

Проприоцепция от нейроуправляемого протеза нижних конечностей

Тайлер Р. Клайтс,^{1,2} Мэтью Дж. Карти,^{1,3} Джессика Б. Уллаури,¹ Мэтью Э. Карни,^{1,4} Люк М. Муни,¹ Жан-Франсуа Дюваль¹, Шрия С. Сринивасан^{1,2} Хью. М. Герр^{1,2,3,4*}

Люди могут точно чувствовать положение, скорость и крутящий момент частей своего тела. Это чувство известно как проприоцепция и имеет важное значение для двигательного контроля человека. Хотя было предпринято множество попыток создать взаимодействие человека и мехатрона, до сих пор не существует надежной, воспроизводимой методологии для отражения проприоцептивной информации. от синтетического устройства на нервную систему. Чтобы устранить этот недостаток, мы представляем мионевральный интерфейс агонистов-антагонистов (АМИ). ОИМ состоит из (i) хирургической конструкции, состоящей из двух мышц-сухожилий — агониста и антагониста, — хирургически соединенных последовательно так, что сокращение одной мышцы растягивает другую, и (ii) двунаправленной структуры эфферентно-афферентного нейронного контроля. . ОИМ сохраняет динамические мышечные взаимоотношения, существующие в естественной анатомии, тем самым позволяя проприоцептивным сигналам от механорецепторов обеих мышц передаваться в центральную нервную систему. Мы хирургическим путем сконструировали два ОИМ в культе конечности пациента с транстибиальной ампутацией. Каждый ОИМ посылает управляющие сигналы одному суставу голеностопного протеза с двумя степенями свободы и предоставляет проприоцептивную информацию, касающуюся движения этого сустава. соединение. Субъект с ОИМ продемонстрировал лучший контроль над протезом по сравнению с группой из четырех субъектов, перенесших традиционную ампутацию. Мы также демонстрируем естественное рефлекторное поведение во время ходьбы по лестнице у субъекта с ОИМ, которое не проявляется в когорте субъектов с традиционной ампутацией. Кроме того, мы демонстрируем систему управления крутящим моментом сустава с обратной связью у пациентов с ОИМ. Эти результаты обеспечивают основу для интеграции бионических систем с физиологией человека.

ВВЕДЕНИЕ

Проприоцепция – это ощущение относительного пространственного положения частей тела и величины силы, действующей на окружающую среду (1). Это важно для контроля моторики человека, адаптации походки и стабильности суставов (2, 3). У людей проприоцептивная обратная связь в первую очередь опосредована сложными взаимоотношениями между органами чувств внутри мышц и сухожилий (1). Хотя существует большой объем литературы, посвященной биологическим структурам, участвующим в проприоцептивных ощущениях, включая рецепторы растяжения в коже (4–6) и рецепторы движения в суставах (7–9), существуют существенные доказательства, подчеркивающие мышечные веретена и аппарат Гольджи. сухожильные органы (10) как преобладающие медиаторы суставной проприоцепции (1). Мышечные веретена и сухожильные органы Гольджи представляют собой лишь часть более крупной проприоцептивной системы; однако исследования иллюзорной кинестезии, вызванной вибрацией, показали, что изолированной активации мышечных афферентных рецепторов достаточно, чтобы вызвать ощущения положения суставов, движения и крутящего момента (11, 12). Дальнейшие данные указывают на то, что динамические взаимоотношения внутри мышечных пар агонист-антагонист имеют основополагающее значение для естественных ощущений движения суставов (13). Сложность этой афферентной системы обратной связи (нейронных путей, которые передают информацию от мышцы или другого конечного органа к центральной нервной системе) представляет собой серьезное препятствие для развития бионических конечностей, которые извлекают выгоду из двунаправленной нейронной связи.

Клинические стандарты лечения хирургии ампутации конечностей не изменились за почти два столетия и в настоящее время не оптимизированы для облегчения нейронной интеграции с бионическими конечностями. При типичной процедуре ампутации мышечные ткани культы формируются

изометрически, чтобы создать прокладку для гнезда протеза (14), разрывая динамические взаимоотношения между парами мышц агонист-антагонист и ограничивая способность мышечных веретен и сухожильных органов Гольджи внутри этих тканей передавать значимую информацию в центральную нервную систему. Мышцы, сухожилия, кожа, кости и другие ткани, расположенные дистальнее места ампутации, обычно удаляются, несмотря на их потенциальную способность способствовать реконструкции ампутированного остатка. Нервы, пересекающие границу ампутации, перерезаются под напряжением, а затем закапываются в жировую ткань или глубоко в остатки, чтобы предотвратить образование неадекватных разрастаний нервной ткани, называемых невромами, которые могут вызывать боль или другие фантомные ощущения (15). . Хотя этот метод иногда эффективен для предотвращения нейропатической боли, этот метод создает препятствия для нейронных интерфейсов из-за ограниченной продольной жизнеспособности прямого контакта между синтетическими интерфейсами и периферическими нервными тканями, особенно для нейронной записи (16, 17) . Роботизированные протезы были разработаны с учетом этих ограничений и не способны воспроизвести опыт биологического контроля. Современная коммерческая технология для лиц с ампутацией ниже колена представляет собой приводной голеностопный сустав, который не способен полностью воспроизводить движения биологического голеностопного и подтаранного суставов и не имеет прямой связи с нервной системой. система (18).

Было предпринято множество попыток преодолеть ограничения современных хирургических методов ампутации и коммерческих систем протезирования. Прямая стимуляция вышедших периферических нервов с помощью имплантируемых электродов показала большие перспективы в восстановлении кожного сенсорного восприятия и, в некоторых случаях, изолированных кинестетических ощущений (19–25). Однако отчасти из-за несоответствия между сложностью проприоцептивной афферентной передачи сигналов и относительно низким разрешением и точностью имплантируемых методологий стимуляции ни один из этих подходов не разработан для обеспечения с высокой вероятностью стабильной и естественной проприоцептивной стимуляции. восприятия. Иллюзорная кинестезия, вызванная вибрацией (12), исследовалась как средство достижения с

¹ Центр экстремальной бионики Массачусетского технологического института (MIT) Лаборатория, Кембридж, Массачусетс 02139, США. ² Гарвард – Массачусетский технологический институт, отдел медицинских наук и Technology, Массачусетский технологический институт, Кембридж, ³ Отдел пластики и реконструкции Массачусетс 02139, США. Отделение интивной хирургии, Больница Бригама и женщин, Бостон, Массачусетс 02115, ⁴ Отправление: США. Центр медиаискусств и наук, Массачусетский технологический институт, Кембридж, Массачусетс 02139, США. *Автор, ответственный за переписку. Электронная почта: hherr@media.mit.edu

Авторское право © 2018
Авторы, некоторые
права защищены;
эксклюзивный лицензи
Американская ассоциация
содействия развитию
Никаких претензий
в исходные США
Правительственные ра



информация посредством активации кожных рецепторов растяжения; к сожалению, перевод этого подхода стал серьезным препятствием. Регенеративные интерфейсы периферических нервов появились как средство подавления образования невромы, предотвращения фантомной боли, увеличения количества независимых целей нервного контроля и передачи кожной сенсорной информации (26, 27). Целенаправленная мышечная реиннервация имеет успешный опыт улучшения управляемости миозлектрических протезов, но не предназначена для замыкания контура управления проприоцептивными ощущениями (28, 29). В последние годы также произошли значительные улучшения в протезном оборудовании (29–35), включая существенные улучшения в архитектуре миозлектрического контроля (20, 27–29, 34, 36).

В качестве методологии улучшения эфферентного (нейронных путей, которые передают команды от центральной нервной системы к мышце или другому конечному органу) протезного контроля и обеспечения афферентной проприоцептивной чувствительности мы представляем мионевральный интерфейс агонист-антагонист (АМИ). ОИМ состоит из агониста и мышцы-сухожилия-антагониста, механически соединенных последовательно: когда агонист сокращается, антагонист растягивается и наоборот (37, 38). Целью ОИМ является контроль и интерпретация проприоцептивной обратной связи от бионического сустава. Этот подход был впервые проверен в нескольких экспериментах на животных моделях. ОИМ был построен из мускулатуры с неповрежденной иннервацией и сосудистым кровоснабжением дистальной части задней конечности крысы (39). Затем регистрировались градуированные афферентные сигналы от иннервационного нерва мышцы-агониста во время функциональной электростимуляции антагониста по замкнутому контуру, что демонстрировало способность ОИМ обеспечивать естественную проприоцептивную обратную связь. В другом исследовании на мышах мы продемонстрировали, что функциональный ОИМ может быть построен из

небольшие денервированные и деваскуляризированные мышечные трансплантаты, помещенные вблизи перерезанных двигательных нервов (40). Эксперимент на козах также подтвердил, что принципы, продемонстрированные в (39), применимы к более крупным моделям животных (41).

На основании этих предыдущих исследований мы предположили, что процедура ОИМ и протокол реабилитации позволят улучшить контроль над протезом с несколькими степенями свободы, одновременно отражая естественные проприоцептивные ощущения, относящиеся к каждому протезному суставу, на центральную нервную систему. В тематическом исследовании, представленном здесь, мы проверяем эту гипотезу на человеке, перенесшем одностороннюю транстибиальную ампутацию. Сначала мы описываем реализацию двух ОИМ в остатке субъекта и подключение через синтетические электроды к внешнему протезу ноги с искусственными голеностопным и подтаранным суставами с электроприводом. Способность этого пациента с ОИМ (субъект А) произвольно и рефлекторно управлять протезом в свободном пространстве была оценена и сравнена с группой из четырех участников, перенесших традиционную транстибиальную ампутацию (группа Т, состоящая из субъектов от Т1 до Т4). В заключение мы даем оценку методологии функциональной электрической стимуляции (ФЭС) для обеспечения крутящей обратной связи от протеза к периферической нервной системе субъекта А.

ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Хирургическая конструкция ОИМ

Два ОИМ были созданы в культе конечности 53-летнего мужчины во время плановой односторонней транстибиальной ампутации. Один ОИМ, состоящий из задней большеберцовой мышцы и длинной малоберцовой мышцы, был разработан для контроля бионического подтаранного сустава, ответственного за протезные инверсионные и эверсионные движения (рис. 1, А1 и А2). Второй ОИМ, состоящий из латеральной икроножной мышцы и передней большеберцовой мышцы, был разработан для контроля бионического голеностопного сустава, ответственного за протезное подошвенное сгибание и тыльное сгибание (рис. 1,

А3 и А4). При каждом ОИМ каждая мышца была механически связана со своим партнером через сухожилие, проходящее через синовиальный канал, полученный из ампутированного голеностопного сустава во время ампутации.

Один синовиальный канал прикреплялся к медиальной поверхности большеберцовой кости при каждом ОИМ и служил биологическим шкивом для этого ОИМ, позволяя сухожилию скользить относительно закрепленной оболочки так, что возникающая сила в одной мышце вызывало растяжение другой. Мышцы ОИМ

были хирургически коапированы (соединены швом), при этом каждая мышца находилась в состоянии покоя, так что сенсорное состояние по умолчанию при каждом ОИМ отражало нейтральное положение сустава.

Примерно через 1 год после операции ультразвуковая визуализация использовалась для исследования движения каждого ОИМ во время произвольного циклического движения фантомной конечности. Команды движения передавались субъекту в виде фантомных движений конечностей («тыльное сгибание лодыжки» не активации конкретной мышцы («сократите переднюю большеберцовую мышцу»). Напряженность пучков оценивали по ультразвуковому видео, записанному с мышц антагониста, когда субъект произвольно сокращал агонист. Одновременно регистрировали электромиографию (ЭМГ) сокращающегося агониста. Данные ЭМГ показали наличие физиологически значимых штаммов (до 16%) в антагонисте при волевой активации агониста. Взаимная корреляция интегрированного в агонист ЭМГ-сигнала и напряжения пучка антагониста

показали сильную связь между активацией мышц-агонистов и растяжением мышц-антагонистов с коэффициентом корреляции 0,94 для инверсии (рис. 1В) и 0,91 для подошвенного сгибания (рис. 1С). Спаренное движение сохранялось и при циклическом поочередном сокращении мышц-агонистов и антагонистов как на низких, так и на высоких частотах (фильм S1). Дополнительное видео было записано с помощью ультразвукового датчика, расположенного рядом с синовиальными каналами; на этих видеороликах показано скольжение по медиальной поверхности большеберцовой кости, что подтверждает сопряженное движение внутри каждого ОИМ (фильм S1).

Архитектура управления: протез не в цикле

Все эксперименты проводились с использованием прототипа голеностопного протеза с электроприводом голеностопного и подтаранного суставов (описание роботизированной аппаратуры см. в разделе «Протезирование» в «Дополнительных материалах»). Когда субъект с ОИМ (субъект А) желает переместить бионическую конечность, он сокращает мышцы ОИМ, связанные с его предполагаемым движением. Активация мышц оценивается по ЭМГ.

