



На пути к более производительным бионическим конечностям для более широкого клинического использования

Дарио Фарина¹, Иван Вуякия², Рикард Бранемарк^{3,4}, Энтони МЮБулл¹, Ганс Дитль⁵, Бернхард Грайманн⁶, Леви Дж. Харгрову^{7,8,9}, Клаус-Петер Хоффманн¹⁰, Хелен Ханг^{11,12}, Торвальдур Ингварссон^{13,14}, Хильмар Браг и Януссон¹⁵, Крислейфур Кристианссон¹³, Тодд Куикен^{7,8,9}, Сильвестро Мицера^{16,17,18}, Томас Штиглиц¹⁹, Аннес Штурма^{1,20}, Дастин Тайлер^{21,22}, Ричард Ф. Вейр²³ и Оскар К. Ашманн²⁰

Большинство протезов конечностей могут ловко двигаться автономно, но пользователь не воспринимает их как принадлежащие собственному телу. Роботизированные конечности могут передавать информацию об окружающей среде с более высокой точностью, чем биологические конечности, но их реальная производительность существенно ограничена современными технологиями взаимодействия роботизированных устройств с телом и двусторонней передачи двигательной и сенсорной информации между протезом и пользователем. С этой точки зрения мы утверждаем, что правильное крепление бионических устройств к скелету посредством интеграции, усиление нервных сигналов за счет целевой мышечной иннервации, улучшение контроля протеза с помощью имплантированных мышечных датчиков и передовых алгоритмов, а также обеспечение сенсорной обратной связи с помощью электродов, имплантированных в периферические мышцы, нервы, должны быть использованы для создания нового поколения высокопроизводительных бионических конечностей. Эти технологии прошли клинические испытания на людях, и наряду с механическими усовершенствованиями и адекватной реабилитационной подготовкой они должны способствовать более широкому клиническому использованию бионических конечностей.

логические средства. Отсутствие конечности приводит к существенным нарушениям способности передвигаться и взаимодействовать с окружающей средой. Этот дефицит связан с функциональной потерей части тела и потерей чувствительности, а также может влиять на автономия человека, социальные функции и деятельность. На требования к протезным устройствам и уровень удовлетворенности их пользователи влияют многочисленные факторы, в частности, уровень ампутации (будь то одностороннее нарушение или затрагивает ли оно более чем одну конечность), культурные особенности, тип подопечности и сопутствующие заболевания. Заболеваемость, более того, требования и ожидания к протезам верхних и нижних конечностей различаются. В то время как нижние конечности в основном участвуют в циклических двигательных задачах, верхние конечности часто участвуют в более ловких действиях. Пользователи протезов конечностей сообщают, что наиболее важными приоритетами для протезов верхних конечностей являются функциональность, комфорт, долговечность, стоимость и внешний вид. Они определяют чрезмерную

весь внешний вид устройства, язык тела и общие возможности использования устройства для взаимодействия с объектами. Опрос европейских и американских людей с ампутированными конечностями показал, что наиболее желательными функциональными особенностями являются способность двигать отдельными пальцами, избегая соскальзывания захваченных предметов и пропорциональная сила хвата. Пользователи протезов конечностей также отметили необходимость увеличения диапазона движений и скорости движения запястья, более естественного внешнего вида, улучшения температуры нежда и управления транспирацией, снижения веса и шума, а также увеличения сенсорной обратной связи. Большинство людей с ампутированными конечностями чувствуют себя уверенно при ходьбе по ровной поверхности, поддержание равновесия и ходьба по неровной поверхности или по склонам относятся к серьезной проблемой. Это особенно заметно у пациентов с ампутацией выше колена, с ограниченной подвижностью или с недостаточным доступом к реабилитации. Кроме того, проблемы с кожей, вызванные ношением вкладышей, в большей степени поражают людей с ампутированными конечностями и приводят к существенному

¹Кафедра биомедицинской инженерии, Имперский колледж Лондона, Лондон, Великобритания. ²Кафедра электротехники и автоматизации, Университет Аалто, Эспоо, Финляндия. ³Центр экстремальной бионики, Группа биомехатроники, Медиалаборатория Массачусетского технологического института, Массачусетский технологический институт, Кембридж, Массачусетс, США. ⁴Отделение ортопедии, Институт клинических наук, Сальгеренская академия, Гетеборгский университет, Сальгеренская университетская больница, Гетеборг, Швеция. ⁵Ottobock Products SE & Co. KGaA, Вена, Австрия. ⁶Ottobock SE & Co. KGaA, Дудерштадт, Германия. ⁷Центр бионической медицины, лаборатория Ширли Райан, Чикаго, Иллинойс, США. ⁸Кафедра физической медицины и реабилитации, Северо-Западный университет, Чикаго, Иллинойс, США. ⁹Кафедра биомедицинской инженерии, Северо-Западный университет, Чикаго, Иллинойс, США. ¹⁰Отделение медицинской инженерии и нейрорепродукции, Институт биомедицинской техники Фраунгера, Зульцбах, Германия. ¹¹Объединенный факультет биомедицинской инженерии NCSU/UNC, Университет штата Северная Каролина, Роли, Северная Каролина, США. ¹²Университет Северной Каролины в Чапел-Хилл, Чапел-Хилл, Северная Каролина, США. ¹³Департамент исследований и разработок, Осур Исландия, Рейкьявик, Исландия. ¹⁴Медицинский факультет Исландского университета, Рейкьявик, Исландия. ¹⁵Школа инженерных и естественных наук Исландского университета, Рейкьявик, Исландия. ¹⁶Институт биоробототехники и факультет передового опыта в области робототехники и искусственного интеллекта, Scuola Superiore Sant'Anna, Понтедера, Италия. ¹⁷Кафедра передового опыта в области робототехники и искусственного интеллекта, Scuola Superiore Sant'Anna, Понтедера, Италия. ¹⁸Кафедра трансляционной нейробиологии Фонда Бергарелли, Центр нейрорепродукции и Институт биомедицинской инженерии, Федеральная политехническая школа Лованна, Лованна, Швейцария. ¹⁹Лаборатория биомедицинской микроробототехники и факультет микросистемной инженерии IMTEK, Центр BrainLinks-BrainTools и Центр Бернштейна во Фрайбурге, Фрайбургский университет, Фрайбург, Германия. ²⁰Клиническая лаборатория бионической реконструкции конечностей, отделение пластической и реконструктивной хирургии, Венский медицинский университет, Вена, Австрия. ²¹Школа инженерии Кейса, Университет Кейс-Вестерн Резерв, Кливленд, Огайо, США. ²²Медицинский центр Луи Стокса по делам ветеранов, Кливленд, Огайо, США. ²³Лаборатория разработки биомехатроники, факультет биомедицинской инженерии, Университет Колорадо в Денвере и институт здравоохранения Восточного Колорадо, Аврора, Колорадо, США. Электронная почта: d.farina@imperial.ac.uk

с окращение дис танц ии х одьбы и отка от протезов9. Действительно, поскольку с новыми причинами ампутаций нижних конечностей явля ются сосудистые заболевания и диабет10, а традиционные системы г ильз основаны на приложении давления к культте, использование протезов нижних конечностей с вая занос выской частотой кожных проблем (24 – 74% нос ителей протезов11,12). Неравномерная нагрузка на нижние конечности, которая я вля ется рас прос траненной проблемой, с вая занас преобладанием ос теопороза на неповрежденной конечности13.

Несмотря на разные потребности людей с ампутированными конечностями верхних и нижних конечностей, естественный внешний вид, естественный контроль и надежность я вля ются желательными характеристиками для обоих типов протезов конечностей. Дискомфорт и проблемы с установкой розетки я вля ются частыми факторами отказа от устройств14,15. В последнее десятилетие конструкция протезов конечностей была направлена на снижение общего веса протезов и имитацию эстетики и функций утраченных частей тела16–18.

Хотя необходимы дальнейшие улучшения, развитие функциональности продвинулось до такой степени, что пользователь не может полностью использовать ее19–21. Например, роботизированные руки и кисти позволяют осуществлять ловкие манипуляции22–25, вих одя ще за рамки возможностей волевого управления, доступных с помощью современных человеко-машинных интерфейсов. Эти протезы можно перемещать, используя несколько степеней свободы, и они могут измерять внешнюю нагрузку с более высокой точностью, чем люди с помощью своих биологических конечностей26, но эти возможности ограничены ограничением в передаче информации между протезами и пользователями.

Клинически доступная технология взаимодействия активных протезов с телом имеет множество ограничений. Одна фундаментальная проблема заключается в механическом прикреплении устройств к скелетной системе пользователя. Большинство протезов соединены с телом с помощью разрезов, которые препятствуют эффективной интеграции в систему тела и вызывают дискомфорт. Используемые в настоящее время нейронные связи для восстановления волевого контроля и ощущения ограничены недостоверностью скорости передачи информации. Эти биомеханические и нейронные проблемы в технологиях опирания лежат в основе разрыва между потенциально революционными биомеханическими технологиями и клинической реальностью9,27–29. Например, клинически доступные технологии управления протезами верхних конечностей практически не изменились за последние 50 лет и до сих пор позволяют контролировать не более двух степеней свободы (по одной) неестественным образом30,31. Более того, практически отсутствуют клинические системы протезирования верхних или нижних конечностей, передающие ощущения пользователю. Единственные сенсорные входы, доступные пользователю, — это зрение и ощущения, возникающие от сигнала глазницы. Ни одна из этих систем не ощущается пользователем как часть тела; скорее, они ощущаются как инструменты, помогающие выполнять некоторые функции повседневной жизни.

Большинство людей с ампутированными конечностями оснащены протезами, которые доступны уже несколько десятилетий. Тем не менее, за последние несколько лет произошло несколько прорывов: целенаправленная реиннервация мышц, хронически имплантированные датчики, усовершенствованные алгоритмы нейронного декодирования и оптоинтеграция. Это примеры разработок, которые могут существенно повлиять на то, как протезы механически и нервно взаимодействуют с людьми с ампутированными конечностями (рис. 1). Однако из-за их сложной природы характерно лишь некоторые из этих усовершенствований были протестированы на пользователях (и — в большинстве случаев — они были протестированы на относительно небольшом количестве пользователей). Клиническая реализация этих технологий требует междисциплинарных команд, включающих клинических, инженерных и реабилитационных экспертов, а команды с совместным опытом редко доступны в традиционных системах здравоохранения. Более того, процент людей, связанных с такими ранними медицинскими технологиями, исключены из обычных схем страхования. Это подталкивает пациентов с ограниченными финансовыми возможностями к менее эффективным стандартизированным решениям. Тем не менее, эти прорывные технологии завершают первоначальные клинические испытания, и мы ожидаем, что их применение в обычных клинических условиях позволит внести важные усовершенствования, которые обеспечат доступность зрелости этих решений и станут новым современным клиническим достижением. Поскольку все больше пациентов подвергается воздействию

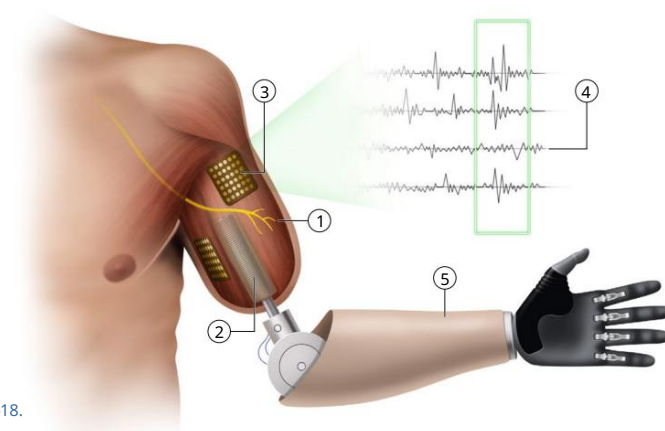


Рис. 1 | Передовые биомеханические технологии конечностей. К наиболее передовым технологиям механического и нейронного взаимодействия биомеханических конечностей с телом относятся целенаправленная реиннервация мышц (1), оптоинтеграция (2), имплантированные датчики (3) и передовые алгоритмы нейронного декодирования (4), которые можно сочетать с современными технологиями, многосуставные протезы конечностей (5). Фото: Арон Червени.

их реализация становится оптимизированной и стандартизированной, что позволит регулировать органам обеспечить долгосрочный и высококачественный пользовательский опыт в системах здравоохранения. В этой перспективе мы обсуждаем самые последние технологические и клинические разработки, которые облегчат проектирование, изготовление и тестирование клинических протезных систем следующего поколения. Таким образом, вместо того, чтобы предоставлять исчерпывающий обзор технологий протезирования конечностей, мы ограничиваем наше обсуждение избранными достижениями в области биомеханических устройств как для верхних, так и для нижних конечностей, подчеркиваем их научные и клинические основы, а также анализируем общие проблемы и проблемы, наиболее перспективные реализации.

Взаимодействие биомеханических конечностей с телом

Взаимодействие частей робота с человеческим телом требует преодоления технических и практических соображений, которые становятся основными препятствиями на пути к полной клинической реализации. Интеграция биомеханических конечностей в тело сталкивается с проблемами, охватывающими протезные крепления и взаимодействие с человеком, управление протезами, а также реабилитацию и обучение пользователей. В этом разделе мы обсуждаем каждую из этих проблем, выделяя преимущества и недостатки последних доступных реализаций.

