

Концепт остеointеграционной системы экзопротеза бедра с нейромышечным интерфейсом

А.В. Синегуб^а, М.В. Черникова^б, Е.В. Фогт^с

Федеральный научно-образовательный центр медико-социальной экспертизы и реабилитации им. Г.А. Альбрехта, ул. Бестужевская, 50, Санкт-Петербург, Россия

^а a.sinegub@yandex.ru, ^б chernikovamarinavl@gmail.com, ^с fogtlisbet11@yandex.ru

^а <https://orcid.org/0000-0003-2619-3691>, ^б <https://orcid.org/0000-0002-3881-7521>, ^с <https://orcid.org/0000-0002-1017-6179>

Статья поступила 27.07.2023, принята 20.09.2023

В статье приводится описание концепта нейромышечного интерфейса, основанного на системе остеointегративного экзопротезирования бедра. Такая система, по сравнению с культеприемной гильзой, позволяет полностью вернуть опороспособность пациентам за счет закрепления в остаточных костях культы посредством остеointегрируемого имплантата. При этом через имплантат может осуществляться вывод инвазивных электродов, организующих управление экзопротезом на более высоком качественном уровне по сравнению с накожными электродами. Проблемы низкой эффективности биологических систем управления протезами с поверхностными электродами в культеприемной гильзе обусловлены тем, что пациенты не могут управлять ими интуитивно, а также воспринимать сенсорную обратную связь. Это затрудняет пользование протезом и может приводить к падениям, быстрой утомляемости, замедленному передвижению. Также такие протезы не воспринимаются пользователями как часть собственного тела, что увеличивает когнитивную нагрузку при использовании. Такие протезы эффективны в предсказуемых условиях (например, ходьба по ровной поверхности, подъем/спуск по нормированным ступенькам), однако недостаточно эффективны в универсальных ежедневных задачах, которые требуют чувства опоры и координации с намерением пользователя (например, ходьба по неровной или пересеченной местности, а также при активном досуге). Перспективным и более эффективным способом организации биологического управления является применение инвазивных электродов, использование которых обеспечивает более точный и гибкий контроль, что обеспечивается независимостью сигнала от положения конечности и условий окружающей среды; низкой зашумленностью сигнала; распознаванием отдельных мышц; четким сигналом даже при небольшом мышечном усилии, снижающем утомляемость пациента. Разработанный концепт имеет практическое значение и может стать ориентиром для инженеров и исследователей в области киберпротезирования.

Ключевые слова: мехатроника; чрескожное протезирование; прямая костная фиксация; реабилитация; имплант; эндопротез; интеграция мехатронного протеза; нейроуправление; инвазивные электроды.

Concept of an osteointegration system for a hip exoprosthesis with a neuromuscular interface

A.V. Sinegub^а, M.V. Chernikova^б, E.V. Fogt^с

Federal Scientific and Educational Center for Medical and Social Expertise and Rehabilitation named after G.A. Albrecht; 50, Bestuzhevskaya St., St. Petersburg, Russia

^а a.sinegub@yandex.ru, ^б chernikovamarinavl@gmail.com, ^с fogtlisbet11@yandex.ru

^а <https://orcid.org/0000-0003-2619-3691>, ^б <https://orcid.org/0000-0002-3881-7521>, ^с <https://orcid.org/0000-0002-1017-6179>

Received 27.07.2023, accepted 20.09.2023

The article describes the concept of neuromuscular relief based on the system of osteointegrative hip exoprosthesis. Such a system, in comparison with a prosthetic socket, makes it possible to completely restore the patient's support ability due to an osteointegrated implant. In this case, the implant can form the output of invasive electrodes, which organize the control of the exoprosthesis at a higher quality level compared to skin electrodes. Problems with the low efficiency of biological control systems for prostheses with surface electrodes in the prosthetic socket are due to the fact that patients cannot control them intuitively and also perceive sensory feedback. This can lead to loss of the prosthesis, rapid fatigue, slow movement. Also, such prostheses are not perceived by users as part of their own body, which increases the cognitive load while using. Such prostheses are effective in predictable conditions (e.g. walking on a flat surface, going up/down the stairs) that are not effective enough in general daily tasks, requiring a sense of support and occasions with the user's intent (e.g. walking on an uneven or rough surface, having outdoor activities). A promising and more effective way to organize biological control is the use of invasive electrodes, the use of which provides more accurate and flexible control, which is ensured by the independence of the signal from the position of the limb and environmental conditions; low signal noise; recognition of individual muscles; a clear signal even with a small muscle effort, reducing patient fatigue. The developed concept is of practical importance and can become a guide for engineers and specialists in the field of cyberprosthetics.

