

# Остеоинтегрированный человеко-машинный шлюз для долгосрочной сенсорной обратной связи и моторного контроля протезов конечностей

Макс Ортис-Каталан,1,2\* Бо Хоканссон,1 Рикард Бранемарк2

Основной проблемой с момента изобретения имплантируемых устройств была надежная и долговременная стабильная чрескожная связь. В случае протезов конечностей существующие нервно-мышечные интерфейсы оказались неспособны чтобы решить эту проблему и обеспечить прямой и интуитивно понятный нейронный контроль. Хотя протезное оборудование и алгоритмы декодирования легко доступны, однако подходящих и стабильных физиологических сигналов для управления устройствами. Мы разработали чрескожный остеоинтегрированный (с костной фиксацией) интерфейс, который позволяет для постоянной и неограниченной двусторонней связи с телом человека. С помощью этого интерфейса искусственный конечность может хронически приводиться в движение электродами, имплантированными в периферические нервы и мышцы человека с ампутированной конечностью, снаружи контролируемой среды и во время повседневной жизни, тем самым снижая инвалидность и улучшая качество жизнь. Мы демонстрируем на одном субъекте в течение более 1 года, что имплантированные электроды обеспечивают более точное и надежный контроль, чем поверхностные электроды, независимо от положения конечностей и условий окружающей среды и с меньшими затратами. усилие. Кроме того, было выявлено долговременное стабильное распознавание миоэлектрических образов и соответствующая сенсорная обратная связь. было продемонстрировано с помощью нейростимуляции. Возможность хронической записи и стимуляции нервно-мышечных Система позволяет реализовать интуитивное управление и естественно воспринимаемую сенсорную обратную связь, а также возможности прогнозирования сложных движений конечностей и лучшего понимания сенсорного восприятия. Представленный здесь постоянный двунаправленный интерфейс является важным шагом на пути к более естественной замене конечностей за счет объединения стабильная привязанность с постоянной и надежной связью человек-машина.

## ВВЕДЕНИЕ

Функциональность, восстанавливаемая механическими протезами конечностей, существенно не улучшилась с момента их появления в 1960-х годах, в основном из-за к отсутствию интуитивной системы управления, лишенной сенсорной обратной связи. Разработан миоэлектрический контроль с разомкнутым контуром с помощью поверхностных электродов. с тех пор это самое сложное решение для контроля, доступное в клинической практике. Электромиография (ЭМГ), регистрируемая электродами на коже (поверхностная ЭМГ) ограничена поверхностными мышцами и восприимчива к миоэлектрическим воздействиям. перекрестные помехи (помехи), артефакты движения и условия окружающей среды, в основном из-за контакта с кожей, что значительно ухудшает управляемость протезов.

Возможность прямого взаимодействия с нервно-мышечной системой через имплантированные электроды для обеспечения интуитивного управления протезами преследовались десятилетиями. В 1977 году имплантированные эпимизальные электроды позволили человеку с трансрадикальной ампутированной конечностью одновременно контролировать две степени свобода (DoF). Эта новаторская попытка со временем провалилась из-за инфекции в чрескожном интерфейсе, который представлял собой свинец, проникающий в кожу и достигающий эпидермального соединителя (1, 2). Чрескожный были заранее выявлены потенциальные клиенты с проблемами безопасности и надежности, которые поставить под угрозу долгосрочную стабильность (1–4). Это важная проблема потому что без долгосрочного стабильного и надежного кожного шлюза реалистичная клиническая реализация находится под угрозой, независимо от сложности нейронных интерфейсов.

В отличие от механически нестабильных электродов, фиксация посредством остеointegrации позволила впервые успешно имплантировать постоянные электроды.

чрескожные/чресслизистые устройства (5). Стоматологическая, экстраоральная и многое другое сложные остеинтегрированные имплантаты, такие как устройства костной проводимости, в настоящее время используются во всем мире (6, 7). Ретроспективное исследование 1132 Чрескожные устройства, проводящие костную ткань, вызвали ограниченные (4,5%) побочные реакции мягких тканей (8). Принцип остеointegrации имеет используется для механически стабильного крепления протезов конечностей с тех пор. 1990 (9), что привело к улучшению качества жизни (10–12) и самовосприятия. (13). Недавнее проспективное исследование 51 пациента с трансформальной ампутацией с использованием лечения OPRA (Остеоинтегрированные протезы для реабилитации людей с ампутированными конечностями) выявило кумулятивный показатель успеха 92% при наблюдении через 2 года (10).

Здесь мы показываем, что путем включения механизмов передачи сигнала в остеинтегрированную систему имплантатов, долгосрочное двунаправленное возможна связь между протезом и имплантированными нервно-мышечными интерфейсами, что улучшает управляемость по сравнению с поверхностными электродами и обеспечивает сенсорную обратную связь, что в настоящее время не обеспечены никакими протезами конечностей (14).

## ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Остеоинтегрированный человеко-машинный шлюз

Стандартная система имплантатов OPRA (Integrum) состоит из двух основных Компоненты: (i) приспособление, полностью имплантированное в интрамедуллярную полость кость культи, от которой (ii) чрескожно проходит абатмент, служащий фиксатором протезной конечности. Фиксатор и абатмент механически соединены и закреплены винтом абатмента.

Нагрузки напрямую передаются между фиксатором и абатментом (10).

Для обеспечения двунаправленной электрической связи в оба конца специально разработанного корпуса были встроены два проходных разъема. винт абатмента. Аналогичным образом был изготовлен специальный проходной соединитель.

<sup>1</sup> Отдел обработки сигналов и биомедицинской инженерии, Департамент сигналов и Systems, Технологический университет Чалмерса, SE-412 96, Гетеборг, Швеция. <sup>2</sup> Центр Центр ортопедической остеointegrации и глубокой реконструкции конечностей, Отделение ортопедии, Университетская больница Сальгренска, Гетеборгский университет, SE-431 80 Мельндаль, Швеция.

\*Автор, ответственный за переписку. Электронная почта: maxo@chalmers.se

встроен в дистальную сторону центрального герметизирующего компонента для сопряжения с проксимальным соединителем, встроенным в винт абатмента (стандартный винт абатмента и центральные герметизирующие компоненты представляют собой цельные детали). Отведения проходят интрамедуллярно от центрального герметизирующего компонента, а затем транскортикально к разъему, расположенному вне кости, где выводы электродов сопрягаются (рис. 1, А и Б). Модульная конструкция этого остеоинтегрированного человеко-машинного шлюза (OHMG) обеспечивает простое и безопасное обслуживание, которое может потребоваться, например, для замены или модернизации электродов, не нарушая остеоинтегрированный имплантат, и наоборот.

Критические части системы имплантатов OPRA, а именно остеоинтегрированные и чрескожные компоненты (фиксатор и абатмент соответственно), а также протокол деактивации и обработка поверхности контакта с кожей, остались неизменными, как и в (10). Эти аспекты были приоритетными при проектировании, поскольку механически стабильная фиксация, обеспечиваемая остеоинтеграцией и необходимая для передачи нагрузки, а также стабильный контакт с кожей для постоянного пересечения кожи являются ключевыми факторами для успешного результата остеоинтегрированных протезов (15).

Одному пациенту с чресплечевой ампутацией в январе 2013 г. была установлена система OHMG (рис. 1Б), которая включала один спиральный манжеточный электрод, а также два биполярных и четыре монополярных эпимизиальных электрода (рис. 1С). В течение 1 года имплантации не наблюдалось никаких осложнений, и все компоненты будут оставаться имплантированными на неопределенный срок. Пациент не сообщил о значительной боли после операции или во время процесса заживления. Сразу после операции сообщалось о «приятном» восприятии фантомных пальцев 4 и 5, вероятно, из-за расположения электрода-манжеты вокруг локтевого нерва.

