

УПРАВЛЕНИЕ РЕАБИЛИТАЦИОННЫМ РОБОТОМ ДЛЯ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ НА ОСНОВЕ СКОЛЬЗЯЩЕГО РЕЖИМА СВЕРХСПИРАЛЬНОГО ТИПА И АДМИТАНСНОГО КОНТРОЛЛЕРА

Меркурьев И.В.¹, Дуйшеналиев Т.Б.¹, Гуйцзюнь У.^{2,3}, Журавлев О.В.¹

¹*Национальный исследовательский университет «Московский энергетический институт», Москва, Россия;*

²*Кыргызский государственный технический университет им. И. Раззакова, Бишкек, Кыргызская Республика;*

³*Аньянский технологический институт, Аньян, Китайская Народная Республика*

Ключевые слова: управление скользящим режимом сверхспирального типа, реабилитационный робот для нижних конечностей, адмитансный контроллер, податливое управление.

Аннотация. В данной статье проанализировано текущее состояние развития технологий реабилитационных роботов. Было выявлено, что существующие реабилитационные роботы по-прежнему обладают недостаточной точностью управления, адаптивностью и податливостью. Для устранения недостаточной податливости и слабой робастности, характерных для управления реабилитационными роботами для нижних конечностей, предложена составная стратегия управления, основанная на управлении скользящим режимом сверхспирального типа (ST-SMC) и адмитансном контроллере. Податливое следование скорости обеспечивается с помощью адмитансного контроллера, а подавление сил трения и внешних возмущений осуществляется за счет ST-SMC, что повышает точность и стабильность управления системой. На основе экспериментальных результатов показано, что предложенная стратегия позволяет эффективно устранить фазовое отклонение скорости, наблюдаемое при традиционном адмитансном управлении, а также значительно улучшает податливость и робастность системы.

CONTROL OF LOWER LIMB REHABILITATION ROBOT BASED ON SUPER-TWISTING SLIDING MODE AND ADMITTANCE CONTROLLER

Merkuryev I.V.¹, Duishenaliev T.B.¹, Guijun Wu^{2,3}, Zhuravlev O.V.¹

¹*Moscow Power Engineering Institute, Moscow, Russia;*

²*Kyrgyz State Technical University named after Iskhak Razzakov, Bishkek, Kyrgyzstan;*

³*Anyang Institute of Technology, Anyang, People's Republic of China*

Keywords: super-twisting sliding mode control, lower limb rehabilitation robot, admittance controller, compliant control.

Abstract. The current state of rehabilitation robot technology development is analyzed in this paper. It has been identified that existing rehabilitation robots still exhibit insufficient control accuracy, adaptability, and compliance. To address the issues of inadequate compliance and weak robustness inherent in the control of lower limb rehabilitation robots, a composite control strategy is proposed, integrating super-twisting sliding mode control (ST-SMC) and an admittance controller. Compliant velocity tracking is achieved using the admittance controller, while friction force and external disturbance suppression are ensured through ST-SMC, thereby enhancing control accuracy and system stability. Experimental results demonstrate that the proposed strategy effectively eliminates phase deviation in velocity observed in conventional admittance control and significantly improves both compliance and robustness of the system.

Введение

С быстрым развитием экономики и повышением уровня жизни старение населения стало одной из самых критических глобальных проблем, что приводит к ежегодному увеличению числа пожилых людей, страдающих различными двигательными дисфункциями [1]. Традиционное реабилитационное оборудование и методы обучения, основанные на медицинском персонале, потребляют значительные медицинские ресурсы, при этом давая неоптимальные результаты [2]. Достижения в области технологий реабилитационных роботов позволили роботам помогать людям с двигательными дисфункциями в выполнении эффективных двигательных тренировок [3]. Например, ReWalk, носимый робот для реабилитации нижних конечностей, обеспечивает двигательные тренировки для пациентов с травмами спинного мозга. Однако его протокол реабилитации в первую очередь основан на полностью пассивном обучении, что ограничивает адаптируемость к пациентам с различными состояниями [4]. Lokomat, робот для тренировки походки, взаимодействует со стопами пациентов через беговую дорожку для имитации естественной ходьбы, однако его сложная модель управления создает проблемы для внедрения [5]. Hybrid Assistive Limb (HAL), носимый робот для реабилитации нижних конечностей, работающий на основе сигналов поверхностной электромиографии (sEMG), сталкивается с ограничениями точности датчиков электродов sEMG из-за значительной межпользовательской изменчивости [6].

