

# МЕТОД ПОВЕРХНОСТНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ: РОЛЬ И ВОЗМОЖНОСТИ ПРИ РАЗРАБОТКЕ ЭКЗОСКЕЛЕТА (ОБЗОР)

DOI: 10.17691/stm2016.8.2.15

УДК 615.477+61–073.7

Поступила 21.09.2015 г.

© **Н.Н. Рукина**, к.м.н., старший научный сотрудник отделения функциональной диагностики;  
**А.Н. Кузнецов**, младший научный сотрудник отделения функциональной диагностики;  
**В.В. Борзиков**, младший научный сотрудник отделения функциональной диагностики;  
**О.В. Комкова**, врач отделения функциональной диагностики;  
**А.Н. Белова**, д.м.н., профессор, руководитель отделения функциональной диагностики

Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр Минздрава России, Н. Новгород,  
 603155, Верхне-Волжская набережная, 18

На основе данных зарубежной и отечественной литературы анализируется роль метода поверхностной электромиографии (пЭМГ) при разработке биоуправляемых экзоскелетов и оценке их эффективности. Дана краткая историческая справка. Рассмотрены особенности регистрации, обработки и анализа сигналов поверхностной электромиограммы в целях биоуправления. Продемонстрировано, что при апробации экзоскелетных устройств пЭМГ становится информативным аналитическим инструментом, помогающим оптимизировать конструкцию экзоскелета в целях снижения метаболической «стоимости» локомоций. Рассмотрены возможности использования сигналов поверхностной миограммы для управления экзоскелетом. Отражена роль миографии в изучении фундаментальных физиологических процессов в условиях адаптации к экзоскелету. Показано, что перспективы развития метода пЭМГ с целью биоуправления связаны с новыми техническими и математическими возможностями регистрации, преобразования и классификации биоэлектрических сигналов мышц и выделения паттернов мышечной активности.

**Ключевые слова:** поверхностная электромиография; экзоскелет; биоуправление экзоскелетом.

**Как цитировать:** Rukina N.N., Kuznetsov A.N., Borzikov V.V., Komkova O.V., Belova A.N. Surface electromyography: its role and potential in the development of exoskeleton (review). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2016; 8(2): 109–118, <http://dx.doi.org/10.17691/stm2016.8.2.15>.

## English

## Surface Electromyography: Its Role and Potential in the Development of Exoskeleton (Review)

**N.N. Rukina**, MD, PhD, Senior Researcher, Department of Functional Diagnosis;  
**A.N. Kuznetsov**, Junior Researcher, Department of Functional Diagnosis;  
**V.V. Borzikov**, Junior Researcher, Department of Functional Diagnosis;  
**O.V. Komkova**, Physician, Department of Functional Diagnosis;  
**A.N. Belova**, MD, DSc, Professor, Head of the Department of Functional Diagnosis

Privolzhsky Federal Research Medical Center, Ministry of Health of the Russian Federation,  
 18 Verkhne-Volzhskaya naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603155, Russian Federation

This study evaluates the effectiveness of superficial electromyography (sEMG) in the development of biocontrolled exoskeletons, through an analysis based on the findings of foreign and domestic literature on the subject. A brief historical background is provided. The features reviewed include the registration, processing and analysis of the signals from superficial electromyograms in respect of biocontrol. It is demonstrated that testing exoskeleton devices in association with sEMG provides an informative analytical tool for assisting in the optimization of exoskeleton design in order to reduce the metabolic “cost” of locomotion. The use of signals from superficial myograms during the operation of an exoskeleton have also been reviewed. The role of myography in studies of the fundamental physical processes

**Для контактов:** Рукина Наталья Николаевна, e-mail: [rukinann@mail.ru](mailto:rukinann@mail.ru)

involved while adapting to an exoskeleton is described. We conclude that the potential for the use of sEMG in respect of biocontrol is related to the new technical and mathematical possibilities available for the registration, transformation and classification of bioelectrical signals from the muscles, and the isolation of their patterns of muscular activity.

