

# Взаимодействие пользователя и протеза для симметричного Подошва: исследование с подкреплением Обучение управлению протезом

Ю Вэнь<sup>1</sup>, Минг Анли, Дженни Си, Парень, IEEE<sup>2</sup>, и Хэ Хуан<sup>3</sup> Старший член IEEE

**Абстрактный**— Благодаря достижениям в области роботизированных протезов исследователи пытаются улучшить походку людей с ампутированными конечностями. (например, симметрия походки), помимо восстановления нормативной кинематики/кинетики коленного сустава. Однако мало что известно о том, как протез механика/контроль влияют на характеристики походки пользователя протеза, такие как симметрия походки, стабильность и т. д. Это исследование целью было изучить влияние роботизированных трансформальных механика протезов на симметрию походки носителей человека. Расследование было возможно благодаря ранее разработанному нами дополнительный контроль обучения с подкреплением (RL), который одновременно настраивал 12 контрольных параметров, которые определяли механику протеза на протяжении всего цикла ходьбы. Конструкция управления RL способствовала безопасному исследованию механики протеза с участием человека. Предметы были набраны и ходили с роботизированным трансформальным протезом на беговой дорожке, пока контроллер RL настраивал управление параметрами. Симметрия времени стойки, симметрия длины шага, и измерялись двусторонние переднезадние (ПД) импульсы. Анализ данных показал, что изменения в роботизированном колене механика привела к вариациям движений в обеих нижних конечностях и, следовательно, походка является мерой пространственно-временной симметрии. Единственный во всех субъектах ПД-импульс между конечностями измерения объема снили симметрию походки: время опоры симметрия достоверно коррелировала с чистым межконечным расхождением ПД-импульс, а симметрия длины шага была достоверно коррелирует с симметрией торможения и движущего импульса. Результаты показывают, что можно персонализировать управление трансформальным протезом для улучшения временно-пространственных симметрии походки. Однако регулировка механики протеза одного было недостаточно для максимизации симметрии походки. Скорее, достижение симметрии походки может потребовать координации между двигательным контролем пользователя и неповрежденной конечностью. и адаптивное управление протезными суставами. Результаты также указало, что система настройки протеза на основе RL была потенциальным инструментом для изучения того, кто носит протез. взаимодействия.

**Индекс Условия** — Взаимодействие пользователя и протеза, роботизированные коленный протез, обучение с подкреплением, асимметрия походки, переднезадний импульс.

Рукопись получена 14 октября 2019 г.; рассмотрена 21 декабря 2019 г. и 24 января 2020 г.; принята 25 февраля 2020 г. Дата публикации 9 марта 2020 г.; дата текущей версии 8 апреля 2020 г. Это работа частично поддерживалась Национальным научным фондом под эгидой Грант 1563454, Грант 1563921, Грант 1808752, Грант 1808898 и Грант NIH EB024570.

(Соответствующие авторы Дженни Си; Хэ Хуан)

Ю Вэнь, Минг Анли и Хэ Хуан работают в Государственном объединении UNC/NC. Департамент биомедицинской инженерии Университета штата Северная Каролина, Роли, Северная Каролина 27695 США, а также совместно Объединенным департаментом биомедицинской инженерии штата UNC/NC Университета Северной Каролины в Чапеле. Хилл, Чапел-Хилл, Северная Каролина 27599, США (электронная почта: hhuan11@ncsu.edu).

Дженни Си работает на факультете электротехники, компьютеров и энергетических. Инженерное дело Университет штата Аризона, Темпе, Аризона 85281, США. (электронная почта: Djenji.Si@asu.edu)

Цифровой идентификатор объекта 10.1109/TNSRE.2020.2979033

## 1. ВВЕДЕНИЕ

Для обеспечения надежного взаимодействия с протезом пользователи были посвящены разработке и управлению роботизированными протезами [1]–[10], имитирующими биологические функции колена (и голеностопного сустава). Эти усовершенствованные роботизированные коленные протезы позволяют выполнять трансформальные операции. Людям с ампутированными конечностями преодолевать неровную местность (например, лестницы пандусы) с нормативными шаблонами [9]–[13], уменьшить асимметрию в мышечной активации [14] или временно-пространственной симметрии походки [15], [16] и выполнении неритмических задач (например, движение назад ходьба) [16]. Однако все эти преимущества зависят от точной настройки и персонализированных настроек управления [9]–[11], [13]–[16]. В настоящее время роботизированные коленные протезы либо настраиваются вручную, либо вручную. врачами [1], [17] или автоматически настраивается интеллектуальными контроллерами [18], [19] для формирования нормативного колена кинематика, которая широко используется в качестве цели или критерия оценки управления электроприводом коленного протезом [2], [5]. Тем не менее, качество походки пользователя роботизированного протеза (например, симметрия походки, стабильность и расход энергии) не постоянно улучшается [7]–[11]. Чтобы улучшить походку носителей протезов за пределами кинематики колена через настройку протезов, очень важно понимать физические взаимодействия пользователя с протезом, включая то, как механика протеза влияют на движения и динамику людей, носящих их в передвижении.

На сегодняшний день существует лишь несколько исследований о влиянии управления/механики роботизированного протеза на качество походки [20], [21]. Среди них большинство сосредоточено на роботизированных устройствах для голеностопного сустава, изучающие одну контрольную переменную, такую как отталкивание время [20] или сила отталкивания [21] в одной фазе походки за раз; и они используют метаболические затраты в качестве основного результата производительности. В другом исследовании изучалось влияние усиления контроля на кинематику/кинетику симметрии протезов голеностопного сустава [22]. Эти исследований недостаточны, чтобы понять, насколько сложна роботизация механика колена, которая обычно определяется 12 и более параметрами течение всего цикла ходьбы [1], [2], [5], [23], влияет на походку владельца протеза. Кроме того, хотя метаболические затраты являются важным показателем оценки походки, другие показатели походки, такие как симметрия, не менее важны для клиники для ампутантов. Например, пространственно-временная симметрия походки является одним из распространенных показателей оценки походки для нижних конечностей. люди с ампутированными конечностями [24]. Он раскрывает фундаментальные сроки и информация о положении походки человека [25]. Асимметричный нарушение походки часто наблюдается у людей с односторонним поражением нижних конечностей. ампутация конечностей [26]–[29] и связана со многими

вторичные проблемы такие как остеоартрит неампутированных боли в суставах [30] и понижение [31]. Теоретически сокращение импульса/работы отталкивания (а именно движущего импульса или работы) с одной ноги приводит к временно-пространственной асимметрии походки [27], [32]. Многие экспериментальные исследования патологической походки продемонстрировали доказательства, подтверждающие тот механизм [32], [33], включая случаи, когда люди с ампутированными конечностями ходили с энергетически пассивной протезы из-за неадекватного импульса отталкивания от протезной конечности [28], [29]. Однако при ходьбе с роботизированным протезы, которые способны обеспечить положительную работу на протезы суставов для увеличения силы отталкивания, асимметрии походки сокращается [19]. Открытия влияют на вопросы о том, будут ли и каким образом Механика роботизированного протеза влияет на ходьбу пользователя протеза, что отражается на импульсах и походке симметрия.

Решение этих открыток вопросов по своей сути является сложной задачей. отчасти потому, что не существует практического метода безопасного исследования контроля в высоко размерного протеза. Обычно роботизированное колено протезы используют конечный автомат (FSM) для регулировки импеданс протезированных суставов в каждой фазе походки (определяется как состояние в автомате) [2], [5], [23], [34]. Поэтому механика роботизированного коленного протеза определяются 12 и более индивидуальными параметрами управления [1], [2], [23]. Чтобы изучить взаимодействие пользователя с протезом, метод, который может облегчить безопасное и практичное исследование протезов больших размеров необходим контроль с участием человека. Ручное исследование врачам неэффективно и непрактично, поскольку слишком много параметров управления. Линейное сканирование пространства параметров управления могут быть небезопасными и неэффективными потому что мы не знаем безопасных пространств параметров управления, и комбинации параметров управления потрясаящие и избыточные [35].