При изучении стратегий управления для экзоскелетных роботов нижних конечностей наиболее классическими и широко применяемыми подходами являются стратегии управления-ПИД [7]. Например, Мунади и др. добились отслеживания траектории для экзоскелетов нижних конечностей с помощью ПИД-регулятора [8]; Чэн Сыюань и др. разработали алгоритм переключения нечеткого ПИД-управления путем интеграции нечеткого управления с ПИД-управлением [9]; Дин Гуанчжэн и др. предложили прокси-контроллер скользящего режима [10], а Ли Шэньян и др. реализовали управление отслеживанием положения на основе ПИД [11]. Однако эти методы демонстрируют ограничения в точности и надежности управления [12]. Для повышения эффективности управления были исследованы усовершенствованные алгоритмы, такие как управление скользящим режимом (SMC) [13]. SMC достигает высокоточного управления за счет введения скользящих поверхностей, но страдает от проблемы дребезга [14-16]. Го Шуай, Чжао Дундун и др. применили изменяемое адмитансное управление для реабилитационного робота нижних конечностей, а также линейно корректировали значение адмитанса в зависимости от скорости движения. Хотя данный метод позволил реализовать определенную степень соответствия, он накладывает ограничения на гибкость системы. На основе этого в данном исследовании была проведена оптимизация существующей структуры реабилитационного робота, а также дальнейшее усовершенствование его алгоритма управления с целью повышения производительности и адаптивности системы.

В данной статье предлагается составная структура управления, объединяющая управление скользящим режимом сверхспирального типа (ST-

SMC) и адмитансный контроллер, который эффективно подавляет дребезг, реализуя при этом податливое отслеживание скорости посредством адмитансного управления.

1. Структура и динамическая модель реабилитационного робота для нижних конечностей

Робот для реабилитации нижних конечностей в данном исследовании оснащен поддерживающей структурой для талии, снабженной датчиками силы (тензодатчиками, измеряющими вертикальные подъемные силы) для определения вертикального подъемного намерения пациента в реальном времени. Во время ходьбы талия совершает трехмерное пространственное движение. Из-за относительно низкого сопротивления в боковом (слева-направо) и сагиттальном (вперед-назад) направлениях движение в этих осях обеспечивается пассивными упругими демпфирующими механизмами, не требующими активных источников энергии.

Однако вертикальное движение (подъем) играет ключевую роль в предотвращении падений. Когда ускорение превышает заданный порог, основная система управления выявляет потенциальное падение и активирует экстренное торможение, останавливая подъемный механизм. Кроме того, вертикальный поддерживающий механизм специально разработан для помощи пациентам в выполнении реабилитационных упражнений, таких как стояние и приседания.

Мобильный модуль ходьбы также использует стратегию адаптивного управления, однако в данной статье основное внимание уделяется управлению вертикальным подъемным механизмом. Вертикальный подъемный механизм может быть реализован с помощью различных типов привода (например, электроцилиндров или гидравлических систем). В данной работе используется шарико-винтовой механизм с сервоприводом, где крутящий момент серводвигателя преобразуется в вертикальную подъемную силу. Конструктивная конфигурация робота для реабилитации нижних конечностей и соответствующая система координат показаны на рисунке 1.

На рисунке 2 приведена упрощенная система координат реабилитационного робота нижних конечностей. Поскольку боковые (влево-вправо) и сагиттальные (вперед-назад) движения не оказывают влияния на динамический анализ вертикального подъемного механизма, устанавливаются только две системы координат: фиксированная система координат (обозначенные $x_0y_0z_0$) и подвижная система координат ($x_1y_1z_1$).

Для вывода динамических уравнений системы сначала аналитически формулируются кинетическая и потенциальная энергия системы. Затем строится функция Лагранжа, а динамические уравнения получаются путем вычисления частных производных функции Лагранжа по системным переменным и времени.

$$L = K - P. \quad (1)$$

В этом уравнении L представляет собой функцию Лагранжа, где K и P обозначают кинетическую и потенциальную энергию системы соответственно. Поскольку реабилитационный тренажер в этом исследовании включает вертикальное подъемное движение, сила F_i , которая должна быть определена в

уравнении Лагранжа, возникает из динамики вертикального движения, где r_i выступает в качестве системной переменной (смещение).

$$F_i = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{r}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial r_i}. \quad (2)$$

Кинетическая энергия: $E_{K1} = \frac{1}{2}mv^2, \dot{x}_1 = 0, \dot{y}_1 = 0, \dot{z}_1 = \dot{L}_1$.