Key words: mechatronics; percutaneous prosthetics; direct bone fixation; rehabilitation; implant; endoprosthesis; mechatronic prosthesis integration; neurofeedback; invasive electrodes.

Введение. Клинически и коммерчески доступная технология закрепления мехатронных протезов на теле человека посредством культеприемной гильзы несет много ограничений для системы управления. Большинство протезов закрепляются на тело посредством культеприемных гильз, которые управляются ЭМГ-сигналами. ЭМГ — метод получения управляющего сигнала с мышц при помощи электродов, закрепляемых на коже.

Суть ЭМГ-управления для нижних конечностей протеза заключается в том, что в культеприемную гильзу заделаны электроды, которые плотно прилегают к коже.

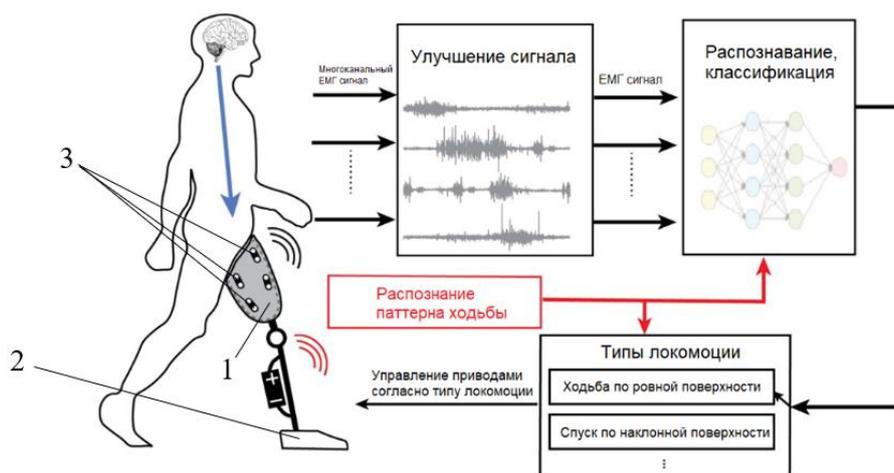


Рис. 1. ЭМГ-управление протезом бедра: 1 — культеприемная гильза; 2 — мехатронный протез; 3 — накожные электроды.

Источник: [18].

Современные протезы ног с ЭМГ-управлением эффективны в предсказуемых условиях (например, ходьба по ровной поверхности, подъем/спуск по нормированным ступенькам), однако недостаточно эффективны в универсальных ежедневных задачах, которые требуют чувства опоры и координации с намерением пользователя (например, ходьба по неровной или пересеченной местности, а также активный досуг) [19; 20].

Проблемы низкой эффективности биологических систем управления протезами с поверхностными электродами в культеприемной гильзе обусловлены тем, что пациенты не могут управлять ими интуитивно, а также воспринимать сенсорную обратную связь. Это ведет к затруднению пользования протезом и может привести к падениям, быстрой утомляемости, замедленному передвижению. Также такие протезы не воспринимаются пользователями как часть собственного тела, что увеличивает когнитивную нагрузку при использовании. Главным недостатком является то, что протезы с накожными электродами способны только распознавать паттерн ходьбы человека в динамике и подстраиваться под него, а не управляться посредством волевых усилий.

Это вызвано тем, что накожные электроды чувствительны к помехам, зависят от условий окружающей среды и от контакта с кожей, что не позволяет получать достаточно хороший сигнал для позиционного управления. Также применение накожных электродов не позволяет распознавать работу отдельных мышц, а при сложных движениях могут быть ложные срабатывания или сигналы [3; 17].