собираются с помощью четырех биполярных поверхностных электродов на поверхности кожи, где каждый электрод прикреплен рядом с одной из четырех мышц, составляющих два ОИМ. Эти оценки используются для независимого контроля положения и импеданса (механической жесткости) протезных голеностопных и подтаранных суставов (полное обсуждение обработки ЭМГ и эфферентной архитектуры управления см. в разделе «Эфферентная архитектура управления» и на рис. S1).). Поскольку мышцы-агонисты и антагонисты ОИМ механически соединены внутри остаточной конечности нашего субъекта, произвольное сокращение агониста пассивно растягивает мышцу-антагонист. Естественные нервные реакции мышечных веретен внутри обеих мышц затем интерпретируются центральной нервной системой как ощущения положения и скорости сустава, связанные с движением протеза (рис. 2А). Во время произвольного движения фантомной конечности субъект А сообщил о естественных проприоцептивных ощущениях во всем фантомном суставном пространстве, точно соответствующих движению протеза.

В этой архитектуре управления в свободном пространстве нет прямой линии обратной связи от протеза к АМИ (следовательно, «протез не в контуре»). Однако субъект получает проприоцептивную афферентную обратную связь, описывающую его предполагаемую команду движения через агонист-антагонист.

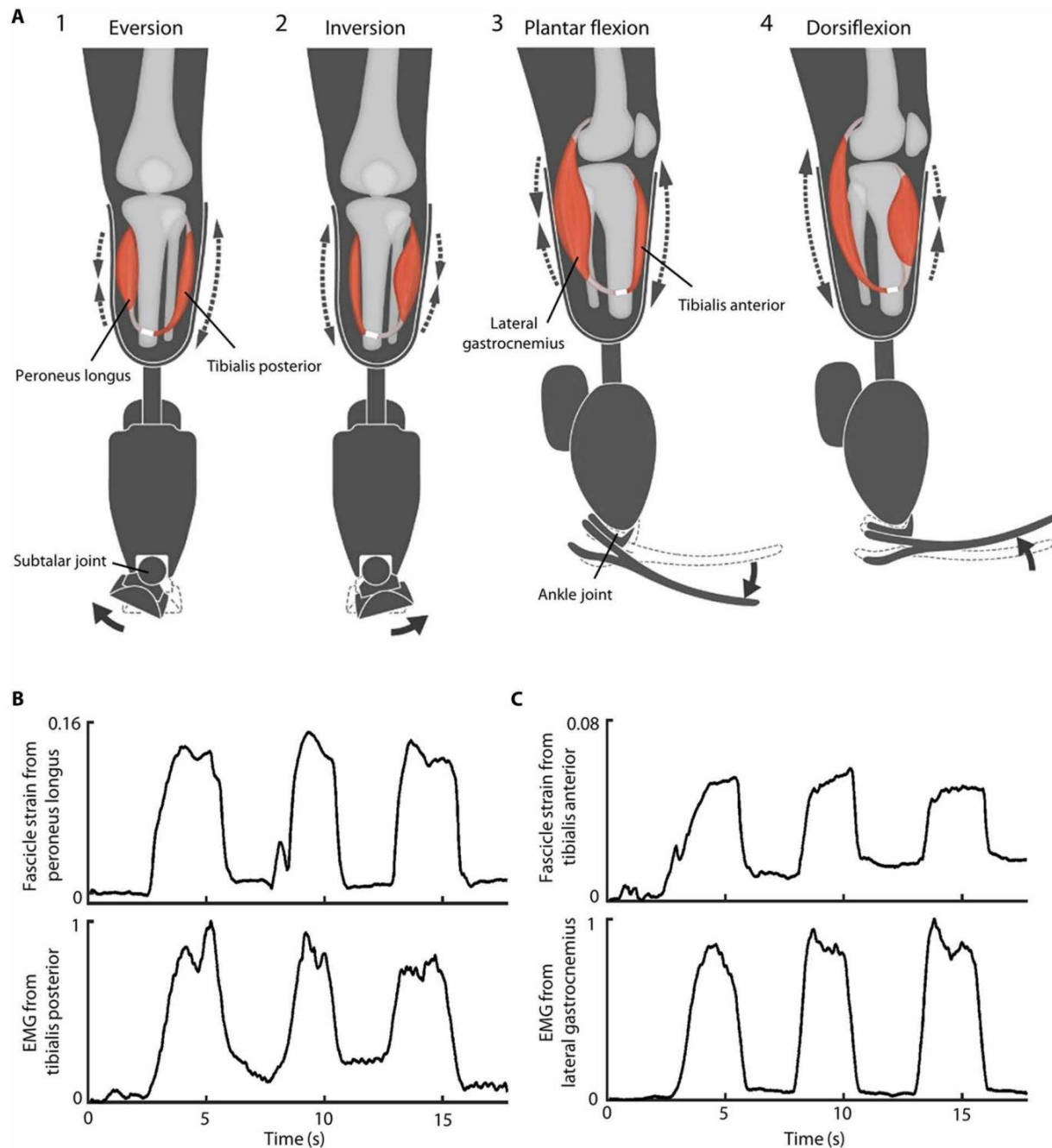


Рис. 1. Мионевральный интерфейс агонист-антагонист. (А) Два ОИМ были хирургически созданы в остатке левой ноги пациента, чтобы обеспечить контроль движений протеза подтаранного сустава и голеностопного сустава. Движения протеза подтаранной кости и голеностопного сустава показаны на (А1) и (А2), (А3) и (А4) соответственно. На (А1) протез подтаранного сустава выворачивается (стрелка) при сокращении длинной малоберцовой мышцы, растягивая заднюю большеберцовую мышцу; на (А2) подтаранный сустав инвертируется (стрелка), когда задняя большеберцовая мышца сокращается, растягивая длинную малоберцовую мышцу. На (А3) протез голеностопного сустава сгибается тыльно (стрелка), когда сокращается передняя большеберцовая мышца, растягивая латеральную икроножную мышцу; на (А4) голеностопный сустав сгибается подошвенно (стрелка), когда латеральная икроножная мышца сокращается, растягивая переднюю большеберцовую мышцу. Пунктирные стрелки указывают на сокращение и растяжение мышц. (В) Данные ультразвуковой деформации и ЭМГ для подтаранного ОИМ, показывающие совмещенное движение, когда длинная малоберцовая мышца растягивается во время произвольного сокращения задней большеберцовой мышцы [инверсионное движение (А2)]. Коэффициент корреляции этих двух сигналов составляет 0,94. (С) Данные ультразвуковой деформации и ЭМГ при ОИМ голеностопного сустава, показывающие совмещенное движение, когда передняя большеберцовая мышца растягивается во время произвольного сокращения латеральной икроножной мышцы [движение подошвенного сгибания (А4)]. Коэффициент корреляции этих двух сигналов составляет 0,91. (В) и (С) являются репрезентативными следами от субъекта А (n = 5 попыток на движение). Значения ЭМГ нормализуются до калиброванных максимумов для каждой мышцы.

обострение отношений внутри АМИ. В свободном пространстве, где к суставам протеза не применяются внешние крутящие моменты, эфферентная система управления предназначена для обеспечения надежной синхронизации движения протеза с этими естественными афферентными ощущениями; таким образом, существует

ограниченная функциональная разница между ощущениями предполагаемого и фактического движения сустава.

Прежде чем начать эксперименты, мы обнаружили, что, настроив коэффициенты усиления контроллера, мы можем настроить чувствительность протеза, чтобы сделать его более комфортным.

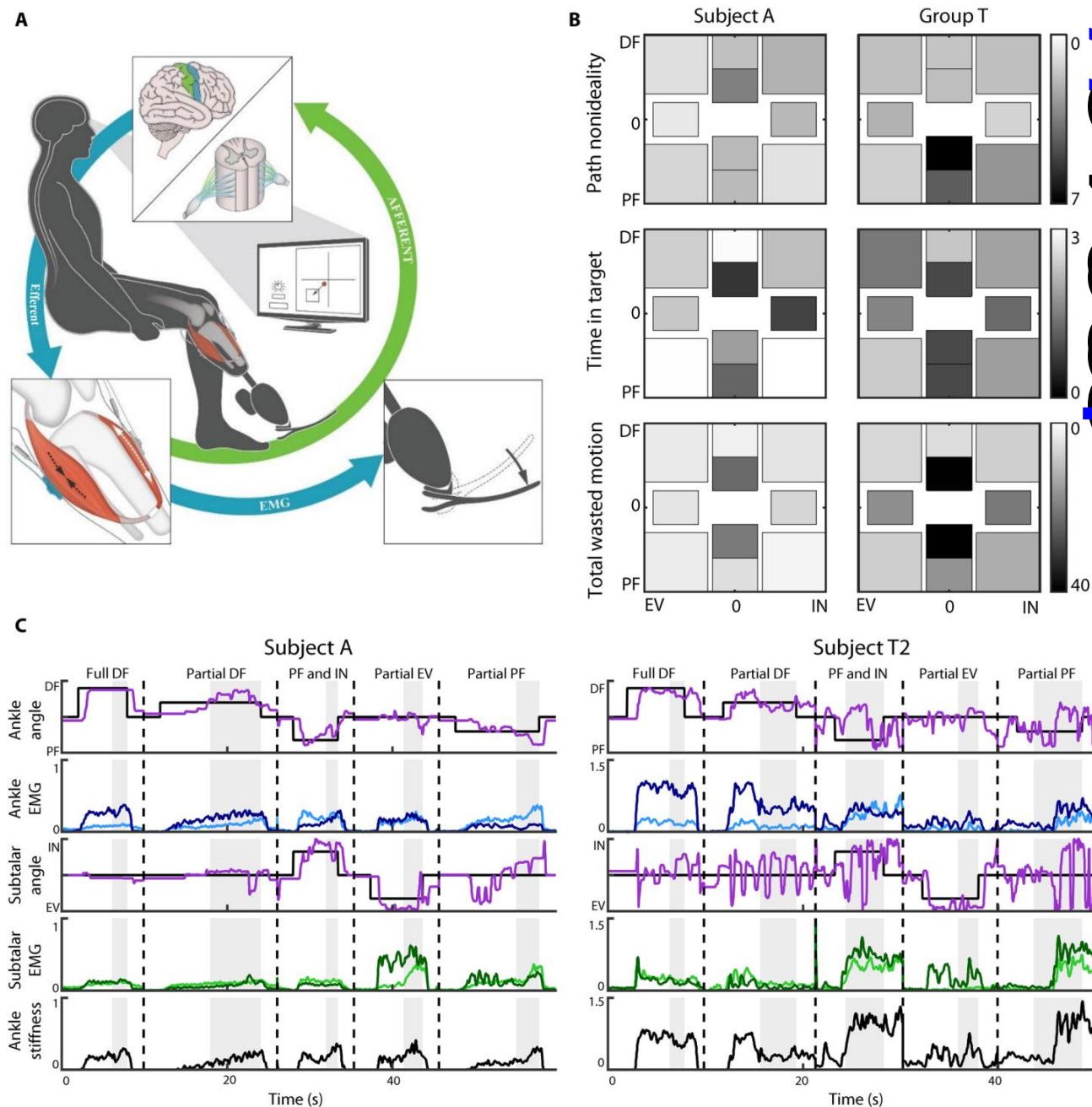


Рис. 2. Волевой контроль положения и сопротивления сустава. (А) Схема, показывающая, как субъект А активирует мышцу ОИМ, связанную с его предполагаемым движением. Эта активация записывается как ЭМГ и генерирует команду движения для двигателей внутри протеза. Субъект может придать жесткость протезному суставу путем одновременной совместной активации мышц-агонистов и антагонистов в пределах ОИМ, связанного с этим суставом. Аfferентные сигналы, описывающие движение протезного сустава, передаются в нервную систему пациента через реакцию мышечного веретена на дифференциальные соотношения растяжения внутри каждой мышцы ОИМ. (Б) Карты средних показателей выполнения задач произвольного контроля ($n = 100$ образцов от испытуемого А, $n = 350$ образцов от группы Т). Оценки по каждому показателю представлены по целевой области; Расположение каждого прямоугольника внутри оси представляет целевую область в суставной щели в диапазоне от полного подошвенного сгибания (PF) до полного тыльного сгибания (DF) и от полного выворота (EV) до полной инверсии (IN). Тень прямоугольника указывает на балл испытуемого в этой целевой области, где более светлые оттенки указывают на лучшую успеваемость. (В) Репрезентативные выборочные следы положения суставов (угла), ЭМГ и жесткости голеностопного сустава во время экспериментов по волевому контролю в свободном пространстве для субъекта А ($n = 100$ общих образцов) и одного субъекта из группы Т (субъект Т2, $n = 50$ общих образцов). Пунктирные вертикальные линии делят испытание на сегменты по целевому движению, обозначенному текстом сверху каждого сегмента. Заштрихованная область каждого графика представляет ту часть испытания, в которой испытуемому было дано указание придать суставу жесткость. Показанный диапазон углов голеностопного сустава соответствует полному диапазону протеза голеностопного сустава: от 15 градусов PF до 10 градусов DF. Показанный диапазон подтаранных углов представляет собой полный диапазон подтаранного протеза: от 15 градусов EV до 15 градусов IN. Графики угла лодыжки и подтаранного сустава показывают целевое положение (черный) и фактическое положение (фиолетовый). График ЭМГ лодыжки показывает сигнал, записанный от латеральной икроножной мышцы (светло-синий) и передней большеберцовой мышцы (темно-синий). На подтаранном графике ЭМГ показан сигнал, записанный от задней большеберцовой мышцы (светло-зеленый) и длинной малоберцовой мышцы (темно-зеленый). Значения ЭМГ нормализуются до калиброванных максимумов для каждой мышцы. Значения жесткости нормализуются таким образом, что значение 1 представляет совместную активацию передней большеберцовой мышцы и латеральной икроножной мышцы при калиброванном максимуме каждой мышцы.

