям. Дальнейшими перспективами развития модели могут быть: учет взаимодействия между плоскостями; интеграция в модель обратной связи, основанной на получении зрительной информации; моделирование компенсаторных шагов при потере равновесия.

### **Заключение**

Исследование функции поддержания равновесия с помощью моделирования является ценным подходом для понимания сложных механизмов, лежащих в основе равновесия, диагностики нарушений и разработки методов реабилитации. Разработанные модели позволяют оценить влияние антропометрических признаков и характер движений на механическую мощность, и, в случае неподвижного оператора, характер

---

движения проекции центра масс на плоскость опоры. Совершенствование моделей и увеличение вычислительной мощности позволяют проводить все более реалистичные и точные симуляции, что способствует развитию науки и техники в области поддержания равновесия.

### Литература

1. Shanbhag, J., Wolf, A., Wechsler, I. et al. Methods for integrating postural control into biomechanical human simulations: a systematic review. *J NeuroEngineering Rehabil* 2023. 20, 111. URL: [doi.org/10.1186/s12984-023-01235-3](https://doi.org/10.1186/s12984-023-01235-3)
2. Базанова О.М., Ковалева А.В. Исследования психофизиологических показателей постурального контроля. Вклад Российской научной школы. Часть I Физиология человека. 2022. Т. 48. № 2. С. 113-136. URL: [elibrary.ru/item.asp?id=48430969](https://elibrary.ru/item.asp?id=48430969) (дата обращения: 05.11.2025)
3. Дикая, Л. А., И. С. Дикий. Основы психофизиологии: учебное пособие. Южный федеральный университет, Академия психологии и педагогики. Таганрог: Южный федеральный университет, 2016. – 128 с. URL: <https://biblioclub.ru/index.php?page=book&id=493027> (дата обращения: 09.07.2025).
4. Рябина К. Е., Исаев А. П. Биомеханика поддержания вертикальной позы (обзор моделей поддержания равновесия). *Человек. Спорт. Медицина*. 2015. №4. URL: [cyberleninka.ru/article/n/biomehanika-podderzhaniya-vertikalnoy-pozy-obzor-modeley-podderzhaniya-ravnovesiya](https://cyberleninka.ru/article/n/biomehanika-podderzhaniya-vertikalnoy-pozy-obzor-modeley-podderzhaniya-ravnovesiya) (дата обращения: 06.11.2025).
5. Cerda-Lugo, A., González, A., Cardenas, A. et al. Modeling the neuro-mechanics of human balance when recovering from a fall: a continuous-time

approach. BioMed Eng OnLine 2020. 19, 67. URL: doi.org/10.1186/s12938-020-00811-1.

6. Hof A.L. The extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking Hum. Mov. Sci., 2008, 27, pp. 112-125.

7. Morasso, Pietro Integrating ankle and hip strategies for the stabilization of upright standing: An intermittent control model. Frontiers in Computational Neuroscience. 2022. URL: doi.org/10.3389/fncom.2022.956932

8. Van der Kooij H, Peterka RJ. Non-linear stimulus-response behavior of the human stance control system is predicted by optimization of a system with sensory and motor noise. J Comput Neurosci. 2011 Jun; 30(3):75-78. URL: doi: 10.1007/s10827-010-0291-y. Epub 2010 Dec 15. PMID: 21161357; PMCID: PMC3108015.

Van Der Kooij, Herman, and Robert J. Peterka. "Non-linear stimulus-response behavior of the human stance control system is predicted by optimization of a system with sensory and motor noise." *Journal of computational neuroscience* 30, no. 3 (2011): 759-778.

9. Королева С.В., Михайлов Д.В., Королёв П.В. Баланс равновесия с использованием технологии инерциальных сенсоров - методология и нормы. Современные проблемы науки и образования. 2024. № 3. URL: science-education.ru/ru/article/view?id=33439 (дата обращения: 05.11.2025).

10. Новожилов И.В., Терехов А.В., Забелин А. В. Трехзвенная математическая модель для задачи стабилизации вертикальной позы человека. Математическое моделирование движений человека в норме и при некоторых видах патологии. - М.: Изд-во механико-математ. факультета МГУ, 2005. - С. 7-20.

## References

1. Shanbhag, J., Wolf, A., Wechsler, I. J NeuroEngineering Rehabil 2023. 20, 111. URL: doi.org/10.1186/s12984-023-01235-3.

2. Bazanova O.M., Kovaleva A.V. Chast' I Fiziologija cheloveka. 2022. T. 48. № 2. pp. 113-136.; URL: [elibrary.ru/item.asp?id=48430969](http://elibrary.ru/item.asp?id=48430969) (accessed 05.11.2025).
3. Dikaja, L. A., I. S. Dikij Osnovy psihofiziologii [Fundamentals of psychophysiology]: uchebnoe posobie; Juzhnyj federal'nyj universitet, Akademija psihologii i pedagogiki. Taganrog: Juzhnyj federal'nyj universitet, 2016. 128 p. URL: [biblioclub.ru/index.php?page=book&id=493027](http://biblioclub.ru/index.php?page=book&id=493027) (accessed: 09.07.2025).
4. Rjabina K. E., Isaev A. P. Chelovek. Sport. Medicina. 2015. №4. URL: [cyberleninka.ru/article/n/biomehanika-podderzhaniya-vertikalnoy-pozy-obzor-modeley-podderzhaniya-ravnovesiya](http://cyberleninka.ru/article/n/biomehanika-podderzhaniya-vertikalnoy-pozy-obzor-modeley-podderzhaniya-ravnovesiya) (date of appeal: 06.11.2025).
5. Cerda-Lugo, A., González, A., Cardenas, A. et al. BioMed Eng OnLine 2020. 19, 67. URL: [doi.org/10.1186/s12938-020-00811-1](https://doi.org/10.1186/s12938-020-00811-1).
6. Hof A.L. Hum. Mov. Sci., 2008, 27, pp. 112-125.
7. Morasso Pietro Frontiers in Computational Neuroscience. 2022. URL: [doi.org/10.3389/fncom.2022.956932](https://doi.org/10.3389/fncom.2022.956932)
8. Van der Kooij H, Peterka RJ. J Comput Neurosci. 2011 Jun; 30(3): 75-78. URL: doi: 10.1007/s10827-010-0291-y. Epub 2010 Dec 15. PMID: 21161357; PMCID: PMC3108015.
9. Koroleva S.V., Mihajlov D.V., Koroljov P.V. Sovremennye problemy nauki i obrazovanija. 2024. № 3. URL: [science-education.ru/ru/article/view?id=33439](http://science-education.ru/ru/article/view?id=33439) (accessed: 05.11.2025).
10. I.V. Novozhilov, A.V. Terehov, A. V. Zabelin Trehzvennaja matematicheskaja model' dlja zadachi stabilizacii vertikal'noj pozy cheloveka [A three-link mathematical model for the task of stabilizing a person's vertical posture] Matematicheskoe modelirovanie dvizhenij cheloveka v norme i pri nekotoryh vidah patologii. M.: Izd-vo mehaniko-matemat. fakul'teta MGU, 2005. pp. 7-20.

**Автор согласен на обработку и хранение персональных данных.**

**Дата поступления: 20.11.2025**

**Дата публикации: 26.12.2025**

---