**Key words:** superficial electromyography; exoskeleton; exoskeleton biocontrol.

## История вопроса

Термином «экзоскелет» обозначают электронно-механические системы, которые надеваются на человека, повторяют анатомическую конфигурацию частей его тела и позволяют увеличить мышечную силу путем прямого переноса механической энергии от устройства к человеку [1–3]. История создания внешних вспомогательных устройств относится еще к XIX в., когда русский изобретатель Н.А. Ягн разработал «эластипед» — устройство, предназначенное для облегчения ходьбы, бега и прыжков [4]. Однако бурное развитие роботизированных устройств, в частности экзоскелетов, стало возможным лишь с конца XX в. при появлении компьютерных микропроцессоров, сенсорных датчиков, новых материалов [5–9]. Начало XXI в. ознаменовалось не только беспрецедентно быстрым развитием принципиально новых биоуправляемых экзоскелетных конструкций, но и перемещением экзоскелетов из сферы науки в сферу реального практического применения, в том числе в реабилитационную медицину [10].

Основными проблемами при использовании экзоскелетов в медицине до сих пор остаются их большая масса и стоимость, а для так называемых активных экзоскелетных устройств — еще и зависимость от внешнего источника энергии [11–13]. В связи с этим главными задачами становятся снижение метаболических затрат лица, пользующегося экзоскелетом, и минимизация энергетических затрат, требующихся для приведения экзоскелета в действие [14–16]. Ключевую роль в решении этих задач играет разработка биомиметических стратегий управления устройством, основанных на воспроизведении или имитации принципов биологических процессов [14]. Поэтому дальнейшее совершенствование экзоскелетов невозможно не только без принципиально новых технологий управления и современных материалов, но и без точных данных о физиологии движений, в первую очередь о биоэлектрической активности мышц человека, использующего экзоскелетное устройство [14]. Метод поверхностной электромиографии (пЭМГ), предназначенный для регистрации этой активности, стал неотъемлемым звеном в разработке современных экзоскелетов, позволяя исследовать работу мышц в процессе применения экзоскелета с целью оптимизации его конструкции; использовать сигналы мышц для управления экзоскелетом; получать новые фундаментальные знания о нервно-мышечной реорганизации с целью выработки стратегий адаптации и компенсации при повреждении локомоторного аппарата [17].

Впервые работы по использованию сигнала пЭМГ для управления внешним устройством появились в 1950–60-х гг. и касались протеза кисти с одной степенью свободы [18–20]. Разработка современных управляемых роботизированных устройств с несколькими степенями свободы в еще большей степени повышает актуальность проблемы получения и адекватного декодирования сигналов пЭМГ [21], при этом подходы к миоуправлению экзоскелетом, моторизированными протезами и ортезами имеют много общего [14].

## Регистрация, обработка и анализ сигналов поверхностной электромиограммы в целях биоуправления

Поверхностная (глобальная, интерференционная, суммарная, накожная) электромиография — неинвазивный метод исследования, позволяющий оценить суммарную биоэлектрическую активность мышц в покое и при выполнении двигательных действий различной координационной сложности путем отведения биоэлектрической активности поверхностными электродами, установленными на коже над двигательной точкой мышцы, с последующим анализом сигнала на электромиографе [22–24]. Регистрируя суммарную активность всех активированных двигательных единиц, пЭМГ позволяет судить о взаимодействии двигательных единиц одной мышцы, различных мышц (синергистов и антагонистов), дает возможность исследовать одновременно несколько мышц (число их зависит от числа каналов электромиографа) [25].

Несмотря на то, что пЭМГ признана наиболее информативным и адекватным методом оценки функционирования мышц при использовании экзоскелета, ее применение сопряжено с рядом проблем [26]. Во-первых, характер сигнала пЭМГ зависит не только от биоэлектрической активности мышцы, но и от множества других факторов (расположение электродов, размер мышцы, загрязнения кожи, внешние помехи и пр.). Во-вторых, поверхностные электроды регистрируют активность не всех мышц, «ответственных» за выполнение того или иного движения, а лишь поверхность расположенных. В-третьих, с целью биоуправления крайне важно выделять из общего сигнала активность конкретной мышцы. Поэтому очень большое внимание уделяется свойствам, конструкции и расположению электродов, а также математической обработке электромиографического сигнала с целью исключения артефактов и выделения сигналов от конкретных мышц [27].