более или менее реагирует на мышечную активность, чем фантомная конечность. Если прирост был слишком высоким, наш испытуемый описывал движение протеза как «нергание». И наоборот, если они были слишком низкими, он описывал протез как «вялый» и «не реагирующий». Как только усиление было хорошо настроено, движение протеза и воспринимаемое движение фантомной конечности пришли в соответствие. Субъекты контрольной группы, перенесшие традиционную одностороннюю транстибиальную ампутацию (группа Т), использовавшие тот же протез в идентичных условиях, не сообщали о подобных ощущениях.

Несмотря на широкие возможности регулировки и настройки усиления, ни один из испытуемых из контрольной группы не почувствовал, что движение протезных суставов точно соответствует ощущениям в фантомной конечности. Один субъект (субъект Т2) специально объяснил это несоответствие частично непреднамеренным одновременным антагонистическим сокращением во время произвольной активации мышц внутри его остатков. Все испытуемые в группе Т описали ощущение ограниченности движений во всем фантомном суставном пространстве.

Независимый контроль положения сустава и импеданса

Для всех испытуемых эксперименты по волевому контролю проводились примерно через 1 час настройки и свободного управления устройством. В ходе этих экспериментов оценивалась способность каждого испытуемого самостоятельно модулировать положение и импеданс протезного сустава при выполнении волевых задач по управлению протезом в свободном пространстве. Был создан графический интерфейс для визуализации углов суставов протеза в реальном времени как местоположения точки в двухмерном суставном пространстве (подожненное сгибание и тыльное сгибание по вертикальной оси, а также инверсия и эверсия по вертикальной оси).

горизонтальный). Во время ношения протеза и просмотра графического интерфейса каждому испытуемому было поручено выполнить следующие задачи: (i) переместить протез в пределах заранее определенного окна углов суставов, графически представленного в виде прямоугольника в пространстве углов сустава; (ii) удерживайте протез в пределах этого окна угла сустава в течение 3 с; (iii) придать жесткость протезу за счет совместного сокращения мышц ОИМ, сохраняя при этом положение сустава в пределах окна угла сустава; и (iv) вернуть протез в исходное положение.

После ознакомления с экспериментальной парадигмой и предоставления одной тренировочной попытки каждый испытуемый неоднократно выполнял задания с 1 по 4 в 10 различных местах по всему угловому пространству сустава протеза в случайно сгенерированном порядке. Все испытания проводились в течение одного и того же двухчасового сеанса. Для оценки эффективности во время экспериментов по волевому контролю были выбраны три показателя. Для каждого показателя рассчитывалась средняя успеваемость каждого испытуемого по всем испытаниям, проведенным этим испытуемым, чтобы получить общую оценку испытуемого. Оценки субъекта А (n = 100 образцов из 10 испытаний) сравнивались со средними показателями четырех субъектов из группы Т (n = 350 образцов из 35 испытаний).

Идентичные эксперименты были также проведены на когорте конечностей с интактной биологической анатомией (n = 390 образцов из 39 исследований). В эту когорту вошли три из четырех непораженных конечностей субъектов из группы Т, а также одна конечность дополнительного субъекта с двумя неповрежденными биологическими конечностями. В ходе этих экспериментов испытуемые управляли протезом с помощью сигналов ЭМГ, измеряемых с поверхностных электродов, помещенных над мышцами неповрежденной биологической конечности. Таким образом, показатели эффективности для этой когорты не предназначены для характеристики

полностью биологическая система управления, а вместо этого фиксировать идеальную мышечную анатомию, работающую совместно с разработанной роботизированной платформой. Кроме того, баллы непораженной ноги субъекта А (n = 100 образцов из 10 испытаний) сравнивались с баллами когорты интактных конечностей, чтобы учесть возможность того, что субъект А обладал необычно сильными навыками в конкретной экспериментальной задаче.

Показателями производительности, используемыми для оценки волевого управления протезом, были неидеальность траектории, время достижения цели и общая потеря движения. Все испытуемые успешно выполнили все задания во всех местах, при этом некоторые

целевые местоположения всегда сложнее, чем другие (рис. 2B; показатели эффективности для каждого отдельного субъекта представлены в таблице S1).

Неидеальность пути указывает на расстояние в угловом пространстве, пройденное суставами протеза при начальном движении протеза от угла покоя до целевого угла (рис. 1), нормированное на идеальное расстояние от угла покоя до центра целевого квадрата.

На лучшую производительность по этому показателю указывает более низкий балл. Показатель неидеальности пути субъекта А составил 1,65 по сравнению со средним баллом 2,7 (±0,45) для субъектов в группе Т. Это представляет собой улучшение производительности на 39%. Средний балл неидеальности пути для когорты интактной конечности составил (±0,87), а балл для непораженной конечности субъекта А составил 1,56.

Время нахождения в мишени указывает на способность удерживать протез в целевом окне и сообщается как общее время, в течение которого каждый субъект удерживал протез в мишени в течение 3-секундного задания удержания (задание 2). На лучшую производительность по этому показателю указывает более высокий балл. Время достижения целевого балла у субъекта А составило 2,04 с по сравнению со средним показателем 1,53 с (±0,30) для субъектов в группе Т. Это представляет собой улучшение производительности на 33%. Среднее время целевого балла для когорты интактной конечности составило 2,16 с (±0,33), а балл для непораженной конечности субъекта А составил 2,49 с.

Суммарное ненужное движение дает представление о стабильности и эффективности движения во время движения суставов и скованности на всех активных этапах исследования (задания с 1 по 3). Об этом сообщается как общее расстояние между углами и пространством, пройденное протезными суставами, нормализованное до минимального расстояния перемещения, необходимого для выполнения задач. На лучшую производительность по этому показателю указывает более низкий балл. Общий балл потери движений у субъекта А составил 7,45 по сравнению со средним баллом 21,74 (±2,68) у субъектов в группе Т. Это представляет собой улучшение производительности на 66%. Средний общий показатель потери движений для когорты интактных конечностей составил 8,79 (±3,17), а показатель для непораженной конечности субъекта А составил 7,33.

Следы репрезентативной выборки на рис. 2C качественно подчеркивают улучшенную стабильность и эффективность пути субъекта А по сравнению с субъектами в группе Т во время этих экспериментов по волевому контролю. Эти тенденции были также очевидны в задачах, связанных с походкой, требующих волевого контроля (рис. 3 и фильм S2). Во время ношения протеза субъекту А и каждому субъекту из группы Т было предложено наступить на сторону 4-сантиметрового блока, стоящего на их пути, так, чтобы боковой край (внешний) протезной стопы соприкасался с блоком. тогда как медиальный край (внутренний) стопы оставался в контакте с полом. Блок помещали на пол в месте ожидаемого удара по пораженной ноге субъекта, чтобы заставить протезную стопу вывернуться (рис. 3). Все испытуемые были одинаково проинструктированы произвольно перемещать протез голеностопного сустава и подтаранный сустав во время фазы поворота одного шага, чтобы протез подтаранного сустава выворачивался соответствующим образом для контакта с блоком. У субъекта А мы наблюдали произвольное перемещение подтаранной кости в полную эверсию во время фазы переноса, которое наблюдалось во всех испытаниях (n = 10). Поведение свинг-фазы внутри группы Т было неоднородным, с высокой межсубъектной вариабельностью (n = 32 исследования). Для каждого испытания рассчитывали позднюю эверсию поворота, определяемую как максимальный угол выворота, достигнутый между 80 и 100% фазы поворота. Затем эти значения усреднялись для получения общей оценки по предмету. У субъекта А средний показатель выворота составил 8,8 градуса, тогда как средний балл для группы Т составил 4,8 (±5,9) градуса инверсии. Сводные данные представлены в таблице 1.

Рефлективное поведение

Рефлективная активность оценивалась во время подъема и спуска по лестнице, в ходе которых люди рефлекторно модулируют угол сустава в фазе поворота (42, 43).

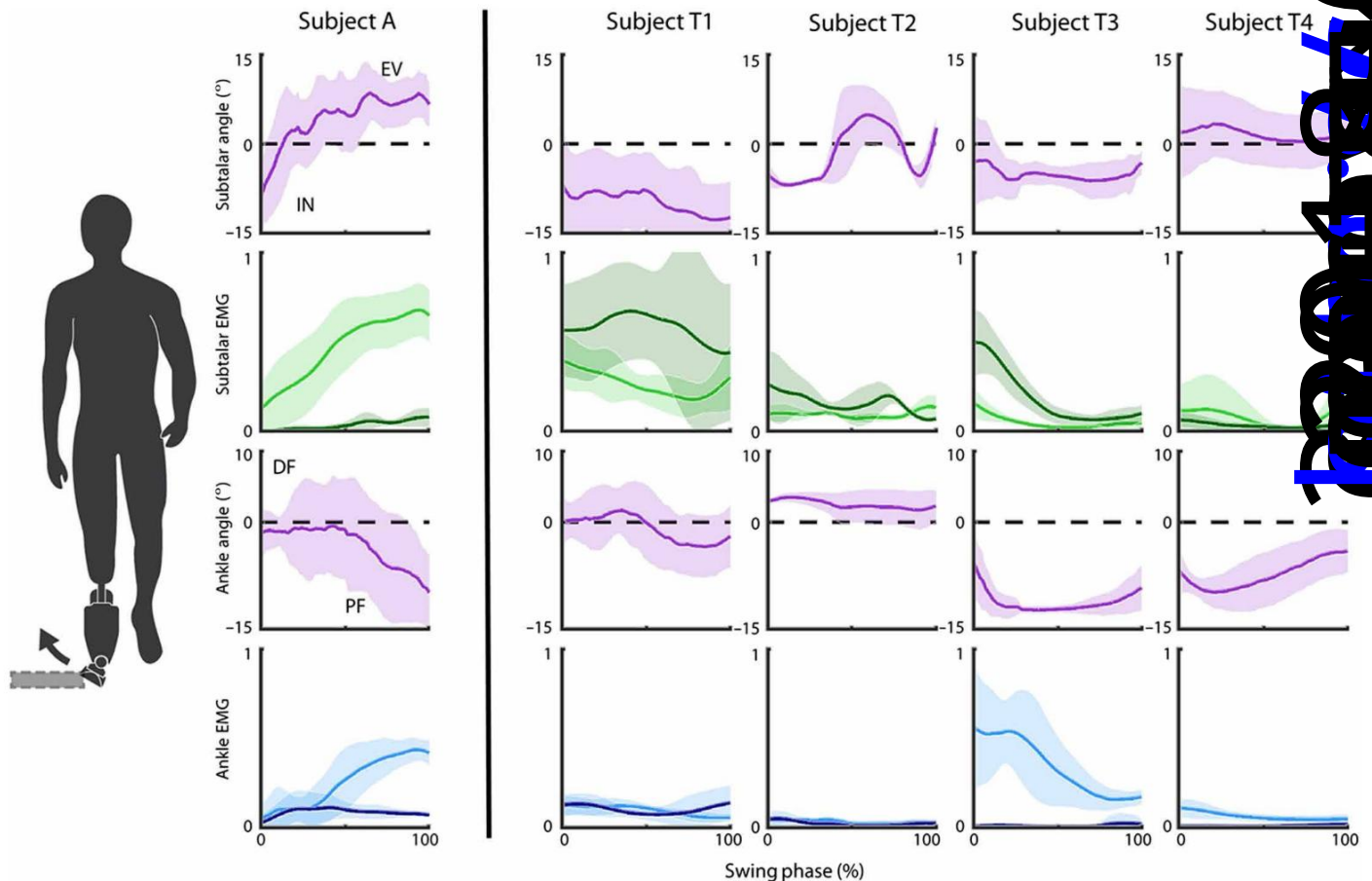


Рис. 3. Одновременный контроль подтаранной кости и голеностопного сустава при выполнении задания на походку, требующего волевой выворотной кости. Положение суставов и ЭМГ во время фазы поворота походки, когда субъект А (n = 10 испытаний) и каждый субъект из группы Т (n = 32 испытания) наступают на сторону блока, расположенного на полу, что требует выворота (стрелка) протез подтаранного сустава, как показано на схеме. Заштрихованные кривые указывают среднее значение ± 1 SD. Положительные и отрицательные подтаранные углы соответствуют эверсии (EV) и инверсии (IN) соответственно. Положительные и отрицательные углы голеностопного сустава соответствуют тыльному сгибанию (DF) и подошвенному сгибанию (PF) соответственно. На графике подтаранной ЭМГ показан сигнал, записанный от длинной малоберцовой мышцы (светло-зеленый) и задней большеберцовой мышцы (темно-зеленый). График ЭМГ лодыжки показывает сигнал, записанный от латеральной икроножной мышцы (светло-синий) и передней большеберцовой мышцы (темно-синий). Значения ЭМГ нормализуются до калиброванных максимумов для каждой мышцы.