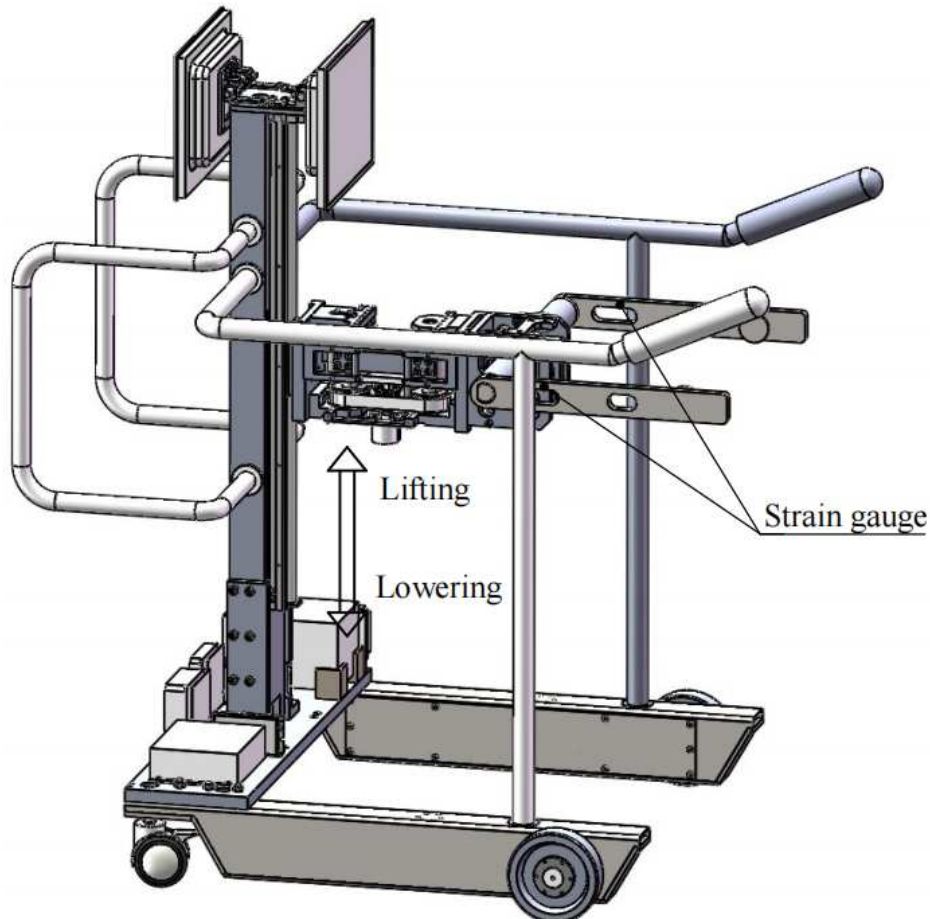


Рис. 1. Модель реабилитационного робота для нижних конечностей

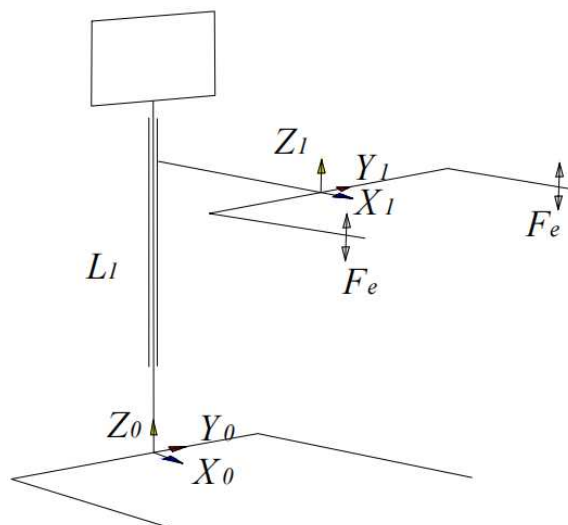


Рис. 2. Упрощенная система координат

Обычно в вычислениях переменная x используется для обозначения перемещения робота, поэтому здесь примем $L_1 = x$.

$$\text{Следовательно, } E_{K1} = \frac{1}{2}mv_1^2 = \frac{1}{2}m(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2 + \dot{z}_1^2) = \frac{1}{2}mx^2.$$

$$\text{Потенциальная энергия: } E_{p1} = mgx.$$

Подставим кинетическую энергию и потенциальную энергию в уравнение (1):

$$L = E_{K1} - E_{p1}, \quad (3)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{x}_1} = m_1 \dot{x},$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} = m \ddot{x},$$

$$\frac{\partial L}{\partial x} = -mg,$$

$$F = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} - \frac{\partial L}{\partial x},$$

$$F = M\ddot{x} + Mg.$$

Динамические уравнения робота для реабилитации нижних конечностей можно выразить в стандартной форме как:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F(\dot{q}) + G(q) = F, \quad (4)$$

где q , $\dot{q}$ и $\ddot{q}$ представляют собой положение, скорость и ускорение подвижного сустава соответственно; F – подъемная сила, создаваемая вертикальным механизмом; $M(q) \in R^{1 \times 1}$ – общая масса подъемного модуля, представляющая собой инерционную силу, вызванную ускорением; $C(q, \dot{q}) \in R^{1 \times 1}$ – члены силы Кориолиса и центробежной силы.