Конструкция электродов (площадь, форма поверх-

ности электрода и материал изготовления), особенности их крепления и положение на мышце, ориентация относительно волокон и межэлектродное расстояние, качество подготовки поверхности кожи к регистрации пЭМГ — все эти аспекты регламентируются рекомендациями, разработанными рабочей группой в рамках проекта SENIAM (*англ.* surface EMG for a non-invasive assessment of muscles — поверхностная ЭМГ для неинвазивной оценки мышц). Эти рекомендации были разработаны в период с 1996 по 1999 г. на основании анализа 144 научных исследований, касавшихся влияния расположения и характеристик электродов на показатели регистрируемых биопотенциалов мышц, и в настоящее время являются основополагающими для всех исследований в данной области; это дает возможность сопоставлять результаты, полученные в различных лабораториях [28–30].

Для записи пЭМГ используют электроды (сенсоры) как прямоугольной (квадратной), так и круглой (овальной) формы, оптимальными считаются кольцевые электроды с диаметром 10 мм и межэлектродным расстоянием 20 мм. Материал контактных электродов должен обеспечивать их хороший контакт с кожей, низкий импеданс «электрод–кожа» и «стабильное» поведение во времени (т.е. стабильность сопротивления и химических реакций на поверхности кожи). Оптимальными являются электроды Ag или AgCl, которые обеспечивают стабильную проводимость с относительно низким уровнем шума и являются коммерчески доступными. Электроды размещаются в установленной для расположения датчиков зоне (на линии, соединяющей два анатомических ориентира, которые определены для конкретной мышцы) с ориентацией параллельно мышечным волокнам. Относительно продольного расположения на мышце датчик размещается на половине расстояния между наиболее дистальной двигательной точкой мышцы и дистальным сухожилием, относительно поперечного расположения — на максимальном удалении от границы исследуемой мышцы с другими мышцами или структурами. Количество электродов определяется мышцами, с которых записывается пЭМГ. Референтные электроды в зависимости от исследуемых мышц располагают на запястье, на остистом отростке позвонка C7 или в области лодыжки.

При креплении электродов к коже используются конструкции с фиксированным расстоянием между электродами, собранными из легких материалов. Кабели закрепляют с помощью двусторонней ленты или эластичной повязки таким образом, чтобы избежать погрешностей сигнала при движении. Во избежание артефактов и высокого уровня шума кожа пациента должна быть подготовлена к контакту с электродом (очищена спиртом). Электроды размещаются после полного высыхания спирта.

Современные миографы (типа Delsys Trigno Wireless System; Delsys, США) позволяют регистрировать сигналы пЭМГ дистанционно, без использования

соединительных кабелей, что в значительной степени уменьшает количество артефактов при записи электромиограммы и позволяет регистрировать ее при выполнении обследуемым сложных действий. Сенсоры пЭМГ в таких миографических системах содержат 3D-акселерометры, а регистрация пЭМГ производится одновременно по нескольким каналам (т.е. одновременно от разных мышц), что дает возможность комплексного изучения характера движений [31].

Рекомендации SENIAM регламентируют также требования к обработке и моделированию сигналов пЭМГ, в частности к аппаратной полосе пропускания миографа и частоте оцифровки электрического сигнала мышц [29, 30]. Основной проблемой при использовании сигналов пЭМГ в целях биоуправления является их изменчивость и неустойчивость, в первую очередь из-за внешних помех, смещения электродов, потливости кожи и утомляемости мышц [32, 33]. Попытки устранить влияние мышечной утомляемости заключаются в использовании переключающих устройств при изменении сигнала [34] либо в применении статических методов, например фильтрации [35]. Устранения артефактов, обусловленных электрофизическими и механическими причинами, добиваются путем использования в электромиографе специальных фильтров и подбором частоты оцифровки электрического сигнала мышц [36]. Одной из главных проблем регистрации пЭМГ являются перекрестные помехи (*англ.* cross talk — кросстолк), т.е. помехи, обусловленные «затеканием» сигнала с соседней мышцы. В работах L. Mesin и соавт., D. Farina и соавт. [37–42] дается детальный анализ способов обнаружения кросстолка путем моделирования сигнала интерференционной электромиографии; для выделения сигнала от целевой мышцы применяют различные паттерн-распознающие алгоритмы декодирования сигналов пЭМГ, основанные на стратегии «распознавания образов». Повышение точности выделения существенного сигнала, соответствующего исследуемому мышечному усилию, достигается синхронизацией пЭМГ с видеоанализом движений [43].

