
ПРИБОРЫ

ЕЖЕМЕСЯЧНЫЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ,
ПРОИЗВОДСТВЕННЫЙ И СПРАВОЧНЫЙ
ЖУРНАЛ

№ 7 (193) 2016

Издавался под названием «Приборы и системы управления» с 1956 г.,
с июля 2000 г. издается под названием «Приборы».

Приборы и средства автоматизации



Н.Л. Прохоров, Г.Г. Знайко, В.Е. Красовский
**НОВОЕ ПОКОЛЕНИЕ ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ
РЕАБИЛИТАЦИИ**

Аннотация

Рассматриваются различные подходы к проблеме регистрации физиологических сигналов человека, применяемые в современных интеллектуальных технических средствах реабилитации для людей с ограничениями жизнедеятельности. Приводятся результаты разработок технических средств реабилитации в ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука».

Ключевые слова: нейроинтерфейс, интерфейс «мозг-компьютер», микропроцессорное управление протезами, реабилитация.

Введение

Разработка и производство современных интеллектуальных изделий медицинского и специального назначения, основанных на управлении сигналами непосредственно от нервной системы человека, является приоритетной научной задачей.

В Российской Федерации существует потребность в производстве отечественных интеллектуальных технических средств реабилитации. Подавляющее большинство современных протезов в РФ сегодня импортируется из Германии, Исландии, США, Китая.

Развитие нейробиологии, нейрохирургии, микроэлектроники и технологий цифровой обработки сигналов создает возможности практичес-

кой реализации нейрорулируемых систем управления протезами. Существует значительный объем накопленных в этой области теоретических знаний и практического опыта. Однако для успешного развития и массового применения подобных систем управления предстоит решить множество методологических и практических задач, находящихся на стыке медицины, электроники и других областей. К наиболее важным из них можно отнести разработку эффективных методов, алгоритмов и программно-аппаратных средств обработки и анализа нейробиоинформации в реальном времени, создание методов и средств реализации обратных связей путем формирования искусственных ощущений, разработку искусственных компонентов конечностей, максимально схожих с естественными по биомеха-

ническим (эргономическим, силовым и функциональным) параметрам. Это позволит решить насущную социальную проблему, связанную со здоровьем и качеством жизни российских инвалидов.

1 Интерфейсы технических средств реабилитации

Технические средства реабилитации (ТСР, или протезы) людей с ограничениями жизнедеятельности – это общее название средств и технических решений для облегчения повседневной жизни людей с инвалидностью, компенсации или устранения стойких ограничений жизнедеятельности инвалида.

До начала XXI века практически все изделия для протезирования имели механический или косметический характер. Основные минусы подобных изделий – отсутствие какой-либо связи с организмом и низкая функциональность. Сейчас в сфере протезирования наблюдается большой скачок, появляются новые разработки и технологии, инженеры всего мира работают над созданием протезов нового поколения, которые по функциям максимально приближены к работе живой руки или ноги.

Существуют различные виды управления протезами, опирающиеся на физиологические сигналы. Среди ТСР нового поколения можно выделить бионические протезы, использующие:

- биоэлектрические потенциалы мышц (миоэлектрический интерфейс);
- сигналы с периферических нервных волокон (периферический нейроинтерфейс);
- сигналы головного мозга (интерфейс «мозг-компьютер»);
- движение глаз (окулографический интерфейс).

Бионические протезы состоят из трех конструктивных узлов:

- 1) индивидуальной ортопедической части по слепку или обчерку;
- 2) механических полуфабрикатов (например, механический плечевой шарнир, механический или электромеханический локтевой шарнир и т. п.);
- 3) полуфабрикатов электрических и электронных узлов (например, аккумулятор, электроды управления, усилительные каскады и выключатели, моторы для приведения в движение шарниров).

1.1 Миоэлектрический интерфейс

Биоэлектрические потенциалы мышц (миоэлектрические сигналы микровольтового диапазона) возникают при всяком их сокращении (напряжении). Эти сигналы с помощью поверхностных электродов, накладываемых на кожу (вводимых внутрь мышцы или под кожу) в местах, найденных индивидуально, передаются на электронную систему управления протезом [1], [2]. Процессор, получив усиленный сигнал, дает команду на приведение протеза в действие. Контролируемый потенциал мышц, например сгибателей или разгибателей плеча или предплечья, может быть использован в качестве команды на переключение какой-либо функции протеза (сгибания и разгибания электромеханического локтевого шарнира, раскрытия и смыкания кисти).