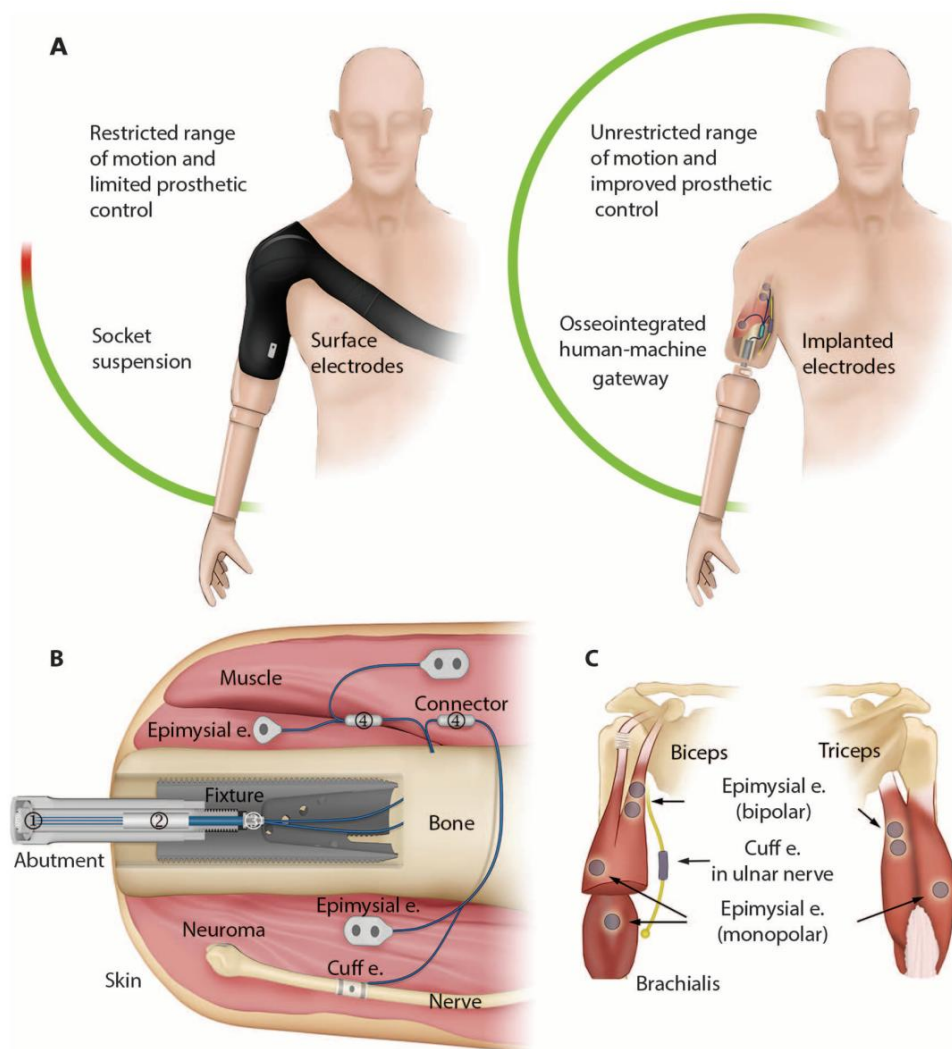


Рис. 1. На пути к нейронному управлению протезами. (А) При обычном подвешивании лунки при больших ампутациях диапазон движения соседнего сустава часто ограничивается лункой, чтобы обеспечить достаточную подвеску. OHMG устраняет проблемы, связанные с лункой, и обеспечивает неограниченное движение конечностей (см. фильм S1). (Б) Протез конечности был прикреплен к абатменту, который передавал нагрузку на кость через остеоинтегрированный фиксатор. Винт абатмента, который проходит через абатмент к фиксатору, предназначен для удержания абатмента на месте. Параллельный разъем (1) был встроен в дистальный конец винта для электрического соединения протеза. Этот разъем был электрически связан со вторым проходным разъемом (2), встроенным в проксимальный конец винта. Пакетный соединитель (3) соединен со штыревым соединителем, отходящим от центрального уплотняющего компонента (3), от которого отходят интрамедуллярно, а затем транскортикально к конечному соединителю (4), расположенному в мягких тканях. Выводы от нервно-мышечных электродов («е.») подключались к разъему (4). (С) Размещение эпимизиальных и манжеточных электродов в правом плече.

Миоэлектрический контроль с помощью имплантированных электродов. Через шесть недель после имплантации OHMG пациенту был установлен специально разработанный контроллер, который использовал биполярные эпимизиальные электроды в качестве нового источника управления для его обычной миоэлектрической руки (в отличие от поверхностных электродов). Новая система контроля с помощью эпимизиальной ЭМГ (эЭМГ) используется в повседневной жизни и на работе пациента (рис. 2А) непрерывно на момент публикации с марта 2013 г.

Управляемость протеза больше не ограничивается положением конечности (фильм S1) и не зависит от проблем, связанных с контактом с кожей, таких как изменения импеданса из-за условий окружающей среды (холод и жара), в отличие от обычных протезов. с помощью поверхностной ЭМГ (пЭМГ).

Ранее из-за чувствительности поверхностных электродов к миоэлектрическим перекрестным помехам протезом нельзя было управлять при подъеме руки более чем на 80°. Это потому, что миоэлектрическая активность мышц плеча активирует или блокирует его (фильм S1). Аналогично, если дотянуться слишком далеко вниз, это приведет к смещению электрода, что сделает протез неуправляемым.

Эти нарушения у пациента больше не наблюдались (фильм S1 и рис. С1). Кроме того, было обнаружено, что система устойчива к артефактам движения и электромагнитным помехам; никаких резких движений или электрического шумного оборудования



Рис. 2. Улучшение протезного контроля в повседневной жизни. (А) Пациент, выполняющий повседневную жизнь и профессиональную деятельность с использованием миоэлектрической руки, управляемой с помощью имплантированных электродов через ОНМГ.

Дополнительные демонстрации смотрите в фильме S1. (В) Кратное изменение амплитуды сигнала ЭМГ, измеренное с помощью RMS. Данные представляют собой средние значения  $\pm$  стандартное отклонение ( $n = 160$ ). Медианная частота, регистрируемая эпимизимальной (эЭМГ) и поверхностной

(пЭМГ) электроды через 3, 5, 7 и 8 месяцев после имплантации. Данные означают  $\pm$  стандартное отклонение ( $n = 160$ ). См. рис. S3 для примеров сигналов эЭМГ и пЭМГ. (D и E) Наименьший достижимый шаг срабатывания (по расстоянию) (D) и сила захвата (E) при использовании эЭМГ и пЭМГ в качестве источника управления на 3, 5, 7 и 8 месяцев после имплантации. Данные представляют собой средние значения  $\pm$  стандартное отклонение ( $n = 30$  за раз).

вызывала ложную активацию (фильм S1 и рис. S2), известная проблема поверхностных электродов (16).