Настройка протезов на основе обучения с подкреплением (RL) [18] естественным кандидатом для решения вышеупомянутой проблемы Система настройки RL ранее предназначалась для персонализации контроля протеза. В нем скорректирована механика робототехники. коленный протез путем одновременного изменения 12 параметров импеданса для достижения желаемого колена Схемы движений при ходьбе. Его можно легко применить как практичный и безопасный метод изучения влияния управления крупногабаритным протезом на походку пользователя. Первый, наш алгоритм RL находится в рамках базовой структуры актер-критик где актер производит управляющие действия, а критик дает оценку управляющему действию [36]. Здесь мы использовали нейронные сети для представления/аппроксимации управляющих воздействий и функция затрат, которая оценивает, насколько неэффективна действия есть. Таким образом, наш подход к проектированию масштабируется до многомерных управляющих входов и может открывать новые возможности. для разведки: некоторые действия могут привести к увеличению себестоимости, но по мере обучения приближительная Стоимость сведена к минимуму для обеспечения оптимального управления. Это в отличие от алгоритмов поиска [38], [39], которые исследуют только параметры для монотонного улучшения реакции походки. Наш Подход RL позволяет исследовать параметры недетерминированном направления, которые привели к лучшим или худшим результатам. Во-вторых, мы показали, что RL может выбирать ограниченное количество комбинаций параметров для аппроксимации функции значения и политика управления [18], [40]. Наконец, RL-тьюнер

конструкция обеспечивает человеческую модель передвижения и устойчивость и безопасность при вертикальной ходьбе пользователя за счет сокращения базовую кинематическую схему колена и возможность вариаций движение колена в пределах диапазона [18].

Благодаря управлению протезом RL целью Целью данного исследования является изучение влияния изменений в механике (импедансный контроль) роботизированного коленного протеза по межконечным импульсами в временно-пространственной походке симметрия. Мы количественно оценили 1) влияние механики роботизированного протеза на силу/импульс опорной реакции и походку. пространственно-временная симметрия и 2) взаимосвязь между межконечными импульсами и пространственно-временной симметрией походки. Наши В соответствии с лучшими знаниями были проведены ограниченные исследования по изучению влияния механики роботизированного коленного протеза на симметрия походки человека-носителя. Исследование будет способствовать важным знаниям о взаимодействии пользователя с роботом и руководство будущее проектирование и управление роботизированными коленными протезами для симметричная походка.

II. МЕТОДЫ

A. Система протезирования пользователя

1) **Экспериментальный Колено Протез:** Роботизированный протез коленного сустава, использованный в этом исследовании, был оснащен двигателем, датчик на вращающемся коленном суставе и тензодатчик в пилон [23]. Роботизированный коленный протез управлялся широкоиспользуемый конечный автоматный регулятор импеданса [2], [34]. Конечный автомат циклически переходил через четыре конечных состояния, соответствующие четырем фазам походки одного цикл походки: сгибание стойки, разгибание стойки, сгибание поворота, и удлинение поворота. В каждом конечном состоянии протез Крутящий момент в коленном суставе регулировался импедансным контроллером (уравнение 1), которое зависит от трех параметров импеданса (т.е. положение равновесия  $\theta_e$ , коэффициент жесткости  $k$ , коэффициент демпфирования  $b$ ) и два измерения в реальном времени от протеза коленный сустав (угол  $\theta$ , угловая скорость  $\dot{\theta}$ ).

$$\tau_m = k(\theta - \theta_{em}) + b\dot{m}\dot{\theta} \tag{1}$$

где индекс  $m$  — индекс фазы ( $m = 1, 2, 3, 4$ ). Поэтому механика роботизированного коленного протеза была определяется в общей сложности 12 параметрами импеданса.

2) **Колено Кинематика:** Обычно траектория угла коленного сустава за один цикл походки имеет локальный максимум во время стойки. сгибание и максимальное сгибание, а также локальный минимум во время стойки. разгибание и поворотное разгибание (рис. 1). Поэтому мы представили кинематику коленного сустава за один цикл походки четырьмя парами. пиковых значений угла  $\theta$  и соответствующих значений длительности  $D$ :  $[P_m, D_m]$ , где  $m = 1, 2, 3, 4$ . Аналогично мы извлекли те же характеристики нормативной кинематики колена, что и мышь особенности, обозначаемые как  $[P^*_m, D^*_m]$ .

3) **Процесс настройки/исследования:** Параметр импеданса Процесс настройки включал обновление параметров и оценку человеческого протеза. Для удобства обсуждения без вводя путаницу, мы опускаем здесь индекс фазы  $m$ .

На итерации  $n$  параметрами импеданса обозначались через

$$\begin{aligned} \mathbf{Y}(n) &= \mathbf{Y}(n-1) + \mathbf{Y}(n-1) \\ &= [k(n), \theta_e(n), b(n)]^T, \end{aligned} \tag{2}$$

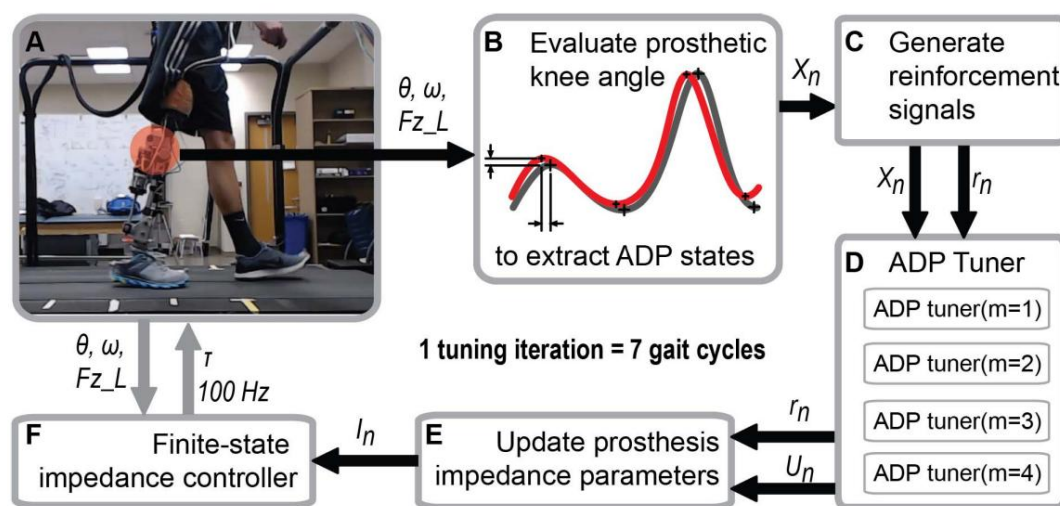


Рис. 1. Схема автоматической настройки параметров импеданса «человек-в-конуре» с помощью управления обучением с подкреплением (автотюнер). (A и F) Система «пользователь-протез», в которой крутящий момент роботизированного коленного протеза регулируется конечным автоматическим регулятором импеданса. (B) Модуль оценки, мост между системой «носитель протеза» и автотюнером RL, который принимает измерения с роботизированного протеза. (C) Генерация сигнала подкрепления RL. (D) RL-автотюнер, состоящий из 4 блоков, реализованных с помощью прямого эвристического динамического программирования (dHDP) [36], [37], соответствующие контроллерам протеза в четырех фазах походки. (E) Обновите параметры импеданса, чтобы получить в своих данных автотюнера сигнал подкрепления. Индекс  $n$  представляет индекс итерации.

где  $I(n-1)$  обозначают поправки к импедансу параметры автотюнером.

Состояния системы «носитель-протез» определялись как

$$X(n) = \gamma [x^T(n) \quad -x^T(n), x^T(n-1) \quad -x^T(n-1)]^T, \quad (3)$$

где  $x$  — измеренные характеристики  $[P, D]$ ,  $x^-$  — целевые особенности  $[P^-, D^-]^T$ , и  $\gamma$  —  $R \times 1$  — вектор масштабных коэффициентов нормализовать состояния  $k \in [1, 1]$ . — произведение Адамара, что представляет собой поэлементное умножение двух векторов с того же измерения.

## Б. Автотюнер на основе обучения с подкреплением

Мы применили автотюнер на основе RL, чтобы изучить пространство параметров импеданса роботизированного коленного протеза контроль при обеспечении безопасности пользователя-протеза система. Автотюнер был реализован с помощью прямого эвристического динамического программирования (dHDP) (рис. 1), как используется в [18], [40]. Автотюнер отрегулировал три импеданса. параметры на каждом этапе итеративно, чтобы минимизировать накопленную будущую ошибку, основанная на двух особенностях соответствующего фазы походки. Каждый блок автотюнера был реализован с использованием прямого эвристического динамического программирования (dHDP) [36], [37], который состоял из нейронной сети действия (ИНС) и нейронная сеть критика (CNN). Благодаря ранее продемонстрированным успехам применения dHDP для решения задач оптимального управления обучением, таких как стабилизация, отслеживание и управление реконфигурацией вертолетов Apache [41]–[43] и гашение колебаний в большой энергосистеме [44], dHDP — это легко применимо для настройки параметров импеданса, чтобы включить безопасную ходьбу человека с роботизированным протезом колена устройства.

ИНС представляла собой политику управления параметрами импеданса, которая отображала состояния системы пользователь-протез.