При регистрации пЭМГ мышц тазового пояса и нижней конечности исследуют и используют для биоуправления следующие мышцы: *gluteus maximus* (*gluteus medius*), *tensor fasciae latae*, *quadriceps femoris* (*rectus femoris*), *quadriceps femoris* (*vastus medialis*), *quadriceps femoris* (*vastus lateralis*), *biceps femoris* (длинная и короткая головки), *semitendinosus*. При регистрации пЭМГ мышц нижней части ноги и стопы исследуют следующие мышцы: *tibialis anterior*, *peroneus longus*, *peroneus brevis*, *soleus*, *gastrocnemius*. При регистрации пЭМГ мышц плеча, шеи и верхней конечности исследуют и используют для биоуправления следующие мышцы: *deltoideus anterior*, *deltoideus medius*, *biceps brachii*, *triceps brachii*, *flexor carpi radialis*, *extensor carpi ulnaris*, *pectoralis major* [26, 31, 43, 44]. Как правило, запись производят одновременно с нескольких мышц (их

число определяется числом каналов миографа), синхронно с правой и левой стороны тела.

Для каждой мышцы в заданном промежутке времени (например, для той или иной фазы шага) анализируют различные показатели пЭМГ: усредненные максимальные и минимальные значения биоэлектрического сигнала за цикл того или иного движения; суммарную активность мышцы (интеграл активности); процентное соотношение периодов напряжения и расслабления мышцы; частотные характеристики мышцы [31, 43, 44]. Для групп мышц рассчитывают показатели синхронности работы мышц-агонистов и антагонистов, анализируют мышечные синергии.

Наиболее сложной задачей при использовании биосигналов для управления экзоскелетом служит выявление типичных пЭМГ-паттернов различных движений или распознаваемых и устойчивых паттернов биоэлектрической активности мышц, ассоциированных с активацией набора определенных мышц при том или ином движении [45]. Для решения этой задачи применяют стратегию распознавания образов: регистрируемые с помощью пЭМГ паттерны используются для «обучения» электронно-вычислительной программы и разработки алгоритма, с помощью которого затем прогнозируют движения в соответствии с регистрируемым паттерном [46]. Двумя основными «шагами» алгоритмизации распознавания образов (паттернов) движений являются: экстракция (извлечение) информации из массива получаемых с электродов сигналов и классификация этих сигналов в различные паттерны (образы) [47]. Методы извлечения информации о репрезентативных признаках пЭМГ основаны на расчете коэффициентов вариации и ауторегрессии, на анализе временно-частотных и временно-пространственных характеристик [48]. Классификация сигналов проводится различными методами, включая линейный дискриминационный анализ, байесовскую статистику, векторный анализ, метод искусственных нейронных сетей [41, 49–55].

Установлено, что пЭМГ мышц туловища и конечностей при ходьбе может быть представлена линейной комбинацией четырех или пяти базовых паттернов активации мышц, отражающих процессы мышечных синергий [56–58]. Для некоторых категорий (например, детей) уже накоплены нормативные данные, касающиеся паттернов пЭМГ здоровых лиц [44] и пригодные для сопоставительного анализа с данными, полученными при оценке роботизированных устройств [43].