Теперь пациент сообщает о меньших усилиях и большей управляемости (опрос доступен в виде дополнительного файла «PatientSurvey.pdf»). Усилие, необходимое для приведения протеза в действие, оценивалось по отношению к максимальному произвольному сокращению (MVC). Схватки менее 15% MVC не утомляли мышцы, обеспечивая тем самым соответствующий параметр миоэлектрического контроля (17). Система была настроена на 12% ( $\pm 2\%$ ) MVC, по сравнению до 60% ( $\pm 5\%$ ) MVC, ранее требуемого для пЭМГ. Пациент сообщил об отсутствии мышечной усталости, несмотря на использование протеза от 16 до 18 часов ежедневно и изредка носить его во время сна. Время носить протеза увеличилась примерно на 6 ( $\pm 1$ ) часов в день по сравнению с сЭМГ и фантомные боли в конечностях (ПЛП) уменьшились на 40% (визуальная аналоговая шкала боли), от «тревожных» до спорадических «легких» эпизодов. Этот результат согласуется с известной отрицательной корреляцией между использованием миоэлектрических протезов и РЛП (18).

Амплитуда сигналов, полученных с помощью ЭМГ, была значительно больше, чем наземные записи, в среднем на  $6,9 \pm 0,3$ – и  $7,5 \pm 0,4$  ( $\pm SD$ ) раза для бицепса и трицепса соответственно [среднее среднее значение квадрат (СКЗ), мВ] (рис. 2B). Разница между бицепсом и трицепсом, возможно, можно объяснить более толстым подкожным жиром, который обычно находится над трицепсом, что ослабляет миоэлектрические сигналы. (17). Разница в амплитуде была измерена на MVC в четырех сеансах с 3-го по 8-й месяц после имплантации, наряду с сопротивлением электрода. Последний показал небольшую изменчивость, подтверждая что период инкапсуляции закончился и что электрод-ткань интерфейс был стабильным на уровне  $1,6 \pm 0,06$  кОм. Разница в медиане частота при устойчивом MVC составляла 45 и 88 Гц для эЭМГ по сравнению с пЭМГ. для бицепса и трицепса соответственно (рис. 2C). Разница не в том Удивительно, потому что слои мягких тканей, вероятно, действуют как пространственный фильтр нижних частот. Пример сигналов пЭМГ и эЭМГ показан на рис. S3.

Разрешение захвата оценивалось путем сравнения минимального возможный шаг срабатывания, который был меньше при использовании эЭМГ от бицепсы и трицепсы (рис. 2D и фильм S1). Значительная разница между эЭМГ и пЭМГ была обнаружена в генерации

минимальное дополнительное усилие захвата, поскольку эта задача требует большего управляемый сигнал активации (рис. 2D). Больной знал об этом улучшенное разрешение, позволяющее ему доверять своему протезу в обращении более мелкие или более деликатные предметы, такие как яйца, что, по его словам, он и сделал. не пытайтесь заранее схватить поверхностные электроды.

#### Распознавание миоэлектрических образов

Ранее мы продемонстрировали возможность прогнозирования дистального движения с использованием распознавания миоэлектрических образов (MPR) на культе уровне, несмотря на то, что мышцы, непосредственно ответственные за такие движения, отсутствуют. больше присутствует (19). В текущей клинической реализации для облегчения выбора использовалась пЭМГ высокой плотности (HD-sEMG). подходящих мест (рис. 1C), что позволило провести МПР восьми движений (рука открытие/закрытие, пронация/супинация запястья, сгибание/разгибание запястья, и сгибание/разгибание локтевого сустава) с точностью 94,3% ( $s = 1,6\%$ ;  $n = 100$ ). Эти места стали местом имплантации эпимизимальных электродов, которые в послеоперационном периоде достигли 95,4% ( $s = 1\%$ ;  $n = 100$ ) точность.

Таким образом, при том же количестве электродов эЭМГ обеспечивала точность дискриминации, аналогичную точности пЭМГ (рис. 3A). Более того, почти идеальная дискриминация была достигнута с помощью эЭМГ после трех тренировок. сеансов (99,4%,  $s = 0,5\%$ ). Точность рассчитывалась путем деления количество абсолютно правильных предсказаний (все классы в истинном состоянии) по количеству абсолютных предсказаний. Традиционная глобальная точность (истинные условия по совокупности отдельных прогнозов) обычно более крупный и менее информативный в MPR. Глобальная точность в этом случае составило 98,7% ( $s = 0,4\%$ ), 99,0% ( $s = 0,2\%$ ) и 99,9% ( $s = 0,1\%$ ) для поверхностного предоперационного, эпимизимального послеоперационного нетренированного и эпимизимальная послеоперационная подготовка соответственно.

Мы приступили к оценке управляемости в реальном времени трех степеней свободы. в настоящее время обеспечены доступными коммерческими протезами (кино С2). Пациент практиковал естественную манипуляцию (как в неповрежденном биологическая конечность) электрической руки, ротатора запястья и локтя (рис. 3B), а также их виртуальный аналог в дополненной реальности (рис. 3B)

в течение трех ежедневных занятий. После последней сессии количественный анализ в режиме реального времени

## ОТЧЕТ

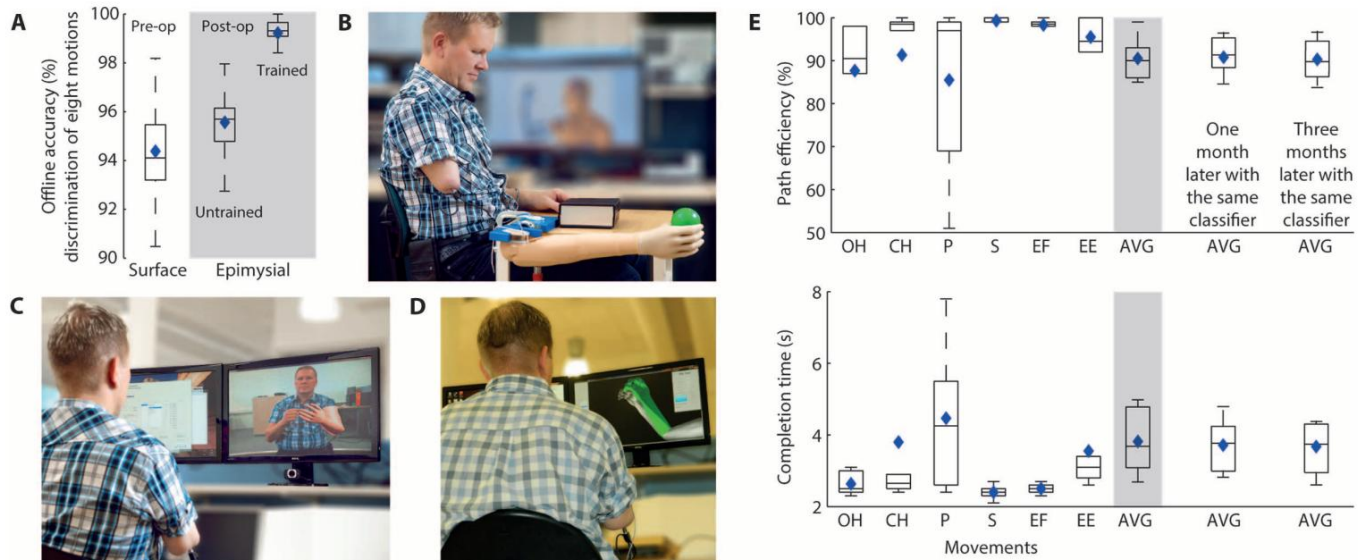


Рис. 3. Управление конечностями на основе МПР. (А) Автономная точность, достигнутая при МПР восьми движений — открытая рука, закрытая рука, пронация, супинация, сгибание локтя, разгибание локтя, сгибание запястья и разгибание запястья — с использованием поверхностных электродов до операции (до операции) и эпимизиальных электродов после операции. (В и С) Пациент интуитивно управлял многофункциональным протезом и виртуальной конечностью в дополненной реальности через МПР, питание которой осуществлялось с помощью постоянно имплантированных электродов (фон для ясности размыт). (D) Пациент проводил наблюдение в режиме реального времени.