Биомеханические интерфейсы. Достижение биомеханической интеграции роботизированных компонентов с телом является сложной задачей. Хотя технология негде используется в большинстве клинических устройств, предлагает передовые решения, которые можно адаптировать к различным формам культты конечности, соединительная розетка создается крайне неудовлетворительной для пациентов14,32, особенно для пациентов с патологическими состояниями, такими как гетеротопическая оссификация33. Прикрепление посредством прямой костной интеграции с остаточными скелетными структурами более привлекательно. Это достигается посредством введения металлического имплантата в скелетные структуры и последующего соединения с протезом (рис. 2). Этот метод, получивший название оптоинтеграции34–36, в настоящее время является единственной клинической жизнеспособной альтернативой гильзам для механического крепления протезов. Это более стабильное физическое соединение, позволяет избежать давления на мягкие ткани (и, следовательно, последующего дискомфорта и боли) и обеспечивает передачу усилий непосредственно к сегментам скелета, что обеспечивает оптоинтеграцию37–39. Оптоинтеграция также способствует степени свободы сустава даже при коротких культях. Например, остаточная плечевая кость

длинной в 6 см была использована для оптоинтегрированного имплантата, который может с успехом

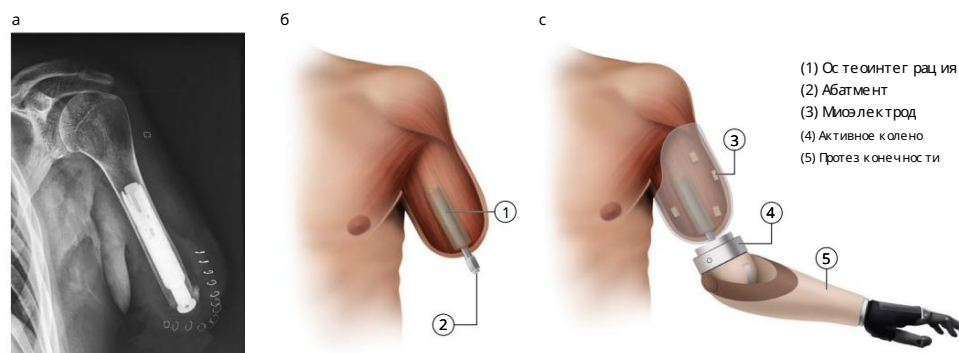


Рис. 2 | Оссеоинтегрированный имплантат у человека с трансгумеральной ампутацией. а — Рентгенограмма металлического имплантата в осевой плечевой кости. б. Схематическое изображение имплантата, к которому крепится протез. в. Схематическое изображение установки протеза с использованием оссеоинтеграции. Кредит для б и в: Арон Червени

суставов. Аналогично, оссеоинтеграция протеза нижней конечности с короткой осевой бедренной костью может обеспечить естественную подвижность тазобедренного сустава. Оссеоинтеграция также позволяет наиболее эффективно использовать дополнительные степени свободы, которые могут обеспечить протезы.

Однако ограничение оссеоинтеграции заключается в том, что металлический имплантат является чрескожным (т.е. он проникает в кожу), что увеличивает вероятность инфекции. По этой причине его широкое использование должно, по крайней мере на начальном этапе, быть ограничено, поскольку его можно применять только у пациентов с ненарушенной иммунной системой и достаточным строением скелета. Если риск инфекции можно снизить, то наличие чрескожного порта в виде оссеоинтегрированного крепления можно, в принципе, использовать с помощью имплантированной технологии, которая передает информацию тела пользователя и из него без необходимости беспроводной технологии. Еще одним ограничением оссеоинтеграции является то, что отсутствие демпфирования ударных нагрузок (обычные гильзы обычно обеспечивают демпфирование нагрузок) может вызвать боль и дискомфорт и даже выход из строя интерфейса. Хотя предварительные долгосрочные оценки показали улучшение качества жизни людей, перенесших оссеоинтеграцию, необходимы крупномасштабные когортные исследования с длительными периодами наблюдения для оценки безопасности и эффективности процедуры. Опрос бывших военнослужащих в США показал, что только 28% пациентов с односторонней ампутацией конечностей и 13% пациентов с двусторонней ампутацией верхних конечностей рассматривают возможность оссеоинтеграции, а традиционной фиксации устройств через обычное гнездо или воздерживаются от использования любого протеза.

Нервно-мышечные интерфейсы. Управлять протезом можно с помощью различных схем, выбор которых зависит от уровня ампутации и типа аппарата (рис. 3). Для активного контроля нервно-мышечную систему человека можно исследовать напрямую взаимодействуя с мозгом, нервами или мышцами, или косвенно измеряя кинематику доступных анатомических структур. В зависимости от метода считывания записанные сигналы затем обрабатываются для определения их характерных характеристик (осбенностей), чтобы набор управляющих сигналов можно было нанести на целевые протезные суставы.

В протезах нижних конечностей с приводом от тела используются шарнирные искусственные суставы, которые обеспечивают свободное перемещение при приложении достаточной силы от работающих суставов. В некоторых случаях аутоимплантат (например, ротационная пластика) позволяет перенести гленостопный сустав, который при ротации может действовать как заместитель коленного сустава. При подходе с жесткой фиксацией голени эта процедура позволяет произвольно восстановить походку. Однако современные устройства с питанием от часов используют подход иерархического управления с использованием конечного автомата (система последовательного управления, которая может переходить между конечным числом состояний). Система управления позволяет устройству переключаться из одного состояния или настройки в другое в ответ на управляющий вход. На самом низком уровне контроля положение, крутящий момент или жесткость суставов нижних конечностей

протезы можно модулировать на основе сигналов от механических датчиков, установленных на протезе. Конечный автомат часовой используется на среднем уровне управления для создания траекторий или для указания параметров, которые контроллер нижнего уровня должен использовать или которыми следовать. Простая логика механических датчиков внутри протеза достаточна для переключения между состояниями внутри конечного автомата и восстановления циклического движения. Самый высокий уровень контроля обычно обеспечивает оценку намерения пользователя переключаться между двигательными действиями. Это может быть так же просто, как использование брейка, или использование алгоритмов машинного обучения, или требовать чрезмерных движений тела, не типичных для нормальной походки. Этот подход иерархического управления был включен во многие микропроцессорные колени и, как было показано, обеспечивает функциональные результаты, которые лучше, чем у чисто пассивных устройств. Он также использовался для управления режимами движения механически активных устройств при стоянии и ходьбе по ровной поверхности, наклонам и по лестницам. Однако такой подход не позволяет полностью волевое управление протезами ног.

В отличие от устройств нижних конечностей, которые могут в некоторой степени работать автономно, протезы верхних конечностей все еще требуют определенной степени волевого контроля. Например, цингипастика (один из первых методов контроля и простая, но мощная стратегия) вызывает сокращение проксимальных мышц верхней конечности контролем более дистальных суставов с помощью транскутально имплантированных стержней из лановой кости. Однако из-за необходимости длительных периодов реабилитации кинетика больше не используется. Другие стратегии используют глубокие движения плеча и туловища для активации более дистальных функций протеза (и, следовательно, не требуют хирургического вмешательства). Несмотря на простоту, эти протезы с приводом от тела эффективны и широко используются благодаря своей надежности, возможности регулировки силы захвата и долговечности, даже когда они используются для тяжелой ручной работы или в сложных и конкурентных условиях. Более того, они обеспечивают естественную естественную обратную связь, например, в связи с приложенной силой.

В отличие от систем питания от тела, протезы с внешним питанием управляются путем декодирования намерения пользователя по электрической активности нервных или мышечных структур (рис. 3). Этот подход использовался для контроля протезов верхних конечностей в течение многих лет и только недавно был применен к протезам нижних конечностей для волевого контроля коленных и голеностопных суставов в ситуациях, когда не приходится нести вес от нагрузки. Электрические сигналы мышц также могут улучшить классификацию режимов передвижения. Фактически, датчики электромиографии могут обеспечить высочайший волевой контроль над протезами голеностопных суставов. Тем не менее, эти методы еще не получили широкого клинического применения для протезов нижних конечностей. Одна из основных проблем заключается в том, что некоторые ошибки в классификации режима передвижения могут привести к нестабильности баланса, что может поставить под угрозу безопасность пользователя и уверенность в использовании протеза. Однако в случае протезов верхних конечностей волевой контроль привел к нескольким

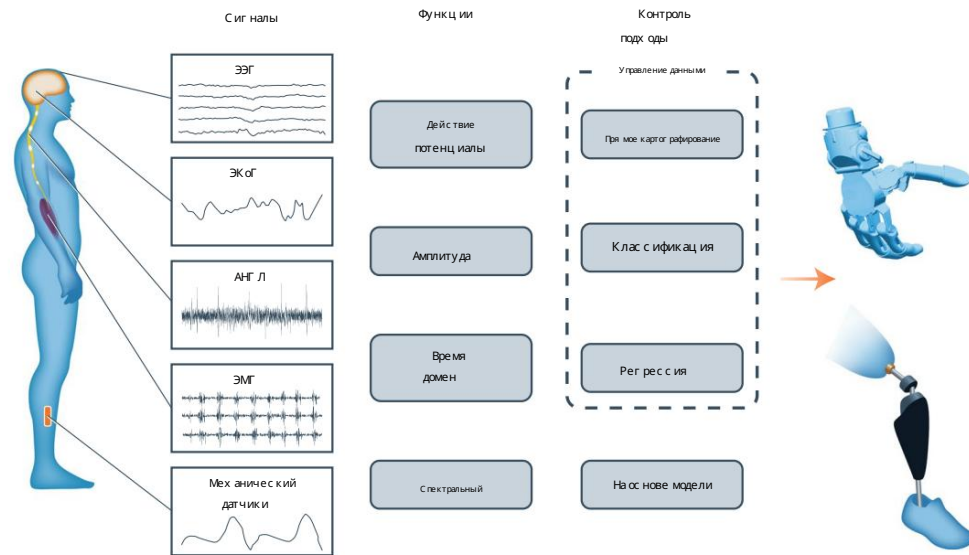


Рис. 3 | Подходы к нервно-мышечному интерфейсу и их преобразование в команды для управления протезами с внешним питанием. Нервно-мышечная система человека может быть сопряжена на разных уровнях с использованием различных методов зондирования. Биологические сигналы, которые можно использовать для взаимодействия, представляют собой инвазивные корковые записи (обычно электрокортикография (ЭКГ)) и неинвазивные записи (обычно электроэнцефалография (ЭЭГ)). Электроэнцефалография (ЭЭГ) регистрирует активность периферических нервов, а электромиография (ЭМГ) записывает электрические сигналы от мышц. Механические датчики обычно используются для мониторинга результирующих движений тела. Все эти сигналы могут быть обработаны для извлечения характеристик (признаков), которые алгоритмически преобразуются в команды управления. Стратегии управления могут извлечь осознанное намерение пользователя из характеристик сигналов и сгенерировать команды для управления назначенными системами биологической конечности. 1 кредит

Клинически использовались активные протезы рук и кистей, но с отсутствующими противоречивыми данными о функциональных преимуществах протезов верхних конечностей с внешним питанием [64,76].

Наиболее распространенный интерфейс управления электроприводными протезами верхних конечностей использует сигналы с грубой электромиографии, которые регистрируются с поверхности кожи, покрывающей отдельные мышцы над местом ампутации [31]. Использование электромиографии для контроля верхней части протеза также основано на предположении, что намерение пользователя можно извлечь из активации оставшихся мышц. Следовательно, связь между мышечными сигналами и командами протеза может быть либо неестественной, либо физиологически приемлемой (то есть похожей на движения, которые генерирует биологическая конечность). Например, для протезной руки супинация и пронация могут быть связаны с отгибанием и разгибанием запястья, которые являются задачами управления, отличными от производимого движения.

Для многих коммерческих протезов также характерно (хотя и не интуитивно понятно) переключение с контроля одной функции на контроль другой посредством кратковременного совместного сокращения групп мышц-антагонистов [16,77].

Распознавание образов в поверхностной электромиографии направлено на увеличение количества функций, которыми можно управлять с помощью физиологически соответствующих сокращений. Естественные закономерности мышечной активации, связанные с конкретными движениями, сопоставляются посредством контролируемого обучения с соответствующими **задачами** [78,79]. Этот подход, который был тщательно проверен в лабораторных исследованиях, показал, что высокий уровень точности (более 95%) может быть достигнут для относительно большого количества классов задач [80–83]. Тем не менее, его использование в клинических условиях и в домашних условиях было затруднительно, отчасти из-за проблем, присущих обнаружению сигналов поверхностной электромиографии. Сигналы электромиографии, собираемые с помощью поверхностных электродов, существенно различаются при замене электродов из-за надевания и снятия протеза, а также из-за того, что на них влияют состояние кожи, они имеют ограниченную избирательность и могут быть собраны только с поверхностных мышц [84–86]. Эти изменения в характеристиках сигнала поверхностной электромиографии приводят к ухудшению работы систем распознавания образов [87]. Обучение с использованием протезов [86] — метод, используемый в клинических целях для повторной калибровки системы управления на

основе распознавания образов — может частично решить эти проблемы и позволить провести домашние испытания, которые показали, что контроль распознавания образов может дать лучшие функциональные результаты, чем традиционные методы контроля амплитуды, после шести недель домашнего использования [88]. Обучение с использованием протезов также было включено в коммерчески доступную систему управления распознаванием образов (систему Coapt Complete Control (<https://www.coaptengineering.com/>), которую на настоящее время используют более 200 человек). Независимые исследования показывают, что процент приемки превышает 70%, при этом большинство отказов вызвано факторами, не связанными с системой управления.

Многие проблемы, связанные с сигналами поверхностной электромиографии, можно преодолеть с помощью технологий инвазивной электромиографии [89–92], в которой используются датчики, имплантированные в мышцу или над поверхностными мышцами, но ниже подкожного слоя. Анализ ретроспективных имплантируемых систем (в частности, MyoPlant93, MIRA94, iSens95 и IMES96,97; рис. 4) показал, что они могут обеспечить лучшее качество данных электромиографии, чем поверхностные записи [42]. Например, система IMES, состоящая из восьми электродов, имплантированных в предплечье человека с трансрадикальной ампутацией (идентификатор клинического исследования: [NCT01901081](https://clinicaltrials.gov/ct2/show/study?term=NCT01901081)), привело к безопасному применению к простому, но эффективному одновременному управлению несколькими степенями свободы [91,96,98]. У людей с ампутированными конечностями одна и та же сенсорная система позволяла надежно контролировать коленные и голеностопные суставы [99]. Было показано, что имплантаты IMES остаются стабильными более четырех лет [100]. Аналогичным образом, эпитимизальные электроды, постоянно имплантированные пациентам, позволяли осуществлять высококачественный прямой контроль в течение нескольких месяцев операции [42].

Намерение пользователя в нижних и верхних конечностях также можно расшифровать по электрической активности, зарегистрированной от эфферентных аксонов периферических нервов [101–104]. Для этого необходимы прямые нервные имплантаты. Размещение электродов непосредственно в нервах может решить проблемы, связанные с неинвазивной записью мышц, и, в отличие от инвазивной записи мышц, также может применяться при отсутствии атрофии мышечной ткани. Фактически двигательная информация может быть декодирована по нейронным записям с хорошими показателями [105–111]. Однако электроэнцефалографические сигналы имеют низкое соотношение сигнал/шум и ограниченную стабильность [105], что затрудняет декодирование активности эфферентных волокон с помощью трифазных сигналов.