Миоэлектрические интерфейсы более просты, чем рассматриваемые далее нейроинтерфейсы. Основная предпосылка для применения такого типа протеза – наличие или способность к тренировке потенциалов активности мышц. Обычно это несложно, если не нарушена нервная система или культя не пострадала от ожогов, что осложняет или делает невозможным возникновение и передачу миопотенциалов. В таких случаях потенциалы могут быть «взяты» от других мышечных групп (большой и малой грудных мышц, широчайшей мышцы спины и др.).

1.2 Периферический нейроинтерфейс

В миоэлектрических ТСР наблюдается дефицит входной управляющей информации. Эту проблему можно решить за счет использования сигналов, поступающих непосредственно от нервной системы человека; поскольку объем полученной таким образом информации о различных состояниях организма велик, эффективность протеза существенно возрастает.

Имплантируемые в периферические нервы электроды (микроэлектродные массивы – МЭМ) позволяют не только считывать электрические сигналы отдельных нервных волокон, но и стимулировать волокна электрическими импульсами и тем самым управлять сокращением отдельных мышц и создавать искусственные ощущения.

Можно выделить следующие основные типы МЭМ [3]: сетчатые (sieve electrodes), планарные

массивы микроигл (planar shaft electrodes) и манжетные (cuffs electrodes).

Сетчатые электроды [4] применяются для имплантации в периферические нервы. Как правило, площадь отдельного электрода составляет несколько квадратных микрометров, импеданс в зависимости от материала – 150...300 кОм, диаметр отверстий – 30...70 мкм, ширина соединительных проводников – 8...10 мкм, толщина подложки – 10...20 мкм. Недостатки электродов этого типа – относительно большая масса МЭМ, сложность изготовления, а также больший, чем у других типов МЭМ, риск повреждения нерва при имплантации.

Планарные массивы микроигл (ПММ) в основном применяются для записи сигналов большого числа изолированных нервных волокон и представляют собой массив фиксированных на подложке микроигл. Острие каждой микроиглы, как правило, выполняется из оксида иридия [5] или сплава платина-иридий [6]. Вся остальная конструкция выполнена из диэлектрического биосовместимого материала. Площадь подложки – несколько квадратных микрометров. Необходимо отметить универсальность МЭМ этого типа – они могут быть имплантированы как в кору головного мозга, так и в периферические нервы. Кроме того, благодаря хорошему пространственному разрешению они способны фиксировать сигналы небольших нейронов, находящихся вблизи острия иглы. Имплантация подобных МЭМ достаточно проста и занимает чуть более двух часов [7].

Ряд экспериментов по имплантации МЭМ этого типа [5], [8] (в том числе и с участием людей [7], [9]) показал возможность безопасного, стабильного и длительного их использования как для съема электрических сигналов нервных волокон, так и для стимуляции афферентных нервных волокон с целью создания искусственных ощущений.

Манжетные электроды, как правило, применяются для электрической функциональной стимуляции мышц, а также для регистрации сигналов афферентных нервных волокон. Электроды (до 12 шт.) относительно большой площади (от 70 мкм² до 2 мм²) расположены на внутренней поверхности гибкой пластины. При имплантации нерв «обертывают» пластиной и фиксируют ее так, чтобы электроды образовали контакт с поверхностью нерва. К достоинствам этого типа

МЭМ можно отнести простоту изготовления и имплантации, а также малую травмируемость нерва, к недостаткам – небольшое число электродов, вследствие чего применять этот тип электродов для управления протезами малоэффективно и нецелесообразно.

Если после проведения ампутации нервные окончания функционируют нормально, то они могут быть приращены к определенной целевой мышце и передавать ей нейронные сигналы [10]. Этому способствует естественный механизм регенерации, который помогает восстановить способность пациента к сокращениям мышц. После повторного «подключения» нервов мышца будет реагировать, если пациент помыслит движение несуществующей конечностью. Таким способом можно, например, соединить остаточные нервы плечевого сплетения, передающие информацию от мозга к руке и в обратном направлении, с грудными мышцами.