Примечание. Поскольку подъемный механизм совершает чисто вертикальное перемещение без вращательного движения, этот член исчезает ($C = 0$).

$$F(\dot{q}) \in R^{1 \times 1} \text{ – термин силы трения;}$$

$$G(q) \in R^{1 \times 1} \text{ – термин гравитационной силы.}$$

Робот представляет собой типичную нелинейную систему, производительность которой сильно подвержена неопределенным параметрам в модели и внешним возмущениям. Следовательно, динамику системы можно выразить в следующей форме:

$$m\ddot{x} = F + F_e - mg - F(\dot{q}). \quad (5)$$

Для компенсации влияния неопределённых параметрических возмущений и обеспечения высокоэффективного управления в данном исследовании предлагается контроллер скользящего режима сверхспирального типа (ST-SMC).

Перед проектированием контроллера необходимо добиться согласованного отслеживания движения талии пациента вертикальным подъемным механизмом. В частности, на основе силы взаимодействия, измеренной датчиками крутящего

момента на интерфейсе талии-механизма, контроллер доступа вычисляет желаемую скорость отслеживания. Это позволяет подъемному механизму адаптивно отслеживать изменения скорости движения талии пациента, тем самым повышая как соответствие, так и комфорт во время реабилитационных тренировок.

2. Алгоритм управления

2.1 Адмитансное управление

Модель адмитансного управления широко применяется в сценариях взаимодействия человека и робота (HRI) для сопоставления внешних сил/крутящих моментов с желаемыми реакциями движения (положение/скорость). Ее динамическая модель [5] сформулирована как:

$$m_d (\ddot{x} - \ddot{x}_d) + b_d (\dot{x} - \dot{x}_d) + k_d (x - x_d) = F_e, \quad (6)$$

где m_d, b_d, k_d – виртуальная масса, виртуальное демпфирование и виртуальные коэффициенты жесткости; $\ddot{x}, \dot{x}, x$ – текущее ускорение, желаемая скорость и желаемое положение подъемного механизма; $\ddot{x}_d, \dot{x}_d, x_d$ – желаемое ускорение, желаемая скорость и желаемое положение.

Для достижения соответствующего контроля F_e обозначает силу, приложенную к подъемному механизму, которая вычисляется на основе измерений датчика крутящего момента и положения внешней силы. Для улучшения соответствия и производительности отслеживания, коэффициент жесткости k устанавливается на ноль, а текущая позиция напрямую назначается как желаемая позиция. Следовательно, динамика адмитансного управления изменяется:

$$m\ddot{x}_d + b\dot{x}_d = F_e. \quad (7)$$

Передаточная функция, связывающая желаемую скорость подъемного следящего механизма, полученная с помощью преобразования Лапласа, формулируется как:

$$\dot{x}_d = \frac{F_e(s)}{ms + b}. \quad (8)$$

Дискретизация желаемой скорости с использованием прямого метода Эйлера с размером временного шага Δt и индексом дискретного времени k , дает скорость в текущий момент времени $t = k\Delta t$:

$$\dot{x}_d[k] = \dot{x}_d[t].$$

Ускорение

$$\ddot{x}_d[k] \approx \frac{\dot{x}_d[k] - \dot{x}_d[k-1]}{\Delta t}. \quad (9)$$

Упрощение формулы дает:

$$\dot{x}_d[k] = \frac{m_d}{m_d + b_d \Delta t} \dot{x}_d[k-1] + \frac{\Delta t}{m_d + b_d \Delta t} F_e[k]. \quad (10)$$

2.2 Конструкция скользящей поверхности

Сила трения зависит от скорости:

$$F(\dot{q}) = \mu \text{sign}(\dot{x}) + b\dot{x}.$$

Проектируя супер-крутящий скользящий режим управления, сила F для обеспечения фактического положения x отслеживает траекторию желаемого положения x_d при подавлении влияния силы трения $F(\dot{q})$.

a. Определение поверхности скольжения

Ошибка отслеживания скорости:

$$e = \dot{x}_d - \dot{x}. \quad (11)$$

Скользящая поверхность:

$$s = e + \lambda \int e dt, \quad \lambda > 0. \quad (12)$$

b. Анализ динамики скользящей поверхности

Производная по времени поверхности скольжения:

$$\dot{s} = \dot{e} + \lambda e = (\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \lambda (\dot{x}_d - \dot{x}). \quad (13)$$

Включение системной динамики $\ddot{x} = \frac{1}{m}(F + F_e - mg - F(\dot{q}))$:

$$\dot{s} = \ddot{x}_d - \frac{1}{m}(F + F_e - mg - F(\dot{q})) + \lambda (\dot{x}_d - \dot{x}). \quad (14)$$

c. Разработка закона управления

Для обеспечения конечно-временной сходимости скользящей поверхности S к нулю, закон управления скользящим режимом сверхспирального типа (ST-SMC) разработан следующим образом:

$$\dot{s} = -k_1 |s|^{1/2} \text{sign}(s) - k_2 \int \text{sign}(s) dt, \quad (15)$$

где $k_1 > 0, k_2 > 0$, что обеспечивает коэффициент усиления сверхспирального типа; $\text{sign}(s)$ обозначает функцию знака.