(X) к действию (U), которое представляло собой регулировку импеданса параметр роботизированного коленного протеза. Конкретно,

$$U(n) = \phi(Wa2(n)\phi(Wa1(n)X(n))), \quad (4)$$

где  $Wa1$  —  $R7 \times 4$  и  $Wa2$  —  $R3 \times 7$  — вес ИНС матрицы, а  $\phi(\cdot)$  — функция активации. Корректировки параметров импеданса рассчитывались по

$$I(n) = \beta U(n), \quad (5)$$

где  $\beta$  —  $R3 \times 1$  представлял собой коэффициенты масштабирования для назначения физических масштабы действий.

CNN приблизительно оценил дисконтированную общую себестоимость как функция оценки производительности системы человек-протез и решений ИНС.

$$J^*(n) = Wc2(n)\phi(Wc1(n)[X^T(n), U^T(n)]^T), \quad (6)$$

где  $Wc1$  —  $R7 \times 7$  и  $Wc2$  —  $R1 \times 7$  — весовые матрицы, а  $X$  и  $U$  — входные данные состояния и выходные данные ИНС.

В этом исследовании первичный сигнал подкрепления  $r$ , или этапная стоимость системы «носитель-протез» была такой же, как и те, что в [18], где границы безопасности были учтены для обеспечения вертикальной устойчивости системы пользователь-протез. общая себестоимость затем определялась как

$$J(n) = r(n+1) + \alpha(r(n+2) + \dots) = r(n+1) + \alpha J(n+1), \quad (7)$$

где  $\alpha$  — ставка дисконтирования ( $0 < \alpha < 1$ ).

Веса CNN были обновлены таким образом, что следующие оптимизировано уравнение Беллмана, решение которого было оптимальная оценка общей себестоимости.

$$E_k(n) = \frac{1}{2} - (\alpha^k(n) (J^*(n-1) - r(n)))^2. \quad (8)$$

ТАБЛИЦА I  
ИНФОРМАЦИЯ ОБ ОБЪЕКТЕ

Subject	Gender	Body weigh	Height	Age	Since amputation	Amputated side	Prescribed device	Cause of amputation
TF1	Male	66 kg	1.83 m	21 years	6 years	Right	Ottobock Genium	Cancer
TF2	Male	91 kg	1.80 m	58 years	46 years	Left	Ottobock C-Leg	Cancer
TF3	Male	95 kg	1.88 m	30 years	30 years	Left	Freedom Innovations Plié 2	Congenital
AB 1-3	Male	68 ± 5 kg	1.78 ± 0.01 m	33 ± 8 years	N/A	N/A	N/A	N/A

Веса ИНС были обновлены для того, чтобы общие затраты достигли конечного целевого уровня, т.е.

$$\begin{aligned} E_a(n) &= 2 \left( \frac{1}{2} (\dot{J}^*(n) - \dot{J})^2 \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{2} (\dot{J}^*(n))^2 \right), \end{aligned} \tag{9}$$

где  $\dot{J}^*$  был желаемой конечной целью и был равен 0, что соответствовало «успеху». Подробный алгоритм обновления веса можно найти в [40].

Для каждой итерации настройки автотюнер RL выполнял четыре шага: 1) сбор входных данных о состоянии от носителя протеза системы как выборочное среднее значение предыдущих 7 циклов походки, 2) обновление CNN и ANN на основе сигнала подкрепления, 3) обновил параметры импеданса в соответствии с уравнением 4, и уравнение 5 и 4) позволили субъекту ходить с новыми параметрами импеданса для 7 циклов походки. После каждого 12 параметров общего импеданса по 4 блока.

C. Экспериментальный протокол

С одобрения IRB и подписанного согласия шесть субъектов (3 трудоспособных субъекта и 3 человека с трансфеморальной ампутацией; Таблица I) ходили пешком на оборудованной беговой дорожке с экспериментальным коленным протезом, в то время как обучение с подкреплением настраивало контрольные параметры (рис. 1). Субъекты с ампутированными конечностями носили свои ежедневные розетки и были оснащены экспериментальным электрпротезом коленного сустава протезист. Трудоспособные испытуемые носили адаптер L-образной формы ходить с электрприводным коленным протезом. Все предметы были обучены ходить с электрприводом коленного протеза на беговой дорожке со скоростью 0,6 м/с в течение более шести сеансов, пока они чувствовали себя достаточно комфортно и уверенно, чтобы ходить с экспериментальным протезом без удержания поручня.

Мы провели это исследование с каждым субъектом в течение четырех экспериментальных сеансов; каждый сеанс начинается с другого и наивная автонастройка RL (т.е. случайно инициализированные знания или веса сети) и другой начальный импеданс набор параметров для роботизированного коленного протеза. Начальный набор параметров импеданса были случайным образом выбраны из база данных наборов параметров управления протезами, применяемых в нашей предыдущей исследовании и подтверждена соответствие трем критериям: 1) субъект субъективно мог ходить без серьезных затруднений как визуально заметил исследователь (например, крепкий захват поручня) или устно выраженной испытуемым; 2) среднеквадратическая ошибка кинематики протеза коленного сустава с относительно нормативной кинематики колена было больше, чем 4 градуса (т.е. первоначальный набор параметров импеданса не генерировать нормативную кинематику колена) и 3) особенности

кинематики протеза коленного сустава находилась в пределах допустимых безопасных диапазонов [18].

После того, как мы выбрали подходы для начального набора параметров импеданса, мы использовали автотюнер RL для настройки импеданса параметров в течение нескольких 3-минутных испытаний с 3-минутными перерывами между каждым испытанием, чтобы усталость не мешала нам. Результаты В начале каждого испытания испытуемых ходил 30 секунд на адаптацию к среде тестирования. Мы тогда активировал автотюнер RL, который оценивал протез производительность кинематики колена и обновлен импеданс параметры каждые 7 шагов в течение 2,5 минут. 7 шагов в настройка итерации заключалась в том, чтобы сгладить эффект от шага к шагу, разница в ходьбе. Мы наблюдали адаптации с умеренные изменения параметров в пилотном исследовании. Мы прекратили процедуру настройки, если был выполненлюбой из двух критериев: 1) количество итераций настройки достигло 70 итераций (чтобы предотвратить утомление субъекта); 2) особенности погрешностей протезирования кинематика колена осталась в пределах допуска для 3 из предыдущие 5 итераций настройки.

Угол протезирования коленного сустава регистрировали через угол датчик на протезном суставе и силы реакции опоры были записаны на оборудованной беговой дорожке (1000 Гц; Bertec Corp., Колумбус, Огайо, США) во время экспериментов. Для измерения показателей пространственной походки использовались данные двух маркеров на каждой пяточной кости, которые фиксировались 8-камерной системой анимированных титров (100 Гц; VICON, Оксфорд, Великобритания).

D. Данные Обработка и Анализ

- 1) Предварительная обработка: Вся кинематика и сила реакции земли данные были сегментированы в входы для каждой итерации настройки, который включал 7 циклов ходьбы во время, который протезное колено контролировалось теми же параметрами импеданса. Мы отфильтровали данные о силе реакции земли и кинематике колена с использованием ФНЧ с частотой среза 20 Гц. Тогда мы идентифицировал события походки (удар пяткой и отрыв носка) с помощью вертикального сила реакции земли с порогом 30 Н. С событий походки, рассчитали особенности кинематики коленей, индекс симметрии времени позиции и индекс симметрии длины шага. Кроме того, мы нормализовали силы реакции земли с помощью вес тела каждого субъекта и рассчитал реакцию опоры силовые импульсы
- 2) Пространственно-временные параметры: Время опоры каждой ноги рассчитывался с учетом событий удара пяткой и носка та же самая нога. Измерялась длина шага каждой ноги. по переднезаднему расстоянию между двумя маркерами пятки кости при соответствующем ударе пяткой.
- Для обеих переменных рассчитывался индекс симметрии (SI) по формуле: количественно оценить асимметрию между протезной ногой и неповрежденной

нога:

$$C_{IV} = \frac{V_i - V_p}{1/2(V_i + V_p)} \quad (10)$$

где  $V_i$  — измерение времени опоры или длины шага интактной конечности, а  $V_p$  — соответствующее измерение от протеза конечности.  $SI$  был отрицательным, когда измерение со стороны протеза была больше, чем со стороны протеза. целая сторона.

**3) Импульс:** Чтобы уловить динамическое взаимодействие между система пользователь-протез и окружающая среда, мы рассчитали тормозные и толкающие импульсы для каждой ноги в зависимости от метода из [45]. Тормозной и толчковый импульсы каждая нога определялась как интеграл по времени от положительных и отрицательный диапазон переднезадней основной реакции каждого нога.