задачи по троллилизации. См. фильм S2, где приведены примеры характеристик от (В) до (D). (Е) Показатели эффективности пути и времени завершения в реальном времени показаны для шести движений (по шесть следов в каждом). Эти движения были выбраны потому, что они доступны в коммерческих протезах (фильм S2): открытая рука (OH), закрытая рука (CH), пронация (P), супинация (S), сгибание локтя (EF) и разгибание локтя (EF). ЭЭ. AVG представляет собой среднее значение для всех движений. Классификатор был повторно протестирован через 1 и 3 месяца. Ящичковые диаграммы в (А) и (D) представляют 25-й и 75-й проценти, с усами, доходящими до выбросов. Разделительная линия — это медиана, а среднее значение обозначено ромбом.

Была проведена оценка, согласно которой целевая поза конечности должна быть достигнута виртуальной конечностью под контролем пациента в течение заданного времени и диапазона (20, 21) (рис. 3D и фильм S2). Как показано в фильме S2 и на рис. 3E, высокая управляемость была достигнута при скорости выполнения 100% за 36 попыток и средней эффективности пути 90,5% ( $s = 5,1\%$ ) за 3,8 с ( $s = 0,9$  с). Эти результаты сопоставимы с тестами, проведенными на здоровых телах [эффективность пути 93,5% ( $s = 13,9\%$ ), указанная в (21)], несмотря на отсутствие мышц, непосредственно ответственных за некоторые движения, такие как открытие/закрытие рук.

При повторном тестировании только для руки и запястья эффективность пути составила 96,3% ( $s = 8\%$ ) за 3,0 с ( $s = 1,0$  с), более 24 попыток со 100% вероятностью завершения. Поскольку было разрешено короткое обучение (три занятия), ожидается дальнейшее улучшение при дополнительном обучении (19). Кроме того, преимущество этого подхода перед традиционной МПР с использованием пЭМГ заключается в том, что последний требует постоянной переподготовки из-за различий в интерфейсе кожи. Здесь мы демонстрируем, что контроллер МПР сохранял аналогичные характеристики более 3 месяцев при питании от имплантированных электродов (рис. 3E). Никакой переподготовки между сессиями не проводилось.

#### Сенсорная обратная

Одной из основных целей протезной обратной связи является имитация естественных механорецепторов для создания соответствующего и дистально направленного тактильного восприятия. Возможность искусственного предоставления соматосенсорной информации посредством нейростимуляции была ограничена краткосрочными (<4 недель) исследованиями (3, 22–24), за исключением раннего внедрения протезирования в 1974 году (25) и более позднего исследования, описывающего 6 недель воспроизводимого восприятия у пациента через 18 месяцев после ампутации с использованием экстракневральных электродов и чрескожных электродов (26). В этом исследовании мы сообщаем, что неоднократно подобное тактильное восприятие (наличие тактильного восприятия) для клинического внедрения МПР.

и локализованная проекция) могут воспроизводиться хронически (11 месяцев) посредством прямой электростимуляции периферических нервов, несмотря на длительную ампутацию (>10 лет).

Одиночный активный двухфазный импульс со сбалансированным зарядом подавался с возрастающим током до тех пор, пока пациент не сообщил о восприятии (порог стимуляции). Наименьшее проецируемое поле, описываемое как «поверхностное постукивание кончиком ручки», было специфичным для электрода (рис. 4, А и Б) и воспроизводилось в течение одного и того же дня (утром и днем) в течение пяти дней подряд (рис. 4, А и Б). На 7-м месяце и через 11 месяцев (рис. 4В). Воспринимаемый размер и качество совпадали с исследованиями интраневральной микроstimуляции (INMS) (27). На пороге стимуляции пациент был способен различать отдельные импульсы частотой от 8 до 10 Гц [10 Гц обнаружено в INMS (27)], а ощущение «покалывания» отмечалось при частоте выше 20 Гц. Смешанные результаты были получены в диапазоне от 10 до 19 Гц, где пациент сообщал о меньшем количестве импульсов, чем было на самом деле, и чаще всего об ощущении «покалывания». Такое поведение связано с быстрыми адаптивными волокнами (27). Проецируемое поле можно расширить, либо увеличив ток одиночных импульсов на 30–50 мА, либо используя последовательности импульсов на частотах выше 20 Гц. Сообщалось, что уровень интенсивности повышался с увеличением частоты с шагом от 7 до 10 Гц.

#### ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты подтверждают мнение о том, что имплантированные электроды улучшают управляемость и устраняют проблемы долгосрочной стабильности, связанные с их поверхностным аналогом, такие как зависимость от окружающей среды и восприимчивость к перекрестным помехам и артефактам движения. Эти проблемы являются препятствием для клинического внедрения МПР.



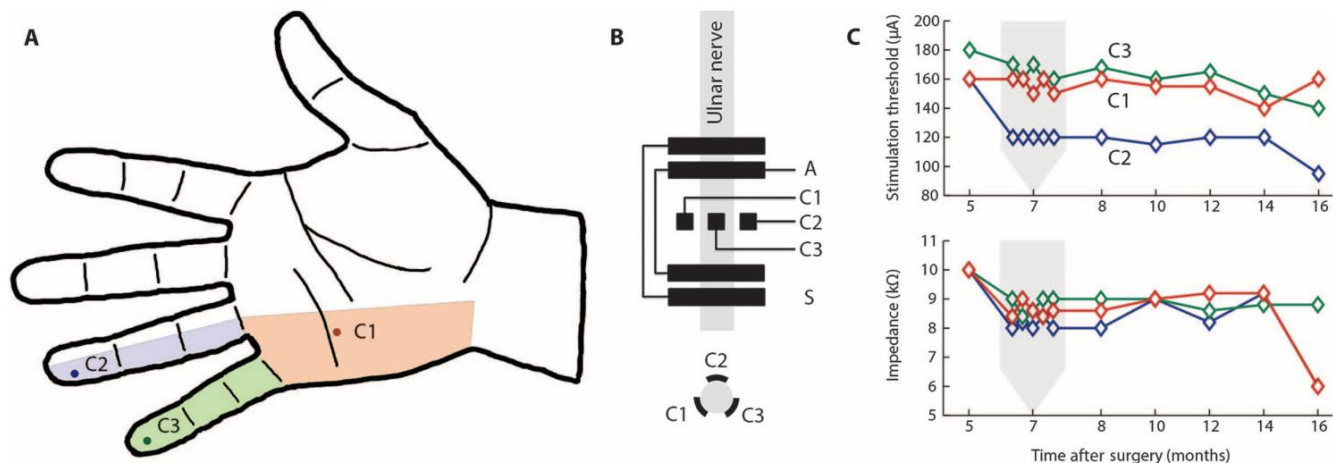


Рис. 4. Тактильное восприятие посредством нейростимуляции. (А) Темные точки представляют собой проецируемое поле, специфичное для электрода, неоднократно сообщаемое (более 11 месяцев) для одного импульса при пороге стимуляции. (Б) Контакт электрода. Распространение вокруг локтевого нерва. А — анод; С — катод; S, экран для уменьшения

экстранейронные помехи во время записи. (С) Порог стимуляции и импеданс каждого электрода с течением времени. Точки данных представляют собой измерения, проводимые два раза в день (утром и днем). На 7-м месяце после имплантации измерения проводились через пять дней подряд.