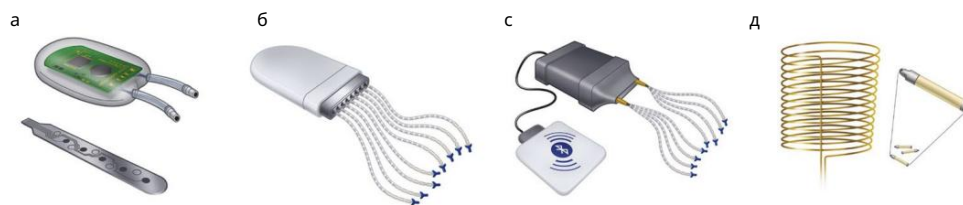


Рис. 4 | Хронически имплантируемые электромиографические системы. a–d, Постепенно имплантируемые записывающие устройства ЭМГ, прошедшие испытания в клинических условиях. a, MyoPlant — это беспроводной датчик с индукционным питанием, который позволяет осуществлять запись с помощью миниатюрной записывающей системы имплантируемая система регистрации с несколькими отведениями (32 датчика на отведение), которая передает цифровые сигналы ЭМГ на внешний приемопередатчик через инфракрасный свет. c, iSens позволяет осуществлять многоканальную запись с функцией Bluetooth (эту систему можно расширить для экстремальных записей и стимуляции; рис. 5). d, IMES представляет собой систему, состоящую из 16 отдельных активных имплантатов, которые можно имплантировать для регистрации внутримышечных сигналов ЭМГ, питаемых от внешней катушки. Фото: Арон Червени. Панель адаптирована из ссылки. 93; панель b адаптирована из ссылки. 94

имплантаты циркулярного нерва [12]. Нервные имплантаты также потенциально могут привести к повреждению нерва (который в некоторой степени может самовосстанавливаться [13]).

В качестве альтернативы целенаправленная реиннервация мышц — признанное клиническое вмешательство, заключающееся в перенаправлении нервов, потерявших свои естественные мышцы-мишени, на другие мышечные ткани с целью биологического усиления активности перенаправленного нерва [14–118] — может обеспечить форму «биоэкрана», который отображает посредством мышечных электрических сигналов нейронную активность переданных нервов. Однако перенесенные нервные ветви могут представлять сложную нервно-информационную множественность функций, генерируя таким образом ложные мышечные сигналы, отражающие нервно-активную сеть нескольких нервных окончаний. Недавно многоединичные мышечные сигналы, генерируемые после нервных перемещений, были декодированы с помощью алгоритмов разделения источников [117, 119–122], что обеспечивает прямой интерфейс с копинальными моторными ронами [117, 123–126].

Помимо декодирования активности нескольких единиц с помощью алгоритмов разделения источников, избирательность может быть достигнута непосредственно в точке записи. Например, микробласты, заключенные в электропроводящий полимер, культивировались непосредственно на концах перерезанных нервов. Эти регенеративные интерфейсы периферических нервов декодируют нервно-активную сеть путем выборочной записи мышечных электрических сигналов, генерируемых лишь небольшим количеством нервных волокон, что увеличивает количество дискретных сигналов, доступных для протезного контроля [127]. Усовершенствованная версия этой стратегии известна как процедура «микронаправленной реиннервации мышц»; она перенаправляет отдельные периферические нервы на небольшие участки мышц, которые девакуляризованы и денервированы. Эти отдельные группы окращающихся мышц затем могут генерировать выходные сигналы управления движением с благоприятным соотношением сигнал/шум для управления протезом в реальном времени [128–130]. Поскольку в архитектуре периферических нервов на более высоких уровнях ампутированной конечности отдельные области функциональной топографии, которые можно разделить на конкретные (агонистические или антагонистические) функции мышц, эта стратегия в настоящее время ограничивается дисбалансом уровнями ампутированной и имплантируемой электродами, которые могут улавливать относительно низкие нервные мышечные сигналы.

В качестве альтернативы подходам, взаимодействующим с периферической нервно-мышечной системой, для управления бионическими руками и ногами в принципе можно использовать прямой интерфейс с мозгом. Имплантируемые селективные кортикальные электроды могут записывать данные с кортикальных нейронов, и эта нейронная активность затем может быть связана с онлайн-контролем нескольких степеней свободы [131, 132]. Такое инвазивное взаимодействие с мозгом является многообещающим, но оно ограничено необходимостью хирургического вмешательства на головном мозге (которое не принимается большинством людей с ампутированными конечностями) и ограниченной функциональностью (в отношении периферического интерфейса). Нейронная технология взаимодействия с мозгом может применяться в более широких масштабах, но она обеспечивает тот уровень контроля производительности, который обычно требуется для протезирования [133–135].

Восстановление функций имеет первостепенное значение для людей с ампутированными конечностями верхних и нижних конечностей. Высокая функциональность в принципе может быть достигнута полностью автономной адаптацией человека. Например, трудоспособные люди, оснащенные интерфейсом электромиографии, могут одновременно управлять роботизированной рукой с семью пальцами.

свободы после ограниченного обучения [136]; однако этот подход не является интуитивным.

Очевидно, что для снижения когнитивной нагрузки во время использования протезов желателен интуитивный или «естественный» контроль — непрерывный и одновременный контроль над множеством степеней свободы с физиологическим соответствием между (нейронным) намерением и (протезным) действием [137]. Это также весьма актуально для односторонней имплантации (пользователь воспринимает протез как часть своего тела), что также весьма желательно. Вариант реализации сам по себе должен стать движущей силой технологического прогресса, поскольку он повысит удовлетворенность пользователей протезами и их признание устройствами [137, 138].

Естественному контролю способствуют подходы, основанные на данных, которые исследуют корреляции между сигналами электромиографии и движениями [139–143]. При правильной настройке естественный контроль превосходит прямой контроль и последовательное распознавание образов. Примечательно, что непрерывное отображение кинематики нескольких степеней свободы позволяет лучше адаптировать пользователя к интерфейсу, чем это может быть достигнуто с помощью классического распознавания образов [144].

Естественный контроль также можно получить, используя скелетно-мышечные модели, которые прогнозируют суставные моменты на основе мышечных активаций [145–150]. Этот подход был применен к протезам как верхних, так и нижних конечностей [148, 150, 151]. Вместо изучения закономерностей или корреляций данных (как в подходах, основанных на данных), прямые скелетно-мышечные модели имитируют биологический процесс производства скелетно-мышечных движений, настраивая физиологические и биомеханические структуры и ограничения, а затем оценивая естественные и скоординированные движения конечностей [145]. Более того, использование целенаправленной реиннервации мышц позволяет обнаружить нервно-активную сеть всех нервов, участвующих в задаче (в том числе в отсутствующих мышцах). Таким образом, сочетание целевой реиннервации мышц и скелетно-мышечных моделей может позволить восстановить внутреннюю биомеханическую презентацию отсутствующих конечностей [117, 152].

Надежный долгосрочный контроль является основным требованием для клинического перевода и воплощения протеза. Сегментные колени и лодыжки, управляемые микропроцессором, представляющие собой особенно надежные протезы, в которых используются относительно интуитивные методы управления. Механические сигналы, встроенные в протез, имеют низкий уровень шума и надежны. После того, как пользователь научится управлять устройством, протез реагирует предсказуемо, позволяя пользователю доверять его работе. Однако сложно расширить количество окращаемых двигательных действий и обеспечить плавные и автоматические переходы между действиями. Тем не менее, алгоритмы машинного обучения для распознавания двигательной активности и переходов между видами деятельности являются многообещающими. Они могут быть разработаны для интерпретации информации только от механических датчиков [54, 58, 153, 154] или из комбинированной механической и электромиографической информации [59, 69].

Сигналы электромиографии могут обеспечить точную оценку намерения в активных коленах [155] и лодыжках [156] при условии, что изменения в сигналах электромиографии, которые могут вызвать ухудшение работоспособности в течение нескольких дней, корректируются [157].

Перспектива

ПРИРОДА БИОМЕДИЦИНСКАЯ ИНЖЕНЕРИЯ

Восстановление надежного контроля у людей с ампутированными конечностями сталкивается с другим набором проблем. Протезы верхних конечностей используют в них раненной среде и обычно не содержат столько механических датчиков, сколько протезы нижних конечностей. Следовательно, они полагаются прежде всего на волевую контроль с помощью иглов электромиографии.

Традиционные подходы к контролю полагаются на то, что квалифицированные терапевты и протезисты локализуют независимые пары мышц агонист-антагонист для настройки и прироста установления пороговых значений и создания удобных гнезд, которые поддерживают постоянное положение электродов при многократном надевании.

Клиническая реализация более сложных подходов, разработанных в исследовательских лабораториях, может оказаться сложной задачей из-за необходимости сбора калибровочных данных, отражающих различные условия, в которых может использоваться протез. Например, с истемас распознавания образов электромиографии чувствительны к положению электродов⁸⁷, положению культи-руки¹⁵⁸ и изменениям силы¹⁵⁹

(среди многих других факторов). Каждую из этих проблем можно решить путем сбора и черпывающей набора обучающих данных, но это может быть обременительно для пользователя. В качестве альтернативы для повторной калибровки можно применить обучение с использованием протеза.

Адаптация по редством машинного обучения также перспективна для оптимизации использования сигналов электромиографии для управления бионическими конечностями. Адаптация необходима из-за изменений в характеристиках электромиографического сигнала и в стратегиях мышечной активации пользователя. Полностью неконтролируемая адаптация, конечно, была бы предпочтительнее, но работающая система в настоящее время недоступна¹⁶⁰. В системах распознавания образов полу- или частично контролируемые подходы с использованием помеченных обучающих сигналов достаточны для противодействия с низкой производительности в течение нескольких дней использования¹⁶¹. Коадаптивные системы^{160,162,163} ограничиваются этапом калибровки или конкретным набором задач¹⁶⁴.

Неконтролируемая адаптация для протезов нижних конечностей, вероятно, более осуществима, чем для протезов верхних конечностей, особенно при оценке двигательной активности, поскольку информация о поведении может быть использована, чтобы помочь определить, с прогностировали ли система управления правильное действие. Такой «сигнал ошибки» можно использовать для контроля адаптации классификаторов электромиографии^{165,166}. Можно даже адаптировать контроллеры с реднего уровня, автоматически регулируя параметры управления для воспроизведения нормальных профилей походки или корректируя параметры для минимизации функции стоимости на основе электромиографической активности пораженной или работоспособной конечности, одновременно обладая нормативной кинематикой.

Стабильность управления также может быть достигнута с помощью систем, которые по своей природе устойчивы к изменениям условий. Например, для мониторинга бионических конечностей вариативность изменений позы можно существенно уменьшить с помощью нутримышечных датчиков, которые также естественным образом устраняют внутреннюю изменчивость поверхностных электромиографических электродов при надевании и снятии электродов при повторном использовании^{42,92}. Аналогично, некоторые подходы к деконволюции электромиографии могут быть более устойчивыми к изменениям характеристик сигнала, чем другие. Например, скелетно-мышечные модели верхних и нижних конечностей, основанные на электромиографии, для мониторинга могут обеспечить «пространство решений» для контроля, которое менее чувствительно к изменениям координат мышц, чем методы машинного обучения на основе данных^{145,149,150}.

Этот вариант с тем, что скелетно-мышечные модели, основанные на электромиографии, напрямую включают физиологические и биомеханические ограничения, которые ограничивают пространство решений. В качестве альтернативы, надежность можно повысить, позволив с имитациям помогать пользователю во время работы по редством формы совместного управления^{167,168}.

Сенсорная обратная связь
Сенсомоторная интеграция является фундаментальным принципом моторного контроля человека. Следовательно, замена двигательной функции не должна препятствовать интеграции сенсорной информации. Таким образом, идеальный протез должен заменить двигательные и сенсорные функции утраченной конечности. Однако восстановление сенсорной обратной связи в любом качестве оказалось весьма сложной задачей. Действительно, сложно обеспечить

полезную и необратимую связь, которую можно эффективно интегрировать в систему управления и с информацией, собираемой с помощью других органов чувств, таких как зрение¹⁶⁹. Более того, при оценке состояния окружающей среды люди интегрируют информацию с нескольких источников обратной связи, а также предыдущий опыт, поэтому доставляемая сенсорная информация должна быть совместима в рамках этой внутренней структуры¹⁷⁰. Например, проприоцептивная информация требует точной интеграции с сенсорной обратной связью от множества афферентов; это сложно повторить.

Общая стратегия обеспечения сенсорной обратной связи предполагает встраивание датчиков в протез для измерения положения суставов, тактильного давления и силы захвата, а также для передачи информации пользователю путем выведения ощущений в остальную часть тела. Один из подходов заключается в стимуляции кожи культи.

Эта стимуляция может быть механической (воздействие на тактильные рецепторы с помощью, например, вибромоторов^{171,172}, линейных толкателей^{173,174}, кожных натяжителей^{175,176} или манжет¹⁷⁷) или электрической^{178–180}.

(по редством подачи импульсов тока низкой интенсивности через поверхностные электроды для активации кожных афферентов или для индукции чрескожной электрической стимуляции нервов^{181–183}, а также через имплантированные микроэлектроды для электрической стимуляции периферических нервов¹⁸⁴). Состояние протеза (данные датчика) передается пользователю в виде изменяющейся во времени схемы стимуляции. Например, частота или интенсивность электротактильной или вибротактильной стимуляции может быть модулирована пропорционально измеряемой силе захвата^{185–187}.

Эти подходы могут обеспечить различные ощущения по сравнению с естественными путями восприятия (сенсорная замена). Также возможно вызвать естественные ощущения фантомных конечностей, воздействуя на участки кожи, которые были реиннервированы хирургическим путем (целевая сенсорная реиннервация)^{188–190}. Кроме того, естественная обратная связь потенциально может быть восстановлена по редством электрической стимуляции и хирургических сформированных кожных лоскутов, приводимых в действие мышцами (кожный механически-нервный интерфейс¹⁹¹).

Поскольку прямая стимуляция нервов может активировать те же естественные нервные пути, передающие сенсорную информацию ее использование с имплантированными электродами¹⁰⁴ (рис. 5) может быть более эффективным для обеспечения естественной сенсорной обратной связи, чем неинвазивные подходы¹⁶⁹. Помимо присущих сложностей искусственного воспроизведения кодирования сенсорной обратной связи, помимо недавних многообещающих примеров⁴⁴, одной из проблем для этих интерфейсов остается достижение долгосрочной стабильности¹⁹². Имплантированные электроды должны быть биосовместимыми, иметь низкий электрический импеданс, быть гибкими и механически стабильными, а также обеспечивать большую емкость хранения заряда и инъекционную подвижность. Этот класс имплантатов может создавать естественные тактильные ощущения^{42,108,193–201}, но необходимы значительные финансовые и временные усилия для переноса этих результатов из лаборатории в клинические испытания на людях и далее в коммерческие продукты.

Было показано, что эпидуральная стимуляция спинного мозга вызывает сенсорные установки в отсутствующих конечностях у людей с ампутированными конечностями²⁰². Более того, прямая корковая стимуляция также может привести к отсутствию сенсорной обратной связи. Используя плавающие микроэлектродные массивы, можно стимулировать выбранные области соматосенсорной коры приматов, не влияющих на человека, для обеспечения тактильных ощущений²⁰³. Аналогичным образом, оптогенетика могла бы обеспечить высокооточную сенсорную обратную связь и даже считывание информации путем стимуляции оптически чувствительных ионных каналов, связанных с различными нейронами²⁰⁴ (рис. 204–208, хотя эти стратегии были протестированы только на животных).