При локомоциях пациента электроды считывают электрическую активность мышц, затем система обрабатывает сырой сигнал, улучшая его. Далее происходит классификация улучшенных сигналов с электродов при помощи нейронных сетей для подбора паттерна ходьбы. В систему заложены самые распространенные паттерны ходьбы: ходьба по ровной поверхности, спуск/подъем по наклонной поверхности, спуск/подъем по лестнице и т. д. После распознавания паттерна ходьбы осуществляется управление приводами согласно выбранному паттерну [18] (рис. 1).

Перспективным и более эффективным способом организации биологического управления является применение инвазивных электродов [6; 7; 10]. При таком способе используются два типа электродов: эпимизиальный и манжетный.



Рис. 2. Электроды: эпимизиальный (а), манжетный (б).

Источник: [7; 17].

Эпимизиальный электрод имплантируется в мышечные волокна для распознавания их активности. Манжетный электрод опоясывает пучки нервных волокон и предназначен для распознавания активности и возбуждения периферийных нервов для получения биологической обратной связи.

Применение имплантируемых электродов обеспечивает более точный и гибкий контроль мехатронным протезом по сравнению с поверхностными электродами. Преимуществами имплантируемых электродов являются независимость сигнала от положения конечности и условий окружающей среды; низкая зашумленность сигнала; распознавание отдельных мышц; стабильный четкий сигнал при небольшом мышечном усилии, снижающий утомляемость пациента.

Возможность распознавания и стимуляции нервно-мышечной системы позволяет реализовать интуитивное управление и естественно воспринимаемую сенсорную обратную связь, а также предсказание сложных движений конечностей и лучшего понимания сенсорного восприятия [6–8].

При этом создание эффективных систем нейромышечного управления без остеointegrационной фиксации протеза и использования инвазивных электродов не представляется возможным. Биомеханические и нейронные проблемы, связанные с культеприемной гильзой, лежат в основе разрыва между потенциально революционными бионическими технологиями и клинической реальностью [1–3].

Эффективный человеко-машинный интерфейс должен обеспечивать двустороннюю связь между нейромышечной системой пользователя и мехатронным протезом [5].

На данный момент существует четыре передовых подхода к организации человеко-машинного интерфейса в протезировании, в которых могут применять инвазивные электроды [8].

Первый подход — целенаправленная мышечная реиннервация (1, рис. 3). Его суть заключается в хирургическом перенаправлении нервов ампутированной части к оставшимся мышцам. После операции нервы врастают в новые зоны мышц и приобретают способность возбуждать ткани. В зоны врастания мышц могут быть интегрированы электроды для считывания сигнала.

Вторым подходом является регенеративный интерфейс (2, рис. 3).

Суть данного подхода заключается в том, что дистальный усеченный периферический нерв культы разделяют на несколько ветвей и вшивают в мышечный трансплантат, в который интегрируют эпимизиальные электроды [9]. Мышечный трансплантат является естественным усилителем нейронных сигналов волевого контроля, преобразовывая их в миоэлектрические сигналы с высоким коэффициентом усиления.

Третий подход — нейросенсорный интерфейс (3, рис. 3). Помимо управления протезом, восстановление сенсорной информации от искусственной конечности к пользователю имеет важное значение для функциональности. Естественные ощущения от отсутствующей конечности могут быть восстановлены при помощи так называемых фантомных ощущений посредством электрической стимуляции остаточных периферических нервов проксимальнее места ампутации.

Периферические нервы содержат параллельные трубчатые структуры, называемые пучками, которые передают различные ощущения осязания от определенных участков конечности. Для возбуждения использу-

ются манжетные электроды, которые оборачиваются вокруг нерва [10]. Охватывающий механизм электрода сводит к минимуму повреждение нерва во время записи сигнала и может поддерживать надежный контакт между нервом и электродом [11–13].