### **Значение поверхностной электромиографии для оценки энергозатрат и оптимизации конструкции экзоскелета**

Движения человека в норме регулируются таким образом, чтобы максимально снизить энергозатраты [59–61]. Поскольку мышцам для сокращения необходима энергия, кинематика движений и метаболические затраты организма находятся в неразрывной

связи [62–68]. Когда мышца растягивается и при этом увеличивается в своей длине (так называемая негативная фаза сокращения), ей требуется некоторая энергия, при изометрическом сокращении мышцы затраты энергии несколько больше, при активном сокращении мышцы с ее укорочением (позитивная фаза) потребление энергии мышцей максимально [69–71]. Все метаболические затраты возрастают с увеличением сокращения мышцы. В целом энергозатратность движения определяется относительным количеством суммарной негативной, позитивной и изометрической работы мышцы в процессе выполнения конкретного движения [72]. Экономия энергозатрат достигается уменьшением периода активного сокращения мышцы. Кроме того, как показали эксперименты, важную роль играет сухожильный аппарат мышц, способный накапливать, а затем высвободить «эластическую» энергию, снижая мышечные энергозатраты и экономя энергию [73–78].

Поскольку локомоции при использовании экзоскелета должны быть приближены к физиологическим, важно оценивать связь между кинематикой движений и метаболическими затратами лица, пользующегося роботизированным устройством. Конструкция экзоскелета часто предполагает активную помощь движениям конечности, используя специальные приводы и тяги с целью уменьшения механических нагрузок на мышцы и экономии их энергии; метаболические затраты мышцы могут при этом снижаться в четырехкратном размере [14]. И наоборот, игнорирование законов физиологии (например, нарушение естественного рисунка цикла шага) может сделать роботизированное устройство чрезмерно энергозатратным для человека [14]. Ношение экзоскелета может быть сопряжено с изменением сенсорной афферентации от мышц и суставов, сенсорно-моторных связей и, как результат, с изменением физиологических мышечных паттернов [31]. Так, K. Gordon и соавт. продемонстрировали, что при ношении экзоскелета меняется активность камбаловидной мышцы даже у здоровых лиц [79].

Определение амплитуды и суммарной электромиографической активности работающих мышц, отражающее степень и продолжительность их сокращения, выявление постоянной активности одной мышцы либо нарушение синергизма работы мышц дает возможность косвенно оценивать энергозатраты при использовании экзоскелета [80]. Выявление «целевых» мышц, работающих в режиме перегрузки, позволяет корректировать конструкцию устройства и более эффективно минимизировать метаболические расходы организма при выполнении конкретного движения [14].

Электромиографическое обследование дает возможность оценивать эффект новых экзоскелетных устройств. Так, D.P. Ferris и соавт. при помощи электромиографического обследования показали, что улучшение конструкции экзоскелета нижних конечностей путем добавления пассивных эластичных

тяг в области коленных суставов способно снизить рекрутирование мышечных волокон ключевых мышц ног без особого изменения динамики ходьбы, существенно уменьшая метаболическую «стоимость» ходьбы и бега [81].

T.A. Schuler с соавт. исследовали паттерны и активность пЭМГ у 8 детей с нейроортопедической патологией в процессе тренировки навыков ходьбы с помощью экзоскелета. Полученные данные сравнивали с результатами пЭМГ-обследования тех же детей при ходьбе по беговой дорожке без поддержки и с результатами обследования здоровых детей. Регистрацию пЭМГ проводили с мышц *tibialis anterior*, *gastrocnemius lateralis*, *vastus medialis* и *biceps femoris*. Анализировали амплитуду пЭМГ на протяжении фаз опоры и переноса ног. Авторы доказали, что применение экзоскелета у больных детей индуцировало адекватное увеличение мышечной активности и активацию физиологических мышечных паттернов. Если при обычной ходьбе по беговой дорожке результаты пЭМГ мышц ног свидетельствовали о включении компенсаторных механизмов, то при использовании экзоскелетного устройства электромиографические паттерны отражали истинное восстановление двигательных функций [43].

J.F. Veneman с соавт. для оценки нового реабилитационного экзоскелетного устройства исследовали биоэлектрическую активность восьми ключевых мышц во время ходьбы. Исследование, проведенное на одном пациенте, показало, что электромиографические показатели при ходьбе с помощью устройства соответствовали нормальным показателям здорового человека при свободной ходьбе; это послужило доказательством физиологичности разработанного роботизированного устройства [82].