Существует только один коммерческий тип протеза, обеспечивающий сенсорную обратную связь: устройство для верхних конечностей (серия рук Vincent Evolution (<https://www.vincentsystems.de/evolution4>)), которое обеспечивает вибротактильную обратную связь по силе захвата. Ограниченное клиническое применение технологий и сенсорной обратной связи отчасти является следствием неопределенных функциональных преимуществ включения дополнительной тактильной обратной связи^{209,210} или других довольно простых стратегий сенсорной обратной связи. Хотя преимущества сенсорной обратной связи могут показаться пользователю очевидными, без улучшения функциональности трудно аргументировать связанное с этим увеличение стоимости клинических устройств.

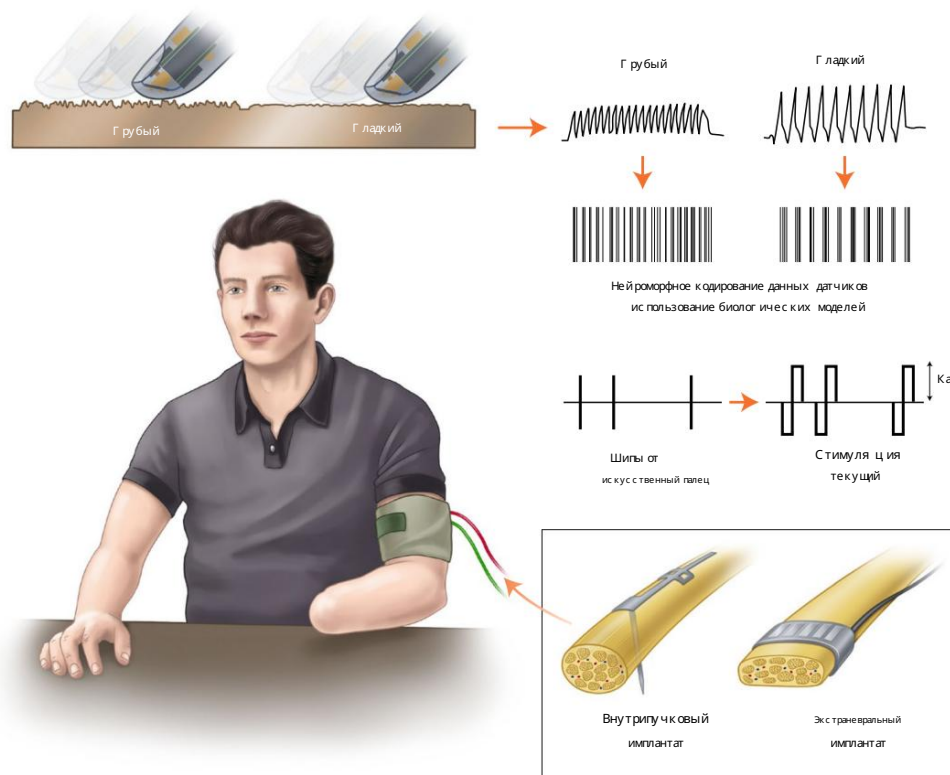


Рис. 5 | Нервный имплантат для стимуляции афферентных волокон для восстановления чувствительности. При контакте с шероховатой поверхностью датчики, встроенные в кончик биологического пальца (вверху слева), обнаруживают и кодируют информацию о текстуре в виде текущего стимула (справа), который затем может быть передан обратно пользователю через имплантированный поперечный межпучковый нерв. Многоканальные электроды (вставка слева) [244]. Чтобы восстановить зрение, электрический сигнал также можно передать пользователю через нервные электроды с плоским интерфейсом (вставка справа) [245]. Фото: Арон Червени; верхняя левая схема и нижняя левая схема адаптированы из ссылки. 196, лицензии Creative Commons CC-BY 4.0; Схема «Экстравенечного имплантата», адаптированная из ссылки. 236, лицензией Creative Commons CC0 1.0.

Потому что большинство исследований было сосредоточено на сенсорной интеграции с сенсорной обратной связью, а не на внутреннем восстановлении ощущений [42, 193, 194, 211]. Чтобы технология сенсорной обратной связи имела клиническое воздействие, она должна демонстрировать вневые функциональные улучшения.

Роль реабилитации

Реабилитация, ориентированная на пользователя, в настоящее время является важной частью функционального восстановления с использованием протезной замены. Исследовательские усилия по созданию естественных и интуитивно понятных интерфейсов управления необходимы, но для выполнения функциональных задач пользователи должны адаптироваться к интерфейсу [212] и систематически учиться интерпретировать прямую или косвенную обратную связь [213]. Реабилитация также необходима для лечения сопутствующих заболеваний, болевых синдромов и связанных с ампутацией чрезмерной нагрузки на суставы контралатеральной конечности, а также шеи и плечи. Психологическая поддержка имеет решающее значение, особенно после травматической ампутации, поскольку потеря любой части тела представляет собой серьезную угрозу основной идентичности человека [216]. Ампутация может вызвать нарушение образа тела, негигиеническую самооценку и психологический стресс; в отсутствие адекватной терапии они могут вызывать ряд скрытых форм поведения. Таким образом, установка протеза должна включать физическую и трудотерапию, а также психологическую социальную поддержку. Идеально подобранное современное протезное устройство само по себе не улучшит качество жизни людей, которые плохо справляются с ампутацией [218].

или которые никогда не учились правильно использовать устройство в повседневной деятельности [212, 219]. Реабилитация и командный подход к лечению жизненно важны для успеха сложных систем протезирования, но длительные периоды реабилитации (например, те, которые были типичны для туннельной цинепластики) могут помешать этому.

Количественные оценочные меры, позволяющие оценить точность контроля в лабораторных условиях, являются плохими предикторами реальной клинической ситуации.

результаты [220, 221]. Более того, функциональные преимущества биологической конечности нельзя оценивать отдельно от программы реабилитации, предназначенной для обучения пользователя взаимодействию с роботизированным устройством.

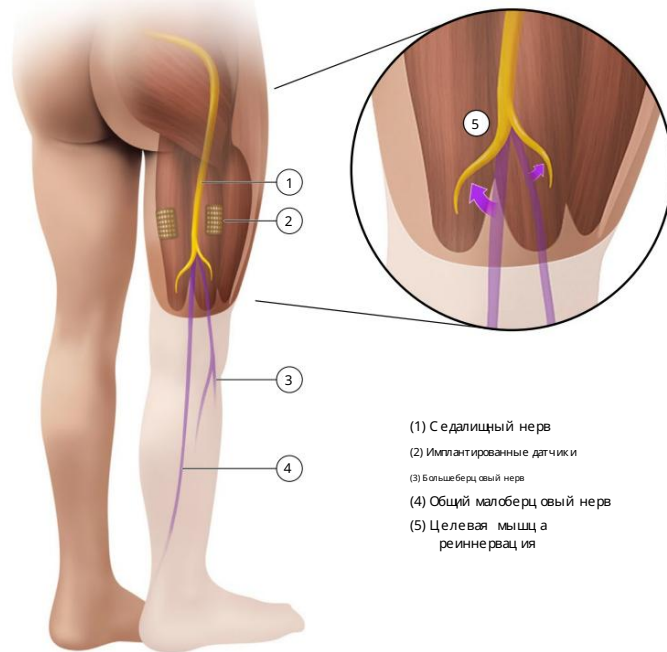
потому что, в зависимости от реабилитации, одно протезное устройство может обеспечивать существенно разные уровни функциональности [222]. Таким образом, объективные и клинически значимые показатели функционального результата имеют решающее значение для разработки и проведения эффективной реабилитации.

Для умелого обращения с микротрическим протезом необходима серьезная ортопедическая подготовка. Обучение обычно начинается с того, как пользователь получит устройство [223, 224]. Предпротезная подготовка может включать виртуальную дополненную реальность, а также системы обучения, управляемые с помощью настольных компьютеров [225] или приложений для смартфонов [225–227]. Протокол обучения и сопутствующие инструменты реабилитации должны быть адаптированы к протезному устройству пользователя и выбранному интерфейсу управления [212]. Действительно, развитие функций протеза с стратегий контроля и сенсорной обратной связи должно включать соответствующие протоколы реабилитации [215]. Таким образом, важно, чтобы человек с ампутированной конечностью мог наилучшим образом использовать доступные технологии:

машинные интерфейсы разрабатываются наряду с программами реабилитации, основанными на современном знании в области двигательного обучения [213].

Следующее поколение клинических протезов

Мы ожидаем, что характеристики биологических конечностей следующего поколения расширят их клиническое применение за счет использования революционных достижений последнего десятилетия — от интеграции, когнитивных биосенсоров, имплантированных датчиков, усовершенствованных алгоритмов управления и сенсорной обратной связи. Клинические протезы следующего поколения должны лучше отвечать требованиям пациентов (самое главное, более надежный и естественный контроль над протезом) за счет улучшения окрестности протеза к культуре конечности, внедрения



- (1) Седалищный нерв
(2) Имплантированные датчики
(3) Большеберцовый нерв
(4) Общий малоберцовый нерв
(5) Целевая мышца реиннервация

Рис. 6 | Инвазивные технологии сопряжения биоскранов. Сочетание имплантированных датчиков и селективной передачи нервов может повысить надежность и функциональность протезов. Нервные пучки большеберцового нерва (3) и общего малоберцового нерва (4) передают сигнал по целенаправленной реиннервации мышц бедра, что обеспечивает интуитивное управление протезом конечности. Изображение предоставлено: Арон Червени.

Интерфейс сенсорной обратной связи, расширяющий функциональность устройств, и программы реабилитации, адаптированные к пользователю, основанные на принципах моторного обучения и уникальных особенностях каждого протеза.

Остеоинтеграция была полностью сертифицирована в Европе и Австралии, а совсем недавно OPRA — первая система имплантатов для ампутаций выше колена — была полностью сертифицирована в Соединенных Штатах, поскольку теперь она имеет предпродажное одобрение Управления по контролю за продуктами и лекарствами США. Остеоинтеграция устраняет проблемы и ограничения, присущие дизайну гильз, особенно при плечевых и трансфеморальных ампутациях, а также при других сложных уровнях ампутации. Это также обеспечивает средства для скращения имеющихся степеней свободы и, таким образом, максимизирует поддержку, обеспечиваемую дополнительными степенями свободы протеза. Широкое использование этой процедуры в настоящее время в основном ограничено риском инфекций из-за необходимости чрескожного имплантата. Однако долгосрочные исследования больших групп пациентов показали, что уровень местных инфекций ниже 5% и что частота повторных обследований намного ниже 228. Более того, более точная предоперационная оценка, улучшение хирургических процедур, материалов для порта и конструкции порта-фиксатора могут еще больше снизить частоту инфекций.

Протезы следующего поколения должны включать в себя надежный контроль и постоянно имплантированные электроды. Мышцы останутся наиболее вероятными объектами контроля; ограничения взаимодействия нервов и мозга с лишком серьезны. Внутримышечные беспроводные датчики (такие как IMES и MIRA) прошли клинические испытания и станут более распространенными в протезах конечностей. Системы Sens, сочетающая в себе внутримышечные электроды для контроля и нервную стимуляцию для сенсорной обратной связи, особенно перспективна (она может получить нормативную сертификацию, но ее высокое энергопотребление и текущая несовместимость с остеинтеграцией и другими

металлические имплантаты могут ограничивать его использование. Имплантированные датчики электромиографии, использующие алгоритмы, аналогичные разработанным для поверхностной электромиографии, будут использоваться для контроля и обеспечения сбалансированных и выскожных сигналов при многократном использовании протезов. Сочетание мышечного биоскрана¹²⁴ (основанное на селективной передаче нервов) и имплантированных мышечных датчиков (рис. 6) должно обеспечить надежность и максимальное увеличение функциональности (по сравнению с современными клиническими системами). В связи с этим прямой контроль степеней свободы является наиболее вероятным подходом к клиническому переводу; более продвинутые методы управления, включающие машинное обучение и подходы к моделированию оппортунистического аппарата, могут быть внедрены позже, после доработки и тщательного тестирования в условиях.

Включение сенсорной обратной связи будет иметь решающее значение. Однако неинвазивная сенсорная замена представляет фундаментальные проблемы, в основном связанные с вариabельностью вызываемых ощущений для разных мест расположения актуаторов или электродов. Хотя долгосрочные нервные имплантаты существуют^{102,113,194,229–232} и перспективны для универсального клинического использования^{95,233}, их более широкое клиническое внедрение потребует существенных разработок в отношении стабильности устройств, интеграции и полностью имплантируемые системы и модульности электродов. Кабельные модули с имплантируемыми генераторами импульсов. Более того, установление тактильной сенсорной обратной связи при одновременном обеспечении проприоцепции²³⁴ является сложной задачей^{235,236}. Из-за первичной клинической потребности в контроле и открытых проблем в области искусственной сенсорной обратной связи мы ожидаем, что достижения в области протезного контроля окажут клиническое влияние гораздо раньше, чем разработки в области сенсорной обратной связи.

Определенные группы пользователей протезов могут получить большую выгоду от бионических конечностей следующего поколения (и, следовательно, принять эти устройства раньше). В частности, пациенты с поражением более чем одной конечности в значительной степени полагаются на функцию протезирования для обеспечения повседневной жизнедеятельности и, следовательно, получают большую пользу от новых технологий¹. Для большинства пациентов доступная медицинская поддержка будет влиять на выбор протеза. Чтобы обеспечить удовлетворительное внедрение технологий следующего поколения и максимально расширить их охват, необходимо будет обеспечить соответствующую подготовку с соответствующими специалистами здравоохранения.

Некоторые технологии бионических конечностей, такие как остеинтеграция и имплантируемые миелектрические датчики, готовы к широкому масштабу клиническому внедрению. Подходы к технологиям протезирования могут повысить уровень возврата к работе среди пользователей и, таким образом, оправдать стоимость устройств^{237,238}. Однако ограничения финансирования, доступность большого числа пользователей и этические проблемы могут замедлить более широкое клиническое использование устройств²³⁹. Чтобы максимизировать шансы на успех, совместными академическими и промышленными усилиями следует разработать мощные клинические исследования, ориентированные на соответствующие группы пользователей²⁴⁰, а в ранних концептуальных исследованиях должны участвовать опытные пользователи и врачи, чтобы гарантировать, что разрабатываемая технология соответствует требованиям актуальных нужд и потребности²⁴¹. Для имплантируемых технологий следует использовать соответствующие исследования на животных^{242,243}.