Решение управляющей силы F :

$$F = m\ddot{x}_d + mg - F_e + m\lambda(\dot{x} - \dot{x}_d) + m\left(k_1 |s|^{1/2} \text{sign}(s) + k_2 \text{sign}(s)\right). \quad (16)$$

Компенсация прямой связи:

$$m\ddot{x}_d + mg - F_e$$

устраняет известные динамические неопределенности и гравитационные эффекты. Ошибка обратной связи:

$$m\lambda(\dot{x} - \dot{x}_d)$$

повышает эффективность отслеживания.

Робастный член:

$$m\left(k_1 |s|^{1/2} \text{sign}(s) + k_2 \text{sign}(s)\right)$$

подавляет неизвестные возмущения (включая силу трения).

d. Доказательство стабильности

Функция Ляпунова определяется как:

$$V = \frac{1}{2}s^2 + \frac{1}{2}\left(k_2 \int \text{sign}(s) dt\right)^2. \quad (17)$$

Дифференцируя V и подставляя в динамическое уравнение скользящей поверхности, получим:

$$\dot{V} = s\dot{s} + k_2 \text{sign}(s) \cdot k_2 \int \text{sign}(s) dt. \quad (18)$$

После подстановки закона управления и динамических уравнений скользящей поверхности в уравнение (18), получается:

$$\dot{V} = s \left(-k_1 |s|^{1/2} \text{sign}(s) - k_2 \int \text{sign}(s) dt \right) + k_2^2 \text{sign}(s) \cdot k_2 \int \text{sign}(s) dt \quad (19)$$

Упрощение дает:

$$\dot{V} \leq -k_1 |s|^{3/2} - k_2 - \frac{D}{M} |s|, \quad (20)$$

где $-D$ представляет верхнюю границу возмущения, включая силы трения и другую немоделированную динамику.

Состояние устойчивости: чтобы гарантировать $\dot{V} \leq 0$, усиление контроля должно удовлетворять:

$$k_1 > \sqrt{2D/M}, \quad k_2 > D/M,$$

При этих условиях система достигает конечного времени сходимости к скользящей поверхности: $s = 0$.

Согласно экспериментальной процедуре моделирования, блок-схема управления показана на рисунке 3:

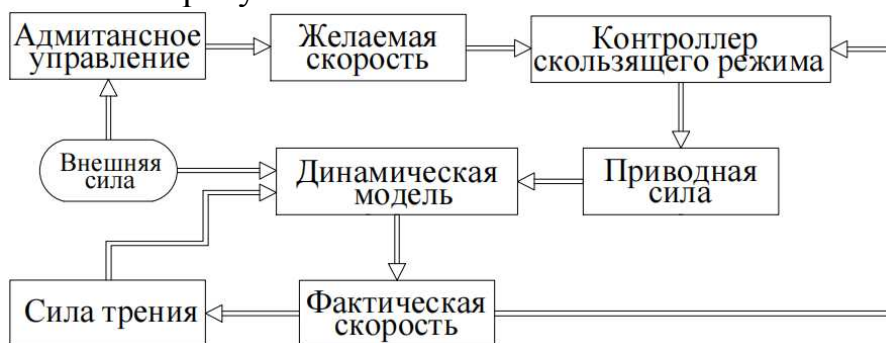


Рис. 3. Блок-схема управления моделированием

Процесс управления моделированием выглядит следующим образом. Датчик регистрирует внешние силы, которые обрабатываются адмитансным контроллером для вычисления желаемой скорости. Контроллер скользящего режима сверхспирального типа (ST-SMC) вычисляет значение скользящей поверхности на основе фактической скорости и ошибки желаемой скорости, а затем генерирует движущую силу для подъемного механизма. Скорость подъема вычисляется на основе движущей силы и внешних сил. После чего эта скорость передается обратно в контроллер скользящего режима для перерасчета скользящей поверхности. Сила трения, возникающая из-за скорости подъема, возвращается в динамическую модель, но не передается обратно в контроллер скользящего режима. ST-SMC подавляет и компенсирует силу трения, используя значение скользящей поверхности.

3. Экспериментальные результаты

Чтобы проверить согласованность адмитансного управления и надежность управления скользящим режимом сверхспирального типа при подавлении

неопределенных сил трения, сначала были проведены моделирующие эксперименты в MATLAB.