Формирование функциональных связей нервов и мышц занимает, как правило, несколько месяцев. В итоге команды мозга, предназначенные несуществующим конечностям, отправляются целевым мышцам и приводят к их сокращениям. Электрические сигналы, создаваемые сокращениями реиннервированных мышц, могут быть зафиксированы с помощью поверхностных электродов и использоваться для управления протезом.

1.3 Интерфейс «мозг-компьютер»

Наука о мозге в XXI веке обогатилась новой методологической и технологической концепцией, в основе которой – идея использования психических усилий человека-оператора для коммуникации с внешней средой напрямую от мозга. Интерфейс, использующий сигналы активности головного мозга для коммуникации человека с электронными и электронно-механическими устройствами (интерфейс «мозг-компьютер» – ИМК), основан на непосредственном преобразовании намерений человека, отраженных в регистрируемых электрических сигналах мозга, в управляющие команды [11], [12].

В случае применения протезов, использующих миоэлектрические сигналы или сигналы с нервных волокон, используются уже готовые функциональные системы, ранее обеспечивавшие управление конечностью. В случае применения сигналов электрической активности головного

мозга существуют два принципиально различных подхода к решению задачи [13].

Первый подход – использование паттернов электроэнцефалографической (электроэнцефалограмма – ЭЭГ) активности, изначально являющихся отражением работы функциональных систем мозга, связанных с той или иной командой телу, которая перенаправляется протезу. Очевидно, что этот способ требует решения задачи распознавания образов по массивам ЭЭГ-паттернов с последующей адаптацией результатов ко всему пространству возможных состояний, где образы – классы распознавания – соответствуют ключевым командам телу. Решение данной задачи является сложным, но стандартным.

Второй подход – выбор произвольных ЭЭГ-паттернов для последующего формирования из них пространства состояний управляемой системы путем обучения человека. Способ основан на возможности человека произвольным образом изменить выраженность спектральных компонентов собственной ЭЭГ. Произвольное управление показателями собственной ЭЭГ можно использовать для кодирования команд и их передачи внешним исполнительным устройствам. В этом случае речь идет уже о подстройке человека к неизменной системе управления конечностью. Задача такого рода решается следующим образом: выбирается система управляющих входов (например, повышение мощности ЭЭГ в альфа-диапазоне на 10 % – сигнал «рука вверх на 5 градусов», понижение – «рука вниз на 5 градусов»), после этого осуществляется обучение человека произвольному изменению выбранных параметров.

Одним из важнейших приложений интерфейса «мозг-компьютер» является нейропротезирование – область неврологии, занимающаяся созданием и имплантацией искусственных устройств для восстановления нарушенных функций нервной системы или сенсорных органов (нейропротезов или нейроимплантатов). Наиболее часто используется кохлеарный нейроимплантат (медицинский прибор, позволяющий частично или полностью восстановить слух). Существуют также нейропротезы для восстановления зрения, например имплантаты сетчатки, протезы верхних конечностей, кистей и пр.

Термины «нейропротезирование» и «ИМК» могут быть взаимозаменяемыми, поскольку оба подхода преследуют одну цель – восстановление

зрения, слуха, двигательных способностей, способности общаться и других когнитивных функций. Основное отличие ИМК от нейропротезирования заключается в особенностях их применения: нейропротезы чаще всего «подключают» нервную систему к имплантированному устройству, в то время как ИМК обычно соединяет мозг (или нервную систему) с компьютерной системой. На практике нейропротез может быть подсоединен к любой части нервной системы, например к периферическим нервам, в то время как ИМК взаимодействует с центральной нервной системой.

1.4 Окулографический интерфейс

Окулографический интерфейс – комплекс аппаратно-программных средств, физический принцип действия которого основан на бесконтактной регистрации движения глаз. Отслеживая движение глаз, комплекс определяет, на каких объектах сфокусировано внимание пользователя, и, анализируя паттерны этих движений, определяет намерение пользователя по выполнению действия с данными объектами.