Такой способ позволяет восстановить тактильную обратную связь от протезов, контролировать величину прилагаемой к нему силы, различать объекты с различной податливостью и формой [14]. Для протезов нижних конечностей такая обратная связь позволяет улучшить их ходьбу по неровным поверхностям и снизить вероятность падений, а также уменьшить когнитивную нагрузку во время использования [15].

Четвертый подход — интерфейс «агонист-антагонист» (4, рис. 3).

При всех ранее описанных подходах пациент будет получать ограниченное количество данных о восприятии положения конечностей, скорости и крутящего момента, а именно о проприоцептивных ощущениях, которые необходимы при ходьбе. Чтобы вывести проприоцептивные ощущения на новый уровень, у пациентов с ампутацией ниже колена существует хирургический подход, соединяющий последовательно два противоположных мышечно-сухожильных ансамбля (агонист и антагонист) [16].

При этой стратегии сокращение одной мышцы (произвольное или электрически активированное) вызывает растяжение другой в противоположном направлении. Это связанное движение позволяет естественным рецепторам тела, встроенным в сухожилия мышц, передавать информацию о длине, скорости и силе, которая воспринимается мозгом как суставная проприоцепция и используется для точной ходьбы.

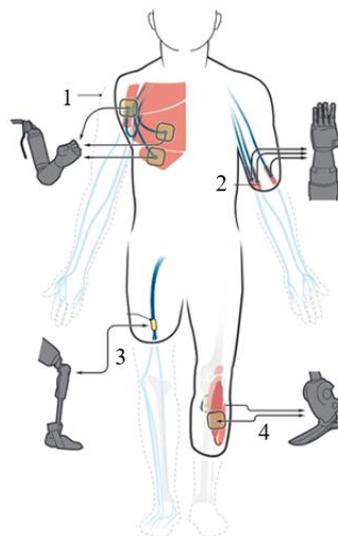


Рис. 3. Виды биологической связи: 1 — целенаправленная мышечная реиннервация; 2 — регенеративный интерфейс; 3 — нейросенсорный интерфейс; 4 — интерфейс «агонист-антагонист».

Источник: [10]

Для обеспечения нейромышечного управления мехатронным протезом было предложено решение остеointegrационного экзопротезирования (рис. 4), позволяющее не только полностью восстановить биомеханику и опороспособность, но и обеспечить связь инвазивных

электродов с системой управления протеза. Остеointegrационное закрепление — это закрепление протеза в остаточных костях культи посредством имплантата.

Концепт остеointegrативной системы экзопротезирования бедра с нейромышечным управлением. Предложенная остеointegrационная система экзопротезирования состоит из двух частей: имплантата и защитного переходника (рис. 4).

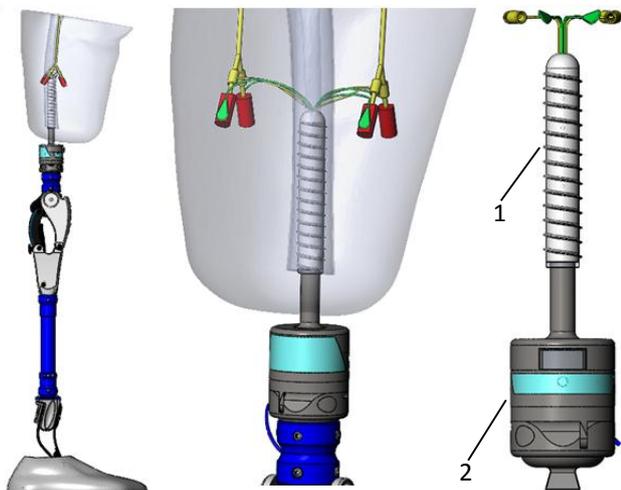


Рис. 4. Мехатронный остеointegrативный интерфейс экзопротезирования бедра: 1 — имплантат; 2 — защитный переходник

Имплантат (рис. 5) изготавливается из биосовместимого титана и обеспечивает основные функции:

- механическая связь экзопротеза с остаточной костью посредством остеointegrации;
- стабильный вывод инвазивных электродов из тела наружу. Преимуществом вывода электродов через имплантат является их инфекционная и механическая стабильность.