Метод расчета импульсов, основанный на [45] был реализован следующим образом. Чтобы учесть изменения силы реакции опоры носителей протезов, мы разделили фазу опоры на три временных интервала: 1) начальный поддержка двух конечностей (IDS), 2) стойка на одной конечности (SS), 3) конечная поддержка двух конечностей (TDS). Соответственно, мы вычислили импульсы генерируемые в течение каждого соответствующего периода времени в цикл походки. Сила реакции опоры при работе на одной конечности позиция была разделена на две части: интеграция отрицательная часть как тормозной импульс и интеграция положительная часть как движущий импульс. Тормозной импульс рассчитывался путем добавления интегрирования реакции основания сила во время начальной поддержки двумя конечностями и отрицательная часть силы реакции опоры во время стояния на одной конечности. толчковый импульс рассчитывался путем добавления интегрирования силы реакции опоры при конечной опоре на две конечности и положительной части силы реакции опоры во время стойка на одной конечности. Конкретно,

$$\begin{aligned} \text{Это } s &= \text{IDS} \quad \Phi_{\text{сидт}} + \quad \Phi_{\text{сидт}}, \\ \text{П} &= \text{ТДС} \quad \Phi_{\text{сидт}} + \quad \Phi_{\text{сидт}}, \end{aligned} \quad (11)$$

где  $s$  — боковой показатель каждой ноги, где  $p$  обозначает протезная сторона, а  $i$  указывает на неповрежденную сторону.  $B$  обозначает торможение импульс,  $P$  обозначает пропульсивный импульс, а  $F_s$  у представляет собой передне-заднюю силу опорной реакции соответствующей конечности.

Мы рассчитали индекс симметрии торможения ( $SI$ ) и индекс симметрии движения ( $SI$ ) между протезной стороной и неповрежденной стороне, что соответственно было эквивалентно вклад импульса от каждой ноги.

$$\begin{aligned} C_{IB} &= \frac{I_i B - I_p B}{1/2(I_i B + I_p B)} \\ C_{IP} &= \frac{I_i P - I_p P}{1/2(I_i P + I_p P)} \end{aligned} \quad (12)$$

Кроме того, рассчитывали чистый межконечный импульс по формуле добавление тормозного импульса протезной конечности (ведущего конечности) и толчковый импульс неповрежденной конечности (отставной конечности):  $I_i P + I_p B$ .

### Э. Критерии исключения данных

Мы исключили данные в следующих случаях: 1) субъект споткнулся при ходьбе, т.е. вертикальная сила реакции опоры на этапе поворота было больше 80 Н, 2) особенность процедура извлечения не смогла обнаружить сгибание позиции и/или разгибание стойки, 3) количество циклов походки было менее 4, т.е. недостаточное количество циклов походки для автоматического, чтобы вычислить новое обновление параметра импеданса и 4) сгибание при повороте угол был меньше 45 градусов. Вышеуказанные критерии обеспечили справедливость и полнота данных для обеспечения основанного на RL автоматического функционировал в разумных условиях для контроль системы «носитель-протез».

### Ф. Статистический анализ

Для сравнения эффекта был проведен однофакторный дисперсионный анализ. различное управление /механика роботизированного коленного протеза на кинематику протезного коленного сустава, временно-пространственную симметрию походки и ПД-импульсы со значимостью, установленной на уровне  $p < 0,01$ . Был использован анализ коэффициента корреляции Пирсона. оценить взаимосвязь между межконечным толчком измерения ( $SI$  движения,  $SI$  торможения и чистое межконечное взаимодействие), импульс) и измерения симметрии походки (т.е. позиция время  $SI$  и длина шага  $SI$ ), при этом значимость установлена на уровне  $p < 0,01$ . Вся статистика проводилась с использованием MATLAB (MathWorks, Натик, Массачусетс).

### III. ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

#### A. Изменения кинематики протеза коленного сустава, Индексы временно-пространственной симметрии и Двусторонние ПД-импульсы в выявляющие изменения ми в области управления протезами/механики

В результате процедуры настройки протеза на основе RL было протестировано в среднем 155 ( $\pm 10$ ) различных комбинаций 12-мерные параметры управления (рис. 2), определяющие механика роботизированного коленного протеза по каждому предмету. RL-индуцированные изменения параметров управления протезом привели к изменения кинематики коленного сустава протеза, двусторонние ПД-импульсы и пространственно-временная симметрия походки.

1) Параметры управления (механика) роботизированного колена протез существовали на кинематику протезного коленного сустава ( $p < 0,01$ ). Они выявляли широкий спектр ответов пиковый угол сгибания опоры пиковый угол разгибания опоры пиковый угол сгибания поворота и пиковый угол разгибания поворота. В среднем по людям соответствующие диапазоны составляли 12,5 градусов, 15,6 градусов, 11,3 градусов и 14,8 градусов. Среднее стандартное отклонение углов пиков при использовании одинаковые параметры управления составляли 1,2 градуса у всех испытуемых управляться настройками и предметами. Изменения угла, выявляющие изменения параметров были значительно больше, чем из-за внутренние вариации ходьбы человека с несъемным протезом контроль ( $p < 0,01$ ).

2) Изменения в управлении роботизированным коленным протезом. изменение тормозного импульса и толчкового импульса на обеих нижних конечностях. Тормозной импульс и тяга импульс протезной конечности изменялся в диапазоне 1,95 %BW · с и 1,73 %BW · с соответственно. Торможение



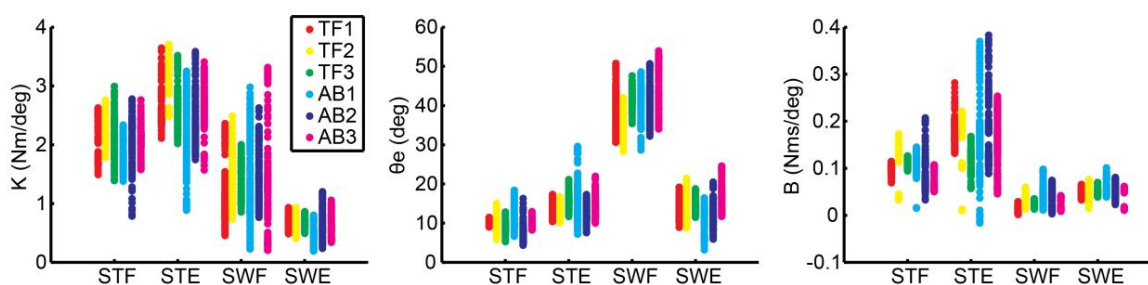


Рис. 2. Диапазон параметров импеданса для каждого субъекта, исследуемого методом обучения с подкреплением.

ТАБЛИЦА II

КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ МЕЖДУ ИЗМЕРЕНИЯМИ ИМПУЛЬСА И СИММЕТРИЕЙ ПОХОДКИ

R	Stance Time SI (%)						Step length SI (%)					
	TF1	TF2	TF3	AB1	AB2	AB3	TF1	TF2	TF3	AB1	AB2	AB3
Propulsion SI (%)	0.03	0.07	<b>0.33</b>	<b>0.79</b>	<b>0.45</b>	<b>0.74</b>	<b>-0.65</b>	<b>-0.56</b>	<b>-0.48</b>	<b>-0.60</b>	<b>-0.82</b>	<b>-0.52</b>
Braking SI (%)	<b>0.44</b>	<b>0.56</b>	<b>0.38</b>	0.16	-0.03	-0.10	<b>0.82</b>	<b>0.77</b>	<b>0.67</b>	<b>0.47</b>	<b>0.79</b>	<b>0.56</b>
Net inter-limb impulse (I)	<b>-0.76</b>	<b>-0.75</b>	<b>-0.58</b>	<b>-0.79</b>	<b>-0.59</b>	<b>-0.75</b>	<b>-0.51</b>	-0.18	<b>-0.60</b>	0.03	<b>-0.32</b>	0.00
Net inter-limb impulse (P)	<b>0.79</b>	<b>0.71</b>	<b>0.62</b>	<b>0.79</b>	<b>0.62</b>	<b>0.65</b>	<b>0.52</b>	0.17	<b>0.54</b>	-0.06	<b>0.26</b>	0.05

**Bold** indicating  $p < 0.01$ .

Импульс и пропульсивный импульс интактной конечности изменялись в пределах 2,42 %BW · с и 1,85 %BW · с соответственно.

Среднее стандартное отклонение импульсных измерений составляло 0,35 %BW · с для всех контрольных параметров и субъектов.

Обратите внимание, что положительный импульс соответствовал направлению ходьбы. У всех испытуемых наблюдалось значительное влияние контроля /механики протезного коленного сустава на импульсы на уровне 0,01.