Субъекту А и всем испытуемым из группы Т было предложено ходить как можно более естественно и избегать активных волевых движений протеза. Инструкции были тщательно разработаны и представлены в единообразной форме, чтобы быть ясными, краткими, последовательными и свободными от предвзятости. Поднимаясь по лестнице, субъект А (n = 10 испытаний) сначала рефлекторно сгибал протезную лодыжку в подошвенном положении, когда протез отрывался от земли, а затем сгибал тыльную часть во время качания, чтобы правильно расположить ступню, прежде чем поставить ее на ступеньку (рис. 4А и фильм S3). Он назвал эти действия автоматическими. Такое поведение не наблюдалось у испытуемых из группы Т (n = 32 исследования). Дорсифлексия позднего переноса, определяемая как максимальный угол тыльного сгибания, достигнутый между 80 и 100% фазы переноса, рассчитывалась для каждого испытания, и сравнения проводились, как указано выше. У субъекта А средний показатель тыльного сгибания составил 7,3 градуса по сравнению с 7,0 ($\pm 3,8$) градуса подошвенного сгибания в группе Т. Сводные данные представлены в таблице 1.

Спускаясь по лестнице (впереди протезная нога), субъект А продемонстрировал подошвенное сгибание в конце поворота, чтобы подготовиться к контакту стопы с землей (рис. 4В и видео S3). Такое поведение является фундаментальным для нормализации походки при спуске по лестнице (42, 43). Позднее подошвенное сгибание не было заметным у трех из четырех испытуемых из группы Т. Четвертый испытуемый

(Т3) последовательное подошвенное сгибание, начиная с отрыва носка, и степень подошвенного сгибания уменьшалась по мере прохождения субъектом фазы переноса. Подошвенное сгибание при позднем переносе определялось как максимальный угол подошвенного сгибания, достигаемый между 80 и 100% фазы переноса. Субъект А имел в среднем 11,9 градусов подошвенного сгибания по сравнению с 2,3 ($\pm 3,2$) градусами подошвенного сгибания в группе Т. Сводные данные представлены в Таблице 1.

Архитектура управления: протез в контуре

Последняя серия экспериментов была разработана для того, чтобы оценить, может ли FES предоставить полезную информацию о крутящем моменте от протезного устройства субъекту с ОИМ. Чтобы замкнуть контур управления вокруг протеза, субъекту А была предоставлена афферентная обратная связь по крутящему моменту протезного сустава посредством стимуляции мышц ОИМ (рис. 5А). В ответ на крутящий момент, измеренный на протезе, микропроцессоры на бионической ноге командовали искусственной стимуляцией мышцы-антагониста в каждом ОИМ, контролируя силу, действующую на механически связанный агонист. Чтобы подтвердить эту модальность обратной связи в изоляции, стимуляция сначала была применена к передней большеберцовой мышце — мышце, связанной с дорсифлексией протеза — в отсутствие протеза. Предмет

Таблица 1. Сводные данные по испытаниям на обход местности. Показатель во втором столбце рассчитывался для каждого испытания задачи, указанной в первом столбце, и усреднялся по каждому субъекту, чтобы получить общую оценку субъекта.			
Общий балл субъекта А по каждому заданию (из n = 10 попыток на задание) указан в третьем столбце. В четвертом столбце указано среднее ± 1 межпредметное стандартное отклонение для группы Т (n = 4 испытуемых, n = 32 общих испытания на задание). Поздняя эверсия, дорсифлексия и подошвенная флексия были рассчитаны как максимальные углы эверсии, дорсифлексии и подошвенного сгибания, соответственно, достигнутые между 80 и 100% фазы переноса соответствующего задания.			
Задача	Метрика	Субъект А (n = 1)	Группа Т (n = 4)
Эверсионный блок	Поздний поворотный выворот	8,8 градусов выворота	4,8 (±5,9) градусов инверсии
Подъем по лестнице	Позднее дорсифлексирование	7,3 градуса дорсифлексии	7,0 (±3,8) градусов подошвенного сгибания
Спуск по лестнице	Позднее подошвенное сгибание	11,9 градусов подошвенного сгибания	2,3 (±3,2) градуса подошвенного сгибания

Качественно описал ощущение, связанное с этой стимуляцией, как «стояние на краю ступеньки, когда [его] вес падает вниз», что приводит его фантомную лодыжку в согнутое назад состояние. Умышленно активируя икроножные мышцы, он противодействовал кажущемуся тыльному сгибанию и почувствовал, как фантомная лодыжка вернулась в нейтральное положение, как если бы он выполнил упражнение по подъему икр, все еще стоя на краю ступеньки. Субъект А признал отсутствие кожных ощущений и описал восприятие стимуляции как «непроизвольное сокращение» искусственно стимулированной передней большеберцовой мышцы. Однако он чувствовал, что это были незначительные отвлекающие факторы, к которым он привыкнет при неоднократном использовании протеза.

Характеристика восприятия

Для количественной оценки восприятия субъектом А интенсивности крутящего момента в отсутствие протеза были проведены две психометрические оценки. Сначала был проведен эксперимент по оценке магнитуды аналогично экспериментам, ранее описанным в литературе (19, 25).

Стимуляция осуществлялась на переднюю большеберцовую мышцу при случайно выбранных амплитудах тока целых значений от 0 до 4 мА. Субъект А не имел информации обо всех параметрах стимуляции на протяжении всего эксперимента.

Во время каждого испытания испытуемого просили оставаться в покое до тех пор, пока он не почувствует стимуляцию, которая заставляет его фантомную лодыжку сгибаться в тыльном положении.

Затем его попросили противодействовать этому воспринимаемому крутящему моменту лодыжки, намеренно сгибая фантомную лодыжку в подошвенном положении до тех пор, пока воспринимаемый угол сустава не вернулся в нейтральное состояние. После того, как стимуляция утихла, испытуемый устно оценил величину воспринимаемого крутящего момента (рис. 5Б). Выявлена значительная корреляция между воспринимаемым крутящим моментом дорсифлексии и амплитудой стимуляции (P <0,0001, R2 = 0,96, n = 25).

Во второй психометрической оценке использовалась парадигма принудительного выбора для установления едва заметной разницы (JND) интенсивности стимуляции в соответствии с протоколом, изложенным в (25) . Во время каждого испытания к передней большеберцовой мышце прикладывали пару стимулов в псевдослучайном порядке; один из двух стимулов доставлялся с эталонной амплитудой (2 мА), а другой — с 1 из 11 возможных значений стимула в диапазоне от 0 до 4 мА. Каждая пара стимулов была отправлена в общей сложности 20 раз в псевдослучайном порядке, всего было проведено 220 отдельных испытаний. После предъявления каждой пары испытуемый А

его попросили указать, какой из двух стимулов он считает более сильным. И испытуемый А, и экспериментатор не имели представления об амплитуде стимулов. Кумулятивное нормальное распределение соответствовало необработанным дискриминационным данным для получения психометрической функции. Две оценки JND были рассчитаны на основе этой функции как изменение амплитуды стимула, что привело к точности суждения 75%: одна для увеличения относительно эталонного значения, а другая для уменьшения относительно эталонного значения.

ценить. Затем эти два значения были усреднены, чтобы получить единую оценку JND. Психометрическая кривая для субъекта А была гладкой, а JND, специфичный для этой эталонной амплитуды, составлял 0,065 мА (рис. 5С).

Управление крутящим моментом с обратной связью
Афферентная обратная связь по вращающему моменту протеза посредством стимуляции антагониста ОИМ улучшила производительность при выполнении задач по контролю крутящего момента. В этих экспериментах субъект А подошвенно сгибал протезную лодыжку в ответ на с команды процентного усилия (25, 50, 75 и 100%), тем самым прикладывая крутящий момент к ножной педали с линейной вращающейся пружинной. Примеры пробных графиков (рис. 5D) показывают взаимосвязь между активностью ЭМГ, крутящим моментом, измеренным на ножной педали, и амплитудой стимуляции. Сводные результаты этих экспериментов показаны на рис. 5Е. При стимуляции испытуемый А последовательно создавал четыре различных крутящих момента на каждом из четырех уровней усилия (P <0,025, Тьюки-Крамер, n = 79). Без обратной связи по мышечной стимуляции крутящие моменты, создаваемые при усилении 50 и 75%, а также при усилении 75 и 100%, существенно не различались (P > 0,1, Тьюки-Крамер, n = 79). Крутящие моменты, создаваемые при усилении 25, 50 и 100 %, значительно различались между случаями включения и отключения стимуляции (P <0,02, t-критерий), тогда как крутящие моменты, создаваемые при усилении 75 %, не показали значимой разницы (P = 0,73) . В непораженной конечности субъект А генерировал значительно разные крутящие моменты на каждом из четырех уровней усилия (P <0,001, Тьюки-Крамер, n = 80).

Описания опыта контроля

После каждого занятия участников исследования просили прокомментировать опыт управления прототипом протеза. Субъект А описал ощущение, будто протез был «его ногой», имея в виду отсутствующую биологическую конечность. Он объяснил: «Мой [обычный] протез не имеет такой анимации. Такое ощущение, что он живой». Над

В ходе этого исследования мы наблюдали откровенное взаимодействие субъекта А с протезом во время простоя эксперимента. Однажды, в конце первого дня испытаний, мы заметили, что он бессознательно эрзал протезом стопы, сидя и поглощенный разговором (фильм S4). На второй день испытаний, простояв на устройстве всего несколько минут, мы наблюдали, как он шевелил протезом стопы, чтобы отодвинуть рулон ленты, прилипший к подошве его обуви (фильм S4). Эти небольшие проявления поведения служат доказательством, подтверждающим утверждение субъекта о том, что протез воплотился.

Через два дня после первого дня испытаний в электронном письме, спонтанно отправленном исследовательской группе, субъект А объяснил: «Два дня спустя, а то, что произошло, все постепенно осознается. Я продолжаю пытаться описать людям это ощущение. А сегодня утром [моя дочь] спросила меня, чувствую ли я себя киборгом. Ответ был: «Нет, я чувствовал, что у меня есть нога». Я думаю, что за то короткое время, которое я подключил и установил на себе, он быстро стал частью меня».