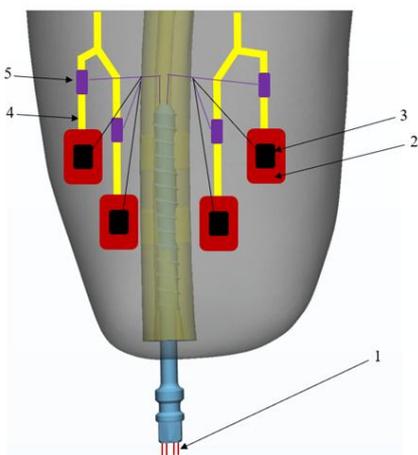


Рис. 6. Инвазивный нейромышечный интерфейс: 1 — выводы электродов; 2 — мышечный трансплантат; 3 — эпимизиальный электрод; 4 — периферийный нерв; 5 — манжетный электрод

Человек выполняет интуитивное движение либо локомоцию, четыре эпимизиальных электрода считывают ЭМГ-сигнал. Сигнал с каждого канала усиливается и фильтруется, затем контроллер определяет тип необходимого управления: волевой или шаблонный.

В случае волевого управления контроллер при помощи регулятора управляет приводами колена и голени

В имплантате выполнен центральный канал диаметром 3,8 мм для вывода электродов. В дистальную часть сквозного отверстия запрессована контактная группа 2, которая обеспечивает герметичность канала от внешней среды и соединение электродов с мехатронным протезом посредством переходника.

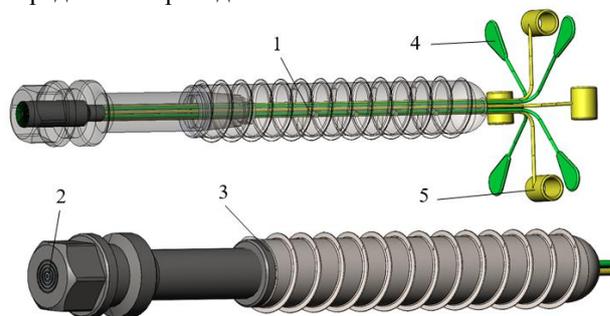


Рис. 5. Имплантат с выводом имплантируемых электродов: 1 — выводы электродов; 2 — контактная группа; 3 — контргайка; 4 — эпимизиальные электроды; 5 — манжетные электроды

Также предложен нейромышечный интерфейс (рис. 6), имплантируемый в культю после установки имплантата.

Он выполняется следующим образом:

- 4 нерва обрабатываются по методу регенеративного интерфейса, в мышечный трансплантат имплантируются эпимизиальные электроды;
- проксимальной эпимизиальных электродов на расстоянии 3–7 см устанавливаются 4 манжетных электрода на периферические оборванные нервы.

В итоге интерфейс имеет 4 канала на вход и 4 канала на выход, которые управляют коленным и голеностопным приводами на сгибание/разгибание.

Нейромышечный интерфейс по данной схеме работает следующим образом.



через драйвер посредством сигнала с эпимизиальных электродов в реальном времени.

В случае шаблонного управления сигнал поступает на регулятор, который распознает тип локомоции и реализует его при помощи заложенной программы и драйвера.

Выходной контроллер оценивает скорость и направление работы коленного и голеностопного приводов. Затем

контроллер через модулятор возбуждает 4 периферических нерва для создания обратной биологической связи.

Мехатронный переходник обеспечивает связь инвазивных электродов с мехатронным протезом (рис. 7). Основными его функциями являются:

- быстросъем для экзопротеза;
- защита от вращающихся нагрузок на имплантат в главной оси (при помощи пружинного механизма с шариками);

- защита от изгибающих нагрузок в плоскости сгибания коленного сустава (при помощи двух соленоидов, управление которыми осуществляется на основе двух тензорезисторов, при этом якоря соленоидов при активации выполняют функцию оси вращения);

- электронное соединение инвазивных электродов с мехатронным протезом.