Должно быть представлено долгосрочной стабильности технологий и обеспечить более эффективный и осознанный переход к исследованиям на людях.

Реально, более широкое клиническое применение остеинтеграции, целевой реиннервации мышц, имплантированных миелектрических датчиков, усовершенствованных алгоритмов управления и имплантированных нервных электродов для сенсорной обратной связи должно произойти в течение следующих двух десятилетий. Все эти технологии прошли клинические испытания и доказали свою безопасность, а также обеспечивают преимущества в работе для людей с ампутированными конечностями нижних и верхних конечностей. Бионические протезы, использующие эти технологии, в совокупности составляют новое поколение бионических конечностей, которые, как мы надеемся, существенно улучшат качество жизни пациентов и проложат путь к долгосрочному видению настоящей замены конечностей. Помимо прорывных технологий, более широкий клинический успех потребует комплексной поддержки людей, которым установлены протезы, посредством индивидуального реабилитационного лечения.

Поступила 27 февраля 2019 г.; Принята 1 апреля 2021 г.;

Published online: 31 May 2021

Рекомендации

1. Корделла Ф. и др. Обзор литературы о потребностях пользователей протезов верхних конечностей. *Передний. Неврология*. 10, 209 (2016).
2. Вебстер Дж.Б. и др. Установка, использование и удовлетворение протезов после ампутации нижних конечностей: проспективное исследование. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 49, 1493–1504 (2012).
3. Биддис Э., Битон Д. и Чау Т. Приоритеты потребностей когнитивной области протезирования верхних конечностей. *Отключить. Реабилитация. Помощь. Тех. нол.* 2, 346–357 (2007).
4. Киберг П.Дж. и Хилл В. Опрос пользователей протезов верхних конечностей в Швеции. *Соединенное Королевство и Канада. Протез. Оргот. Межд.* 35, 234–241 (2011).
5. Пилаток К., Шульц С. и Додерляйн Л. Результаты интернет-опроса пользователей микротрических протезов рук. *Протез. Оргот. Межд.* 31, 362–370 (2007).
6. Джанг, С.Н. и др. Исследование повседневной жизни и занятий людей с ампутированными конечностями. *Мед. Анна. Реабилитация. Мед.* 35, 907–921 (2011).
7. Фортельберг, Дж., Аллин, К.Дж., Смерц, М. и Мейтленд, М.Е. Чего ожидают от протеза стопы. *Дж. Протет. Оргот.* 28, 145–151 (2016).
8. Вилла К. и др. Стратегии поперечной и горизонтальной ходьбы во время качания у лиц с ампутацией нижних конечностей. *Арх. Физ. Мед. Реабилитация*. 98, 1149–1157 (2017).
9. Меуленбелт Х., Герцен Дж., Йонкан М. и Дейкстра П. Проблемы с кожей культи у людей с ампутированной конечностью 1. Клиническое исследование. *Акта Дерм. Венерол.* 91, 173–177 (2011).
10. Статистическая база данных лиц с ампутированными конечностями в Соединенном Королевстве за 2004/05 год (Отдел информационных служб Национальной службы здравоохранения Шотландии 2005 г. [ссылка: http://www.konечност-ti-statistics.org](http://www.konечност-ti-statistics.org)
11. Диллингем Т.Р., Пеззин Л.Е., Маккензи Э.Дж. и Берджес А.Р. Использование протезных устройств и удовлетворенность ими среди лиц с ампутацией конечностей, связанных с травмой: исследование долгосрочных результатов. *Являясь. Дж. Физ. Мед. Реабилитация*. 80, 563–571 (2001).
12. Кон Э. и др. Проблемы с кожей у людей с ампутированными конечностями: систематическое исследование. *Межд. Дж. Дерматол.* 47, 463–466 (2008).
13. Динг З., Джарвис Х.Л., Беннетт А.Н., Бейкер Р. и Булл А.М. Более высокие контактные силы колена могут лежать в основе увеличения частоты остеартрита у высокофункциональных людей с ампутированными конечностями: пилотное исследование. *Дж. Оргот. Рез.* 39, 850–860 (2021).
14. Дэйли В., Ву Л., Равенбаум-Чоу Т., Арабиан А. и Бун Д. Сокет. Давление и дискомфорт в протезе верхних конечностей: предварительное исследование. *Дж. Протет. Оргот.* 26, 99–106 (2014).
15. Биддис Э.А. и Чау Т.Т. Использование и отказ от протезов верхних конечностей: обзор за последние 25 лет. *Протез. Оргот. Межд.* 31, 236–257 (2007).
16. Вуякия И., Фарина Д. и Ашманн О. Новые разработки в области протезирования. *Системы вооружения. Оргот. Рез. Откр.* 8, 31–39 (2016).
17. Пердеман Б. и др. Микротрические протезы предплечья: современное состояние с точки зрения пользователя. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 48, 719–737 (2011).
18. Белтер Дж.Т., Сегил Дж.Л., Доллар А.М. и Вейр Р.Ф. Механическая конструкция и эксплуатационные характеристики антропоморфных протезов рук: обзор. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 50, 599–618 (2013).
19. Фарина Д. и Ашманн О. Биомеханические конечности: клиническая реальность и академические знания. *Обещает. наук. Перевод Мед.* 6, 257х12 (2014).
20. Нин Дж., Досен С., Мюллер К.-Р. и Фарина Д. Микротрический контроль искусственные конечности — есть ли необходимость сменить фокус? *Сигнальный процесс IEEE. Mag.* 29, 152–150 (2012).
21. Кастеллини К., Бонгерс Р.М., Новак М. и ван дер Слюйс К.К. Протезный мониторинг верхних конечностей: две рекомендации. *Передний. Неврология*. 9, 496 (2016).
22. Бички А. и Соррентино Р. Ловкое манипулирование посредством переключения. *В Proc. 1995 Международная конференция IEEE по робототехнике и автоматизации*. 452–457 (IEEE, 1995).
23. Окамура А.М., Сабби Н. и Каткоски М.Р. Обзор ловких манипуляций. *В Proc. 2000 Международная конференция IEEE по робототехнике и автоматизации* 255–262 (IEEE, 2000).
24. Шимодэ К.Б. Алгоритмы интеграции роботов: обзор. *Межд. Дж. Роб. Рез.* 15, 230–266 (1996).
25. Бички А. Руки для ловких манипуляций и надежного поведения: трудный путь к простоте. *IEEE Транс. Робот. Автомат.* 16, 652–662 (2000).
26. Фишел Дж.А. и Леб Г.Е. Обнаружение тактильных микровибраций с помощью BioTac — сравнение с чувствительностью человека. *В 2012 г. прошла 4-я Международная конференция IEEE RAS & EMBS по биомедицинской робототехнике и биомехатронике (BioRob)* 1122–1127 (IEEE, 2012).
27. Сьюэлл П., Норузи С., Винни Дж. и Эндрюс С. Развитие Протез. Оргот. Межд. 24, 97–107 (2000).
28. Асром И. и Стенстром А. Влияние на походку и комфорт сустава пациентов с односторонней транс-тибиальной ампутацией после перехода на полиуретановую конечность. *Протез. Оргот. Межд.* 28, 28–36 (2004).
29. Ортис-Катапан М., Бранемарк Р., Хакансон Б. и Дельбекке Дж. О жизни после имплантируемых электродов для естественного контроля искусственных конечностей: обзор и обсуждение. *Биомед. Англ. Онлайн* 11, 33 (2012).
30. Чжоу П. и др. Расшифровка нового интерфейса для управления искусственными конечностями. *Мед. Нейрофизиология*. 98, 2974–2982 (2007).
31. Скотт Р.Н. и Паркер П.А. Микротрические протезы: современное состояние. *Дж. Мед. Англ. Тех. нол.* 12, 143–151 (1988).
32. Лейк К. Эволюция конструкции и использования протезов верхних конечностей. *Дж. Протез. Оргот.* 20, 85–92 (2008).
33. Поттер М.К. и др. Гетеротопическая оссификация после боевой травмы. *Дж. Костно-суставная хирургия. Являясь.* 92, 74–89 (2010).
34. Бранемарк Р., Бранемарк П.-И., Ридевик Б. и Майерс Р.Р. Остеointеграция в реконструкции и реабилитации скелета: обзор. *Дж. Реабилитация. Рез. Дев.* 38, 175–181 (2001).
35. Шелтон Т.Дж., Бек П.Дж., Блобаум Р.Д. и Бахус К.Н. Чрескостное лечение. *Остеointегрированные протезы для людей с ампутированными конечностями: компенсация конечности на 12-месячной модели овцы. Дж. Биомех. Анкл.* 44, 2601–2606 (2011).
36. Йонсон С., Кейн-Винтерберг Е.К. и Бранемарк Р. Остеointегрированные ампутационные протезы верхних конечностей: методы, протезирование и реабилитация. *Протез. Оргот. Межд.* 35, 190–200 (2011).
37. Хагберг К., Бранемарк Р., Гантерберг Б. и Ридевик Б. Оссеointегрированные трансбедренные ампутационные протезы: проспективные результаты обобщения специфического качества жизни у 18 пациентов при 2-летнем наблюдении. *Протез. Оргот. Межд.* 32, 29–41 (2008).
38. Хагберг К., Хэгстрем Э., Удман М. и Бранемарк Р. Сокет против трансфеморальных протезов с костной фиксацией: диапазон движений бедра и комфорт при сидении. *Протез. Оргот. Межд.* 29, 153–163 (2005).
39. Питкин М. Особности конструкции имплантатов для прямого скелетногокрепления протезов конечностей. *Дж. Биомед. Интер. Рез.* A101, 3339–3348 (2013).
40. Бранемарк Р.П., Хагберг К., Кульбак-Ортис, К., Берлин, Э. и Ридевик, Б. Оссеointегрированная чрескостная протезная система для лечения пациентов с трансфеморальной ампутацией: проспективное пятилетнее наблюдение результатов и осложнений, с общими пациентами. *Варенне. Акад. Оргот. Хирург.* 27, E743–E751 (2019).
41. Альмудерис, М., Хемка А., Лорд С.Дж., Ванде Менг, Х. и Фрельке, Дж.П. М. Безопасность оссеointегрированных имплантатов для людей с трансфеморальной ампутацией. *Дж. Костный сустав. Хирург.* 98, 900–909 (2016).
42. Ортис-Катапан М., Хакансон Б. и Бранемарк Р. Остеointегрированный человеко-машинный шлюз для долгосрочной сенсорной обратной связи и мониторинга контроля искусственных конечностей. *наук. Перевод Мед.* 6, 257ге6 (2014).
43. Мэстину Э., Дорс П., Боткен Ю.К. Хакансон Б. и Ортис-Катапан М. Встроенная система управления протезированием с использованием имплантированных нервно-мышечных интерфейсов, доступ к которым осуществляется через оссеointегрированный имплантат. *IEEE Транс. Биомед. Сист. Цепей*. 11, 867–877 (2017).
44. Ортис-Катапан М., Мэстину Э., Сасу П., Ашманн О. и Бранемарк Р. Автономные нейромускульные протезы рук. *Новый Англ. Дж. Мед.* 382, 1732–1738 (2020).
45. Мэтьюс, Дж. и др. Британские испытания оссеointегрированного протеза для реабилитации инвалидов: 1995–2018 гг. *Протез. Оргот. Межд.* 43, 112–122 (2019).
46. Резник Л., Бенц Х., Борджиа М. и Кларк М.А. Взгляды пациентов на оссеointегриацию: национальный опрос ветеранов ампутацией верхних конечностей. *ПМР* 11, 1261–1271 (2019).
47. Ван Нес, В.П. Ротационная пластика при врожденных дефектах бедренной кости. *Дж. Костный сустав. Хирург.* 32-Б, 12–16 (1950).
48. Азкар А.Ф. и др. Разработка и клиническая реализация системы с открытым исходным кодом бионическая нога. *Наг. Биомед. Англ.* 4, 941–953 (2020).
49. Гольдфарб М., Лоусон Б.Е. и Шульц А.Х. Реализация перспектив роботизированных протезов ног. *наук. Перевод Мед.* 5, 225 (2013).
50. Греймс, Д.Л., Флауэрс, В.К. и Донат, М. Ощущаемость схем активного контроля для протезов выше колена. *Дж. Биомех. Англ.* 99, 215–221 (1977).
51. Супф, Бохара А. и Гольдфарб М. Проектирование и контроль приводного трансфеморального протеза. *Межд. Дж. Роб. Рез.* 27, 263–273 (2008).
52. Мартинес-Вильяльба, ЕС и Негр, Н. Агонию-тангонию-активного колена. протез: предварительное исследование ходьбы по ровной поверхности. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 46, 361 (2009).
53. Саймон А.М., Харгрову Л.Дж., Лок Б.А. и Куинтен Т.А. Тест контроля достижения цели: оценка контроля распознавания микротрических образов в реальном времени многофункциональных протезов верхних конечностей. *Дж. Реабилитация. Рез. Дев.* 48, 619–627 (2011).
54. Янг А.Дж., Саймон А.М., Фей, Н.П. и Харгрову Л.Дж. Распознавание намерений в меканизированном протезе нижней конечности с использованием информации о временной динамике. *Анна. Биомед. Англ.* 42, 631–641 (2014).
55. Лензи Т., Сенсингер Дж., Липс Дж., Харгрову Л. и Куинтен Т. Проектирование и предварительные испытания гибридного колени протеза RLC. На 37-й ежегодной международной конференции Общества инженерии в медицине и биологии IEEE (EMBC) 1683–1686 (IEEE, 2015).
56. Лоусон Б.Е., Варол Х.А., Хуф А., Эрдемр Э. и Гольдфарб М. Контроль подъема с помощью лестницы с помощью биомеханического трансфеморального протеза. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. Англ.* 21, 466–473 (2013).
57. Ау, С., Бернхейд М. и Херр Х. Протез голени с топическим электростимулятором для облегчения ходьбы по ровной земле и при спуске по лестнице. *Нейронная сеть*. 21, 654–666 (2008).

58. Varol X. A., Супф. и Гольдфарб М. Многокласное распознавание намерений в режиме реального времени механизированной протезах конечности. IEEE Trans. Biomed. Eng. 57, 542-551 (2010).

59. Ханг Х. и др. Непрерывная идентификация режима локомоции протезов ног на основе нервно-механических состояний. IEEE Trans. Biomed. Eng. 58, 2867-2875 (2011).

60. Вейр, Р.Ф., Экаторн, К.В. и Чилдресс, Д.С. Кинематика как входной сигнал управления для компонентов протеза с внешним питанием. Дж. Реабилит. Рез. Дев. 38, 357-363 (2001).

61. Брайнер, Л. Кинематика Зауэрбрух-Албеш-Вангетти: хирургическая процедура. Ортоп. Травматол. 1, 90-99 (1992).