3) Аналогично, изменения в управлении протезом привели к значительно большей вариации симметрии времени опоры симметрии длины шага, чем изменения у людей с ампутированными конечностями, идущих с фиксированным управлением протезом. При измерении в рамках каждого набора контрольных параметров средние стандартные отклонения времени опоры SI и длины шага SI у людей и различных контрольных параметров составили 3,3% и 5,7% соответственно. По сравнению с этими значениями изменения управления протезом привели к значительно большему изменению симметрии походки по времени опоры длине шага (рис. 3). Дисперсионный анализ показал, что влияние контроля /механики протезного колена на время опоры SI и длину шага SI было статистически значимым ( $p < 0,01$ ).

#### Б. Корреляция между измерениями межконечного импульса и показателями пространственно-временной симметрии

Как показано в Таблице II, SI движения и SI торможения коррелировали с SI времени опоры, но они не были одинаковыми для разных испытуемых. Вместо этого чистый межконечный импульс последовательно и значимо коррелировал с временем опоры SI у всех испытуемых ( $p < 0,01$ ) и давал самый высокий коэффициент корреляции ( $R = 0,7 \pm 0,08$ ). На рис. 4 в качестве примера показаны данные пациентов с ампутированными конечностями. Время опоры SI уменьшилось, что указывает на улучшение симметрии времени опоры уменьшением чистого межконечного импульса.

И SI движения, и SI торможения последовательно и значимо коррелировали с SI длины шага для всех испытуемых.

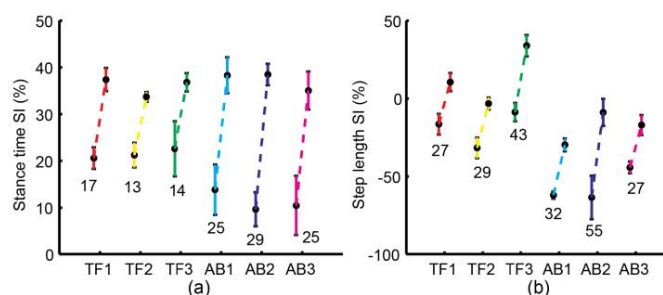


Рис. 3. Время стойки SI и длина шага SI значительно изменились в течение исследования контрольных параметров для всех шести испытуемых. Сравняются среднее и стандартное отклонение итераций с максимальными и минимальными значениями. Парный t-критерий выявил значительную разницу для всех измерений ( $< 0,01$ ). а) и б) Показатели пространственно-временной симметрии походки охватывали широкий диапазон отклонений без изменения контроля (3 для времени опоры SI, 5 для длины шага SI). Ни один испытуемый не мог создать идеальную симметрию времени стойки, но некоторые могли создать идеальную симметрию длины шага.

(Таблица II). Это наблюдение согласуется с предыдущими исследованиями пациентов с инсультом [27], [46]. Чистый межконечный импульс не всегда коррелировал с длиной шага SI у всех испытуемых. Положительная длина шага SI указывает на большую длину интактного бокового шага, измеренную по переднезаднему расстоянию между двумя маркерами пяточной кости при неповрежденном боковом ударе пяткой.

При дальнейшем изучении кинетической координации между протезной конечностью и неповрежденной конечностью мы обнаружили, что причина временной асимметрии походки варьируется у разных субъектов. Используя в качестве примера результаты, полученные на TF2 и TF3, TF2 генерировал симметричный тормозной импульс, но демонстрировал асимметричное движение с слабым импульсом движения от протезной конечности (рис. 5(a)). TF3, с другой стороны, генерировал симметричный импульс движения, но демонстрировал асимметричный тормозной импульс с более низким тормозным импульсом от протезной конечности (рис. 5(b)). Оба случая привели к временной асимметрии. Кроме того, изменение импульса SI привело к

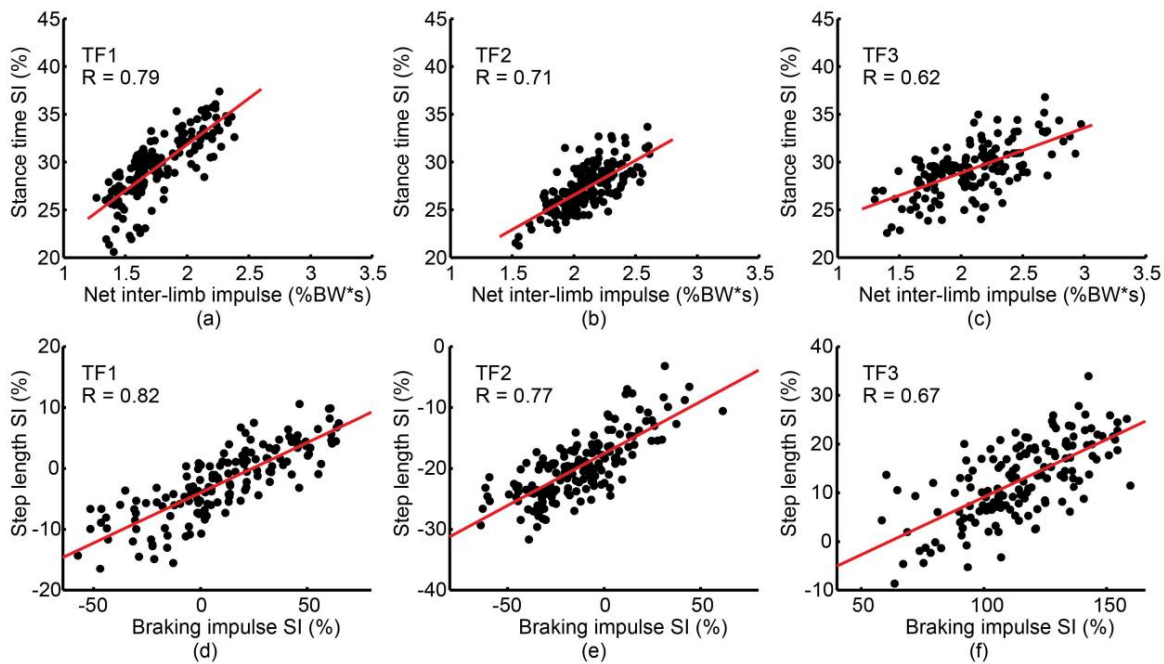


Рис. 4. Корреляция между измерениями импульса и симметрией походки субъектов TF. (a)-(в) Корреляция между чистым межконечным импульсом (нормализован к массе тела) и времени опоры SI. (d)-(f) Корреляция между тормозным импульсом SI и длиной шага SI. Общий межконечный импульс - чистый импульс (сумма толчкового импульса интактной конечности и тормозного импульса протезированной конечности) при переходе из интактной конечности конечность к протезу. Красная линия — это наименьшие квадраты соответствующие данным.

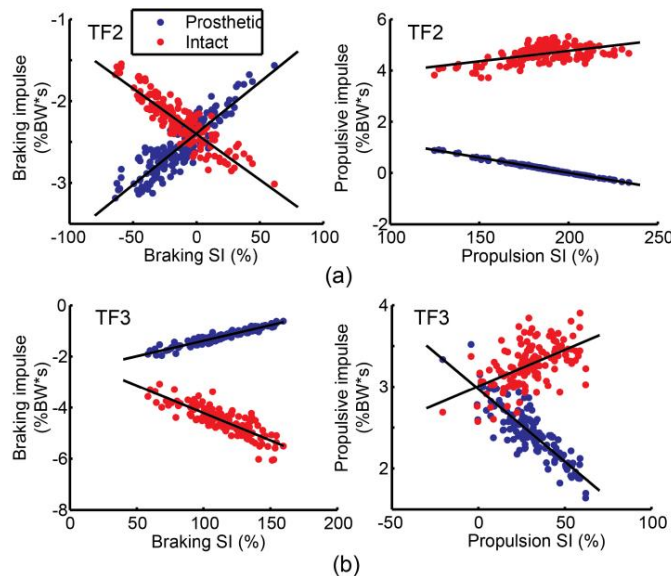


Рис. 5. Толкающий и тормозной импульсы двух субъектов TF как примеры

от противоположного импульса изменяется с обеих конечностей, т.е. увеличивается. Тормозной/толкающий импульс со стороны протеза сопровождается за счет уменьшения тормозного/толкающего импульса с неповрежденной стороны (рис. 5(a) и рис. 5(b)).