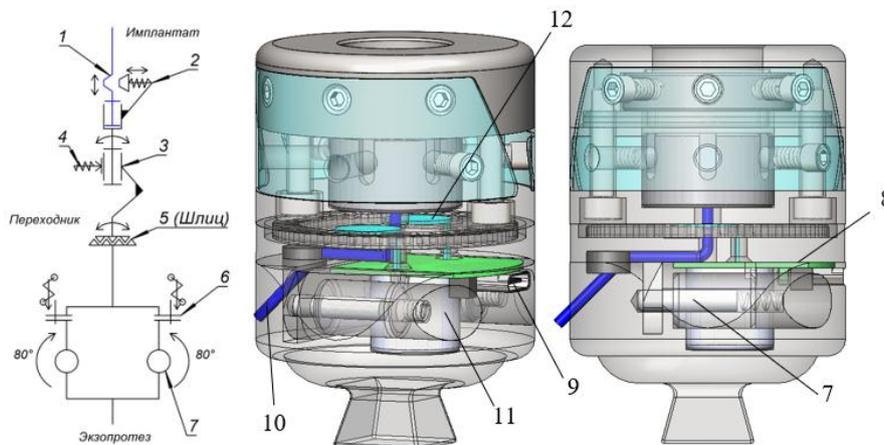


Рис. 7. Кинематическая схема мехатронного переходника и 3D-модель переходника: 1 — имплантат; 2 — механизм фиксации имплантата в переходнике; 3, 7 — цилиндрические шарниры; 4 — пружинный тормозной механизм; 5 — шлиц для настройки положения стопы; 6 — соленоид, образующий ось вращения; 8 — плата управления; 9 — USB; 10 — шина сигнала с электродов; 11 — АКБ; 12 — тензорезисторы

Мехатронный механизм защиты от чрезмерных изгибающих нагрузок состоит из элементов, изображенных на рис. 8.



Рис. 8. Принципиальная электрическая схема мехатронного переходника

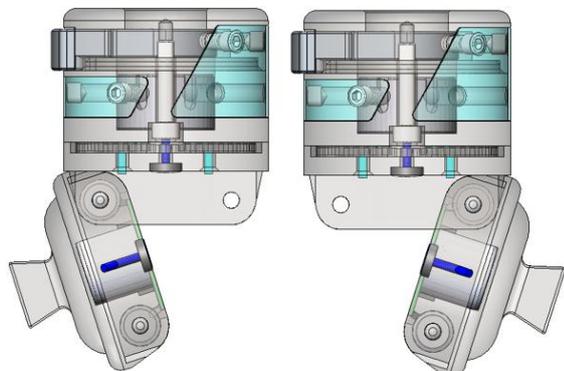


Рис. 9. Срабатывание мехатронной системы безопасности

Соленоид должен иметь усилие срабатывания не менее 3 кг с диаметром якоря не менее 4 мм. Тензорезистор должен иметь коэффициент чувствительности от 0,1 до

10; время реакции (нарастание фронта) — не менее 3 мкс; рабочая температура — от -30 до $+70$ °С.

Аккумуляторная батарея должна быть встроена в печатную плату. Ее должно хватать на два срабатывания соленоидов и обеспечение работы двух тензорезисторов в течение недели. Печатная плата должна иметь контроллер и два транзисторных ключа для активирования соленоидов.

Мехатронный механизм защиты от чрезмерных нагрузок на имплант в плоскости коленного сустава работает следующим образом. Два тензорезистора в режиме реального времени определяют прикладываемую силу к имплантату. При нормальной нагрузке якоря соленоидов выдвинуты за счет пружин, и механизм заблокирован. При превышении порогового значения на одном из тензорезисторов противоположный ему соленоид активируется, и шток заходит внутрь. При этом

якорь противоположного соленоида становится осью вращения между имплантатом и экзопротезным модулем, позволяя протезу провернуться назад/вперед и сбросить чрезмерные нагрузки с имплантата (рис. 9).