Субъекты из группы Т описали совершенно иной опыт субъективного контроля. Субъекты Т1 и Т4 почувствовали, что их взаимодействие с устройством было похоже на взаимодействие с человеком, впервые играющим в видеоигру. Субъект Т2 объяснил, что протез иногда «вел себя несколько неожиданно», и признал, что он чувствовал «небольшую оторванность» от устройства. Он предположил, что этот разрыв со временем сократится, поскольку

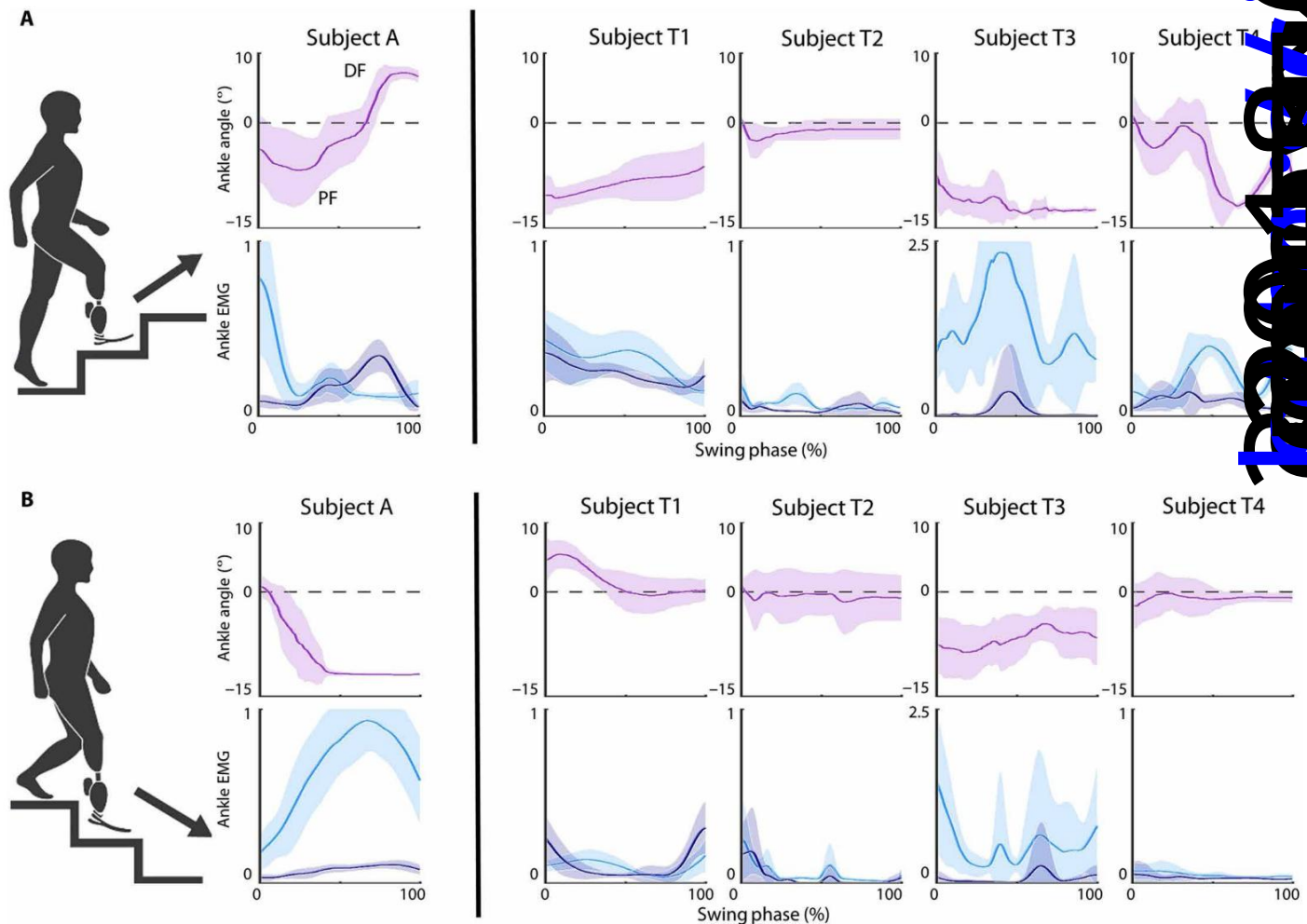


Рис. 4. Рефлективное управление при выполнении лестничных задач. Положение лодыжки и ЭМГ, когда каждый субъект (А) поднимается и (Б) спускается по лестнице. Заштрихованные кривые обозначают среднее значение ± 1 SD для субъекта А ($n = 10$ попыток для каждого подъема и спуска) и каждого субъекта из группы Т ($n = 32$ испытания для каждого подъема и спуска). Графики ЭМГ лодыжки показывают сигнал, записанный от латеральной икроножной мышцы (светло-синий) и передней большеберцовой мышцы (темно-синий). Стрелка указывает направление движения. Значения ЭМГ нормализуются до калиброванных максимумов для каждой мышцы.

он научился более предсказуемо управлять суставами. При дальнейшем допросе он показал, что его связь с любым протезом была напрямую связана с «ощущением, которое он получал от него». Хотя этот субъект был рад ощущать движение устройства, которое он ощущал по изменениям импульса и вибрациям, проходящим через его глазницу, он отметил, что эти ощущения присутствовали только тогда, когда суставы находились в движении. По его словам: «Я могу чувствовать это при переходе из точки А в точку Б, но как только оно оказывается в точке Б или когда оно отдыхает в точке А, ощущений нет». Субъект Т3 описал, что «не очень доверяет» устройству. Универсальным для соответствия испытуемых из группы Т было явное отсутствие владения протезом или эмоции, связанной с управлением им. Расхождение в опыте между субъектом А и группой Т может подчеркнуть фундаментальную роль естественных афферентных ощущений в воплощении протеза (44–47).

ОБСУЖДЕНИЕ

Проприоцептивное ощущение, относящееся к синтетическому придатку, хирургическим путем отразилось на нервной системе пациента с двумя ОИМ.

построен в его транстибиальном остатке. Этот субъект (субъект А) продемонстрировал улучшенную стабильность и эффективность траектории движения в задачах волевого контроля в свободном пространстве по сравнению с группой из четырех субъектов, перенесших традиционную транстибиальную ампутацию (группа Т). При подъеме и спуске по лестнице субъект А также демонстрировал рефлекторное поведение в фазе качания, которое отсутствовало в группе Т. Кроме того, мы охарактеризовали методологию контроля крутящего момента в замкнутом контуре с афферентной проприоцептивной обратной связью крутящего момента сустава от протезной конечности. у лиц, имеющих один или несколько ОИМ. Эта обратная связь улучшила производительность при выполнении задач управления крутящим моментом.

Одним из возможных объяснений разницы в производительности между субъектом А и группой Т при выполнении задач волевого контроля является отсутствие точного контроля над остаточной мышечной активацией в последней группе. Некоторые испытуемые в группе Т описали непроизвольное совместное сокращение как важный источник трудностей эфферентного контроля; Сопутствующая волевая активация мышцы культи является последовательным непреднамеренным

сокращение мышцы-антагониста этой мышцы. Следовательно, эти субъекты должны увеличить волевую активацию своего агониста, чтобы подавить непреднамеренную антагонистическую активацию. Вероятно, это сыграло роль в

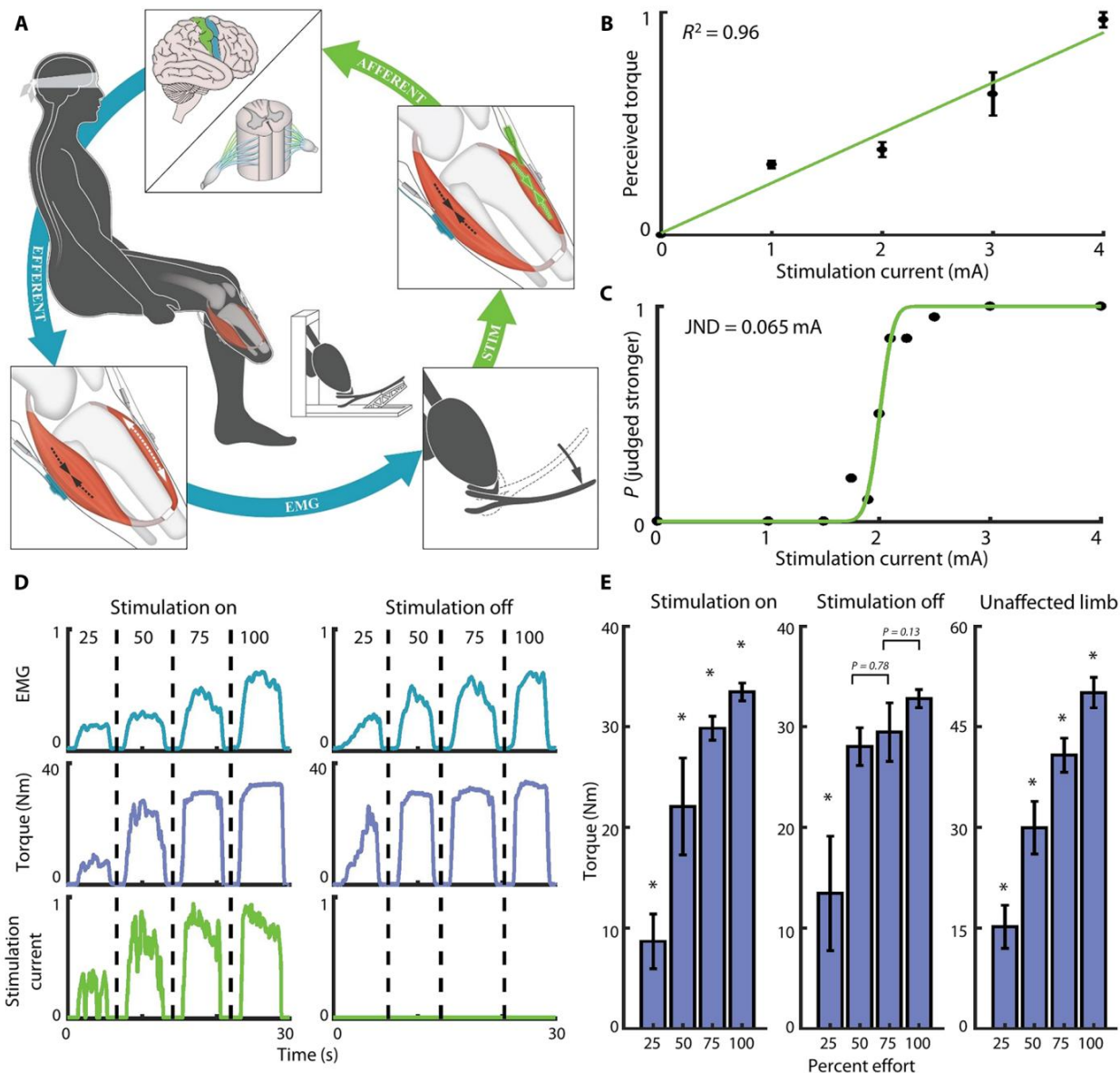


Рис. 5. Регулирование крутящего момента в замкнутом контуре. (А) Схема архитектуры управления протезом в петле, в которой афферентная обратная связь по крутящему моменту протезного сустава обеспечивается через FES-мышцы-антагониста. Пациент воспринимает эту стимуляцию как естественное ощущение крутящего момента лодыжки. (В) Оценка величины воспринимаемого крутящего момента дорсифлексии как функции тока стимуляции, подаваемого на переднюю большеберцовую мышцу. Воспринимаемые крутящие моменты нормализуются до максимального заявленного значения. Для ясности построения каждая точка представляет собой среднее значение пяти независимых испытаний. Столбики ошибок представляют собой SE, а коэффициент R^2 , отображаемый на графике, соответствует средним значениям. (С) Производительность дискриминации как функция различий в токе стимуляции. Эталонный ток для всех испытаний принудительного выбора составлял 2 мА. Точки обозначают процент тестовых стимулов, правильно идентифицированных как более сильные или слабые, чем эталон в 20 парных испытаниях, а зеленая линия представляет собой совокупное нормальное распределение, соответствующее необработанным данным. (D) Репрезентативные выборочные графики ЭМГ боковой икроножной мышцы (синий), крутящего момента (фиолетовый) и тока стимуляции (зеленый) во время испытаний с контролем крутящего момента с обратной связью для «стимуляции включено» (всего $n = 79$ испытаний) и «выключено» стимуляции. ($n = 79$ испытаний). Числа в верхней части графика соответствуют командам в процентах. Токи стимуляции нормированы до 9 мА. Значения ЭМГ нормализуются до калиброванных максимумов для каждой мышцы. (Е) Сводные данные для испытаний по контролю крутящего момента с обратной связью в каждом из случаев включения стимуляции ($n = 79$ испытаний), отключения стимуляции ($n = 79$ испытаний) и «непораженной конечности» ($n = 80$ испытаний). Звездочка над столбцом указывает на то, что столбец значительно отличается от всех других столбцов на графике ($P < 0,025$). Там, где значимости не наблюдалось, отображается значение P для сравнения. Столбики ошибок представляют собой доверительный интервал 99,9% среднего значения.

восприятие того, что выходной сигнал ЭМГ был бинарным (включен или выключен), а также нестабильность, которая беспокоила всех испытуемых в группе Т при попытке генерировать ступенчатые команды волевого движения во время экспериментов по волевому контролю.

Совместное сокращение во время ходьбы у пациентов с односторонней ампутацией нижних конечностей было зарегистрировано в нескольких независимых исследованиях (48, 49). В этих исследованиях предполагается, что совместное сокращение

Это результат попытки стабилизировать оставшуюся конечность внутри гнезда протеза во время фазы поворота походки. Однако повышенный уровень непроизвольных совместных сокращений также наблюдался у людей с ампутированными конечностями во время выполнения задач по волевому контролю (50–52). Мы полагаем, что эти осложнения могут быть связаны, по крайней мере частично, с ограничениями традиционной клинической процедуры ампутации и протокола реабилитации.

Поскольку мышцы культи всех субъектов в

группа Т закреплена на фиксированной длине, динамические взаимоотношения мышц, существующие внутри биологической конечности с неповрежденной анатомией, нарушаются. Эти взаимоотношения имеют основополагающее значение для контроля мелкой моторики и функциональной стабильности суставов (30, 53–55) и играют значительную роль в торможении реципрокных рефлексов (56–58). В их отсутствие традиционные тормозные рефлекторные дуги могут быть нарушены, что приведет к усилению непреднамеренной антагонистической коактивации и окажет глубокое влияние на способность пациента генерировать независимые и отдельные мышечные сокращения. ОИМ имеет потенциал для устранения этого ограничения путем восстановления мышечных взаимоотношений агонист-антагонист, которые необходимы для соответствующей рефлекторной мышечной активации, и путем обеспечения обратной связи по командам движения в форме проприоцептивных ощущений. Наша гипотеза, подтвержденная данными ультразвукового исследования и отзывами пациентов, заключается в том, что динамические отношения растяжения агонистов-антагонистов в остатке субъекта А обеспечивают проприоцептивное подтверждение мышечной активности в его остатке; Каждый раз, когда он пытается пошевелить своей фантомной конечностью, субъект А получает подтверждение правильной активации мышц, поскольку рецепторы растяжения в мышцах ОИМ посылают сигналы в его мозг.