контроллеры, как это пытались сделать с 1970-х годов с использованием sEMG (28, 29). Нет сообщалось о долгосрочном внедрении MPR, несмотря на наличие протезно-ортопедической аппаратуры. Готовые миоэлектрические протезы компоненты можно комбинировать для восстановления до трех степеней свободы; однако, из-за ограниченного контроля, доступного в настоящее время с помощью обычных поверхностных электродов, что требует громоздких протоколов переключения, пациентам редко снабжают несколько миоэлектрически контролируемых степеней свободы.

Для поверхностных электродов характерно разделение источника информации (мышцы) слоями мягких тканей, жира и кожи. Это увеличивает перекрестные помехи от соседних мышц и быстро снижает сигналы ЭМГ примерно на два порядка за первые 7 мм. (30). Близость к источнику, как и в случае эпимизальных электродов, имеет особое значение для работы миоэлектрических протезов, которые используйте пороговые значения, чтобы различать волевой ЭМГ и фоновый шум (включая миоэлектрические перекрестные помехи). Более высокий порог требует более сильного мышечного сокращения и снижает скорости/ Диапазон силы в пропорциональных контроллерах. Записи с биполярным расстройством эпимизальные электроды (используемые для контроллера) не показали миоэлектрического перекрестные помехи, в отличие от записей с монополярным эпимизмом (рис. S1), что дало более высокую амплитуду интересующего сигнала (как и ожидалось на основе более широкого дифференциального измерения). Несмотря на то, что на монополярных электродах наблюдаются миоэлектрические перекрестные помехи, они могут можно утверждать, что, поскольку соотношение сигнал/шум сохраняется, аналогичные Оперативные характеристики при прямом контроле могут быть достигнуты с помощью биполярных или монополярных эпимизальных электродов.

Пациент, описанный в этом исследовании, продемонстрировал стабильность остеоинтегрированного интерфейса в течение 18 месяцев. Ограничение этого Тематическое исследование показывает, что только один пациент получил лечение предлагаемым препаратом. технологии. Поэтому точные улучшения управляемости не могут быть обобщены, поскольку они будут варьироваться в зависимости от количество мягкой и рубцовой ткани, присутствующей в культе. Тем не менее, мы предполагаем, что независимость от факторов окружающей среды и конечностей положение, а также устойчивость к артефактам движения и электромагнитным помехам будут воспроизводиться в будущем среди субъектов, поскольку это присуще системе.

Еще одним ограничением является то, что представленная здесь стратегия MPR, которая использует мышечную синергию для прогнозирования намерения движения, будет клинически значимым.

Имеет смысл только в том случае, если он достаточно надежен для использования в повседневной жизни. Этот должно стать предметом будущей работы. Тем не менее, в сочетании с хирургическими методами, такими как целенаправленная реиннервация мышц (31) или регенеративные интерфейсы периферических нервов (32), могут возникнуть дополнительные миоэлектрические участки. быть доступным для надежного и независимого управления несколькими степенями свободы.

Потенциально более надежная альтернатива использованию мышечной синергии. для восстановления недостающей глубины резкости необходимо напрямую подключить периферическое устройство. нервы для получения физиологически соответствующей управляющей информации. Как и в отчете (1), мы не наблюдали четкой двигательной нейронной активности, вероятно, потому, что миелиновые двигательные волокна деградировали из-за отсутствие целевой мышцы в течение 10 лет (после ампутации). Однако, неотложные исследования с использованием внутрипучковых электродов показали, что волокна двигательных нервов остаются жизнеспособными у людей с длительными ампутированными конечностями, несмотря на корковые повреждения. реорганизация и дегенерация, вызванная аксотомией (3, 22). В отличие от манжеточных электродов, которые в основном обнаруживают толстые миелиновые волокна. вблизи эпинеургии внутрипучковые электроды обладают более высокой чувствительностью вплоть до тонких немиелинизированных аксонов. Мы предполагаем, что длительное использование физиологически соответствующих управляющих сигналов, таких как MPR, Представленный здесь контроллер потенциально может вызвать накопление миелина в соответствующих двигательных волокнах до такой степени, что их активность может измеряться экстранейрально с помощью манжетного электрода. Эта гипотеза основана на открытии того, что нервное возбуждение вызывает миелинизацию (33). Ранее такое долгосрочное исследование было невозможно из-за ограничений.

по постоянной имплантации нервно-мышечных интерфейсов людям с ампутированными конечностями. Тем не менее, в случае, если экстранейральные манжеточные электроды не могли быть установлены успешно используется для регистрации двигательной активности, модульная конструкция OHMG легко позволяет перейти на более селективные нейронные интерфейсы, такие как внутрипучковые (3, 22–24) или плоские нервные интерфейсные электроды (26). Текущая конструкция OHMG позволяет осуществлять связь до 12 независимых сигналов, что достаточно для прямого управления (один к одному) несколькими электроприводными протезными блоками (например, локтем, запястьем и кистью). Однако количество электродов может быть различным. значительно увеличено до тысяч за счет внедрения приобретения электроники и использование OHMG для питания и последовательной передачи оцифрованных сигналов.

Пациент попросил уменьшить усиление усилителя. 1 месяц. после первой примерки, утверждая, что рукой «слишком легко» управлять.

## ОТЧЕТ

Пациент не был доволен операцией, требующей менее около 10% MVC. Проблема не была связана с ложными срабатываниями для активации до восприятия контролирующего сокращения. Пациент сообщил, что ему легче контролировать руку, воспринимая определенную степень мышечных усилий, тем самым подчеркивая важность сенсорной обратной связи. В связи с этим и несмотря на предварительный характер результаты, представленные на основе сенсорной обратной связи, служат для демонстрации того, что Тактильное восприятие может хронически воспроизводиться, модулироваться и, таким образом, потенциально реализовано в повседневной жизни посредством введенного двунаправленный интерфейс.

В целом, мы разработали клинически жизнеспособное решение, которое решает две основные проблемы в области протезов конечностей: стабильное крепление и естественный контроль. Конечный вклад этой работы заключается в позволяя нервно-мышечным интерфейсам стать клинически значимыми, тем самым прокладывая путь к увеличению функциональности, снижению инвалидности и улучшению качества жизни пациентов с отсутствующими конечностями.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Одному пациенту был имплантирован OHMG, чтобы продемонстрировать его долгосрочную стабильность и клиническую значимость, позволяя использовать имплантированные электроды для управления электропротезами в повседневной деятельности жизнь. Эксперименты и клиническая реализация одобрены. этическим комитетом Вестра Гёталандсрегионен (Dnr: 769-12), и информированное согласие было получено от пациента до начала любого эксперимента.

PLP и использование протезов оценивались в трех случаях с использованием краткий опросник боли МакГилла за 2 месяца до имплантации и через 10 и 16 месяцев после имплантации (см. файл «PatientSurvey.pdf»). Разрешение ортопедического контроля по поверхности и эпимизимальные электроды сравнивали на трех сеансах (через 3, 5 и 7 месяцев) после имплантации), активируя с минимально возможным шагом полную диапазон операции ( $n = 30$  испытаний в момент времени). Требуемый процент MVC для работы протеза сравнивался на последнем сеансе путем комфортного приведения в действие протеза. Разница между сЭМГ и эЭМГ измеряли на четырех сеансах (через 3, 5, 7 и 8 месяцев) после имплантации  $n = 40$  испытаний на момент времени). Автономная MPR оценивалась в три момента времени с сеансом записи (121 вектор признаков, извлеченный на каждое движение), как в (34): перед имплантацией (2 дня), после имплантации (3 месяца) и после имплантации после трех тренировок (8 месяцев). Производительность MPR в реальном времени оценивалась как в (21) на последнем занятии, а затем через 1 и 3 месяца без дополнительных тренировок между ними (шесть маршрутов на движение). Стимуляция порог восприятия исследовался два раза, утром и после полудня (через 5, 7, 8, 10, 12, 14 и 16 месяцев после имплантации) и в пяти дней подряд на 7-м месяце после имплантации.