62. Круит Дж. и Кул Дж. К. Протез руки с приводом от тела и низкой рабочей мощностью для детей. Дж. Мед. англ. л. Технол. 13, 129-133 (1989).

63. Дерингер Дж. А. и Хоган Н. Эффективность протезов с приводом от тела выше локтя в задачах с неограниченным движением под визуальным контролем. IEEE Trans. Biomed. Eng. 42, 621-631 (1995).

64. Кэри С.Л., Лура Д.Д. и Хайсмит М.Дж. Различия в миеоэлектрических и механических протезах верхних конечностей: систематический обзор литературы. Дж. Реабилитация. Рез. Дев. 52, 247-262 (2015).

65. Швейцар, Тали М.Дж. и Эгерд. Тематическое исследование системы управления пользователем конструкции протеза руки: бионическая рука в сравнении с индивидуальной технологией, приводимой в движение телом, в очень требовательной рабочей среде. Дж. Нейроинг. Реабилитация. 15, 1 (2018).

66. Ринер, Р. Кибатлон с отсутствием развития вспомогательных средств. Технологий для людей с ограниченными физическими возможностями. Дж. Нейроинг. Реабилитация. 13, 49 (2016).

67. Хартроу, Л.Дж., Саймон, А.М., Липшütz, Р., Финукейн, С.Б. и Куикен, Т.А. Нейронный контроль с иловотрансфеморального протеза, несущий нагрузку. Дж. Нейроинг. Реабилитация. 10, 62 (2013).

68. Ха, К.Х., Варол, Х.А. и Гольдфарб, М. Вольное управление протезом колена: помощник верхних конечностей электромиографии. IEEE Trans. Biomed. Eng. 58, 144-151 (2011).

69. Хартроу, Л.Дж. и др. Интуитивное управление механическими протезом ног и во время ходьбы. JAMA 313, 2244-2252 (2015).

70. Пн Дж., Фей Н.П., Куикен Т.А. и Хартроу Л.Дж. Упреждающая кинематика и мышечная активность, предшествующая переходу от ходьбы по ровной поверхности к подъему и спуску по лестнице. Дж. Биомех. анж. 49, 528-536 (2016).

71. Чан Ф., Люм и Ханг Х. Эффекты распознавания режима передвижения: ошибки при вольном управлении электроприводными протезами выше колена. IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ. л. 23, 64-72 (2015).

72. Хадеми Г., Мокаммади Х. и Саймон Д. Многокритериальный выбор признаков на основе градиента для распознавания режима ходьбы людей с трансфеморальной ампутацией. Датчики 19, 253 (2019).

73. Спачиас, Дж.А., Саймон, А.М., Финукейн, С.Б., Перро, Э.Дж. и Хартроу, Л. Ультра-адаптивное нейронное управление роботизированным протезом нижней конечности. Дж. Нейронный инж. 15, 016015 (2018).

74. Ау, С.К., Бонато, П. и Херд, Х. Система контролируемая ЭМГ-положением для активного протеза голени: от постановки первоначального экспериментального исследования. На 9-й Международной конференции по реабилитационной робототехнике, ICORR 2005 375-379 (IEEE, 2005).

75. Чан Ф., Люм и Ханг Х. Исследование времени переключения режима управления в коленных протезах с электроприводом во время смены задачи. PLoS ONE 10, e0133965 (2015).

76. Стивенс, П.М. и Хайсмит, М.Дж. Миеоэлектрика и имитация, варианты конструкции протезов верхних конечностей. Дж. Протет. Ортоп. 29, П1-П6 (2017).

77. Паркер П., Энгхарт К. и Хадкинс Б. Обработка миеоэлектрических сигналов для управления механическими протезами конечностей. Дж. Электромиогр. Кинезиол. 16, 541-548 (2006).

78. Хадкинс Б., Паркер П. и Скотт Р.Н. Новая стратегия многофункционального миеоэлектрического контроля. IEEE Trans. Biomed. Eng. 40, 82-94 (1993).

79. Гауге Д. и Клайн В.К. Функциональное разделение сигналов ЭМГ с помощью методов идентификации ARMA для целей управления протезами. IEEE Trans. Сист. Человек Киберн. 5, 252-259 (1975).

80. Энгхарт К., Хадкин Б. и Паркер П.А. Непрерывная работа на новых вейвлетовых классификационных схемах многофункционального миеоэлектрического контроля. IEEE Trans. Biomed. Eng. 48, 302-311 (2001).

81. Хартроу, Л.Дж., Гуанлинь, Л., Энгхарт, К.Б. и Хадкинс, директор бакалавра наук. Предварительная обработка анализа компонентов для повышения точности классификации при миеоэлектрическом контроле на новых распознавания образов. IEEE Trans. Biomed. Eng. 56, 1407-1414 (2009).

82. Энгхарт К. и Хадкинс Б. Надежная схема управления в реальном времени для многофункционального миеоэлектрического контроля. IEEE Trans. Biomed. Eng. 50, 848-854 (2003).

83. Схемат Э. и Энгхарт, К. Распознавание образов электромиографии для управления механическими протезами верхних конечностей: с современное состояние и проблемы клинического использования. Дж. Реабилит. Рез. Дев. 48, 643-660 (2011).

84. Ошичи К., Вейр Р.Ф. и Куикен Т.А. Нейронно-машинные интерфейсы для управления многофункциональными электроприводными протезами верхних конечностей. Эксперт. Мед. Дев. 4, 43-53 (2007).

85. Лайт, СМ и Chappell, РН. Разработка легкого и адаптируемого многоосного протеза руки. Мед. англ. л. Физ. 22, 679-684 (2000).

86. Саймон А.М., Лок Б.А. и Стаблфельд К.А. Обучение пациентов функциональное использование протезов, управляемых распознаванием образов. Дж. Протет. Ортоп. 24, 56-64 (2012).

87. Хартроу, Л., Энгхарт К. и Хадкинс Б. Эффект электрода сещения при распознавании образов на новых миеоэлектрических контролях. В 2006 г. прошла Международная конференция Общества инженерии в медицине и биологии IEEE 2203-2206 (IEEE, 2006).

88. Куикен Т., Миллер Л., Тернер К. и Хартроу Л. Сравнение управления распознаванием образов и прямого управления трансрадиальным протезом с множественной степенями свободы. IEEE J. Перевод. англ. л. Лечить. Мед. 4, 2100508 (2016).

89. Чиприани К., Сегил Дж. Л., Бердвелл Дж. А. и Вейр Р. Ф. Ловкое управление протезом руки с использованием внутримышечных электродов из тонкой проволоки в целевых внешних мышцах. IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ. л. 22, 828-836 (2014).

90. Хан Дж. М., Фарина Д., Цзя Н. и Либетанц Д. Новый чрескожный электродный имплантат для повышения надежности расширенного миеоэлектрического контроля. Передний. Неврология. 10, 114 (2016).

91. Паскина, П.Ф. и др. Первая человеческая демонстрация полностью имплантированной системы миеоэлектрических датчиков для управления усовершенствованным электромеханическим протезом руки. Дж. Нейроски. Методы 244, 85-93 (2015).

92. Вейр Р.Ф. и др. Имплантируемые миеоэлектрические датчики (IMBC) для внутримышечной регистрации электромиографии. IEEE Trans. Biomed. Eng. 56, 159-171 (2009).

93. Люис С. и др. Полностью имплантируемая многоканальная система измерения мышечной активности. IEEE Trans. Инструмент. Измер. 62, 1972-1981 (2013).

94. Макдэнналл С., Хайатт С., Крофтс Б., Смит К. и Меррилл Д. Разработка беспроводного многоканального миеоэлектрического имплантата для управления протезом. В Proc. Симпозиум по миеоэлектрическому контролю протезирования верхних конечностей (MESC 2017) 21 (2017).

95. Граник Е.Л., Резник Л., Шифер М.А., Шмитт М.С. и Тайлер Д.Д. Домашнее использование сенсорного протеза с нейронной связью: обещания функциональный и психосоциальный опыт с новым обладанием рукой. науч. Отчет 8, 9866 (2018).

96. Вейр Р.Ф., Тройк П., ДеМишель Г., Куикен Т. и Ку Т. Имплантируемые миеоэлектрические датчики (IMES) для контроля протезов верхних конечностей. Предварительная работа. Анну. Межд. Конф. IEEE англ. л. Мед. Биол. Соц. 25, 1562-1565 (2003).

97. Меррилл, Д.Р., Локхарт, Дж., Тройк, П., Вейр Р.Ф. и Хадкин, Д.Л. Разработка имплантируемого миеоэлектрического датчика для расширенного контроля протеза. Артф. Органы 35, 249-252 (2011).

98. Бейкер Дж. Дж., Шем Э., Энгхарт К., Хадкинсон Д.Т. и Грегс Б. Непрерывное обнаружение и расшифровка локвых движений пальцев с помощью имплантируемых миеоэлектрических датчиков. IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ. л. 18, 424-432 (2010).

99. Кристьянсон К. и др. «Конвергентных клинических и инженерных исследованиях нейрореабилитации II» (ред. Ибаньес, Дж. и др.) 571-574 (Springer, 2017).

100. Салмингер С. Долгосрочная имплантация внутримышечных датчиков и нервов. трансферы для беспроводного управления роботизированными руками людей с ампутированной конечностью выше локтя. науч. Робот. 4, eaaw6306 (2019).

101. Езерник С., Грилл В.В. и Синкьер Т. Нейросетевая классификация нервной активности регистрируется в смешанном нерве. Нейрол. Рез. 23, 429-434 (2001).

102. Хаугланд, М.К. и Синкьер Т. Записи целых кожных нервов, используемая для коррекции ощущения стопы у гемиплегии. IEEE Trans. Реабилитация. англ. л. 3, 307-317 (1995).

103. Хоф Дж. и Леб Г. Имплантируемые электрические и механические интерфейсы с нервами и мышцами. Анна. Биомед. англ. л. 8, 351-360 (1980).

104. Наварро Х. и др. Критический обзор интерфейсов с периферической нервной системой для управления нейрорезаками и гибридными бионическими системами. Дж. Периферия. Нерв. Сист. 10, 229-258 (2005).

105. Мицера С. и др. Декодирование схватывающей информации из нейронных сигналов регистрировали с использованием периферических внутричлуквых интерфейсов. Дж. Нейроинг. Реабилитация. 8, 53 (2011).

106. Распович С., Капороссо М., Наварро Х. и Мицера С. Конечный элемент и биофизическое моделирование внутринейронных поперечных электродов: влияние формы активного центра. В 2010 г. состоялась ежегодная международная конференция IEEE Engineering in Medicine and Biology 1678-1681 (IEEE, 2010).

107. Каган З.Б. и др. Линейные методы снижения загромождения ЭМГ при декодировании моторов периферических нервов. В 2016 г. 38-я ежегодная международная конференция Общества инженерии в медицине и биологии IEEE (EMBC). 3422-3425 (IEEE, 2016).

108. Дэвис Т.С. и др. Восстановление двигательного контроля и сенсорной обратной связи у людей с ампутацией верхних конечностей с помощью схем из 96 миеоэлектродов, имплантированных в срединный и локтевой нервы. Дж. Нейронная инженерия. 13, 036001 (2016).

109. Ноче Э. и др. Распознавание образов ЭМГ и ЭНГ для управления протезами рук. Дж. Нейроски. Методы 311, 38-46 (2019).

110. Петрини Ф.М. и др. Микронейрография как инструмент развития декодирования алгоритмы с одними периферическими нейронами управляемых протезов рук. Биомед. англ. л. Онлайн 18, 44 (2019).

111. Кранкиоло М. и др. Расшифровка схватывающих задач из интранейронных записей и у трансрадиальных ампутированных. *Дж. Нейронная инженерия* . 17, 026034 (2020).

112. Росини, П.М. и др. Имплантат с двойным нервным интранейронным интерфейсом человеку с ампутированной конечностью для ручного управления роботом. *Клини. Нейрофизиология* . 121, 777-783 (2010).

113. Вурт С. и др. Долгосрочное использование и биометрический анализ внутринейронных стимулирующих электродов на основе полиимидов. *Биоматериалы* 122, 114-129 (2017).

114. Куикен Т.А. и др. Целевая направленная реиннервация мышц для микротриггерного контроля многофункциональных искусственных рук в реальном времени. *JAMA* 301, 619-628 (2009).

115. Думян Н.Г.А. и др. Целевая реиннервация пациентов с черепными ампутированными конечностями: современные хирургические техники и обновленная информация о результатах. *Плоскост. Реконстр. Хирург.* 124, 863-869 (2009).

116. Куикен Т.А., Думян Н.Г.А., Липшütz Р.Д., Миллер Л.А. и Стабблфельд К.А. Использование целевой реиннервации мышц для улучшения контроля микротриггерного протеза человека с двусторонней ампутацией плечевого сустава. *Протез. Ортоп. Межд.* 28, 245-253 (2004).

117. Фарина Д. и др. Человеческо-машинный интерфейс на основе времени выгрузки с пинальные мотонейроны после целевой направленной реиннервации мышц. *Нат. Биомед. англ.* 1, 0025 г. (2017).

118. Ашманн, О.К. и др. Бионическая реконструкция для восстановления функции рук после Травмы плечевого оплетения: серия случаев из трех пациентов. *Ланцет* 385, 2183-2189 (2015).

119. Мусели С. и др. Расшифровка активности двигательных нейронов по записям мнимых электроновных электродов после целевой реиннервации мышц. *Дж. Нейронная инженерия* . 16, 016010 (2019).

120. Бергмайстер К.Д. и др. Перенос по периферическим нервам вызывающий гипериннервацию целевой мышц и переклечение типа мышечных волокон. *наук.* Adv. 5, eaau2956 (2019).

121. Фарина Д. и др. Независимая, точная оценка поведения репрезентативных популяций двигательных единиц в целевых реиннервируемых мышцах. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 12, 82, 810-819 (2014).

122. Капельнер Т. и др. Характеристики двигательных единиц после целевой направленной реиннервации мышц. *PLoS ONE* 11, e0149772 (2016).

123. Капельнер Т. и др. Классификация активности двигательных единиц по целевой реиннервации мышц. В 2015 г. прошла 7-я Международная конференция IEEE/EMBS по нейронной инженерии (NER) 652-654 (IEEE, 2015).

124. Бергмайстер К.Д. и др. Широкополосные протезные интерфейсы: сочетание передачи нервов и имплантируемой многоканальной технологии ЭМГ для декодирования активности пинальных мотонейронов. *Передний. Неврология* . 11, 421 (2017).

125. Ортис-Кагалан, М. Нейроинженерия: расшифровка нейронного одиска. *Нат. Биомед. англ.* 1, 0034 (2017).