Регулировка положения суставов и импеданса в фазе переноса играет решающую роль в адаптации походки к изменяющейся местности (42, 43), а их отсутствие оказывает существенное влияние на симметрию походки (59, 60). Воспроизведение этих адаптаций уже давно является целью исследований в области протезирования нижних конечностей, при этом большая часть усилий сосредоточена на внутренних методологиях прогнозирования и распознавания рельефа местности или на основе ЭМГ (61–63). К сожалению, и точность, и универсальность этих современных подходов бледнеют по сравнению с центральной нервной системой человека с ее беспрецедентной способностью синтезировать потоки данных от огромного массива биологических датчиков в надежную систему управления моторикой. При перемещении по различным ландшафтам испытуемые в группе Т не демонстрировали последовательно рефлекторную модуляцию угла протезного сустава в фазе переноса, которая приводила бы к естественной адаптации походки. Эти результаты согласуются с несколькими исследованиями, изучавшими профили ЭМГ у людей, перенесших транстибиальную ампутацию. В одном исследовании было показано, что между субъектами профили активации мышц во время ходьбы по ровной земле мало отличаются друг от друга и что паттерны рекрутирования мышц не совпадают с таковыми у людей с двумя неповрежденными биологическими конечностями (49). В другом исследовании был сделан вывод, что люди, перенесшие транстибиальную ампутацию, более склонны к совместному сокращению остаточной мускулатуры голеностопного сустава, чем здоровые люди из контрольной группы (48), что согласуется с нашими наблюдениями у нескольких субъектов из группы Т. Напротив, субъекты Рефлекторно модулированный угол поворота сустава в соответствии с любой местностью без тренировки. Эти данные подчеркивают потенциал ОИМ по восстановлению центральной нервной системы в качестве основного медиатора адаптации походки, обеспечивая афферентные проприоцептивные ощущения, которые имеют решающее значение для этой функции.

Здесь мы описываем методологию передачи ощущений крутящего момента сустава от бионической конечности непосредственно в нервную систему пациента с ОИМ. Эта обратная связь воспринимается субъектом А как естественный крутящий момент вокруг его фантомной лодыжки и улучшает его производительность в задаче, требующей модуляции крутящего момента. Надежное управление крутящим моментом сустава с обратной связью потенциально может предоставить пользователям протезов ряд функциональных возможностей, которые раньше были невозможны. Однако для того, чтобы эти видения стали реальностью, необходимо повысить жизнеспособность механизма доставки стимуляции. Тонкопроволочные электроды, используемые в этом исследовании, не являются приемлемым долгосрочным решением, поскольку они размещаются остро для каждого экспериментального сеанса и недостаточно закреплены в мышце, чтобы выдерживать большие силы сдвига, связанные с использованием гнезда. Эти проблемы можно решить с переходом на постоянно имплантированные внутримышечные или эпимизальные

электроды, которые фиксируются на мышце для обеспечения повторяемой стимуляции (16, 17). Кроме того, стоит отметить, что стимуляция остаточных мышц также может улучшить производительность при выполнении задач по контролю крутящего момента у людей с традиционной ампутацией; Однако Механизм любого потенциального улучшения, возникающего в результате такого подхода, который будет включать стимуляцию мышц, фиксированных изометрически, будет фундаментально отличаться от отношений агонист-антагонист, которые управляют движением в естественной конечности.

Еще одно ключевое различие между опытом субъекта А и группы Т коренится в субъективных описаниях своих отношений с протезом. Субъект А почувствовал непосредственную и длительную связь с устройством, тогда как субъекты из группы Т описали отчетливое отключение. На основании их отчетов мы полагаем, что разрыв в воплощении объясняется двумя основными факторами, а именно: (i) надежностью интуитивностью эфферентного контроля и (ii) надежностью афферентной обратной связи. Наша позиция состоит в том, что каждое правильно выполненное волевое рефлективное поведение, подкрепленное естественным проприоцептивным ощущением, потенциально может углубить отношения между человеком и миметическим устройством. Таким образом, бионическая система, которая более полно интегрируется с самоощущением пациента, имеет потенциал для улучшения использования и удовлетворения (44).

В этом тематическом исследовании описанный ОИМ был реализован в идеальных хирургических условиях. Выборный характер ампутации позволил тщательно спланировать хирургический подход. Мышечная анатомия и ограниченная степень свободы голеностопного и подтаранного суставов упростили процедуру по сравнению с тем, что было бы необходимо на уровне выше колена или на верхних конечностях. Даже показания пациента к ампутации были благоприятными; Неразрешающееся повреждение кости представляет собой оптимальное наличие здоровых дистальных мягких тканей. Однако важно отметить, что преимущества АМИ не ограничиваются этим ограниченным числом.

популяции пациентов. Уже ведутся исследования по изучению конструкции ОИМ на других уровнях ампутации, а также на верхних конечностях. Недавнее исследование продемонстрировало возможность использования регенеративных возможностей нервной и мышечной ткани при создании ОИМ в условиях, когда дистальные ткани больше не доступны, например, при травматических ампутациях или ревизиях существующих ампутаций (40).

Стоит отметить, что даже несмотря на эти достижения, применение ОИМ может быть нецелесообразным у пациентов, нуждающихся в ампутации из-за запущенного заболевания периферических сосудов. У пациентов в этой популяции обычно наблюдаются нейропатия и микрососудистые нарушения, которые могут свести на нет пользу от ОИМ и препятствовать правильному заживлению ран. Тем не менее, даже если эту популяцию полностью исключить, большинство из оставшихся, по оценкам, 46% пациентов, которым показана ампутация (64), будут подходить для процедуры ОИМ. Примечательно также, что в представленном исследовании влияние процедуры ОИМ не отделяется от упражнений по визуализации, которые были добавлены в протокол реабилитации с целью сохранения скольжения мышц (подробнее см. раздел «Отбор субъектов, хирургическое вмешательство, и реабилитация»). Это особенность, присущая дизайну тематического исследования, основанному на исторической контрольной группе. Поскольку это первое исследование на людях, представленные здесь результаты служат для того, чтобы подчеркнуть потенциал ОИМ для улучшения волевого и рефлекторного нейронного контроля протезного устройства; необходимо более масштабное исследование с участием большего числа пациентов, чтобы окончательно понять степень улучшения, которое можно отнести именно на счет процедуры ОИМ.

Проприоцептивная нечувствительность долгое время была камнем преткновения на пути интеграции бионических устройств с физической идентичностью человека. АМИ принципиально отличается от других подходов тем, что его реализация начинается с реинжиниринга скелетно-мышечной анатомии.

внутри остатка. Этот подход основан на расширенном понимании того, что представляет собой «нейронный интерфейс», включающий в себя не только синтетические компоненты, но и биологические ткани (26, 65). Благодаря присущей мышечной ткани способности усиливать эфферентные нервные сигналы, а механорецепторы внутри мышц и сухожилий передают афферентную проприоцептивную информацию нервной системе, эти нативные биологические преобразователи идеально подходят для работы в качестве двунаправленного интерфейса между нерв и протез. AMI был разработан с целью оптимизации этого биологического интерфейса. Результаты, представленные здесь, демонстрируют потенциал такой бионической системы для улучшения функциональных результатов и воплощения по сравнению с традиционным подходом к ампутации.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Дизайн исследования

Основная гипотеза, исследованная в этом тематическом исследовании, заключается в том, что процедура ОИМ и протокол реабилитации (i) позволяют независимо контролировать угол и импеданс протезного сустава и (ii) отражают проприоцептивные афферентные ощущения, относящиеся к каждому суставу голеностопного сустава с двумя степенями свободы. -протез стопы на центральную нервную систему. Представленные эксперименты были разработаны, чтобы продемонстрировать потенциал AMI для улучшения волевого контроля в свободном пространстве, восстановления рефлексов фазы поворота при перемещении по различным ландшафтам и выполнения задач управления крутящим моментом с обратной связью. Это было первое нерандомизированное исследование на людях. Испытуемый (субъект А) по возможности служил ему собственным контролем. Там, где требовалась контрольная группа с традиционной ампутацией, были выбраны четыре субъекта (группа Т), представляющие широкий спектр демографических групп пациентов. Ни один из пациентов не сообщил и не показал признаков какого-либо осложняющего повреждения нервов или мышц культи конечности.

Выбор субъекта, операция и реабилитация

Операция по поводу острого инфаркта миокарда и клиническое наблюдение были проведены с информированного согласия в Brigham and Women's Hospital и с одобрения Институционального наблюдательного совета системы здравоохранения партнера. Все остальные эксперименты проводились с информированного согласия в Массачусетском университете Технологического института (MIT), с одобрения Комитета по использованию людей в качестве экспериментальных объектов. Субъект А был выбран для участия, прежде всего, на основании его потребности в плановой односторонней транстибиальной ампутации, показанной в связи с травматическим переломом таранной кости 4-го типа Хоккинса и постоянной болью в нервах. Ему было 53 года на момент первичной ампутации в июле 2016 года. Во время этой первичной ампутации один из авторов исследования (MJC) построил в его культю два ОИМ. Ампутационная остеотомия была выполнена на 12 см дистальнее связки надколенника, в результате чего остался остаток стандартной длины. Острая реабилитация началась через 6 недель после операции. Помимо стандартных протоколов реабилитации, пациентка регулярно выполняла упражнения, направленные на сохранение движения в конструкциях ОИМ. Во время этих упражнений пациента просили визуализировать свою фантомную конечность и сосредоточиться на перемещении фантомной стопы посредством четырех основных движений голеностопного и подтаранного суставов (подошвенное сгибание и тыльное сгибание, инверсия и эверсия). Во время реабилитационных упражнений пациенту не было предоставлено прямой обратной связи по мышечной активности. Экспериментальные сеансы с бионическим протезом начались в конце апреля 2017 года (через 9–10 месяцев после операции) и продолжались до ноября 2017 года (через 16–17 месяцев после операции).

Все субъекты в группе Т были мужчинами с односторонней транстибиальной ампутацией, отобранными с учетом возраста пациентов (диапазон от 37 до

47 лет), время после ампутации (диапазон от 1 до 24 лет) и индекс массы тела (диапазон от 24 до 33 кг/м²). Подробнее об этих предметах см. в разделе «Выбор предметов (группа Т)» в дополнительных материалах.

Размещение поверхностных электродов и обработка ЭМГ

ЭМГ регистрировали с помощью биполярных поверхностных электродов, расположенных остро над каждой из четырех целевых мышц: латеральной икроножной мышцы для подошвенного сгибания, передней большеберцовой мышцы для тыльного сгибания, передней большеберцовой мышцы для инверсии и длинной малоберцовой мышцы для эверсии. Для всех подопытных применялся одинаковый протокол размещения электродов. Более подробную информацию см. в дополнительных материалах.

Эфферентная архитектура управления

Парадигма эфферентного управления, рассмотренная в этом исследовании, была разработана для обеспечения прямого контроля положения и импеданса протезного сустава. В этом подходе к управлению амплитуды сигналов ЭМГ, записанные от мышц-агонистов и антагонистов AMI, интерпретировались как желаемые крутящие моменты, создаваемые в противоположных направлениях вокруг виртуального динамического сустава, который был сконструирован с физиологически значимыми значениями жесткости виртуальной параллельной пружины, виртуального демпфирования. и виртуальная инерция. Разница этих расчетных крутящих моментов затем была приложена к виртуальному суставу, заставив его двигаться. Положение виртуального сустава контролировало желаемое положение соответствующего протезного сустава (рис. S1). Жесткость протезного сустава напрямую модулировалась средней активацией мышц-агонистов и антагонистов, как смоделировано в (53). Эта архитектура управления обеспечивает независимую модуляцию положения сустава и импеданса. Как и во всех системах пропорционального контроля на основе ЭМГ, существует компромисс между стабильностью сустава и задержкой; обычно детали этого компромисса скрыты в конструкции фильтра. Одним из преимуществ архитектуры виртуального сустава является то, что параметры фильтра приобретают интуитивно понятный физический смысл и могут быть установлены на значения, близкие к физиологическим. Описание настройки контроллера см. в дополнительных материалах.