#### С. Кинематика протезного колена с лучшим временем стойки SI

Мы также проверили кинематику коленей испытуемых в лучшее время позиции SI (рис. 6). Хотя кинематика различалась у разных испытуемых, она продемонстрировала, что позиция

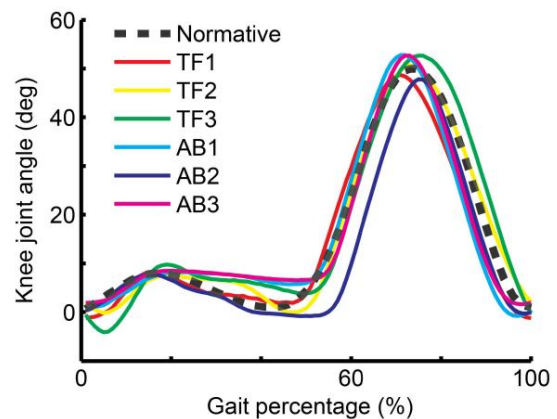


Рис. 6. Кинематика колена всех испытуемых в наилучшее время стойки. SI. Кинематика каждого колена, усредненная по нескольким параметрам управления. условия, время позиции SI которых входит в топ-5 среди всех (~500) контрольных условия параметров.

сгибание роботизированного коленного протеза при нагрузке реакция, по-видимому, необходима для системы пользователь-протез продемонстрировать лучшую временную симметрию позиции, наблюдаемую в этом изучать.

#### IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ОБСУЖДЕНИЕ

Оптимизация носимых роботов для максимизации биомеханических характеристик каждого отдельного пользователя является новой и важной темой исследования в этой области. Наши исследования способствуют важному знанию взаимодействия пользователя и протеза. Хотя сообщалось об оптимизации управления экзоскелетом минимизировать метаболические затраты трудоспособных пользователей при ходьбе [38], [39], оптимизируя механику протезов для максимизации

Характеристики походки человека не были продемонстрированы, поскольку не было влияния механики протеза на общую походку, равновесие и расход энергии человека и если да, то каким образом. Чтобы исполнить этот пробел в знаниях, в данном исследовании мы исследовали влияние комплексного роботизированного управления коленным протезом, состоящего из 12 управляющих параметров, на временно-пространственные СИ походки и межконечности ПД-импульсы. Благодаря новому применению настройки протеза на основе RL, которое позволяет исследовать различные комбинации параметров управления с участием человека, мы обнаружили, что временно-пространственная СИ походки пользователя чувствительна к механике протезного колена. Только регулировка механики протеза вызвала изменения во времени опоры и длине шага на обеих конечностях; билатеральные изменения носили в основном противоположный характер, что привело к значительным вариациям показателей симметрии (рис. 5). Наблюдаемое изменение движения в неповрежденной конечности человека, вероятно, было вызвано пассивно или произвольно, поскольку мы не давали испытуемым указаний добровольно изменить свою походку и не сообщали им, когда было отрегулировано управление протезом. Соответствующее управление протезом может привести к симметрии длины шага у некоторых испытуемых, хотя ни один из средств управления протезом, протестированных на наших испытуемых, не привел к симметрии времени позиции (рис. 3). Эти результаты показали, что оптимизация управления протезом для улучшения пространственно-временной симметрии возможна, хотя регулировка управления протезом сама по себе, по видимому, ограничена максимизацией нормативной пространственно-временной симметрии походки. Предыдущее исследование показало, что активная адаптация человека также может улучшить симметрию походки даже при фиксированном управлении. Таким образом, может возникнуть необходимость объединить реабилитационное обучение и оптимизацию протеза для дальнейшего улучшения симметрии походки в системе «пользователь-протез».

Непосредственное использование 12 параметров управления протезом для объяснения пространственно-временной симметрии походки недостаточно, поскольку измерения симметрии также включают двигательное поведение неповрежденной конечности, которое сильно варьируется у разных людей. Вместо этого мы исследовали пропульсивные и тормозные ПД-импульсы как протезной конечности, так и интактной конечности, поскольку ПД-импульсы при ходьбе являются результатом взаимодействия обеих нижних конечностей с окружающей средой. Более того, эти импульсы ранее объясняли характеристики походки, такие как пространственно-временная симметрия [27], [32] и скорость ходьбы [48]. Кроме того, толчковые и тормозные импульсы на стороне протеза напрямую связаны с управлением протезом. Наше исследование показало, что суммарный межконечный импульс, отражающий согласованные пропульсивные и ломающие импульсы между интактной и протезированной конечностями при переходе конечности, был связан с временной асимметрией (табл. II). Уравновешивание тормозного импульса ведущей конечности и движения задней конечности улучшило временную симметрию. Это наблюдение последовательно наблюдалось у всех испытуемых в этом исследовании и может быть объяснено биомеханически. При переходе из средней позиции одной конечности в среднюю позицию другой суммарный импульс между конечностями пропорционален изменению скорости движения центра масс вперед.

Если чистый АД-импульс между конечностями сбалансирован до нуля, скорости центра масс каждой конечности одинаковы (т. е. симметричны) в средней позиции. В противном случае несбалансированный суммарный АД-импульс между конечностями ускоряет или замедляет центр масс, в результате чего одна сторона конечностей производит более короткое или длинное

на этой конечности [27]. Интересно, что почти во всех предыдущих исследованиях асимметрию походки у людей с ампутированными конечностями связывали в основном с недостаточной движущей силой или импульсом от протезной конечности [27], в то время как наше исследование показало, что недостаточное торможение в протезированной конечности также может вызывать временную асимметрию походки. Например, у TF2 был недостаточный импульс движения, а у TF3 — недостаточный тормозный импульс; оба приводили к асимметричному времени опоры при ходьбе. Более того, наше исследование показало, что СИ пропульсивного или тормозного импульса был связан с длиной шага СИ, что согласуется с предыдущими данными о патологической походке [32]. Поэтому очень важно понять причину асимметрии походки для каждого человека, чтобы обеспечить оптимальный контроль протеза и/или провести реабилитацию для улучшения симметрии походки.

В дополнение к нашим основным выводам о взаимосвязи между симметрией и импульсами, наши результаты (рис. 6) могут также пролить свет на давний вопрос в области протезирования: необходимо ли сгибание опоры для протезного колена? У здоровых людей коленный сустав генерирует небольшое сгибание во время ранней позиции (т. е. в период реакции на нагрузку), которое выполняет две функции: поглощение ударов и поддержание высоты бедра [49].

Однако во многих предыдущих исследованиях механических протезов коленного сустава сгибание опоры игнорировалось [50, 51] из-за предпочтений пользователя. Это произошло потому, что пользователи, возможно, уже адаптировались к своим предыдущим ежедневным пассивным устройствам, которые обычно фиксировали коленный сустав в полном разгибании для поддержки веса во время стойки. Кроме того, некоторые пользователи сообщали о проблемах с контролем протеза, когда протез сгибался во время стояния [52].

В нашем исследовании тренировка испытуемых помогла им обрести уверенность и удобство при сгибании коленного сустава протеза при ходьбе. Что еще более важно, мы отметили сгибание коленного сустава во время ранней позиции у всех испытуемых из тех тестов, которые показали лучшую симметрию во время стойки (рис. 6). Поскольку поглощение удара после контакта с опорой имеет отношение к прерыванию импульса, наблюдение дополнительно подтвердило важность контроля коленного протеза в ранней позиции. Создание сгибания коленного сустава с эксцентрическим крутящим моментом в ранней позиции может быть необходимо для контроля протеза и улучшения симметрии походки.

Однако четкой связи между характеристиками протеза и индексом симметрии походки нет, а целевая кинематика коленного сустава в этом исследовании не может гарантировать наилучшую симметрию во время опоры для каждого участника. Следовательно, может потребоваться персонализация целевых характеристик колена, чтобы минимизировать асимметрию походки.

Наш метод исследования, основанный на обучении с подкреплением, может изменить изучение физического взаимодействия пользователя с роботом. Усовершенствованные носимые машины, такие как нейрорпротезы, роботизированные протезы и экзоскелеты, обычно включают в себя многочисленные параметры управления, которые необходимо настроить для персонализированной помощи при походке. Для изучения влияния носимых устройств на физическую работоспособность человека обычно используются два метода: компьютерное моделирование и эмпирическое исследование. Компьютерное моделирование позволяет проводить систематическое исследование органов управления носимых машин с высокой размерностью, но оно часто игнорирует или упрощает нервные реакции человека и патологические состояния, что приводит к выводам, не соответствующим экспериментальным наблюдениям [53]. Эмпирический подход позволяет



непосредственно, но крайне сложно, если возможно, исследовать более 3-х параметров одновременно. Чтобы решить эту проблему, мы представили новое применение мощной системы настройки протезов на основе RL. Управление протезами на основе RL позволяет людям, носящим их, безопасно передвигаться, преодолевая ограничения безопасности, и генерировало различные настройки параметров управления, которые привели к значительным изменениям в системе пользователь-протез, включая силу/импульс реакции опоры пространственно-временную симметрию. Благодаря гибкой структуре нейронной сети эту систему управления на основе RL можно распространить на экзоскелеты и другие сложные носимые вспомогательные устройства, что потенциально принесет пользу другим группам пациентов, кроме людей с ампутированными конечностями. Необходима дополнительная работа для подтверждения возможности обобщения этой структуры с использованием различных контроллеров для различных носимых устройств и эффективности этой структуры посредством сравнения с другими методами исследования.