3.1 Объединённое адмитансное и сверхспиральное скользящее управление

Параметры управления приведены в таблице 1.

Табл. 1. Параметры системы управления моделированием

Название параметра	Символ	Значение	Единица
Виртуальная масса	m_d	0,1	kg
Виртуальное затухание	b_d	5	$N \cdot s / m$
Экспериментальная масса	m_{real}	1	kg
Гравитационное ускорение	g	9,81	m / s^2
Коэффициент трения Кулона	F_c	0,8	N
Коэффициент вязкого трения	F_v	0,3	$N \cdot s / m$
Скользящий режим коэф. 1	k_1	6	—
Скользящий режим коэф. 2	k_2	9	—

При синусоидальном воздействии входной силы $F(t) = 20\sin(2\pi t)$, результаты моделирования в MATLAB представлены на рисунке 4.

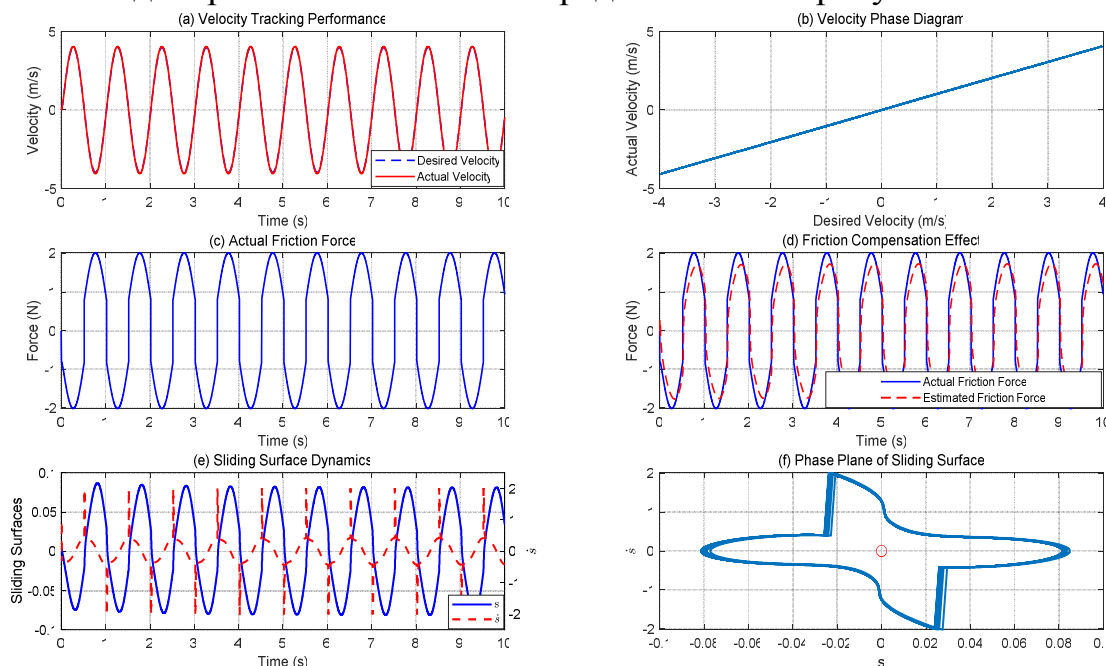


Рис. 4. Результаты моделирования адмитансного управления и управления скользящим режимом сверхспирального типа

Рисунок 4, а демонстрирует высокое соответствие скорости движения подъемного механизма и желаемой скорости, что подтверждает эффективность податливого управления в задаче слежения за скоростью.

Рисунок 4, б отражает фазовую когерентность между желаемой и фактической скоростями, что свидетельствует о превосходной способности системы к слежению в реальном времени.

Рисунок 4, с показывает искусственно добавленную силу трения, динамические изменения которой тесно связаны с системой управления.

Рисунок 4, d демонстрирует эффективное подавление сил трения скользящим регулятором, что подтверждает его робастность.

Рисунок 4, e скользящая поверхность s демонстрирует непрерывное и плавное изменение, а её производная не достигает бесконечно больших или малых значений, что указывает на отсутствие дребезжания в системе.

Рисунок 4, f фазовый портрет скользящей поверхности s показывает, что процесс сходимости системы на скользящей поверхности происходит очень быстро, эффективно подавляя отклонения, вызванные внешними возмущениями и неопределённостями системы, что дополнительно подтверждает эффективность и стабильность предложенной стратегии управления.

3.2 Только адмитансное управление

Когда управление скользящим режимом сверхспирального типа (ST-SMC) удалено, система подвержена влиянию сил трения, величина которых остается неизвестной для системы.

Результаты моделирования представлены ниже на рисунке 5.

