

Модели и алгоритмы управления движением экзоскелета для реабилитации человека

А.А. Постольный¹, Е.В. Савельева¹, А.С. Яцун¹, С.Ф. Яцун¹, О.Г. Локтионова¹

¹Юго- Западный государственный университет, 50 лет Октября 94, Курск, Россия, 305040

Аннотация

Статья посвящена разработке структурной схемы взаимодействия человека и экзоскелета, а также созданию расчетной схемы и математической модели, описывающей движение человека и экзоскелета. В качестве модели человеко-машинного интерфейса использована модель Фойхта.

Ключевые слова

Медицинский экзоскелет, математическая модель, кинематические параметры движения, человеко-машинное взаимодействие

1. Введение

Один из путей реабилитации больных с повреждением опорно-двигательного аппарата состоит в применении индивидуальных экзоскелетов, позволяющих осуществлять сложные виды движения, такие как вертикализация пациента, приседания, ходьба и другие. Попытки разработки и создания экзоскелетов предпринимались давно, однако самостоятельное перемещение экзоскелета с сохранением устойчивости представляется сложной задачей. На сегодняшний день, нет эффективных алгоритмов, обеспечивающих устойчивое перемещение пациента в экзоскелете в процессе вертикализации, открытыми остаются вопросы математического моделирования поведения пациента в экзоскелете. Не развиты методы измерения характера движения отдельных элементов механической части экзоскелета и силового взаимодействия ступни с опорной поверхностью. Все это сдерживает дальнейшее развитие экзоскелетов - вертикализаторов и внедрение их в медицинскую практику.

2. Математическая модель и расчетная схема

Для математического описания движения тела в режиме вертикализации представим ее в виде кинематической цепи, состоящей из звеньев 1, 2, 3 и 4, соединенных между собой цилиндрическими шарнирами. Звено 1 соответствует ступне, звено 2 соответствует голени, звено 3 - бедро, звено 4 - туловище совместно с головой и руками. Шарниры, установленные между звеньями, моделируют работу суставов. Расчетная схема объекта в вертикальной плоскости Oxy приведена на рис.1.

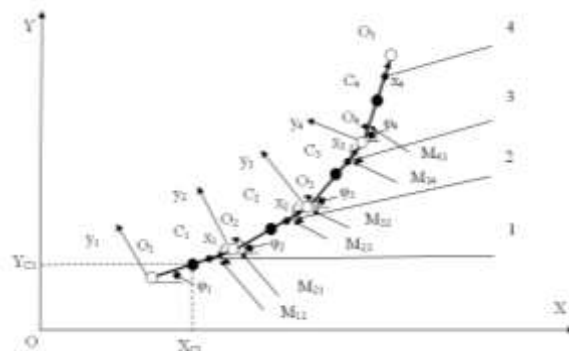


Рисунок 1: Расчетная схема механизма

Моменты действующие в шарнирах M_{12} , M_{23} , M_{34} и равные им, но противоположные по знаку M_{21}, M_{32}, M_{43} , определяются величиной моментов, создаваемых электроприводами и моментов, генерируемых мышцами и связками ноги человека. Кинематический анализ механизма необходим для определения координат, скоростей и ускорений основных точек устройства, к которым относятся центры масс звеньев – точки C_i , $i=1-4$, крайние точки звеньев – точки O_i , $i=1-5$.

3. Математическое моделирование наклона корпуса

Далее рассматривается задача о движении механизма при наклоне корпуса, все остальные звенья остаются неподвижными. В этом случае, на систему наложены пять связей, вызванных ограничением движения первого, второго и третьего звеньев. Рассматриваемая система имеет одну степень свободы. Пусть $X_{C1} = 335.21$; $Y_{C1} = 0$; $\varphi_1 = 180^\circ$; $\varphi_2 = 70^\circ$; $\varphi_3 = 173^\circ$. Эти данные получены из экспериментов. Тогда формула для определения вектора обобщенных сил может быть преобразована к следующему виду:

$$\ddot{\varphi}_4 \cdot (J_4 + \frac{l_4^2}{4} \cdot m_4) = Q_{\varphi 4} \quad (1)$$

Для определения обобщенной силы воспользуемся принципом возможных перемещений. На рис. 2 представлена упрощённая схема устройства с действующими активными силами на данном этапе движения.