2 Электронная система управления протезами

Задачей электронной системы управления (ЭСУ) протезом конечности является обеспечение характеристик движения протеза, схожих с естественными характеристиками движения конечности человека. При этом ЭСУ не обладает информацией о том, какую задачу преследует центральная нервная система человека. Решение о выполняемой задаче принимается ЭСУ косвенно, на основании входной информации с датчиков и, возможно, на основании измеренных биосигналов.

Системы управления используют современные датчики, включая гироскопы, датчики нагрузки, датчики угла и другие датчики (силы, положения, прикосновения, температуры и т. п.), которые позволяют устройству непрерывно наблюдать за состоянием и положением пациента. Информация с датчиков поступает в микропроцессор, который создает ответные реакции. Электронная система в принципе допускает многочисленные варианты алгоритмов переключения и управления: цифровую или пропорциональную схему, пороговую схему, зависящую от интенсивности или от длительности импульса, и др. Сигнал уп-

равления передается исполнительным механизмам посредством проводного или беспроводного каналов связи в зависимости от мест размещения датчиков.

Так, современные ЭСУ протезами нижних конечностей должны поддерживать симметрию между протезом и здоровой ногой, обеспечивать самоуправляемость протеза, необходимую устойчивость и безопасность в течение фазы опоры, распознавание любых неровностей рельефа, активизировать систему поддержки опоры, которая помогает человеку чувствовать себя уверенно на любой дороге, не спотыкаться и не падать. Также современные микропроцессорные системы управления должны автоматически подстраиваться к стилю ходьбы человека. Отдельно существуют требования к микропроцессорному управлению стопой, у которой при каждом шаге в фазе переноса должен подниматься носок, что позволяет безопасно пронести протез через препятствие, комфортно спускаться и подниматься по лестнице.

Все эти требования и необходимость дублирования определяют требования к вычислительным системам микропроцессорного управления. Например, простейшей задачей протеза ноги человека выше колена является обеспечение:

- удержания вертикальной позы;
- ходьбы по горизонтальной поверхности в различном темпе;
- инициации и прекращения ходьбы;
- перехода между сидячим и вертикальным положениями.

В более сложном варианте протез ноги может обеспечивать подъем и спуск по лестнице, ходьбу по пересеченной местности и даже бег.

3 Разработки ТСР в ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука»

В настоящее время отечественный уровень производства протезов верхних и нижних конечностей существенно отстает от мирового. На отечественных предприятиях используются устаревшие технологии, выпускаются в основном косметические и механические протезы, функциональность которых не соответствует мировому уровню. Следствием данной ситуации на отечественных предприятиях становится приобретение значительной части комплектующих за рубежом, что порождает рост расходов бюджета.

ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука», опираясь на собственный двадцатилетний опыт разработки и производства компьютеризированной медицинской техники [14], [15], проводит работы в области ТСР [16]-[21], направленные на существенное повышение технологического уровня отечественных протезов. Так, например, в рамках НИОКР «Разработка технологии и организация производства ключевых компонентов для создания базовой модели экзопротезов с электронным управлением» в сотрудничестве с биологическим факультетом МГУ им. М.И. Ломоносова (лаборатория нейрофизиологии и нейроинтерфейсов), ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России и МГТУ им. Н.Э. Баумана [22] были разработаны распределенная электронная система управления ИМК для высокоуровневых команд и ряд роботизированных высокотехнологичных протезных модулей (узлов):

- бионический модуль стопы КИМ-10 (КИМ – компьютеризированный интеллектуальный модуль);
- бионические модули колена КИМ-20 и КИМ-21;
- бионический модуль локтя КИМ-30;
- бионическая интеллектуальная нижняя конечность БИНК.