Хотя стимуляция была активной для обратной связи крутящего момента протезного сустава, предполагалось, что стимулируемая мышца находится в нулевой активации, и входной сигнал от этой мышцы к контроллеру был заблокирован (рис. S1). Хотя эта конструкция исключает возможность активного перемещения соединения в том же направлении, что и приложенная нагрузка, сценарии, в которых это действие было бы желательно, вероятно, будут чрезвычайно ограничены.

Размещение и стимуляция тонкопроволочных электродов

Тонкопроволочные электроды устанавливались остро (MJC) в начале каждого пробного дня в соответствии с методикой, представленной в (66). Во всех исследованиях переднюю большеберцовую мышцу стимулировали с помощью управляемой током, сбалансированной по заряду, асимметричной, двухфазной серии импульсов частотой 50 Гц (NL800, Digitimer). Длительность импульса катодной фазы составляла 200 мкс, анодной фазы — 400 мкс. В экспериментах по контролю крутящего момента с обратной связью амплитуда катодного тока модулировалась линейно пропорционально крутящему моменту протеза (измеренному или моделируемому) и находилась в диапазоне от 0 до 9 мА. Полное описание протокола установки электродов, параметров стимуляции и доказательств правильного размещения электродов см. в дополнительных материалах, рис. S2 и фильм S5.

Экспериментальная установка для управления крутящим моментом с обратной связью

Во время экспериментов по управлению крутящим моментом с обратной связью протез был прикреплен к узлу, который удерживал его в контакте с ножной pedalью, удаленной от субъекта, чтобы исключить возможность мешающей обратной связи по силе через гнездо протеза. Тема

был акустически изолирован с помощью наушников с шумоподавлением, надетых поверх беруш, и визуально изолирован с помощью маски для сна. Всего он выполнил восемь пробных групп в двух разных условиях; четыре из этих пробных групп выполнялись с крутящей обратной связью посредством стимуляции ОИМ, а четыре - без такой стимуляции. В условиях стимуляции переднюю большеберцовую мышцу стимулировали амплитудой тока, пропорциональной крутящему моменту подошвенного сгибания, измеренному на протезе. В условиях отключения стимуляции такой обратной связи не было. Каждая пробная группа состояла из 20 команд (по 5 на каждом уровне усилий), представленных в случайном порядке. В рамках одной пробной группы все испытания проводились в одних и тех же условиях, но порядок условий пробной группы выбирался случайным образом. Этот формат был выбран для учета предвзятости.

при этом одно условие последовательно оценивалось раньше другого, предотвращая при этом возможный сценарий, в котором субъект применяет избыточный крутящий момент в ожидании стимула, который никогда не приходит. Эксперимент был повторен без стимуляции на непораженной конечности субъекта А, чтобы установить базовый уровень производительности. В этих испытаниях испытуемый А прикладывал крутящий момент к педали, при этом его правая биологическая ступня непосредственно контактировала с педалью. Крутящий момент педали передавался от датчика нагрузки педали в систему сбора данных (USB-6009, National Instruments).

статистический анализ
Синхронизированные по времени данные об угле сустава, ЭМГ и жесткости суставов собирались с протеза в реальном времени для всех испытаний. Статистические сравнения проводились в пределах данного субъекта с использованием критериев множественных сравнений Тьюки-Крамера при уровне значимости $\alpha = 0,025$. В тех случаях, когда было целесообразно провести однократное сравнение, использовался t- критерий с уровнем значимости $\alpha = 0,025$. Весь статистический анализ проводился в MATLAB R2017a (The MathWorks). Все сигналы ЭМГ нормализуются до калиброванных максимумов для каждой мышцы. Все заштрихованные кривые указывают среднее значение ± 1 SD.

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

www.sciencetranslationalmedicine.org/cgi/content/full/10/443/eaap8373/DC1
Материалы и методы

Рис. C1. Диаграммы управления, показывающие, как ЭМГ мышц ОИМ управляет движением протезного сустава.

Рис. C2. Необработанная ЭМГ, записанная с тонкопроволочных электродов во время произвольного движения фантомной конечности.

Фильм C1. Ультразвуковое видео сочетанного движения ОИМ.

Фильм C2. Волевой контроль.

Фильм C3. Рефлективное управление.

Фильм C4. Открытые видео, показывающие вариант протеза.

Фильм S5. Визуальное подтверждение стимулированного мышечного сокращения.

Таблица S1. Индивидуальные испытуемые данные для задач волевого контроля.

ССЫЛКИ И ПРИМЕЧАНИЯ

1. Проске У., Гандевия С.С. Проприоцептивные чувства: их роль в сигнальном органе. форма, положение тела и движения, а также мышечная сила. Физиол. Открытие 92, 1651–1697 (2012).

2. Б.Л. Рيمان, С.М. Лефарт, Сенсомоторная система, Часть II: Роль проприоцепции в двигательном контроле и функциональной стабильности суставов. Дж. Атл. Тренироваться. 37, 80–84 (2002).

3. Э.Р. Кандел, Дж.Х. Шварц, Т.М. Джессел, в «Принципах нейронауки» (McGraw-Hill, 2013), том. 4, 1414 с.

4. J Осчоа, EE Torebjörk, Ощущения, вызываемые внутринейронной микроstimуляцией отдельных единиц механорецепторов, иннервирующих человеческую руку. Дж. Физиол. 342, 633–654 (1983).

5. Мейсфилд Г., Гандевия С.С., Берк Д. Перцептивные реакции на микроstimуляцию одиночных афферентов, иннервирующих суставы, мышцы и кожу руки человека. Дж. Физиол. 429, 113–129 (1990).

6. Д. Ф. Коллинз, К. М. Рефшауге, Г. Тодд, С. С. Гандевия. Кожные рецепторы способствуют кинестезии на указательном пальце, локте и колене. Дж. Нейрофизиология. 94, 1699–1706 (2005).

7. И.А. Бойд, Т.Д.М. Робертс, Проприоцептивные разряды рецепторов растяжения в коленный сустав кошки. Дж. Физиол. 122, 38–58 (1953).

8. Скоглунд С. Г. Анатомо-физиологические исследования иннервации коленного сустава кошки. Акта Физиол. Скан. Доп. 36, 1–101 (1956).

9. Берк Д., Гандевия С.С., Мейсфилд Г. Реакции на пассивное движение рецепторов в суставах, коже и мышцах рук человека. Дж. Физиол. 402, 347–361 (1988).

10. Джами Л. Сухожильные органы Гольджи скелетных мышц млекопитающих: Функциональные свойства и центральные действия. Физиол. 72, 623–666 (1992).

11. Эклунд Г. Чувство положения и состояние сокращения; воздействие вибрации. Дж. Нейрол. Нейрохирургия. Психиатрия 35, 606–611 (1972).

12. Г.М. Гудвин, Д.И. Маклюски, П.Б.К. Мэтьюз. Вклад мышечных афферентов в кинестезию, показанный иллюзиями движения, вызванными вибрацией, и эффектами парализующих суставных афферентов. Мозг 95, 705–748 (1972).

13. Э. Рибо-Сискар, Ж.-П. Входные сигналы мышечного веретена Roll, Ago-антагониста вместе способствуют кодированию движений суставов у человека. Мозговой Рес. 791, 167–176 (1998).

14. Б.Дж. Браун, М.Л. Иорио, М.Р. Клемент, М.Р. Конти Мика, А. Эль-Амрауи, П.Д. О'Халлоран, CE Attinger, Результаты 294 транстибиальных ампутаций задним мышечно-кожным лоскутом. Межд. Дж. Лоу. Экстрем. Раны 13, 33–40 (2014).

15. П. Цао, П. Де Ранго, в «Сосудистая хирургия Резерфорда» (Saunders Elsevier, 2010), том. 2, стр. 1469–1486.

16. М. Ортис-Каталан, Р. Бранемарк, Б. Хоканссон, Дж. Дельбеке, О жизнеспособности имплантируемых электродов для естественного контроля протезов конечностей: обзор и обсуждение. Биомед. англ. Онлайн 11, 33 (2012).

17. Наварро Х., Крюгер Т.Б., Лаго Н., Мицера С., Штиглиц Т., Дарио П. Критический обзор взаимодействия с периферической нервной системой для управления нейропротезами и гибридными бионическими системами. Дж. Перифер. Нерв. Сист. 10, 229–258 (2005).

18. С. К. Ай, Дж. Вебер, Х. Херр, Электропротез голеностопного сустава улучшает метаболизм при ходьбе. экономика. IEEE Транс. Робот. 25, 51–66 (2009).

19. Д. У. Тан, М. А. Шифер, М. В. Кейт, Дж. Р. Андерсон, Дж. Тайлер, DJ Тайлер. Нейронный интерфейс обеспечивает долговременное стабильное естественное восприятие прикосновений. наук. Перевод Мед. 6, 257ra138 (2014).

20. М. Ортис-Каталан, Б. Хаконссон, Р. Бранемарк, Оссеоинтегрированный человек-машина. шлоз для долговременной сенсорной обратной связи и двигательного управления протезами. наук. Перевод Мед. 6, 257re6 (2014).

21. С. Распопович, М. Капогроссо, Ф. М. Петрини, М. Боничцато, Х. Ригоза, Дж. Ди Пино, Х. Карпането, М. Контроцци, Т. Борециус, Э. Фернандес, Г. Граната, К. М. Оддо, Л. Сити, А. Л. Чианчио, К. Сиприани, М. К. Карроцца, В. Йенсен, Э. Гульельмелли, Т. Штиглиц, ПМ Россини, С. Мицера, Восстановление естественной сенсорной обратной связи в двунаправленных протезах рук, работающих в реальном времени. наук. Перевод Мед. 6, 222ra19 (2014).

22. М.А. Шифер, Д. Тан, С.М. Сидек, Дж. Тайлер. Сенсорная обратная связь за счет стимуляции периферических нервов улучшает выполнение задач у людей с потерей верхних конечностей, использующих миоэлектрический протез. Дж. Нейронная инженерия. 13, 16001 (2016).

23. Хорых К., Мик С., Тейлор Т.Г., Хатчинсон Д.Т. Дискриминация объектов с помощью искусственного руки с использованием электростимуляции периферических тактильных и проприоцептивных путей внутрифасцикулярными электродами. IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. англ. 19, 483–489 (2011).

24. Г.С. Диллон, К.В. Хорых, Прямая нервно-сенсорная обратная связь и управление протезной рукой. IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. англ. 13, 468–472 (2005).

25. Э.Л. Грачик, М.А. Шифер, Х.П. Саал, Б.П. Делхай, С.Дж. Бенсмайя, Д.Д. Тайлер, Нейронная основа воспринимаемой интенсивности естественного и искусственного прикосновения. наук. Перевод Мед. 8, 362ra142 (2016).

26. Т. А. Кунг, Н. Б. Хангалас, Д. К. Мартин, П. Дж. Джонсон, П. С. Седерна, М. Г. Урбанчек, Регенеративная жизнеспособность интерфейса периферических нервов и передача сигнала с помощью имплантированного электрода. Пласт. Реконстр. Хирург. 133, 1380–1394 (2014).

27. З.Т. Ирвин, К.Е. Шредер, П.П. Ву, Д.М. Тат, Эй.Дж. Буллард, С.Л. Ву, И.С. Сандо, М.Г. Урбанчек, П.С. Седерна, К.А. Честек, Хроническая запись сигналов управления протезом руки через регенеративный интерфейс периферических нервов у макаки-резуса. Дж. Нейронная инженерия. 13, 46007 (2016).

28. Т. А. Куiken, Г. Ли, Б. А. Лок, Р. Д. Липшütz, Л. А. Миллер, К. А. Стаблфилд, К. Б. Энглхарт, Целевая мышечная реиннервация для миоэлектрического контроля многофункциональных искусственных рук в реальном времени. JAMA 301, 619–628 (2009).

29. Л.Дж. Харгроув, А.М. Саймон, Эй.Дж. Янг, Р.Д. Липшütz, С.Б. Финукейн, Д.Г. Смит, Т. А. Куiken, Роботизированное управление ногой с декодированием ЭМГ у человека с ампутированной конечностью с переносом нервов. Н. англ. Дж. Мед. 369, 1237–1242 (2013).

30. Э. Дж. Роуз, Л. Дж. Харгроув, Э. Дж. Перро, Т. А. Куiken, Оценка лодыжки человека. сопротивление во время опорной фазы ходьбы. IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. англ. 22, 870–878 (2014).

31. NM Hett, AM Grabowski, Бионический протез голеностопного сустава нормализует походку у людей с ампутацией ноги. Учеб. Биол. наук. 279, 457–464 (2012).

32. Р.Д. Беллман, М.А. Холгейт, Т.Г. Шугар, SPARKy 3: Проектирование активного роботизированного протеза голеностопного сустава с двумя приводимыми в действие степенями свободы с использованием регенеративной кинетики, в материалах 2-й двухлетней Международной конференции IEEE/RAS-EMBS по биомедицинской робототехнике и биомехатронике , Biogob 2008 (IEEE, 2008), стр. 511–516.