Рисунок 5, a: выходная скорость адмитансного контроллера соответствует желаемой скорости, поскольку адмитансное управление не зависит от модели.

Рисунок 5, b: фактическая скорость, по-видимому, соответствует желаемой скорости.

Рисунок 5, c: показывает искусственно добавленную силу трения.

Рисунок 5, d: значительное фазовое отклонение между желаемой и фактической скоростями, что неизбежно ухудшает податливость системы.

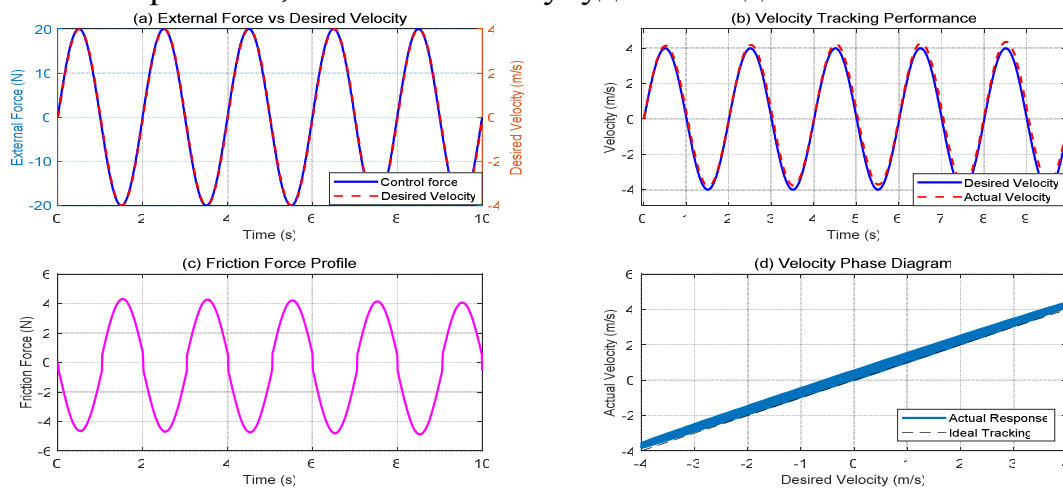


Рис. 5. Результаты моделирования только адмитансного управления

Проверочные эксперименты были проведены на физическом прототипе. На рисунке 6 представлен экспериментальный сценарий ходьбы, в котором отображаются данные, собранные с датчиков, установленных в системе, а также изменение движущей силы подъемного механизма. Из рисунка 7 ясно, что скорость подъемного механизма может динамически и согласованно следовать изменениям сил взаимодействия. Результаты показывают, что подъемный механизм способен быстро реагировать на изменения сил взаимодействия и поддерживать стабильное движение, что полностью подтверждает

эффективность комбинированного управления скользящим режимом сверхспирального типа (ST-SMC) и адмитансного управления. Кроме того, система управления продемонстрировала свою способность поддерживать стабильную работу даже при внезапных изменениях сил взаимодействия, не вызывая значительных колебаний или задержек.