КИМ-10 – первый отечественный бионический модуль стопы, предназначенный для людей с ампутацией нижних конечностей на уровне голени и бедра и с уровнем активности 2-4 (рис. 1). При ходьбе на протезе, в состав которого входит модуль стопы КИМ-10, пользователю в большинстве случаев нет необходимости задумываться, как ему сделать следующий шаг: композитная стопа обеспечит устойчивость на мелких неровностях поверхности, а встроенный микропроцессор на основании сигналов от датчиков обеспечит изменение угла голеностопного шарнира в соответствии с наклоном опорной поверхности. Применение композитной стопы позволяет эффективно запасать энергию при контакте с поверхностью и отдавать энергию в момент отталкивания, что приводит к снижению затрат энергии пользователя, расходуемой на ходьбу. Модуль КИМ-10 обеспечивает защиту пользователя от спотыкания: в переносной фазе цикла шага осуществляется поднятие носка стопы аналогично тому, как это происходит у естественной стопы. КИМ-10 прост и удобен в эксплуатации.

Пользователю больше не нужно беспокоиться при смене обуви: модуль осуществит автоматическую подстройку под высоту каблука. Все это позволяет человеку, перенесшему ампутацию нижней конечности, вернуться к привычной для него жизни.

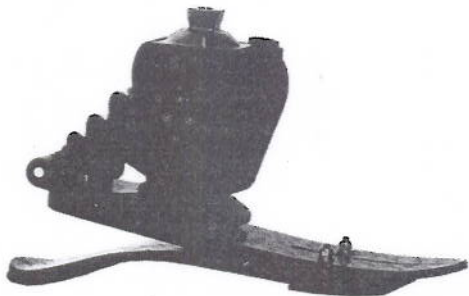


Рис. 1. Модуль стопы КИМ-10

КИМ-20 – бионический модуль колена, сочетающий в себе естественность движений, с одной стороны, а с другой стороны – невысокую массу (рис. 2). В основе коленного модуля лежит надежное, проверенное временем решение на основе управляемой гидравлики. Интегрированная система управления обеспечивает пользователю защиту от неконтролируемого сгибания в любых условиях. Модуль КИМ-20 может длительное время работать без подзарядки аккумулятора, что дает пользователю широкую свободу перемещений. В случае разрядки аккумулятора модуль перейдет в экономичный режим работы, что позволит пользователю в безопасном режиме добраться до зарядного устройства. Модуль колена КИМ-20 предназначен для протезирования людей с ампутацией нижних конечностей на уровне бедра и с уровнем активности 2-4. КИМ-20 полностью совместим с модулем стопы КИМ-10.



Рис. 2. Модуль колена КИМ-20

Бионический модуль колена **КИМ-21** – шаг вперед в области отечественного протезостроения (рис. 3). В отличие от всех предыдущих коленных модулей, осуществляющих сгибание и разгибание под действием инерционных и внешних сил, КИМ-21 может сгибаться/разгибаться за счет встроенного привода с собственным источником питания, реализуя функции не только коленного сустава, но и функцию мышц сгибателей/разгибателей коленного сустава. В результате пользователь получает активную помощь от модуля в наиболее сложных для него ситуациях, таких как подъем по лестнице, вставание из положения сидя, перешагивание препятствий. Это снижает компенсаторные нагрузки на здоровую конечность, что, в свою очередь, увеличивает свободу и комфортность передвижений. Для безопасности и комфорта пользователя при длительном стоянии в модуле реализован механизм автоматической блокировки сгибания. Модуль коленный КИМ-21 непрерывно отслеживает скорость движения, тип поверхности и особенности движений пользователя, обеспечивая наиболее естественную походку.

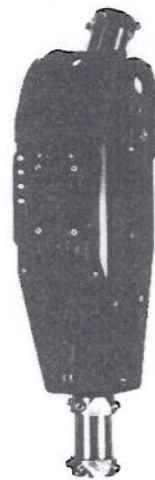


Рис. 3. Модуль колена КИМ-21

КИМ-30 – бионический модуль локтя с миоэлектрическим управлением, предназначенный для протезирования пациентов с ампутацией на уровне плеча (рис. 4). КИМ-30 наиболее полно восстанавливает функции утраченного локтевого сустава. Пользователь осуществляет управление сгибанием и разгибанием КИМ-30, напрягая и расслабляя сохранившиеся мышцы плеча, причем имеет возможность не только осуществить сгибание на определенный угол, но и контролировать скорость перемещения. В движении лок-

тевой модуль практически бесшумен, может «поднимать» груз и обеспечивать бесступенчатую фиксацию с возможностью удержания груза. КИМ-30 обеспечивает защиту пользователя от опасных нагрузок: в случае превышения допустимой нагрузки КИМ-30 осуществляет плавное разгибание/сгибание. Кроме этого, КИМ-30 предоставляет пользователю возможность поворота предплечья относительно плеча в ручном режиме. Размеры модуля позволяют скрыть его под косметической оболочкой. Все это обеспечивает пользователю естественность и простоту в эксплуатации модуля локтя КИМ-30.