126. Чен С. и др. Прогнозирование кинематики пальцев во время разрыва двигательных единиц: значение для интуитивного управления микротриггерными протезами. *Дж. Нейронный инж.* 16, 026005 (2019).

127. Урбанчик М.Г. и др. Развитие регенеративного периферического нерва интерфейс для управления нейрорепрограммированием конечности. *Биомед. Рез. Межд.* 2016, 1-8 (2016).

128. Фрост, С.М. и др. Регенеративные интерфейсы периферических нервов для пропорционального управления нейрорепрограммированием руки в реальном времени. *Дж. Нейроинж. Реабилитация* . 15, 108 (2018).

129. Ву, П.Т. и др. Непрерывное ручное управление с обратной связью посредством хронической записи и регенеративных периферических нервных интерфейсов. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 16, 515-526 (2018).

130. Ву, П.Т. и др. Регенеративный интерфейс периферических нервов позволяет в режиме реального времени управлять искусственной рукой у людей с ампутированными конечностями. *наук.* Перед. Мед. 12, eaau2857 (2020).

131. Коллинджер Дж.Л. и др. Высокоэффективный нейрорепрограммирующий контроль у человека с тетраплегией. *Ланцет* 381, 557-564 (2013).

132. Воддингс Б. и др. Десятилетнее антропоморфное управление руками в интерфейсе человек-мозг-машинная трудность, решения и ограничения. *Дж. Нейронный инж.* 12, 016011 (2015).

133. Куртин Г., Мицера С., Диджованна Дж. и дель Р. Миллан Дж. Интерфейс «мозг-машинка»: ближе к терапевтической реальности? *Ланцет* 381, 515-517 (2013).

134. Лебедев М.А., Николеллис М.А.Л. Интерфейсы «мозг-машинка»: прошлое, настоящее и будущее. *Тенденции Неврологии* . 29, 536-546 (2006).

135. Ром М. и др. Гибридные интерфейсы с мозгом-компьютером гибридные нейрорепрограммирования для восстановления функций верхних конечностей у лиц с тяжелой травмой спинного мозга. *Артиф. Интел. Мед.* 59, 133-142 (2013).

136. Айсон М., Вуэлья И., Уитселл Б., Фарина Д. и Артемиадис П. Электромиография высокой плотности и обучение двигательным навыкам для надежного долгосрочного управления роботизированной рукой с 7 степенями свободы. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 14, 424-433 (2016).

137. Макин Т.Р., де Виньмон Ф. и Фейс ап А.А. Нейрокогнитивные барьеры на пути воплощения технологий. *Нат. Биомед. англ.* 1, 0014 г. (2017).

138. Тайлер, Д.И. Нейронные интерфейсы для соматосенсорной обратной связи. *Курс. Мнение. Нейрол.* 28, 574-581 (2015).

139. Цзя Н.Н., Ребаум Х., Вуэлья И., Грейманн Б. и Фарина Д. Интуитивный, онлайнный, одновременный и пропорциональный микротриггерный контроль над двумя степенями свободы у людей с ампутированными конечностями. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 12, 501-510 (2014).

140. Амис С. и др. Контекстно-зависимое управление протезами верхних конечностей естественное и надежное использование. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 14, 744-753 (2016).

141. Смит Л.Х., Куикен Т.А. и Харгрову Л. Дж. Одновременный микротриггерный контроль в реальном времени у пациентов с трансрадиальными ампутированными конечностями с использованием линейной и вероятностно взвешенной регрессии. В 2015 г. 37-я ежегодная международная конференция Общества инженерии в медицине и биологии IEEE (EMBS). 1119-1123 (IEEE, 2015).

142. Хан Дж. М., Швайсфурт М.А., Коппе М. и Фарина Д. Одновременное управление несколькими функциями бионических протезов рук: производительность и надежность для конечных пользователей. *наук. Robot.* 3, eaat3630 (2018).

143. Вуэлья И. и др. Онлайн-преобразование сигналов ЭМГ в кинематику путем автоматического кодирования. *Дж. Нейроинж. Реабилитация* . 15, 21 (2018).

144. Хан Дж. М., Маркович М. и Фарина Д. Адаптация пользователя в микротриггерных человеко-машинных интерфейсах. *наук.* Отчет 7, 4437 (2017).

145. Сартори М., Ллойд Д.Г. и Фарина Д. Моделирование скелетно-мышечной системы на основе нейронных данных для персонализированных технологий нейрореабилитации. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 63, 879-893 (2016).

146. Сартори М., Фарина Д. и Ллойд Д.Г. Гибридная нервно-мышечная система моделирования для наилучшего отслеживания суставных моментов с использованием баланса между мышечными возбуждениями, полученными на основе электромиографии и оптимизации. *Дж. Биомех. англ.* 47, 3613-3621 (2014).

147. Дифранду Г., Фарина Д. и Сартори М. Надежное моделирование скелетно-мышечной системы в реальном времени на основе электромиографии. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 65, 556-564 (2018).

148. Крауч Д.Л. и Ханг Х. Электромиографическая модель руки с сокращенными параметрами. Скелетно-мышечная модель руки: потенциальная платформа для управления протезом в реальном времени. *Дж. Биомех. англ.* 49, 3901-3907 (2016).

149. Крауч Д.Л. и Ханг Х. Интерфейс управления на основе скелетно-мышечной модели имитирует физиологическую динамику рук во время задачи отслеживания пути. *Дж. Нейронная инженерия* . 14, 036008 (2017).

150. Сартори М., Дуранду Г., Дошен С. и Фарина Д. Робастная одновременная работа микротриггерный контроль нескольких степеней свободы в протезах запястья и кисти путем нейромускульно-скелетного моделирования в реальном времени. *Дж. Нейронная инженерия* . 15, 066026 (2018).

151. Сартори М., Реджани М., Фарина Д. и Ллойд Д.Г. ЭМГ-управляемый протез динамическая оценка мышечной силы и установившегося момента при множественных степенях свободы нижней конечности человека. *PLoS ONE* 7, e2618 (2012).

152. Сартори М., ван де Рит Дж. и Фарина Д. Оценка механики фантомной руки с четырьмя степенями свободы после целевой реиннервации мышц. *IEEE Транс. Мед. Robot. Бионика* 1, 58-64 (2019).

153. Янг А.Дж., Саймон А.М. и Харгрову Л. Дж. Метод тренировки для прогнозирования режимов локомоции с использованием механических протезов нижней конечности. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 12, 671-677 (2014).

154. Саймон А.М. и др. Настраиваемый электромиографический протеза конечности с гибким сенсорным устройством для пациентов с трансфеморальными ампутированными конечностями в пяти специальных режимах передвижения. *PLoS ONE* 9, e99387 (2014).

155. Ханг Х., Куикен Т.А. и Липшütz Р.Д. Стратегия выбора режимов локомоции с помощью поверхности электромиографии. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 56, 65-73 (2009).

156. Ван Дж., Канане О.А. и Герр Х.М. Пропорциональный ЭМГ-контроль подвешенного сгибания голеностопного сустава в трансбиальном протезе с электроприводом. В 2013 г. прошла 13-я Международная конференция IEEE по реабилитационной робототехнике (ICORR) 1-5 (IEEE, 2013).

157. Спанис, Дж.А., Перро Э. Дж. и Харгрову Л. Дж. Обнаружение и компенсация нарушений ЭМГ при управлении электропротезом нижней конечности. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 14, 226-234 (2016).

158. Шем Э., Фугнер А., Ставдал, О., Чен, А.Д.К. и Энглхарт, К. Изучение неблагоприятного влияния положения конечностей на микротриггерный контроль на основе распознавания образов. В 2010 г. Ежегодная международная конференция IEEE Engineering in Medicine and Biology 6337-6340 (IEEE, 2010).

159. Схемма Э. Дж., Энглхарт, К.Б. и Хаджинс, Б.С. Селективная классификация для повышения надежности микротриггерного контроля в неидеальных условиях. *IEEE Транс. Биомед. англ.* 58, 1698-1705 (2011).

160. Сенсингер Дж. В., Лок, Б.А. и Куикен, Т.А. Адаптивное распознавание образов микротриггерных сигналов: исследование концептуальной основы и практических алгоритмов. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 17, 270-278 (2009).

161. Чан Ф. и Ханг Х. Выбор точной для определения намерений пользователя в реальном времени. признание в сторону волевого контроля искусственных ног. *IEEE Дж. Биомед. Здоровье Информ.* 17, 907-914 (2013).

162. Хан Дж. М., Дэн С., Ван Х.-Дж., Моллер К.-Р. и Парра Л.С. Одновременная адаптация человека и машины улучшает одновременный и пропорциональный микротриггерный контроль. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* . англ. 13, 618-627 (2015).

163. Юнг Д., Фарина Д. и Вуэлья И. Направленное забывание для стабильной совместной адаптации в микротриггерном контроле. *Датчики* 19, 2203 (2019).

164. Эдвардс А.Л. и др. Применение машинного обучения в реальном времени для управления микротриггерными протезами: серия случаев адаптивного переклечения. *Протез. Ортоп. Межд.* 40, 573-581 (2016).

165. Спаниас, Дж. А., Саймон, А. М., Перро, Э. Дж. и Харроу, Л. Дж. Предварительные результаты адаптивной системы распознавания образов для новых пользователей механических протезов нижних конечностей. В 2016 г. 38-я ежегодная международная конференция Общества инженерии в медицине и биологии IEEE (EMBC). 5083-5086 (IEEE, 2016).

166. Ду, Ли, Чжан, Ф., Хе, Х. и Хуанг, Х. Улучшение проводимости нейромиметического интерфейса для протезов ног с использованием адаптивных классификаторов шаблонов. В Proc. Ежегодная международная конференция Общества инженерии в медицине и биологии IEEE (EMBC) 1571-1574 (IEEE, 2013).

167. Чуан К.З. и др. Совместное пропорциональное управление человеком и роботом ловкий микрелектрический протез. *Нат. Мех. Интел.* 1, 400-411 (2019).

168. Фольмар, Р., Досен, С., Гонсалес-Варгас, Дж., Баум, М. и Маркович, М. Улучшение бimanуального взаимодействия с протезом с помощью автономного управления. *Дж. Нейроинг. Реабилитация* 16, 140 (2019).

169. Бенсмайя, С. Дж., Тайлер, Д. Дж. и Мицера, С. Восстановление сенсорной информации с помощью бионических рук. *Нат. Биомед. Англ.* <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00630-8> (2020).

170. Берникер, М. и Кордунг, К. Байесовский подход к сенсорной интеграции для контроля движений. *Уайли-Междисциплинар. Преподобный Когн. наук.* 2, 419-428 (2011).

171. Виттевен, Х. Дж., Ритман, Х. С. и Велтинк, Г. Х. Вибротактильная сила захват и обратная связь с апертурой руки для пользователей микрелектрических протезов предплечья. *Прогр. Орган. Межд.* 39, 204-212 (2015).

172. Досен, С., Нину, А., Якимович, Т., Дитл, Х. и Фарина, Д. Новый метод генерации вибротактильной стимуляции с амплитудно-частотной модуляцией. *IEEE Транс. Гатика* 9, 3-12 (2016).

173. Анфолк, К., Балкениус, К., Лундберг, Г., Розен, Б. и Себелиус, Ф. Система тактильного отображения для протезов рук для распознавания давления и локализации отдельных пальцев. *Дж. Мед. Биол. Англ.* 30, 355-359 (2010).

174. Анфолк, С. и др. Искусственное перенаправление ощущений с протезов пальцев на карту фантомной руки у людей с трансрадиальными ампутированными конечностями: микровибротактильная и механотактильная сенсорная обратная связь. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* 19, 112-120 (2013).

175. Барк, К., Уиллер, Дж., Ли, Г., Савалл, Дж. и Каткоски, М. Носимое устройство для растапливания кожи для тактильной обратной связи. В *World Haptics 2009* — 3-я совместная конференция и симпозиум EuroHaptics по тактильным интерфейсам для виртуальной реальности и телеоператорских систем 464-469 (IEEE, 2009).

176. Уиллер, Дж., Барк, К., Савалл, Дж. и Каткоски, М. Исследование вращательного растапливания кожи для пропорциональной обратной связи с применением микрелектрических систем. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* 18, 58-66 (2010).

177. Паттерсон, П. Е. и Кац, Дж. А. Разработка и оценка системы сенсорной обратной связи, обеспечивающей захватывающее давление в микрелектрической руке. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 29, 1-8 (1992).

178. Штрауб, М. и др. Интегрированный и гибкий многоканальный интерфейс для электроактивной стимуляции. *Дж. Нейронная инженерия* 13, 046014 (2016).

179. Патель, Г. К., Досен, С., Кастеллини, К. и Фарина, Д. Многоканальность электроактивной обратной связи для одновременного пропорционального микрелектрического контроля. *Дж. Нейронная инженерия* 13, 056015 (2016).

180. Скотт, Р. Н., Бриттен, Р. Х., Колдуэлл, Р. Р., Кэмерон, А. Б. и Данфелд, В. А. Система сенсорной обратной связи с совместимой микрелектрическим контролем. *Мед. Биол. Англ.* Выпустить 18, 65-69 (1980).

181. Д'Анна, Э. и др. Соматосенсорный двунаправленный протез руки с черескожностной электрической стимуляцией нервов, основанной на сенсорной обратной связи. *наук. Отчет* 7, 10930 (2017).

182. Ли, М. и др. Дискриминация и распознавание фантомных ощущений пальцев посредством черескожностной электрической стимуляции нервов. *Передний. Неврология* 12, 283 (2018).

183. Варакас, Л. и др. Распознавание жесткости объектов с использованием тактильной обратной связи, обеспечиваемой посредством черескожностной стимуляции проксимального нерва. *Дж. Нейронная инженерия* 17, 016002 (2019).

184. Золло, Л. и др. Восстановление тактильных ощущений через нейронные интерфейсы для управления бионическими руками в режиме реального времени. *наук. Робот.* 4, eaau9924 (2019).

185. Йоргованович, Н., Досен, С., Джозич, Д. Д., Крайоски, Г. и Фарина, Д. Виртуальный захват: контроль силы с обратной связью с использованием электроактивной обратной связи. *Выпустить. Математика. Методы Мед.* 2014, 120357 (2014).

186. Сондерс, И. и Виджаякумар, С. Роль процессов прямой и обратной связи для управления протезами с обратной связью. *Дж. Нейроинг. Реабилитация* 8, 60 (2011).

187. Швайсфурт, М. А. и др. Электроактивная обратная связь зЭМГ улучшает контроль силы захвата протеза. *Дж. Нейронная инженерия* 13, 056010 (2016).