### Клиническая реализация

Пациенту была имплантирована OHMG 29 января 2013 года. Операция была проведена в Центре ортопедической остеointеграции, Университетская больница Сальгренска, Мельндаль, Швеция. Получатель имел перенес трансплечевую ампутацию из-за злокачественной опухоли в 2003 году и лечился с помощью специально разработанного имплантата на основе стандартная конструкция OPRA в 2009 году с использованием двухэтапной хирургической процедуры и реабилитации, как описано в других источниках (35). Пациент был активный пользователь протезов, носящий миоэлектрическую руку по 10–12 часов в день.

Операцию проводили под общим наркозом и антибиотиком.

профилактика. Абатмент и винт абатмента были заменены на новые, специально разработанные компоненты. Разрез кожи был сделан латерально и медиально, соответственно, чтобы обнажить мышцы и нервы. А Отверстие диаметром 3 мм было просверлено под углом около  $45^\circ$  к длинной оси. кость. Интрамедуллярные электроды были проведены через скелет проксимально под рентгеноскопическим контролем. Мышечные электроды были имплантированы. на трицепс, бицепс и плечевую мышцу и проверяли их функцию пероперационно. Нервный манжетный электрод был помещен вокруг локтевой кости. нерв (см. ниже). Рану послойно зашивали. Нет послеоперационного периода наблюдалось осложнение.

### Выбор и размещение электродов

Поверхностные электроды, используемые для HD-sEMG и для сравнения эпимизимальных записей (амплитуда, частота и MPR), были индивидуальными.

самоклеящиеся и одноразовые Ag/AgCl диаметром 1 см (GS26, Биомедицинские инструменты). Эти предварительно загущенные электроды обеспечивают более высокое качество сигнала, чем сухие электроды, используемые в традиционных миоэлектрических исследованиях протезы и, следовательно, представляют собой выгодный случай для поверхностного записи.

Магнитно-резонансная томография использовалась перед операцией для оценки внутреннюю анатомию культи и оценить подходящие размеры компонентов, пригодных для имплантации. Выбор подходящих мест для Размещению электродов способствовала HD-sEMG, которая идентифицировала места с наибольшей миоэлектрической активностью и наименьшими помехами со стороны мышц плеча. Этот процесс проводился в полном объеме отведение и сгибание плеча. Матрицы электродов  $9 \times 4$  были

размещают над двуглавыми и трехглавыми мышцами (расстояние между электродами 2 см, электроды, описанные выше). Из восьми доступных для имплантации контактов эпимизимального электрода четыре использовались в качестве биполярных для локтевого сустава. сгибание/разгибание для обеспечения традиционного миоэлектрического контроля (рис. 1C). Остальные четыре контакта были распределены по трем местам с далее как общий дифференциал. Место было выбрано путем опроса Пациент должен выполнить размыкание/закрытие руки, сгибание/разгибание запястья и запястье. пронация/супинация, а затем методом исчерпывающего поиска были выбраны три электрода, обеспечивающие наибольшую точность MPR. (MPR – это описано в разделе «Дополнительные методы».)

Биполярные эпимизимальные электроды подшивали вдоль волокон на короткая головка двуглавой мышцы и длинная головка трехглавой мышцы (рис. 1B). Монополярные эпимизимальные электроды располагались на длинных головка бицепса, латеральная головка трицепса и плечевая мышца мышцы. Общий для вышеупомянутых монополярных референтный электрод располагался в электрически бесшумной дистальной ткани, рядом с абатментом. с медиальной стороны (не показано на рис. 1B). Установлен манжеточный электрод, вокруг локтевого нерва примерно в 10 см от терминальной невротомы.

Эпимизимальные и саморегулирующиеся спиральные манжетные электроды (Ardiem Medical) были выбраны из-за их доказанной безопасности при длительном использовании в клинических исследованиях у людей (16, 36–39). Расположение контактов внутри манжеты (рис. 4B) было основано на предыдущей работе, в которой мы обнаружил, что смешанная конфигурация кольцевых и дискретных контактов обеспечивает максимальное соотношение сигнал/шум при увеличении числа сайтов, с которых можно получить нейронную информацию в пределах та же манжета (40). Кроме того, дискретные контакты обеспечивают дополнительные возможности избирательной стимуляции.

### Анализ данных

Среднеквадратичные и медианные значения частоты миоэлектрических сигналов были рассчитывается сегментами по 200 мс с перекрытием 20 мс ( $n = 50$ ).

ОТЧЕТ

Точность MPR представляла собой среднее значение 100-кратной перекрестной проверки, рандомизирующей извлеченные векторы признаков в наборах обучения, проверки и тестирования, как описано в (34). В этом исследовании использовалась описательная статистика для определения изменчивости, и никакие данные не были отброшены как выбросы.

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

www.sciencetranslationalmedicine.org/cgi/content/full/6/257/257re6/DC1 Методы Рис. S1. Пример

устойчивости ЭМГ к миоэлектрическим помехам.  
Рис. С2. Пример устойчивости ЭМГ к артефактам движения.  
Рис. С3. Примеры сигналов эЭМГ и пЭМГ в трицепсе человека.  
Фильм С1. Миоэлектрический контроль с использованием эпимизальных и поверхностных электродов.  
Фильм С2. Ортопедический контроль на основе MPR.  
Файл «PatientSurvey.pdf» (краткая форма опросников МакГилла по боли).  
Ссылки (41, 42)