Рис. 4. Модуль локтя КИМ-30

БИНК – бионическая интеллектуальная нижняя конечность, не имеющая серийно выпускаемых мировых аналогов, обеспечивающая наиболее полное восполнение функций нижних конечностей, утраченных вследствие ампутации (рис. 5). БИНК является первым полностью активно-ассистивным протезом бедра, в котором реализуется синергетический эффект от совместного применения модуля колена КИМ-21 и модуля стопы КИМ-10. Наиболее ярко этот эффект выражен при подъеме по лестнице пользователей с короткой культей бедра или с низкими физическими возможностями. При использовании традиционных протезов такие пользователи поднимаются по лестнице приставным шагом, а в случае использования БИНК возможен нормальный тип движения – попеременный шаг. В фазе переноса сокращается функциональная длина БИНК за счет поднятия носка модуля стопы КИМ-10 и сгибания модуля колена КИМ-21. При контакте БИНК с поверхностью ступени модуль стопы возвращается в нейтральное положение, а

модуль колена КИМ-21 выполняет активное разгибание, тем самым помогая пользователю подниматься. Система управления БИНК гибко сочетает командное управление пользователем и автоматизированное управление, при этом приоритетной задачей является безопасность пользователя. Такое решение дает пользователю возможность не задумываться над тем, как выполнить движение, но в то же время он может непосредственно влиять на параметры функционирования своей бионической интеллектуальной конечности. Ресурса аккумулятора БИНК хватает на день функционирования в нормальных условиях. В случае разрядки аккумулятора пользователь может оперативно заменить его на запасной, который входит в комплект поставки.



Рис. 5. Бионическая интеллектуальная нижняя конечность

Технические характеристики испытанных образцов бионических роботизированных модулей соответствуют требованиям ГОСТ Р МЭК 60601-1-2-2014, применимым к изделиям данного вида. Разрабатываемые изделия не имеют отечественных аналогов; в качестве ближайших аналогов можно указать только появившиеся на рынке бионические протезы компаний «OttoBock», «Ossur» и др., в которых имеются встроенные микропроцессорные узлы управления, однако в них не предусмотрена возможность управления экзопротезами с помощью сигналов головного мозга (см. табл. 1).

В результате выполнения данных разработок и развертывания серийного производства современных бионических протезов появится возможность полного или частичного вытеснения с отечественного рынка иностранных импортеров, а

Сравнение отечественных образцов бионических роботизированных модулей с аналогами