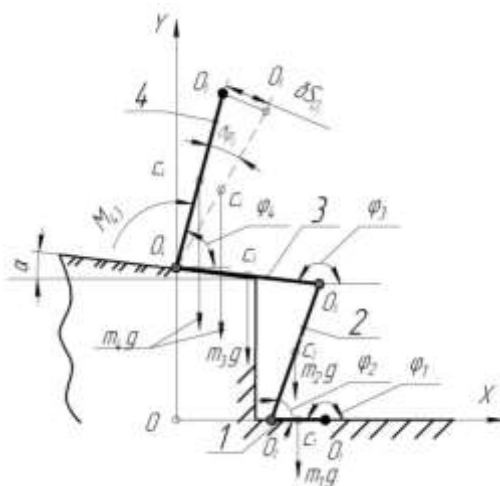


Рисунок 2: Схема устройства для определения обобщенной силы $Q_{\varphi 4}$ на этапе наклона корпуса

Данное дифференциальное уравнение позволяет определить величину управляющего момента по заданной функции φ_4 от времени если задан закон изменения момента M_{43} .

Если необходимо найти зависимость момента M_{43} от времени, то необходимо задать функцию φ_4 от времени.

В этом случае получим следующее выражение для момента:

$$M_{43} = -m_4 g \frac{l_4}{2} \cos \varphi_4 - \ddot{\varphi}_4 (J + \frac{l_4^2}{4} m_4) \quad (2)$$

Момент M_{43} зависит от момента электропривода M_4 и момента, генерируемого мышцами $M_{4м}$, действующими в бедренном суставе.

Определение момента, генерируемого мышцами $M_{4м}$ является сложной задачей, поэтому в работе использована теория, развитая в работах нобелевского лауреата А. Хилла [4, 5]. Предложенная им трехкомпонентная механическая модель мышц человека позволяет

установить связь между скоростью деформации мышцы, параметрами мышцы и генерируемой силой. Мышца по Хиллу.

4. Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Президента Российского Фонда фундаментальных исследований 19-08-00440 А – «Изучение закономерностей движения управляемой многозвенной электромеханической системы при наличии нелинейностей».

5. Литература

- [1] Гриценко, Г.П. Анализ временной структуры ходьбы человека / Г.П. Гриценко, Я.С. Яковсон, В.Е. Беленький // Протезирование и протезостроение. – М.: ЦНИИПП, 1978. – Вып. 46. – С. 25-34.
- [2] Гуревич, Р.А. Устойчивость равновесия тела человека в зависимости от локализации мышечных управляющих моментов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1978. – № 5. – С. 18-22.
- [3] Ефимов, В.А. Исследование динамики движений биотехнической системы типа экзоскелетон / В.А. Ефимов, М.В. Кудрявцев, В.Б. Проскураков // Биомеханика. – Рига, 1975. – С. 604-609.
- [4] Мальчиков, А.В. Анализ существующих подходов математического моделирования биомеханических устройств / А.В. Мальчиков, А.А. Постольный, Ф.Ю. Белов, Г.В. Семенов // Проблемы и перспективы развития России: молодежный взгляд в будущее. – 2019. – С. 113-116.
- [5] Яцун, С.Ф. Моделирование взаимодействия оператора и экзоскелета / С.Ф. Яцун, А.С. Яцун, Е.В. Савельева, А.Е. Карлов // Проблемы машиностроения и надежности машин. – 2020. – Т. 6. – С. 35-47.