ССЫЛКИ И ПРИМЕЧАНИЯ

1. Р.Б. Стейн, Д. Чарльз, Дж. А. Хоффер, Дж. Арсено, Л. А. Дэвис, С. Мурман, Б. Мосс, Новые подходы к управлению механическими протезами, особенно у людей с ампутированными конечностями высокого уровня. *Бык. Протез. Рез.* 10–33, 51–62 (1980).  
2. Дж. А. Хоффер, Г. Е. Леб, Имплантируемые электрические и механические интерфейсы с нервами и мышца. *Анна. Биомед. англ.* 8, 351–360 (1980).  
3. Г.С. Диллон, С.М. Лоуренс, Д.Т. Хатчинсон, К.В. Хорч, Остаточная функция в культих периферических нервов у людей с ампутированными конечностями: значение для нейронного контроля протезов конечностей. *Дж. Хэнд. Хирург. Являясь.* 29, 605–615 (2004).  
4. Дж. Вебер, Р. Фризен, Л. Е. Миллер, Взаимодействие соматосенсорной системы для восстановления осязания и проприоцепции: важные соображения. *Дж. Мот. Поведение.* 44, 403–418 (2012).  
5. Бранемарк П.И., Ханссон Б.О., Аделл Р., Брейне У., Линдстрем Дж., Халлен О., Оман А. Костно-интегрированные имплантаты в лечении беззубой челюсти. Опыт работы от 10 лет. *Скан. Ж. Пласт. Реконстр. Хирург. Доп.* 16, 1–132 (1977).  
6. Бранемарк Р., Бранемарк П.И., Рюдевик Б., Майерс Р.Р. Остеоинтеграция в реконструкции скелета. ция и реабилитация: обзор. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 38, 175–181 (2001).  
7. А.Ф. Сник, Э.А. Миланус, Д.В. Проупс, Дж. Ф. Вольфаардт, В. Е. Ходжеттс, Т. Сомерс, Дж. К. Нипарко, Дж. Дж. Вазен, О. Стеркер, К. В. Кремерс, А. Тьеллстрем, Консенсусные заявления по системе ВАНА: на каком этапе мы находимся подарок? *Анна. Отол. Ринол. Ларингол. Доп.* 195, 2–12 (2005).  
8. CA Dup, HT Faber, MJ de Wolf, EA Mylanus, CW Cremers, MK Hol, Оценка более чем 1000 имплантированных чрескожных устройств костной проводимости: кожные реакции и выживаемость имплантатов. *Отот. Нейротол.* 33, 192–198 (2012).  
9. К. Хагберг, Р. Бранемарк, Сто пациентов, получавших остеointегрированные трансформеральные ампутационные протезы – Перспектива реабилитации. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 46, 331–344 (2009).  
10. Р. Бранемарк, Э. Берлин, К. Хагберг, П. Берг, Б. Гюнтерберг, Б. Ридевик, Новая остеointегрированная чрескожная протезная система для лечения пациентов с трансформеральной ампутацией: проспективное исследование 51 пациента. *Bone Joint J.* 96-B, 106–113 (2014).  
11. Дж. Саливан, М. Уден, К. П. Робинсон, С. Соориакумаран, Реабилитация человека с трансбедерной ампутированной конечностью с помощью остеointегрированного протеза: опыт Соединенного Королевства. *Протез. Ортог. Межд.* 27, 114–120 (2003).  
12. К. Хагберг, Р. Бранемарк, Б. Гюнтерберг, Б. Ридевик, Оссеointегрированные трансбедерные ампутационные протезы: проспективные результаты общего и специфического качества жизни у 18 пациентов при 2-летнем наблюдении. *Протез. Ортог. Межд.* 32, 29–41 (2008).  
13. М. Лундберг, К. Хагберг, Дж. Буллингтон, Мой протез как часть меня: Качественный анализ жизни с остеointегрированным протезом конечности. *Протез. Ортог. Межд.* 35, 207–214 (2011).  
14. К. Анфолк, М. Д'Алонзо, Б. Розен, Г. Лундборг, Ф. Себелиус, К. Чиприани, Сенсорная обратная связь при протезировании верхних конечностей. *Эксперт преподабный мед. Приборы* 10, 45–54 (2013).  
15. К. Аффельд, Дж. Гроссхаузер, Л. Губергритс, У. Керцшер, Чрескожные устройства: обзор применения, проблем и возможных решений. *Эксперт преподабный мед. Приборы* 9, 389–399 (2012).  
16. М. Ортис-Каталан, Р. Бранемарк, Б. Хоканссон, Дж. Дельбеке, О жизнеспособности имплантируемых электродов для естественного контроля протезов конечностей: обзор и обсуждение. *Биомед. англ. Онлайн* 11, 33 (2012).  
17. Куйкен Т., Лоури М.М., Стойков Н.С. Влияние подкожной жировой клетчатки на миоэлектрический сигнал. амплитуда и перекрестные помехи. *Протез. Ортог. Межд.* 27, 48–54 (2003).  
18. Лотце М., Гродд В., Бирбаумер Н., Эрб М., Хьюз Э., Флор Х. Предотвращает ли использование миоэлектрического протеза корковую реорганизацию и фантомные боли в конечностях? *Нат. Неврология.* 2, 501–502 (1999).

19. М. Ортис-Каталан, Н. Сандер, М.Б. Кристофферсен, Б. Хоканссон, Р. Бранемарк, Лечение фантомной боли в конечностях (ПЛП) на основе дополненной реальности и игр, контролируемых распознаванием миоэлектрических образов: тематическое исследование хронический ПЛП. *Передний. Неврология.* 8, 24 (2014).  
20. А. М. Саймон, Л. Дж. Харгроув, Б. А. Лок, Т. А. Куикен, Тест контроля достижения цели: оценка контроля распознавания миоэлектрических образов в реальном времени многофункциональных протезов верхних конечностей. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 48, 619–627 (2011).  
21. М. Ортис-Каталан, Б. Хоканссон, Р. Бранемарк, Одновременное управление искусственными конечностями в реальном времени на основе алгоритмов распознавания образов. *IEEE Транс. Нейронный. Сист. Реабилитация. англ.* 22, 756–764 (2014).  
22. Г.С. Диллон, К.В. Хорьх, Прямая нейронная сенсорная обратная связь и управление протезной рукой. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. англ.* 13, 468–472 (2005).  
23. Хорьх К., Мик С., Тейлор Т.Г., Хатчинсон Д.Т. Различение объектов искусственной рукой с использованием электрической стимуляции периферических тактильных и проприоцептивных путей с помощью внутритупчковых электродов. *IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. англ.* 19, 483–489 (2011).  
24. С. Распопович, М. Капогроссо, Ф. М. Петрини, М. Бониццато, Х. Ригоза, Дж. Ди Пино, Х. Карпането, М. Контроцци, Т. Бореццус, Э. Фернадес, Г. Граната, К. М. Оддо, Л. Сити, А. Л. Чинаньо, К. Чиприани, М. К. Карроцца, В. Йенсен, Э. Гульельмели, Т. Штиглиц, П. М. Россини, С. Мицера, Восстановление естественной сенсорной обратной связи в двуправленных протезах рук в реальном времени. *наук. Перевод Мед.* 6, 222ра19 (2014).  
25. Ф. В. Клиппингер, Р. Эйвери, Б. Титус. Система сенсорной обратной связи при ампутации верхней конечности. протез. *Бык. Протез. Рез. Осень,* 247–258 (1974).  
26. Д. Тан, М. Шифер, М. В. Кейт, Р. Андерсон, DJ Тайлер, на 6-й ежегодной международной конференции IEEE/EMBS по нейронной инженерии, Сан-Диего, Калифорния, 6–8 ноября 2013 г. (IEEE, Сан-Диего, Калифорния, 2013), стр. 859–862.  
27. Очоа Дж., Торельборк Э. Ощущения, вызываемые интраневральной микроstimуляцией одиночных механорецепторных единиц иннервирующих человеческую руку. *Дж. Физиол.* 342, 633–654 (1983).  
28. П. Гербертс, К. Альстрем, К. Кейн, Исследование клинического применения многофункциональных протезов. Руки. *Дж. Костно-суставная хирургия. Бр.* 60-Б, 552–560 (1978).  
29. Р. Вирта, Д. Р. Тейлор, Ф. Р. Финли, Протез руки с распознаванием образов: историческая перспектива. Итоговый отчет. *Бык. Протез. Рез. Осень,* 8–35 (1978).  
30. Блок Дж. Х., Стегеман Д. Ф., Ван Остером А. Трехслойная модель объемного проводника и пакет программного обеспечения для применения в поверхностной электромиографии. *Анна. Биомед. англ.* 30, 566–577 (2002).  
31. Т. А. Куикен, Г. Ли, Б. А. Лок, Р. Д. Липшутц, Л. А. Миллер, К. А. Стаблфилд, К. Б. Энглхарт, Целевая мышечная реиннервация для миоэлектрического контроля многофункциональных искусственных рук в реальном времени. *JAMA* 301, 619–628 (2009).  
32. Т. А. Кунг, Н. Б. Лангхалс, Д. К. Мартин, П. Дж. Джонсон, П. С. Седерна, М. Г. Урбанчек, Регенеративная жизнеспособность интерфейса периферических нервов и передача сигнала с помощью имплантированного электрода. *Пласт. Реконстр. Хирург.* 133, 1380–1394 (2014).  
33. Р.Д. Поля, Миелинизация: упущенный из виду механизм синаптической пластичности? *Нейробиолог* 11, 528–531 (2005).  
34. М. Ортис-Каталан, Р. Бранемарк, Б. Хоканссон, BioPatRec: Модульная исследовательская платформа для управления протезами на основе алгоритмов распознавания образов. *Исходный код Биол. Мед.* 8, 11 (2013).  
35. Йонссон С., Кейн-Винтербергер К., Бранемарк Р. Остеointеграционные ампутационные протезы верхних конечностей: Методы протезирования и реабилитации. *Протез. Ортог. Межд.* 35, 190–200 (2011).  
36. Килгор К.Л., Пекхэм П.Х., Кит М.В., Монтею Ф.В., Харт Р.Л., Газдик М.М., Брайден А.М., Снайдер С.А., Стадия Т.Г. Долговечность имплантированных электродов и отведений в нейропротезах верхних конечностей. *Дж. Реабилит. Рез. Дев.* 40, 457–468 (2003).  
37. Наварро Х., Крюгер Т.Б., Лаго Н., Мицера С., Штиглиц Т., Дарио П. Критический обзор интерфейсов с периферической нервной системой для управления нейропротезами и гибридными бионическими системами. *Дж. Перифер. Нерв. Сист.* 10, 229–258 (2005).  
38. Дельбеке Дж. Электроды и хроническая стимуляция зрительного нерва. *Биокиберн. Биомед. англ.* 31, 81–94 (2011).  
39. К. Х. Поласек, Х. А. Хойен, М. В. Кейт, Р.Ф. Кириш, Д. Д. Тайлер. Стабильность стимуляции и селективность хронически имплантированных многоконтактных нервных манжеточных электродов в верхней конечности человека. *IEEE Транс. Нейронный. Сист. Реабилитация. англ.* 17, 428–437 (2009).  
40. М. Ортис-Каталан, Дж. Марин-Миллан, Дж. Дельбеке, Б. Хоканссон, Р. Бранемарк, Влияние на соотношение сигнал/шум разделения сплошных контактов манжетных электродов на более мелкие области записи. *Дж. Нейроинг. Реабилитация.* 10, 22 (2013).  
41. М. Ортис-Каталан, BioPatRec. <http://code.google.com/p/biopatrec> [по состоянию на январь 2014 г.].  
42. Андреу Д., Гиро Д., Суке Ж. Распределенная архитектура активации периферийных устройств. нервная система. *Дж. Нейрон. англ.* 6, 026001 (2009).