Параметр	Отечественный модуль	Зарубежный аналог
	Модуль стопы КИМ-10	Proprio foot, Ossur
Назначение	Для использования в протезе бедра и голени при протезировании взрослых пациентов	Для использования в протезе бедра и голени при протезировании взрослых пациентов
Тип	Активный бионический	Активный бионический
Масса пользователя, кг	Не более 100	Не более 125
Уровень активности пользователя	2, 3, 4	2, 3
Масса, г (с источником питания)	1550	1424
Высота, мм	144	176
Диапазон изменения угла в голеностопном шарнире	-10...+20°	-10...+19°
Поднятие носка в фазе переноса	+	+
Адаптация к движению по наклонной поверхности	+	+
Адаптация к движению по лестнице	+	+
Подстройка под высоту каблука	+	+
Управление	Управляющие кнопки, расположенные на корпусе, и ЭСУ ИМК	Управляющие кнопки, расположенные на корпусе
	Модуль коленный КИМ-20	Rheo knee, Ossur
Назначение	Для использования в протезе бедра при протезировании взрослых пациентов	Для использования в протезе бедра при протезировании взрослых пациентов
Тип	Пассивный управляемый	Пассивный управляемый
Масса пользователя, кг	Не более 100	Не более 125
Уровень активности пользователя	2, 3, 4	2, 3
Масса, г (с источником питания)	1760	1630
Длина, мм	274	264
Угол сгибания	143°	120°
Автоматическая адаптация к изменению скорости ходьбы	+	+
Автоматическое обеспечение подкосоустойчивости	+	+
Фиксация угла сгибания-разгибания	+	-
Волевое управление	На основе заданных паттернов движения и ЭСУ ИМК	На основе заданных паттернов движения
	Модуль коленный КИМ-21	Power knee, Ossur
Назначение	Для использования в протезе бедра при протезировании взрослых пациентов	Для использования в протезе бедра при протезировании взрослых пациентов
Тип	Активный бионический	Активный бионический
Масса пользователя, кг	Не более 100	Не более 165
Уровень активности пользователя	2, 4	2, 3
Масса, г (с источником питания)	2700	3190
Длина, мм	299	305
Угол сгибания	125°	120°
Активное изменение угла сгибания	+	+
Адаптация к изменению скорости ходьбы	+	+
Автономное управление	+	+
Командное управление	На основе заданных паттернов движения и ЭСУ ИМК	На основе заданных паттернов движения

также экспорта протезно-ортопедической продукции в третьи страны.

В настоящее время в ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука» продолжают работы по созданию ТСП:

- проходят испытания опытного образца неинвазивного интерфейса «мозг-компьютер», применение которого широким кругом пользователей с различными проявлениями мозговой деятельности возможно благодаря адаптивной цифровой обработке зарегистрированной электрической активности головного мозга;
- тестируется миоэлектрический (нейромышечный) интерфейс: форма и конструкция электродов датчиков, входящих в его состав, разработаны с учетом удобства постоянного ношения и не причиняют неудобств пользователю;
- ведется разработка окулографического интерфейса для реабилитации инвалидов с тяжелыми нарушениями опорно-двигательного аппарата и речи в рамках ФЦП «Развитие фармацевтической и медицинской промышленности Российской Федерации на период до 2020 года и дальнейшую перспективу».

Комбинированное использование неинвазивного интерфейса «мозг-компьютер», миоэлектрического и окулографического интерфейсов, а также их дополнение другими модальностями (голосовой интерфейс, жестовый интерфейс) позволят разработчикам ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука» создавать быстрые и надежные интерфейсы взаимодействия человека и электронных устройств

в качестве альтернативы традиционным интерфейсам взаимодействия.

Список литературы:

1. *Fleischer C., Wege A., Kondak K., Hommel G.* Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots // *Biomed. Tech. (Berl)*. 2006, Dec. Vol. 51 (5-6). PP. 314-319.
2. *Kuiken T.A., Li G., Lock B.A., Lipschutz R.D., Miller L.A., Stubblefield K.A., Englehart K.B.* Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms // *The Journal of the American Medical Association (JAMA)*. 2009, Feb. 11. Vol. 301 (6). PP. 619-628.
3. *Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксеев М.А., Мугранова Р.М.* Применение имплантируемых микроэлектродов в системах управления протезами // *Вестник УГАТУ*. 2010. Т. 14. № 2.
4. *Stieglitz T. et al.* Micromachined, Polyimide-based devices for flexible neural interfaces // *Biomedical Microdevices*. 2000. Vol. 2. № 4.
5. *Norman R.* Technology insight: Future neuroprosthetic therapies for disorders of the nervous system // *Nature Clinical Practice: Neurology*. 2007, Aug. Vol. 3. № 8.
6. *Riso R.R.* Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback – moving closer to the bionic arm // *Technology and Health Care*. 1999. Vol. 7.
7. *Warwick K., Gasson M., Hutt B. et al.* The Application of Implant Technology for Cybernetic Systems // *Arch Neurol*. 2003, Oct. Vol. 60. № 10.
8. *Dhillon G.S., Horh K.W.* Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2005, Dec. Vol. 13 (4). PP. 468-472.
9. *Schwartz A.B. et al.* Brain-controlled interfaces: Movement restoration with neural prosthetics // *Neuron*. 2006. Vol. 52.