Заключение. Предложен концепт остеointеграционной системы экзопротезирования бедра с системой управления на основе инвазивных электродов. Остеointеграционная система способна полностью восстановить опороспособность и обеспечить перманентную

стабильную связь инвазивных электродов и мехатронного экзопротеза. Предложенная система управления в перспективе способна создать волевое управление протезом с обратной естественной связью, выведя управление протезом на новый качественный уровень. Развитие подобных технологий позволит повысить качество протезирования и приблизить область к киберпротезированию, когда протез становится частью тела пациента. Разработанный и описанный концепт может стать основой для разработки реального изделия.

Литература

1. Åström I., Stenström A. Effect on gait and socket comfort in unilateral trans-tibial amputees after exchange to a polyurethane concept // *Prosthetics and orthotics international*. – 2004. – Т. 28. – №. 1. – С. 28 – 36.
2. Farina D., Aszmann O. Bionic limbs: clinical reality and academic promises // *Science translational medicine*. – 2014. – Т. 6. – №. 257. – С. 257ps12–257ps12.
3. Ortiz-Catalan M. et al. On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: review and discussion // *Biomedical engineering online*. – 2012. – Т. 11. – №. 1. – С. 1 – 24.
4. Wirta R. W., Taylor D. R., Finley F. R. Pattern-recognition arm prosthesis: a historical perspective-a final report // *Bull. Prosthet. Res.* – 1978. – Т. 10. – №. 30. – С. 8 – 35.
5. Dhillon G. S., Horch K. W. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm // *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. – 2005. – Т. 13. – №. 4. – С. 468 – 472.
6. Graczyk, E. L. et al. Home use of a neural-connected sensory prosthesis provides the functional and psychosocial experience of having a hand again // *Scientific reports*. – 2018. – Т. 8. – №. 1. – С. 1 – 17.
7. Lee, J. H. et al. Soft implantable microelectrodes for future medicine: prosthetics, neural signal recording and neuromodulation // *Lab on a Chip*. – 2016. – Т. 16. – №. 6. – С. 959 – 976
8. Raspopovic, S. Advancing limb neural prostheses // *Science*. – 2020. – Т. 370. – №. 6514. – С. 290 – 291.
9. Vu P. P. et al. A regenerative peripheral nerve interface allows real-time control of an artificial hand in upper limb amputees // *Science translational medicine*. – 2020. – Т. 12. – №. 533. – С. eaay2857.
10. Raspopovic S. et al. Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses // *Science translational medicine*. – 2014. – Т. 6. – №. 222. – С. 222ra19 – 222ra19.
11. Lee, S. H. et al. Fabrication and characterization of implantable and flexible nerve cuff electrodes with Pt, Ir and IrOx films deposited by RF sputtering // *Journal of Micromechanics and Microengineering*. – 2010. – Т. 20. – №. 3. – С. 035015.
12. Rodri, F. J. et al. Polyimide cuff electrodes for peripheral nerve stimulation // *Journal of neuroscience methods*. – 2000. – Т. 98. – №. 2. – С. 105 – 118.
13. Stieglitz, T. Manufacturing, assembling and packaging of miniaturized neural implants // *Microsystem technologies*. – 2010. – Т. 16. – №. 5. – С. 723 – 734.
14. Petrini F. M. et al. Enhancing functional abilities and cognitive integration of the lower limb prosthesis // *Science translational medicine*. – 2019. – Т. 11. – №. 512. – С. eaav8939.
15. Al Muderis, M., Lu W., Li J. J. Das Osseointegrated Prosthetic Limb zur Behandlung von Amputationen der unteren Extremitäten: Erfahrungen und Ergebnisse // *Der Unfallchirurg*. – 2017. – Т. 120. – С. 306 – 311.
16. Clites T. R. et al. Proprioception from a neurally controlled lower-extremity prosthesis // *Science translational medicine*. – 2018. – Т. 10. – №. 443. – С. eaap8373

17. Ortiz-Catalan, M., Hakansson, B., Branemark, R. An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs // *Science translational medicine*. – 2014. – Т. 6. – №. 257. – С. 257re6 – 257re6.
18. Fleming, A. et al. Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions // *Journal of neural engineering*. – 2021. – Т. 18. – №. 4. – С. 041004.
19. Fleming, A., Huang, S., Huang, H. Proportional myoelectric control of a virtual inverted pendulum using residual antagonistic muscles: toward voluntary postural control // *IEEE Transactions on Neural systems and Rehabilitation Engineering*. – 2019. – Т. 27. – №. 7. – С. 1473 – 1482.
20. Legro, M. W. et al. Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses // *Journal of rehabilitation research and development*. – 2001. – Т. 38. – №. 3. – С. 319 – 326.