Рис. 6. Проверка прототипа

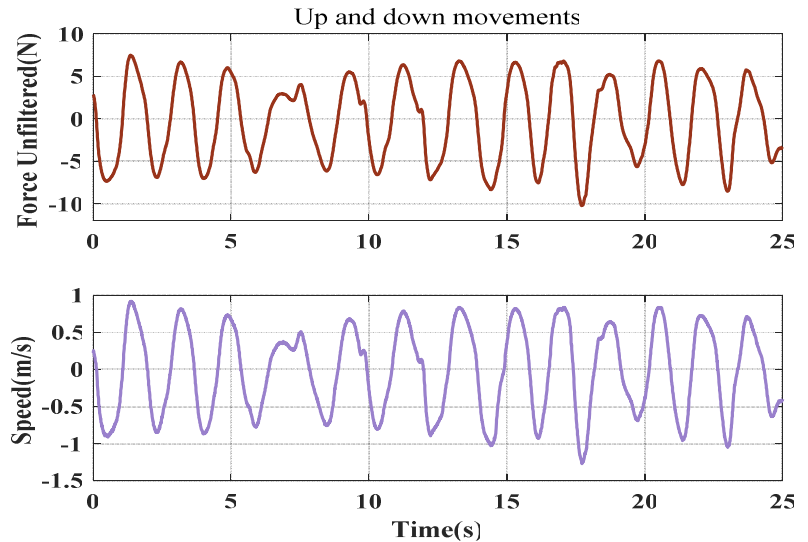


Рис. 7. Кривые изменения собранной силы и скорости

Заключение

В данной статье представлена стратегия управления для реабилитационных роботов нижних конечностей, разработанная для пациентов с остаточной мышечной силой, которые способны ходить самостоятельно, но подвержены риску падения. Предлагается составная стратегия управления, основанная на управлении скользящим режимом сверхспирального типа (ST-SMC) и адмитансных контроллерах. В реальных условиях управления движением сложно установить точную математическую модель для трения и внешних возмущений. Когда для податливого управления используется только адмитансная модель, наблюдается значительное фазовое отклонение между фактической и желаемой скоростями, что неизбежно влияет на согласованность управления и комфорт пациента. В данном исследовании, помимо адмитансного управления, вводится управление скользящим режимом сверхспирального типа, что позволяет устранить несоответствие скорости и фазы. Предлагаемая стратегия не требует промежуточных наблюдателей и напрямую подавляет и компенсирует силы трения и внешние возмущения. Более того, она адаптируется к внезапным изменениям сил взаимодействия, не вызывая вибрации или нестабильности.

Список литературы

1. Coote S., Stokes E., Murphy B., Harwin W. The effect of GENTLE/s robot-mediated therapy on upper extremity dysfunction post stroke // Proc. 8th Int. Conf. Rehabil. Robot. (ICORR). 2003, pp. 59-63.

2. Riener R., Nef T., Colombo G. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities // Medical & Biological Engineering & Computing. 2005, vol. 43, no. 1, pp. 2-10. DOI: 10.1007/BF02345116.
3. Hesse S., Schultze-Tiggens G., Konrad M., Bardeleben A., Werner C. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects // Arch. Phys. Med. Rehabil. 2003, vol. 84, no. 6, pp. 915-920.
4. Kazerooni H., Racine J.-L., Huang L., Steger R. On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) // IEEE Trans. Robot. 2005, vol. 21, no. 4, pp. 555-561.
5. Kuo A., Donelan J., Ruina A. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective // Human Movement Science. 2007, vol. 26, no. 4, pp. 617-656. DOI: 10.1016/j.humov.2007.04.003.
6. Kazerooni H., Steger R., Huang L. The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton // Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control. 2006, vol. 128, no. 1, pp. 14-25. DOI: 10.1115/1.2168164.
7. Emken J., Benitez R., Reinkensmeyer D. Motor adaptation as a greedy optimization of error and effort // Journal of Neurophysiology. 2007, vol. 97, no. 6, pp. 3997-4006. DOI: 10.1152/jn.01095.2006.
8. Nef T., Mihelj M., Riener R. ARMin: A robot for patient-cooperative arm therapy // Medical & Biological Engineering & Computing. 2007, vol. 45, no. 9, pp. 887-900. DOI: 10.1007/s11517-007-0226-6.
9. Veneman J., Ekkelenkamp R., Kruidhof R., van der Kooij H. A series elastic and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots // Int. J. Robotics Res. 2006, vol. 25, no. 3, pp. 261-281.
10. Banala S., Agrawal S., Kim S. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX) // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2009, vol. 17, no. 1, pp. 2-8. DOI: 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
11. Husemann B., Muller F., Krewer C., Heller S., Koenig E. Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: A randomized controlled pilot study // Stroke. 2007, vol. 38, no. 2, pp. 349-354.
12. Galvez J., Kerdanyan G., Maneekobkunwong S. Measuring human trainers skill for the design of better robot control algorithms for gait training after spinal cord injury // Proc. 9th Int. Conf. Rehabil. Robot. (ICORR). 2005, pp. 231-234.
13. Aoyagi D., Ichinose W., Harkema S., Reinkensmeyer D. A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2007, vol. 15, no. 3, pp. 387-400. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903922.
14. Romero J., Nuño E., Restrepo E., Cisneros R., Morales M. A Smooth Time-Varying PID Controller for Nonholonomic Mobile Robots Subject to Matched Disturbances // Journal of Intelligent & Robotic Systems. 2022, vol. 105, no. 13, pp. 345-358. DOI: 10.1007/s10846-022-01622-3.
15. Emken J., Wynne J., Harkema S., Reinkensmeyer D. A robotic device for manipulating human stepping // IEEE Trans. Robot. 2006, vol. 22, no. 1, pp. 185-189.
16. Blazic S. A novel trajectory-tracking control law for wheeled mobile robots // Robot. Auton. Syst. 2011, vol. 59, no. 11, pp. 1001-1007.

Сведения об авторах:

Меркурьев Игорь Владимирович – д.т.н., профессор, заведующий кафедрой «Робототехника, мехатроника, динамика и прочность машин»;

Дуйшеналиев Туратбек Болотбекович – д.ф.-м.н., профессор кафедры «Робототехника, мехатроника, динамика и прочность машин»;

У Гуйцзюнь (Wu Guijun) – доцент, научный сотрудник, докторант;

Журавлев Олег Владимирович – к.т.н., доцент кафедры «Гидроэнергетика и возобновляемые источники энергии».