33. Суп Ф., Бохара А., Гольдфарб М. Проектирование и контроль механизированного трансформального протеза. *Межд. Дж. Роб. Рез.* 27, 263-273 (2008).

34. С. Хуанг, Дж. П. Венсман, Д. П. Феррис, Экспериментальный механический протез нижней конечности с использованием пропорционального миоэлектрического контроля. *Дж. Мед. Устройство.* 8, 24501 (2014).

35. Хуанг Х., Куйкен Т.А., Липшütz Р.Д. Стратегия определения режимов локомоции с использованием поверхностной электромиографии. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 56, 65-73 (2009).

36. Л. Дж. Харгроув, А. М. Саймон, Р. Д. Липшütz, С. Б. Финукейн, Т. А. Куйкен, Real-time миоэлектрический контроль движений коленного и голеностопного суставов у людей с трансформальной ампутацией. *JAMA* 305, 1542-1544 (2011).

37. Х.М. Герр, Р.Р. Риско, К.В. Сонг-младший, Р.Дж. Каслер, М.Дж. Карти, Периферический нейронный интерфейс посредством регенерации нервов в дистальных тканях (Массачусетский технологический институт, 2016).

38. Х.М. Герр, Т.Р. Клитес, Б. Маймон, А. Зорзос, М.Дж. Карти, Ж.-Ф. Дюваль, «Метод и система обеспечения проприоцептивной обратной связи и функциональности смягчения патологии конечностей» (Массачусетский технологический институт, 2016).

39. Т. Р. Клитес, М. Дж. Карти, С. Шринивасан, А. Н. Зорзос, Х. М. Герр, Мышинная модель романа. хирургическая архитектура проприоцептивной мышечной обратной связи и ее потенциальное применение для управления продвинутыми протезами конечностей. *Дж. Нейронная инженерия.* 14, 036002 (2017).

40. С. С. Сринивасан, М. Дж. Карти, П. В. Кальварези, Т. Р. Клитес, Б. Е. Маймон, С. Р. Тейлор, А. Н. Зорзос, Х. Герр, О протезном контроле: регенеративный мионевральный интерфейс агонист-антагонист. *наук. Робот.* 2, eean2971 (2017).

41. Т. Р. Клитес, М. Дж. Карти, Х. М. Герр, Исследовательский совет по пластической хирургии (PSRC, 2017), 119 стр.

42. Б. Дж. Макфаден, Д. А. Винтер, Комплексный биомеханический анализ нормального подъема по лестнице. *Дж. Хэнд Тер.* 21, 733-744 (1988).

43. Ринер Р., Рабуфетти М., Фриго К. Подъем и спуск по лестнице под разными углами наклона. *Осанка походки* 15, 32-44 (2002).

44. У. Вейк, И. Карлссон, Взгляды людей с ампутированными конечностями на использование протезов и сенсорная обратная связь. *Дж. Хэнд Тер.* 269-277 (2015).

45. НН Ehrsson, B. Rosén, A. Stockellus, C. Ragnö, P. Köhler, G. Lundborg, Людей с ампутированными конечностями можно заставить почувствовать резиновую руку как свою собственную. *Мозг* 131, 3443-3452 (2008).

46. Гутерстам А., Петкова В.И., Эрссон Х.Х. Иллюзия обладания третьей рукой. *ПЛОС ОДИН* 6, e17208 (2011).

47. Ботвинник М., Козн Дж. Резиновые руки «чувствуют» прикосновения, которые видят глаза. *Природа* 391, 756 (1998).

48. М. Сейдеали, Я. М. Чернецкий, Д. К. Моргенрот, М. Е. Хан, Паттерны совместного сокращения транстибиальная мускулатура лодыжки и колена человека с ампутированной конечностью во время ходьбы. *Дж. Нейроэнг. Реабилитация.* 9, 29 (2012).

49. С. Хуанг, Д. П. Феррис, Паттерны активации мышц во время ходьбы у людей с транстибиальной ампутацией. регистрируется в пределах интерфейса культя-протез. *Дж. Нейроэнг. Реабилитация.* 9, 55 (2012).

50. Г. А. Гарсиа, Р. Окуно, «Электродиагностика на новых рубежах клинических исследований». (*IntechOpen*, 2013), стр. 269-285.

51. Шем Э., Энглхарт К. Распознавание образов электромиограмм для контроля электромиограммы. Протезы верхних конечностей: современное состояние и проблемы клинического использования. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 48, 643-660 (2011).

52. Локк Б.А., Шульц А.Е., Куйкен Т.А. Клинически-практическое применение закономерностей. признание миоэлектрических протезов в *Proceedings of MyoElectric Controls/2008/ Симпозиум по электропротезированию (MEC, 2008)*, стр. 0-5.

53. Хоган Н. Адаптивный контроль механического импеданса путем коактивации антагониста. мышцы. *IEEE Транс. Автомат. Контр.* 29, 681-690 (1984).

54. Х. Ли, Н. Хоган, на конференции ASME 2010 по динамическим системам и управлению (ASME, 2010), стр. 6-8.

55. У.Т. Эдвардс, Влияние жесткости суставов на устойчивость стоя. *Осанка походки* 25, 432-439 (2007).

56. Смит А. М. Коактивация мышц-антагонистов. *Может. Дж. Физиол. Фармакол.* 59, 733-747 (1981).

57. С. Дж. Де Лука, Б. Мамбрито, Добровольный контроль двигательных единиц у человека-антагониста. мышцы: коактивация и реципрокная активация. *Дж. Нейрофизиология.* 58, 525-542 (1987).

58. М. Димитриу, Чувствительность мышечного веретена человека отражает баланс активности между мышцами-антагонисты. *Дж. Нейроски.* 34, 13644-13655 (2014).

59. М.Т. Нагорняк, Г.Е. Гортон III, М.Е. Ганнотти, П.Д. Массо, Кинематические компенсационные при реципрокном подъеме и спуске детей по лестнице с односторонними и двусторонними твердыми АФО. *Осанка походки* 9, 199-206 (1999).

60. С. Сиенко Томас, К.Э. Бакон, С. Якобсон-Хьюстон, доктор медицинских наук Суссман, доктор медицинских наук Айона, Стайр локомоция у детей со спастической гемиплегией: влияние трех различных конфигураций ортезов голеностопного сустава (АФО). *Осанка походки* 16, 180-187 (2002).

61. Х. Хуанг, Ф. Чжан, Л. Дж. Харгроув, З. Доу, Д. Р. Роджерс, К. Б. Энглхарт, Continuous идентификация режима локомоции протезов ног на основе нервно-механического слияния. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 58, 2867-2875 (2011).

62. А. Дж. Янг, Т. А. Куйкен, Л. Дж. Харгроув, Анализ использования ЭМГ и механических датчиков для улучшения распознавания намерений в механических протезах нижних конечностей. *Дж. Нейронная инженерия.* 11, 56021 (2014).

63. Столяров Р., Бернетт Г., Херр Х. Отслеживание поступательных движений суставов ног для улучшения прогнозирования задач ходьбы. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 65, 736-769 (2017).

64. К. Зиглер-Грэм, Э. Дж. Маккензи, П. Л. Эфраим, Т. Г. Трэвисон, Р. Брукмейер, Оценка распространенности потери конечностей в США: 2005-2050 гг. *Арх. Физ. Мед. Реабилитация.* 89, 422-429 (2008).

65. Т. А. Куйкен, Л. А. Миллер, Р. Д. Липшütz, Б. А. Лок, К. Стабблфилд, П. Д. Мараско, П. Чжоу, Г. А. Думанян, Целевая реабилитация для улучшения функции протеза руки у женщины с проксимальной ампутацией: тематическое исследование. *Ланцет* 369, 371-380 (2007).

66. Т.А. Парк, Г.Ф. Харрис, «Направляемое» внутримышечное размещение тонкопроволочных электродов: новый метод. техника. *Являясь. Дж. Физ. Мед. Реабилитация.* 75, 232-234 (1996).

Благодарности: Мы благодарим А. Зорзоса за его вклад в разработку хирургической процедуры, а также Дж. Эрнста за его работу по развитию системы FES. Мы признаем вклад К. Риккарди и Центра клинических исследований Массачусетского технологического института как в получении одобрения институционального наблюдательного совета, так и в обеспечении доступа к клиническим помещениям. Все оригинальные изображения фигурок созданы С. Ку. Мы выражаем признательность всем, кто сыграл роль в этой работе, и особенно благодарим субъектов и их семьи за их самопожертвование и преданность делу улучшения жизни людей, живущих с ампутацией. Финансирование: эта работа была поддержана консорциумом MIT Media Lab, фондом Stepping Strong Innovator Fund и щедрым подарком от Google, Inc.

Проектирование и изготовление протезов частично финансировалось Командованием медицинских исследований и материально-технического обеспечения армии США (W81XWH-14-C-0111). Вклад авторов: TRC внес вклад в концептуализацию и доклиническую проверку операции ОИМ; разработал и внедрил парадигмы эфферентного контроля и афферентной стимуляции; спланировал эксперименты; собирали, обрабатывали и анализировали данные; и написал рукопись. МДС внес свой вклад в концептуализацию и доклиническую проверку архитектуры и работы ОИМ, выполнил как традиционные процедуры, так и процедуры ампутации ОИМ, а также внес вклад в разработку эксперимента и сбор данных. JBU помог с разработкой эксперимента и сбором данных, а также разработал экспериментальные инструменты. Компания MEC помогла с внедрением протезного оборудования и встроенных систем. Компания LMM задумала, спроектировала и разработала голеностопный протез стопы с двумя степенями свободы. Ж.-Фд спроектировал и запрограммировал встроенную систему. SSS внес свой вклад в концептуализацию и доклиническую проверку операции ОИМ, проанализировал экспериментальные данные ультразвукового исследования и помог в написании рукописи. NMN разработал архитектуру AMI и внес свой вклад в концептуализацию и доклиническую проверку работы AMI, разработку контроллера, экспериментальный дизайн и написание рукописи.

Конкурирующие интересы: NMN и МДС владеют патентом на концепцию AMI под названием «Периферический нейронный интерфейс посредством регенерации нервов в дистальных тканях» (патент США US20160346099). NMN, TRC и МДС подали патент на операцию ОИМ и связанные с ней стратегии контроля под названием «Метод и система для обеспечения проприоцептивной обратной связи и функциональности смягчения патологии конечностей» (ожидающий патент США 62/276422). Все остальные авторы заявляют, что у них нет конкурирующих интересов. Доступность данных и материалов: За дополнительной информацией обращайтесь в NMN (nherr@media.mit.edu).

Отправлено 6 сентября 2017 г.
Отправлено повторно 9 декабря 2017 г.
Принято 3 мая 2018 г.
Опубликовано 30 мая 2018 г.
10.1126/scitranslmed.aar8373

Цитирование: Т. Р. Клитес, М. Дж. Карти, Дж. Б. Уллаури, М. Е. Карни, Л. М. Муни, Ж.-Ф. Дюваль, С.С. Шринивасан, Х.М. Герр, Проприоцепция от нейрорулеваемого протеза нижних конечностей. *наук. Перевод Мед.* 10, eaar8373 (2018).

Проприоцепция от нейроуправляемого протеза нижних конечностей

Sci Transl Med 10, eaap8373.
DOI: 10.1126/scitranslmed.aap8373.

Ампутация приводит к разрыву костемеров и мышц, используемых для движения конечностей, что ограничивает способность человека с ампутированной конечностью передвигаться. чувствовать и управлять протезом. Здесь Клитес и др. протестировали созданные в то время аутологичные мышечно-нервные интерфейсы ампутации ниже колена у человека. По сравнению с четырьмя субъектами с традиционными ампутациями, субъект, получивший в остатке два миоиннервальных интерфейса агонист-антагонист (которые были соединены посредством синтетических электродов к его электрическому протезу) продемонстрировали больший контроль над расположением суставов и рефлекторное поведение во время ходьбы по лестнице. Субъект отметил небольшую задержку между намеренной активацией мышц в его остатках и движением. своего протеза и выразил сильное чувство воплощения (идентифицируя протез как часть себя). Миоиннервальные интерфейсы агонистов-антагонистов могут помочь восстановить естественную чувствительность протезов суставов.

<http://stm.sciencemag.org/content/10/443/eaap8373>

<http://stm.sciencemag.org/content/suppl/2018/05/25/10.443.eaap8373.DC1>

<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/10/432/eaao6990.full>
<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/8/3262/362ra142.full>
<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/6/257/257ra138.full>
<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/6/222/222ra19.full>
<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/5/210/210ps15.full>
<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/6/257/257re6.full>
<http://science.sciencemag.org/content/sci/360/6392/998.full>

В этой статье приведены 56 статей, к 7 из которых вы можете получить бесплатный доступ.
<http://stm.sciencemag.org/content/10/443/eaap8373#BIBL>

<http://www.sciencemag.org/help/reprints-and-permissions>

Использование этой статьи регулируется [Условиями обслуживания](#).