Наконец, характер нашего исследования оказывает ограничивающее влияние на количество субъектов. Мы включили в это исследование трех трудоспособных субъектов, поскольку трудоспособные субъекты могли выполнять контрольные характеристики протеза и были включены в исследование, посвященные пользователю и протезу [20], [34]. Несмотря на различия между людьми, у всех испытуемых наблюдалась последовательная и статистически значимая корреляция между чистым межочечным импульсом и временем опоры SI, а также между импульсом движения / торможения SI и длиной шага SI. Еще одним ограничением является то, что критерии оценки были разработаны для немедленного изменения показателей производительности (например, кинематики колена). Для изучения медленно реагирующих измерений (например, метаболических затрат) этому методу потребуется больше времени, чтобы получить надежные и репрезентативные результаты. Кроме того, это исследование ограничилось сферой измерения показателей походки по пространственно-временной симметрии и условиям теста на ходьбу на беговой дорожке. В качестве будущей работы было бы интересно 1) использовать управление на основе RL, чтобы повлиять на механику протеза на другие показатели походки (например, стабильность, непереведенную нагрузку на суставы или когнитивные реакции человека) в реалистичном контексте (например, на ровной поверхности). 2) использовать наблюдения за импульсами движения и торможения в качестве обратной связи для персонализации параметров управления для улучшения симметрии походки.

ПОДТВЕРЖДЕНИЕ

Авторы хотели бы поблагодарить доктора М. Лю и доктора С. Хуанга за ценный вклад в анализ данных, протезиста Д. Франкена и физиотерапевта М. Соярса за подбор протезов и предметное обучение, а также всех участников за потраченное время и усилия.

ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

[1] Ф. Суп, Х. А. Варон, Дж. Митчелл, Т. Дж. Уитроу и М. Гольдфарб, «Предварительные оценки автономного антропоморфного трансбедренного протеза», IEEE/ASME Trans. Mechatronika, вып. 14, нет. 6, стр. 667–676, декабрь 2009 г.

[2] ЕС Мартинес-Вильяльба и Х. Херр, «Активный коленный протез с агонистами-антагонистами: предварительные исследования ходьбы по ровной поверхности», J. Rehabil. Рез. Разв., вып. 46, нет. 3, стр. 361–373, май 2009 г.

[3] Л. Амброзичи и др., «CYBERLEGS: ориентированный на пользователя роботизированный трансформальный протез с контролем всего тела», IEEE Robot. Automat. Mag., вып. 21, нет. 4, стр. 82–93, декабрь 2014 г.

[4] Т. Лени, М. Кемпини, Л. Х. Аргроув и Т. Куикен, «Проектирование, разработка и тестирование легкого гибридного роботизированного коленного протеза», Int. Дж. Р. Обот. Рез., том 37, нет. 8, стр. 953–976, июль 2018 г.

[5] Э. Дж. Роуз, Л. М. Мун и Х. М. Герр, «Сцепляемый последовательный эластичный привод: значение для конструкции протеза коленного сустава», Int. Дж. Р. Обот. Рез., том 33, нет. 13, стр. 1611–1625, ноябрь 2014 г.

[6] К. Д. Гувер, Г. Д. Фулк и К. Б. Файт, «Подъем по лестнице с использованием привода одного трансформального протеза под прямым углом электрическим контролем», IEEE/ASME Trans. Mechatronika, вып. 18, нет. 3, стр. 1191–1200, июнь 2013 г.

[7] Р. Д. Грегг и Дж. В. Сенкингер, «На пути к биомиметическому управлению виртуальными ограничениями механизированного протеза ноги», IEEE Trans. Система управления. Технол., вып. 22, нет. 1, стр. 246–254, январь 2014 г.

[8] Х. Хуанг, Т. А. Куикен, Р. Д. Липуц, «Стратегия идентификации режимов локомоции с использованием поверхностной электромиографии», IEEE Trans. Биомед. англ., вып. 56, нет. 1, стр. 65–73, январь 2009 г.

[9] Х. Хуанг, Ф. Чжан, Л. Дж. Х. Аргроув, З. Доу, Д. Р. Роджерс и К. Б. Энгларт, «Непрерывная идентификация режима локомоции для протезов ног на основе нервно-мышечного механического скелетирования», IEEE Trans. Биомед. англ., вып. 58, нет. 10, стр. 2867–2875, октябрь 2011 г.

[10] Л. Дж. Х. Аргроув, А. Дж. Янг и А. М. Саймон, «Интуитивное управление механическим протезом ноги во время ходьбы: рандомизированное клиническое исследование». Ж. Сосудистая хирургия, вып. 63, нет. 5, стр. 1405–1406, май 2016 г.

[11] Б. Лоусон, Х. А. Варон, А. Х. Аффи, Э. Эрдемир и М. Гольдфарб, «Контроль подъема и спуска по лестнице с помощью механического трансформального протеза», IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ., вып. 21, нет. 3, стр. 466–473, май 2013 г.

[12] Ф. Чжан, Х. Хуанг, «Выбор источника для распознавания намерений пользователя в реальном времени в отношении волевого управления искусственными ногами», IEEE J. Biomed. Информатика здравоохранения, вып. 17, нет. 5, стр. 907–914, сентябрь 2013 г.

[13] Э. Д. Леду и М. Гольдфарб, «Контроль и оценка привода трансформального протеза для подъема по лестнице», IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ., вып. 25, нет. 7, стр. 917–924, июль 2017 г.

[14] К. Джаярани и др., «Влияние механического коленного лодыжечного протеза на механику мышц нижней части спины людей с трансформальной ампутацией: серия случаев». Frontiers Neurosci., vol. 12, с. 134, март 2018 г.

[15] Д. Кингсфорд, Э. Резник, Д. Д. Ламберт, С. Резазаде, Л. Грей и Р. Д. Грегг, «Интуитивный интерфейс клинического управления для привода коленного лодыжечного протеза: тематическое исследование», IEEE J. Transl. англ. Медицина здравоохранения, том 6 2018 г., стр. нет. 2600209.

[16] С. Резазаде, Д. Кингсфорд, Н. Дивекар, Э. Резник, Л. Грей и Р. Д. Грегг, «Подход с фазовой переменной для улучшения ритмического и неритмического контроля механического коленного лодыжечного протеза», IEEE Доступ, том 7, стр. 109840–109855, 2019.

[17] А. М. Саймон и др., «Конфигурирование механизированного протеза колена и голеностопного сустава для людей с трансформальной ампутированной конечностью в пяти конкретных режимах передвижения», PLoS ONE, vol. 9, нет. 6 июня 2014 г., стр. нет. e99387.

[18] Ю. Вэнь, Дж. Си, А. Брандт, К. Гао и Х. Хуанг, «Управление онлайн-обучением с подкреплением для персонализации роботизированного коленного протеза», IEEE Trans. Cybern., будет опубликован.

[19] Х. Хуанг, Д. Л. Крауч, М. Лю, Г. С. Савицкий и Д. Ван, «Киберэкспертная система для автоматической настройки параметров управления импедансом протезов с электроприводом», Appl. Биомед. англ., вып. 44, нет. 5, стр. 1613–1624, май 2016 г.

[20] Р. Э. Кесада, Дж. М. Капуто и С. Х. Колин, «Увеличение нагрузки на отталкивание лодыжки с помощью механизированного протеза не обязательно снижает скорость метаболизма у людей с транстибиальной ампутацией», J. Biomech., vol. 49, нет. 14, стр. 3452–3459, октябрь 2016 г.

[22] Дж. Реалмундо, Г. Клют и С. Девасиа, «Предварительное исследование управления обучением симметрии для механических протезов голеностопного сустава», в Proc. Носимый робот. доц. Конф. (WearRAcon), март 2019 г., стр. 40–45.

[23] М. Лю, Ф. Чжан, П. Дацерис и Х. Хуанг, «Улучшение контроля импеданса в конечном состоянии активного трансформального протеза с использованием правил перехода состояний на основе демпстер-шффера», J. Intell. Р. Обот. сист., вып. 76, нет. 3, стр. 461–474, декабрь 2014 г.