Окончание таблицы 1

Сравнение отечественных образцов бионических роботизированных модулей с аналогами

Параметр	Отечественный модуль	Зарубежный аналог
	Модуль локтевой КИМ-30	Dynamic arm, Otto bock
Назначение	Для использования в протезе плеча при протезировании взрослых пациентов	Для использования в протезе плеча при протезировании взрослых пациентов
Масса, г	1023	1000
Диапазон ротации предплечья относительно плеча	-90...+90°	-80...+80°
Угол сгибания-разгибания	140°	120°
Электропривод сгибания-разгибания	+	+
Бесступенчатая фиксация угла сгибания-разгибания	+	+
Масса перемещаемого электроприводом груза на плече 230 мм	Не более 5 кг	Не более 6 кг
Управление	На основе электромиографии и ЭСУ ИМК	На основе электромиографии

10. <http://www.ric.org/research/centers/cbm/Research/#reinnervation>.
11. Каплан А.Я., Кочеткова А.Г., Шишкин С.Л. и др. Экспериментально-теоретические основания и практические реализации технологии «интерфейс мозг-компьютер» // Бюллетень сибирской медицины. 2013. Т. 12. № 1.
12. Прохоров Н.Л., Знайко Г.Г., Швеин А.А., Красовский В.Е. Анализ проблем и перспектив разработки робототехнических систем интеллектуального протезирования на основе нейротехнологий // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2014. Вып. 3.
13. Müller-Putz G.R., Scherer R., Pfurtscheller G., Rupp R. EEG-based neuroprosthesis control: A step towards clinical practice // Neuroscience Letters. 2005. 382. PP. 169-174.
14. Znaiko G., Solovev V., Krasovsky V. Devices for Ultrasonic Diagnosis of Vascular Diseases // Biomedical Engineering. 2003. Vol. 37. № 4. July – August.
15. Прохоров Н.Л., Знайко Г.Г., Швеин А.А., Баловнев Д.А., Красовский В.Е. Развитие методов и технологий проектирования ультразвуковых диагностических систем // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2012. Вып. 3.
16. Знайко Г.Г., Красовский В.Е., Рейзман Я.А. Актуальные вопросы нейрореабилитации: система координат инженерных решений // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2015. Вып. 1.
17. Знайко Г.Г., Голенко А.А. Мультимодальный анализ биомедицинской информации // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2016. № 3.
18. Баширов А.С., Баловнев Д.А., Смирнов А.Ю. Оценка возможностей микросхемы AD5933 для изменения импеданса электродов в устройствах «интерфейс мозг-компьютер» // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2016. № 3.
19. Тлисов А.А., Прокопенко Р.А., Баловнев Д.А. Определение рассогласования координатных систем акселерометра и магнетометра для их калибровки // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2016. № 3.
20. Прохоров Н.Л., Красовский В.Е., Баловнев Д.А., Рублев А.А. Методы реализации неинвазивного интерфейса мозг-мозг // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2016. № 3.
21. Гусев А.П., Андреев А.М. Адаптивная фильтрация и выделение признаков потоковых сигналов ЭЭГ // Вопросы радиоэлектроники. Сер. ЭВТ. 2016. № 3.
22. Труханов К.А., Прокопенко Р.А. Анализ кинематики коленного модуля с гидравлическим исполнительным механизмом и сопоставление результатов расчета с поведением коленного сустава человека при ходьбе // Наука и образование. Научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2014. № 11.

Николай Леонидович Прохоров,

д-р техн. наук, профессор,

научный руководитель института,

Геннадий Григорьевич Знайко,

канд. техн. наук, зам. генерального директора,

Виктор Евгеньевич Красовский,

канд. техн. наук, профессор, ученый секретарь,

ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука»,

г. Москва,

e-mail: prokhorov_n@ineum.ru

**ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!**

**ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«ПРИБОРЫ»**

НА 2-Е ПОЛУГОДИЕ 2016 ГОДА.

Индекс журнала

в каталоге Агентства «Роспечать» – 79727.

Вы можете оформить льготную подписку через редакцию.

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.

Стоимость комплекта (6 номеров) – 6000 руб.