References

1. Aström I., Stenström A. Effect on gait and socket comfort in unilateral trans-tibial amputees after exchange to a polyurethane concept // *Prosthetics and orthotics international*. 2004. V. 28. № 1. P. 28-36.
2. Farina D., Aszmann O. Bionic limbs: clinical reality and academic promises // *Science translational medicine*. 2014. V. 6. № 257. P. 257ps12-257ps12.
3. Ortiz-Catalan M. On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: review and discussion // *Biomedical engineering online*. 2012. V. 11. № 1. P. 1-24.
4. Wirta R.W., Taylor D.R., Finley F.R. Pattern-recognition arm prosthesis: a historical perspective-a final report // *Bull. Prosthet. Res.* 1978. V. 10. № 30. P. 8-35.
5. Dhillon G.S., Horch K.W. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm // *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. 2005. V. 13. № 4. P. 468-472.
6. Graczyk E.L. Home use of a neural-connected sensory prosthesis provides the functional and psychosocial experience of having a hand again // *Scientific reports*. 2018. V. 8. № 1. P. 1-17.
7. Lee J.H. Soft implantable microelectrodes for future medicine: prosthetics, neural signal recording and neuromodulation // *Lab on a Chip*. 2016. V. 16. № 6. P. 959-976.
8. Raspopovic S. Advancing limb neural prostheses // *Science*. 2020. V. 370. № 6514. P. 290-291.
9. Vu P.P. A regenerative peripheral nerve interface allows real-time control of an artificial hand in upper limb amputees // *Science translational medicine*. 2020. V. 12. № 533. P. eaay2857.
10. Raspopovic S. Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses // *Science translational medicine*. 2014. V. 6. № 222. P. 222ra19 - 222ra19.
11. Lee S.H. Fabrication and characterization of implantable and flexible nerve cuff electrodes with Pt, Ir and IrOx films deposited by RF sputtering // *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2010. V. 20. № 3. P. 035015.
12. Rodri F.J. Polyimide cuff electrodes for peripheral nerve stimulation // *Journal of neuroscience methods*. 2000. V. 98. № 2. P. 105-118.

13. Stieglitz T. Manufacturing, assembling and packaging of miniaturized neural implants // *Microsystem technologies*. 2010. V. 16. № 5. P. 723-734.
14. Petrini F.M. Enhancing functional abilities and cognitive integration of the lower limb prosthesis // *Science translational medicine*. 2019. V. 11. № 512. P. eaav8939.
15. Al Muderis M., Lu W., Li J.J. Das Osseointegrated Prosthetic Limb zur Behandlung von Amputationen der unteren Extremitäten: Erfahrungen und Ergebnisse // *Der Unfallchirurg*. 2017. V. 120. P. 306-311.
16. Clites T.R. Proprioception from a neurally controlled lower-extremity prosthesis // *Science translational medicine*. 2018. V. 10. № 443. P. eaap8373.
17. Ortiz-Catalan M., Hakansson B., Branemark R. An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs // *Science translational medicine*. 2014. V. 6. № 257. P. 257re6 - 257re6.
18. Fleming A. Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions // *Journal of neural engineering*. 2021. V. 18. № 4. P. 041004.
19. Fleming A., Huang S., Huang H. Proportional myoelectric control of a virtual inverted pendulum using residual antagonistic muscles: toward voluntary postural control // *IEEE Transactions on Neural systems and Rehabilitation Engineering*. 2019. V. 27. № 7. P. 1473-1482.
20. Legro M.W. Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses // *Journal of rehabilitation research and development*. 2001. V. 38. № 3. P. 319-326.