188. Мараско, П. Д., Шульц, А. Е. и Куикен, Т. А. Сенсорная способность реиннервированной конечности после перенаправления ампутированных нервов верхних конечностей на грудную клетку. *Мозг* 132, 1441-1448 (2009).

189. Куикен, Т. А. и др. Целенаправленная реиннервация улучшает опротегазуки функции у женщины с проксимальной ампутацией: пример. *Ланцет* 369, 371-380 (2007).

190. Мараско, П. Д., Ким, К., Колгейт, Дж. Э., Пешкин, М. А. и Куикен, Т. А. Роботизированное прикосновение меняет восприятие отношения на протез у пациентов с целенаправленной реиннервацией ампутированных ног. *Мозг* 134, 747-758 (2011).

191. Шринивасан, С. С. и Харроу, Л. М. Кожный механосенсорный интерфейс для нейромиметической обратной связи. *Нат. Биомед. Англ.* <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00669-7> (2021).

192. Чванчара, П. и др. Стабильность гибкой стимуляции тонкопленочной металлизацией электрода: анализ эксплантов после переноса с ледования на людях и улучшение характеристик in vivo. *Дж. Нейронная инженерия* 17, 046006 (2020).

193. Раппович, С. и др. Восстановление естественной сенсорной обратной связи в двунаправленных протезах рук, работающих в режиме реального времени. *наук. Перевод Мед.* 6, 222ra19 (2014).

194. Тан, Д. В. и др. Нейронный интерфейс обеспечивает длительное стабильное естественное восприятие прикосновений. *наук. Перевод Мед.* 6, 257ra138 (2014).

195. Масину, Э. и др. Стратегия нейронной обратной связи для улучшения ватания координация в нервно-мышечных протезах. *наук. Репт* 10, 11793 (2020).

196. Ойдо, С. М. и др. Внутринейральная стимуляция вызывает распознавание структурных особенностей по кончику искусственной опалы у интактных и ампутированных людей. *eLife* 5, 167-174 (2016).

197. Петрини, Ф. М. и др. Шестимесячная оценка протеза руки с интраневральной тактильной обратной связью Анна. *Нейрон* 85, 137-154 (2018).

198. Валле, Г. и др. Биомиметическая внутринейральная сенсорная обратная связь повышает естественность ощущений, тактильную чувствительность и ловкость рук в двунаправленном протезе. *Нейрон* 100, 37-45.e7 (2018).

199. Рис, С. О. Г. и др. Оптимальная интеграция внутринейральной с соматосенсорной обратной связью с визуальной информацией: исследование одного случая. *наук. Отчет* 9, 7916 (2019).

200. Д'Анна, Э. и др. Зажатый протез руки с одновременной внутринейральной тактильной и позиционной обратной связью. *наук. Робот.* 4, eaau8892 (2019).

201. Петрини, Ф. М. и др. Восстановление сенсорной обратной связи у людей с ампутированными конечностями улучшает скорость захвата, снижает метаболические затраты и уменьшает фантомные боли. *Нат. Мед.* 25, 1356-1363 (2019).

202. Чандрасекан, С. и др. Сенсорное восстановление путем эпидуральной стимуляции лагерьного отдела спинного мозга у людей с ампутированными конечностями. *eLife* 9, e54349 (2020).

203. Клас, С. и др. Когнитивный нейромиметический протез, использующий кортикальную стимуляцию с соматосенсорной обратной связью. *Дж. Нейронная инженерия* 11, 056024 (2014).

204. Мей, Т. и др. Обнаружение опогенетической стимуляции с соматосенсорной коры у приматов, не относящихся к человеку, - искусственная тактильная стимуляция PLoS ONE 9, e114529 (2014).

205. Андерсон, Х. Э. и Вейр, Р. Ф. Разработка оптических периферических нервных интерфейсов. *Нейронная регенерация* 14, 425-436 (2019).

206. Фонтейн, А. К. и др. Оптическая модуляция блуждающего нерва сердца и дыхания через инъекцию в сердце ретроградной опал. *наук. Отчет* 11, 3664 (2021 г.).

207. Фонтейн, А. К. и др. Опогенетическая стимуляция холинергических волокон для модуляции инсулиновой гликемии. *наук. Отчет* 11, 3670 (2021 г.).

208. Фонтейн, А. К., Гибсон, Э. А., Колдуэлл, Дж. Х. и Вейр, Р. Ф. Оптическое считывание нейронной активности в периферических аксонах млекопитающих: передача сигналов кальция в перерывах. *наук. Отчет* 7, 4744 (2017).

209. Де Нунц, иоАМ и др. Тактильная обратная связь - эффективный инструмент тренировок ватания протезом на уровне низкой и средней силы. *Эксп. Мозговой Рес.* 235, 2457-2559 (2017).

210. Штрауб, М. и др. Краткосрочное и долгосрочное обучение упреждающему управлению микрелектрическим протезом с сенсорной обратной связью для людей с ампутированными конечностями. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация* 15, 2133-2145 (2017).

211. Милви, М. Р., Фокнер, Х. Дж., Редфорд, Х. Е. и Джонсон, М. И. Перцептивное воплощение протезов конечностей посредством черескожностной электрической стимуляции нервов. *Нейромодуляция* 15, 42-47 (2012).

212. Джонсон, С. С. и Мансфельд, Э. Обучение протезированию. *Физ. Мед. Реабилитация* 1. Клин. Н. Ам. 25, 133-151 (2014).

213. Уитон, Л. А. Нейрореабилитация при ампутации верхних конечностей: понимание того, как нейробиологические изменения могут повлиять на функциональную реабилитацию. *Дж. Нейроинг. Реабилитация* 14, 41 (2017).

214. Сойер, К., Ювер, Б., Тэммер, С. и Ульгер, О. G. Важность реабилитации людей с ампутированными конечностями верхних конечностей: систематический обзор. *Пакисан. J. Med. наук.* 32, 1312-1319 (2016).

215. Рош, А. Д. и др. Структурированный протокол реабилитации для улучшения функционального протезного контроля: практический пример. *Дж. Вис. Эксп.* 105, e52968 (2015).

216. Дэйс-Люкс, J. E., «Комплексное лечение людей с ампутированной конечностью» (ред. Аткинс, Д. Дж. и Мейер, Р. Х.) 165-172 (Springer, 1989).

217. Галлахер, П. и Маклахан, М. Психологическая адаптация и преодоление трудностей у взрослых с протезами конечностей. *Поведение. Мед.* 25, 117-124 (1999).

218. Хруби, Л. А., Питтерман, А., Стурма, А. и Ашманн, О. К. Векная процедура с использованием бионической реконструкции пациентов с глобальными травмами плечевого сплетения. *PLoS ONE* 13, e0189592 (2018).

219. Стурма, А., Груби, Л. А., Прам, К., Майер, Дж. А. и Ашманн, О. К. Реабилитация поврежденных нервов верхних конечностей с использованием поверхностной бионической обратной связи зЭМГ: протоколы клинического применения. *Передний. Неврология* 12, 906 (2018).

220. Вуякия, И. и др. Перенос исследований по микрелектрическому контролю клинику: адекватны ли методы оценки эффективности? *Передний. Нейробот.* 11, 7 (2017).

221. Ортис-Катаган М., Роухани Ф., Бранемарк Р. и Хаканссон Б. Оценка точности потенциально вводящих в заблуждение показателей распознавания микросистемных образцов для контроля протезирования. В 2015 г. прошла 37-я ежегодная международная конференция Общества инженерии в медицине и биологии IEEE (EMBC) 1140–1143 (IEEE, 2015).

222. Джарвис Х.Л. и др. Временно-пространственные и метаболические показатели активности висцерофункциональные лиды с ампутированными нижними конечностями. Арх. Физ. Мед. Реабилитация. 98, 1389–1399 (2017).

223. Смурр Л.М., Гулик К., Янкошек К. и Ганц О. Управление верхним Человек с ампутированной конечностью: успехи. Дж. Эндротер. 21, 160–176 (2008).

224. Штурма А. и др. Реабилитация людей с высокой ампутиацией верхних конечностей после целенаправленной реиннервации мышц. Дж. Эндротер. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2020.10.002> (2020).

225. Прам К., Вуякия И., Кайли Ф., Пургахер П. и Ашманн О.К. Игровая реабилитация для управления микросистемным протезом. JMIR Serious Games 5, e3 (2017).

226. Андерсон Ф. и Бишофф В.Ф. Дополненная реальность улучшает обучение микросистемным протезам. Между. Дж. Дисабил. Хм. Дев. 13, 349–354 (2014).

227. Прам К., Кайли Ф., Стурма А. и Ашманн О. PlayBionic: игровые вмешательства для поощрения участия пациентов и их эффективности в протезодвигательной реабилитации. ПМР 10, 1252–1260 (2018).

228. Тилландер Дж., Хагберг К., Хагберг Л. и Бранемарк Р. Осетиризация. Титановые имплантаты для крепления протезов конечностей: инфекционные осложнения. Клин. Ортоп. Рес. 468, 2781–2788 (2010).

229. Дельгадо-Мартинес И. и др. Стимуляция и запись фаз циклического нерва с использованием многоо двух прохлоридного регенеративного электрода. Дж. Нейронная инженерия. 14, 046003 (2017).

230. Тан, Д.В., Шифер, М.С. Анусетс, Кейт, М.В., Андерсон, Дж.Р. и Тайлер, Д. Стабильность и селективность постоянного многоконтактного многоэлектродного сенсориального стимуляции людей с ампутированными конечностями. Дж. Нейронная инженерия. 12, 026002 (2015).

231. Мицера С., Капео М., Чисари К., Амелл Ф.К. и Педрокки А. Передовые нейротехнологии для восстановления двигательной функции. Нейрон 105, 604–620 (2020).

232. Делиандис К., Тайлер Д., Пино Г., Ансари Р. и Триопо Р. Имплантированные манжетные электроды высокой плотности функционально активируют большеберцовые и малоберцовые двигательные единицы человека без хронических осложнений для здоровья периферических нервов. Нейромодуляция 23, 754–762 (2020).

233. Пагги В., Аксис О., Мицера С. и Лакур П.С. Совместимые интерфейсы периферических нервов. Дж. Нейронная инженерия. 18, 031001 (2021).

234. Шринивасан С.С. и др. Протезный контроль: регенеративный мультисенсорный интерфейс агонист-антагонист. Робот. 2, eaa2971 (2017).

235. Хорн К., Мик С., Тейлор Т.Г. и Хатчинсон Д.Т. Объект. дискриминация искусственной рукой с использованием электростимуляции периферических тактильных и проприоцептивных путей внутричуждыми электродами. IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. 19, 483–489 (2011).

236. Шифер, М.А., Гречик, Э.Л., Сидик, С.М., Тан, Д.В. и Тайлер, Д. Искусственная тактильная и проприоцептивная обратная связь повышает производительность и уверенность при выполнении задач по идентификации объектов. PLoS ONE 13, e0207659 (2018).

237. Фернандес А., Исус И. и Гомес М. Факторы, обуславливающие возвращение к работе людей с ампутированными конечностями верхних конечностей в Астурии. Протез. Ортоп. Между. 24, 143–147 (2000).

238. Бургер Х. и Маринчек Ч. Возвращение к работе после ампутиации нижней конечности. Отключить. Реабилитация. 29, 1323–1329 (2007).

239. Штиглиц Т. Человеке и мышцах: трансляционные исследования в нейротехнологиях. Нейрон 105, 12–15 (2020).

240. ван дер Слюйс, К.К. и Бонгертс, Р.М.С. Влияние расширения шагов на ледовый в области протезирования верхних конечностей. Протез 2, 340–351 (2020).

241. Хики Г., Ринардс Т. и Шихи Дж. Совместное производство предложений до бумаги. Природа 562, 29–31 (2018).

242. Васудеван С., Пател К. и Велле К. Модель грызунов для оценки долгосрочной безопасности и эффективности электродов для регистрации периферических нервов. Дж. Нейронный инж. 14, 016008 (2017).

243. Сарторетто, С.К. и др. Оценка как экспериментальная модель для оценки имплантатов из биоматериала. Акта Ортоп. Бонитальтеры. 24, 262–266 (2016).

244. Борецкий Т. и др. Поперечный внутричуждый многоканальный электрод (BREM) для взаимодействия с периферическим нервом. Биосенс. Биоэлектрон. 26, 62–69 (2010).

245. Тайлер, Д. и Дфан, Д.М. Хроническая реакция с едипионной нервной наживной интерфейсный нервный электрод. Анна. Биомед. инж. 31, 633–642 (2003).

Благодарности

Нас поддерживали Академия Финляндии (IV), Федеральное министерство науки Австрии (AS и OCA), Фонд Бертарелли (SM), Европейский Союз (AS, DF, K-PH, OCA, RB и SM), Европейский институт исследований ледовых льдов (AS, DF и OCA), Федеральное министерство образования и исследований ледовых льдов Германии BMBF (K-PH и TS), Немецкий национальный исследовательский фонд (TS), Королевский британский лейон (AMJB), Шведское агентство инноваций (VINNOVA) (RB), Шведский исследовательский совет (RB), Швейцарский национальный исследовательский центр (NCCR) в области робототехники (SM), Министрство обороны США (RB и NH), Министрство дел ветеранов США (DT), США Служба реабилитации инвалидов с ледовыми льдами (DT, NH, CN и RFF.W.), Национальный институт США по неврологическим расстройствам и инсульту (RFF.W.), Национальный институт биовизуализации и биомедицины США (RFF.W.) и Национальный научный фонд США (NH).

Вклад авторов

DF и OCA разработали проект, а DF, IV, AS и OCA отредактировали рукопись. Все авторы участвовали в написании и редактировании рукописи и одобрили окончательную версию.

Конкурирующие интересы

CJH и TK имеют финансовый интерес в Coapt LLC (<https://www.coaptengineering.com>). CM является соучредителем компании Sensars Neuroprosthetics (<https://www.sensars.com>). TS является сооснователем и научным консультантом компании CorTec GmbH (<https://www.cortec-neuro.com>) и Neuroloop GmbH (<https://www.neuroloop.de>). RFF.W. является сооснователем и президентом компании Point Designs Llc (<https://www.pointdesignsllc.com>). X.D. и B.G. — научные менеджеры в компании Ottobock SE & Co. KGaA. TI и KK — научные сотрудники в Оксуре, Исландия. RB является сооснователем и председателем правления Integrum AB. AMJB является соучредителем и директором Biomek Ltd.

Дополнительная информация

Корреспонденция должна быть адресована DF.

Информацию о перепечатках и разрешениях можно найти на сайте www.nature.com/reprints.

Примечание издателя Springer Nature сохраняет нейтралитет в отношении заявлений о фактах и опубликованных карт и институциональной принадлежности.

© Springer Nature Limited, 2021 г.