Благодарности: Мы благодарим Й. Ламкевича за его вклад в прототипирование и методы производства имплантата, О. Ашманна за участие во время операции, Й. Дельбеке за его идеи о нейронных интерфейсах и комментарии к рукописи, Й. Вессберга за обсуждение искусственная сенсорная обратная связь, С. Йонссон за обсуждение компонентов протеза, Й. Кальмар за облегчение создания многофункционального протеза, Б. Р. Йоханссон за организацию ресурсов для анатомического вскрытия и П. Кварнстрем за схематические иллюстрации. Финансирование: Этот проект финансировался Vinnova, Västra Götalandsregionen через Avtal om Läkarutbildning och Forskning, Consejo Nacional de Ciencia y Tecnologia, Integrum AB и Promobilia. Вклад автора: МО-С разработал систему MPR, биоэлектрические усилители и электронные контроллеры; разработан и

ОТЧЕТ

проводил эксперименты; и подготовил рукопись. Р.Б. выполнил хирургическое вмешательство. МО-С. и RB разработали имплантированную систему. ВН и RB контролировали всю работу реализовано в этом проекте. Все авторы обсудили результаты и прокомментировали рукопись.

Конкурирующие интересы: МО-С. был частично профинансирован и RB является акционером Integrum, Компания по производству медицинского оборудования, разрабатывающая протезы с костной фиксацией. МО-С. и RE - изобретатели в заявке на патент (находящейся на рассмотрении) относительно системы имплантатов. ВН заявляет об отсутствии конкуренции финансовые интересы. Доступность данных и материалов. Алгоритмы, используемые для MPR, доступны в платформа с открытым исходным кодом BioPatRec по адресу <https://code.google.com/p/biopatrec>.

Отправлено 28 февраля 2014 г.

Принято 7 июля 2014 г.

Опубликовано 8 октября 2014 г.

10.1126/scitranslmed.3008933

Цитирование: М. Ортис-Каталан, Б. Хоканссон, Р. Бранемарк, Оссеоинтегрированный человек-машина шлюз для долговременной сенсорной обратной связи и двигательного управления протезами. *наук. Перевод Мед.* 6, 257re6 (2014).





Остеоинтегрированный человеко-машинный шлюз для долгосрочной сенсорной обратной связи и двигательное управление протезами

Макс Ортис-Каталан и др.

Sci Transl Med 6, 257re6 (2014);

DOI: 10.1126/scitranslmed.3008933.

## Резюме редактора

### Протез руки с костной фиксацией

Протез должен не только анатомически напоминать свой первоначальный аналог, но также функционировать и ощущаться так же, как и его первоначальный аналог. Это. Доступные в настоящее время протезы конечностей позволяют выполнять базовые функции — закрывать дверь или делать шаг, — но часто они это делают. не поддерживают мелкую моторику или сенсорное восприятие. Ортис-Каталан и соавторы описывают первое испытание на людях костно-интегрированного протеза плеча, который прикреплялся непосредственно к кости, нервам и мышцам плеча. оставшаяся конечность. За пациентом наблюдали в течение 1 года, и он продемонстрировал более тонкий моторный контроль (схватывание, например, яйца, не разбивая его) и больший диапазон движений (касание пальцев ног и вытягивание руки над головой) по сравнению с пациентом, обычный луночный протез с поверхностными электродами. Прямая электрическая стимуляция периферических нервов также обеспечила пациенту чувство осязания. Исследование проводилось только у одного пациента, что не позволяло количественно оценить улучшение, которое может варьироваться в зависимости от количества мягких тканей и рубцовой ткани, оставшихся в культе. Тем не менее, остеointеграция может произвести революцию в области нейрорепротезирования, предоставив пациентам более интуитивный контроль. и больше свободы передвижения.

Полная электронная версия этой статьи и других сервисов, включая рисунки в высоком разрешении, можно найти по

адресу: <http://stm.sciencemag.org/content/6/257/257re6.full.html> .

Дополнительные материалы можно найти в онлайн-версии этой статьи по адресу: <http://stm.sciencemag.org/content/suppl/2014/10/06/6.257.257re6.DC1.html> .

Ресурсы, связанные с этой статьей, можно найти в Интернете по адресу:

<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/6/257/257ra138.full.html>

<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/6/222/222ra19.full.html>

<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/5/210/210ra154.full.html>

<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/5/210/210rv2.full.html>

<http://stm.sciencemag.org/content/scitransmed/5/210/210ps17.full.html>

<http://www.sciencemag.org/content/sci/346/6206/178.full.html>

Информация о получении перепечатки этой статьи или о получении разрешения на ее воспроизведение статью полностью или частично можно найти по

адресу: <http://www.sciencemag.org/about/permissions.dtl> .