[24] Ю. Сагава, К. Тюрко, С. Арманд, А. Тевенон, Н. В. Коллерми и Э. Вателец, «Биомеханика и физиологические параметры во время ходьбы людей с ампутированными конечностями нижних конечностей: систематический обзор», Положение походки, том. 33, нет. 4, стр. 511–526, апрель 2011 г.

[25] С. А. Гард, «Использование количественного анализа походки для оценки эффективности ходьбы при протезировании», J. Prosthetics Orthotics, vol. 18, нет. 6, стр. P93–P104, 2006.

[26] А. Л. Хофф, Р. М. ван Бокель, Т. Шиппени, К. Постема, «Контроль бокового баланса при ходьбе: экспериментальные данные у нормальных субъектов и людей с ампутированными конечностями выше колена», Gait Posture, vol. 25, нет. 2, стр. 250–258, 2007.

- [27] П.Г. Адамчик и А.Д. Куо, «Механизмы асимметрии походки из-за недостаточности отталкивания у людей с односторонней ампутацией», IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация . англ., вып. 23, нет. 5, стр. 776–785, сентябрь 2015 г.
- [28] М. Шаршмидт, С.В. Липферт, К. Мейер-Грац, Х.-К. Шиле и А. Зейфарт, «Функциональная асимметрия походки у людей с односторонней трансбедренной ампутацией», Hum. Наука о движении, том 31, нет. 4, стр. 907–917, август 2012 г.
- [29] Х.Л. Джарвис, А.Н. Беннетт, М.Т. Вист, Р.Д. Филлипс, Дж. Этерингтон и Р. Бейкер, «Временные пространственные и метаболические показатели ходьбы у высокофункциональных людей с ампутацией нижних конечностей», Arch. Физ. Мед. Реабилит., т. 1, с. 98, нет. 7, стр. 1389–1399, июль 2017 г.
- [30] Р. Гейли, «Обзор вторичных физических состояний, связанных с ампутацией нижних конечностей и длительным использованием протезов», J. Rehabil. Рез. Разв., вып. 45, нет. 1, стр. 15–30, декабрь 2008 г.
- [31] Д. М. Эде, Д. Г. Смит, Дж. М. Чернецкий, К. М. Кэмпбелл, Д. М. Мэлчю и Л. Р. Р. Ринсон, «Боль в спине как вторичная инвалидность у людей с ампутацией нижних конечностей», Arch. Физ. Мед. Реабилит., т. 1, с. 82, нет. 6, стр. 731–734, июнь 2001 г.
- [32] К.К. Баласубраманиан, М.Г. Боуден, Р.Р. Нептун, С.А. Каутц, «Взаимосвязь между асимметрией длины шага и ходьбой у субъектов с хроническим гемипарезом», Arch. Физ. Мед. Реабилит., т. 1, с. 88, нет. 1, стр. 43–49, январь 2007 г.
- [33] Дж. Р. Перттуун, Э. Анттила, Дж. Содергард, Дж. Мериканто и П. В. Коми, «Асимметрия походки у пациентов с несоответствием длины конечностей», Scand. Дж. Мед. наук. Спорт, вып. 14, нет. 1, стр. 49–56, февраль 2004 г.
- [34] Ф. Сул, А. Бакара и М. Гольдфарб, «Проектирование и контроль приводного трансформерального протеза», Int. Дж. Робот. Рез., том 27, нет. 2, стр. 263–273, февраль 2008 г.
- [35] Ю.В. З. А. Брандт, М. Лю, Х. Хуанг и Дж. Си, «Сравнение параллельной и последовательной настройки параметров управления для приводного коленного протеза», в Proc. IEEE Международный Конф. Сист., Человек, Киберн. (SMC), октябрь 2017 г., стр. 1716–1721.
- [36] Ж. Си и Ю.Т. Ван, «Контроль онлайн-обучения посредством ассоциации и подкрепления», IEEE Trans. Нейронная сеть, том 12, нет. 2, стр. 264–276, март 2001 г.
- [37] Дж. Си, А. Г. Барто, У. Б. Пауэлл и Д. Вунц, Справочник по обучению и приближенному динамическому программированию. Хобокен, Нью-Джерси, США: Wiley, 2004.
- [38] Дж. Чжэнь др., «Человеческая оптимизация помощи экзоскелета во время ходьбы», Science, vol. 356, нет. 6344, стр. 1280–1284, июнь 2017 г.
- [39] Ю.Дин, М. Ким, С. Куиндерсма и К. Дж. Уолш, «Оптимизация помощи бедру с помощью мягкого экзоскелета во время ходьбы», «Человек в цикле», Sci. Робот., вып. 3, нет. 15 февраля 2018 г., стр. eaar5438.
- [40] Ю.В. З. А. Брандт, С. Гао, С. Хуанг и Х. Хуанг, «Новая система управления протезами нижних конечностей с электроприводом, основанная на адаптивном динамическом программировании», IEEE Trans. Нейронная сеть. Учиться. Сист., вып. 28, нет. 9, стр. 2215–2220, сентябрь 2017 г.
- [41] Р. Энн и Дж. Си, «Стабилизация вертолета Apache с использованием нейронно-динамического программирования», J. Guid., Control, Dyn., vol. 25, нет. 1, стр. 19–25, январь 2002 г.
- [42] Р. Энн и Дж. Си, «Управление балансировкой и отслеживанием вертолета с использованием прямого нейронно-динамического программирования», IEEE Trans. Нейронная сеть, том 14, нет. 4, стр. 929–939, июль 2003 г.
- [43] Р. Энн и Дж. Си, «Реконфигурация управления полетом вертолета при отказах привода несущего винта», J. Guid., Control, Dyn., vol. 26, нет. 4, стр. 572–584, июль 2003 г.
- [44] К. Лу, Дж. Си и К. Се, «Прямое вристическое динамическое программирование для гашения колебаний в большой энергосистеме», IEEE Trans. Сист., Человек, Киберн., Б(Киберн.), об. 38, нет. 4, стр. 1008–1013, август 2008 г.
- [45] М.Г. Боуден, К.К. Баласубраманиан, Р.Р. Нептун, С.А. Каутц, «Передне-задние силы реакции опоры как мера вклада паретичной ноги в гемипаретическую ходьбу», Stroke, vol. 37, нет. 3, стр. 872–876, март 2006 г.
- [46] Дж. Л. Аллен, С. А. Каутц и Р. Р. Нептун, «Асимметрия длины шага является представителем компенсаторных механизмов, используемых при гемипаретической ходьбе после инсульта», Gait Posture, vol. 33, нет. 4, стр. 538–543, апрель 2011 г.
- [47] А. Брандт, В. Риддик, Дж. Столрич, М. Люэк и Х. Хуанг, «Влияние продолжительности времени стояния протеза коленного сустава с электроприводом посредством визуальной обратной связи на симметрию походки людей с односторонней ампутацией: предварительное исследование», J. Нейронг. Реабилит., т. 1, с. 16, нет. 1, стр. 1–12, декабрь 2019 г.
- [48] К. Л. Петерсон, С. А. Каутц и Р. Р. Нептун, «Тормозящие и толкающие импульсы увеличиваются соскоростью во время ускоренной и замедленной ходьбы», Gait Posture, vol. 33, нет. 4, стр. 562–567, апрель 2011 г.
- [49] М.В. Уиттл, Анализ походки: Введение, том 3, М.В. Уиттл и Х. Харрисон Ред., 4-е изд. Оксфорд, Великобритания: Баттерворт-Хайнеманн, 2002.
- [50] Т. Лензи, Л. Х. Аргроув и Дж. Сенкингер, «Механизмы адаптации скорости: роботизированные протезы могут активно регулировать крутящий момент суставов», IEEE Robot. Автомат. Мг., вып. 21, нет. 4, стр. 94–107, декабрь 2014 г.
- [51] Х. В. Валлери, Р. Бургарт, К. Хартманн, Дж. Миттермахт, Р. Ринер и М. Басс, «Дополнительная оценка движения конечностей для контроля активных коленных протезов», Biomedizinische Technik/Biomed. англ., вып. 56, нет. 1, стр. 45–51, январь 2011 г.
- [52] Ф. Чжао, М. Лю и Х. Хуанг, «Влияние ошибок распознавания режима передвижения на волевое управление механическими протезами выше колена», IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация . англ., вып. 23, нет. 1, стр. 64–72, январь 2015 г.
- [53] М. Л. Хэндрфорд и М. Цзиньвасац, «Разработка роботизированных протезов нижних конечностей посредством одноременной компьютерной оптимизации затрат на человека и протез», Sci. Респ., вып. 6 февраля 2016 г., стр. 019983.