F. Sylos-Labini и соавт. [31] провели детальный анализ изменения паттернов пЭМГ при ношении экзоскелета у шести здоровых лиц и у четырех пациентов, перенесших позвоночно-спинномозговую травму. Вопреки ожиданиям, у здоровых лиц электромиографическая активность мышц ног при ходьбе в экзоскелете была аналогична или даже превышала таковую при обычной ходьбе. В то же время у пациентов с травмой спинного мозга биоэлектрическая активность мышц ног была низкой и демонстрировала высокую вариабельность; в особенности это касалось мышц задней поверхности бедра. В целом результаты свидетельствовали о нелинейной реорганизации паттернов мышечной активности при использовании роботизированного устройства. Полученные данные, по мнению авторов, могут помочь в понимании процессов адаптации паттернов локомоторной активности в условиях использования внешнего экзоскелетного устройства в норме и при нервномышечной патологии. Авторы делают заключение о том, что результаты работы отражают наличие в условиях патологии разнообразных нейромоторных стратегий, направленных на компенсацию сниженной мышечной силы [31, 57, 83].

В целом регистрация и анализ пЭМГ при апробации экзоскелетных устройств позволяют выявлять и минимизировать мышечную активность, ассоциированную с наиболее затратными в метаболическом плане компонентами локомоций (например, толчок ноги и перенос ноги при ходьбе, сокращения мышц для обеспечения жесткости в суставе), а также диагностировать неадаптивные компенсаторные стратегии. В этом случае пЭМГ становится информативным аналитическим инструментом, помогающим оптимизировать конструкцию экзоскелета в целях снижения метаболической «стоимости» локомоций [81].

### **Использование сигналов поверхностной электромиограммы для управления экзоскелетом**

Первоначально для управления экзоскелетом применяли силовые сенсорные датчики, встроенные в роботизированное устройство [84]. Однако использование таких датчиков сопряжено с рядом проблем (задержка сигнала, трудности различения сигнала от человека и внешних сигналов) [26]. Для устранения этих проблем еще в начале 90-х гг. прошлого века было предложено использовать сигналы пЭМГ, поскольку электромиографический сигнал с поперечно-полосатых мышц у здорового лица зависит только от намерений самого человека и напрямую отражает уровень активности мышцы в режиме реального времени, давая возможность предугадать желание человека еще до того, как мышца начала сокращаться (устраняется задержка сигнала биоуправления) [85, 86]. В последние годы благодаря развитию современных технологий эта методология стала широко применяться при биоуправлении экзоскелетом [79, 87–91]. Компьютер регистрирует первые признаки электромиографической активности еще до начала фактического движения и передает эти сигналы на приводы устройства; в результате приводы экзоскелета срабатывают синхронно с теми мышцами, которые должны участвовать в запланированном движении, усиливая их действие [10].

Основными «шагами» для применения сигналов пЭМГ с целью биоуправления являются выделение сигналов конкретных мышц; определение «вклада» в движение тех мышц, биоэлектрическую активность которых невозможно зарегистрировать методом пЭМГ, и выбор модели для контролирования движения [26].

Значительная часть моделей пЭМГ-контролирования движения основана на принципе «включения–выключения» (on–off), т.е. предполагает включение движения с постоянной скоростью в одном направлении либо остановку этого движения [92]. Модель on–off применяется в пассивных экзоскелетах и не позволяет распознавать более сложные намерения пользователя в режиме реального времени [93]. Поэтому разрабатываются и другие модели, в частности модель пропорционального миоэлектрического контроля, которая

предполагает постоянный анализ сигнала пЭМГ в режиме реального времени и дает возможность более эффективно управлять активными экзоскелетами, в особенности экзоскелетами верхних конечностей [93–99]. Предполагаемое смещение конечности определяется на основании информации от датчиков обратной связи (угловых, силовых). Например, обратная связь может базироваться на информации от гониометрических (измеряющих угол) датчиков, а сигнал пЭМГ используется для вычисления коррекции смещения в суставе [100]. Примером такого подхода является исследование Z. Tang и соавт. [93], которые разработали экспериментальный протокол регистрации сигналов пЭМГ и углов сгибания в локтевом суставе с последующей процедурой экстракции информации и построением модели пропорционального миоэлектрического контроля. Прогнозируемая на основании распознавания миоэлектрических паттернов величина угла сгибания в локтевом суставе преобразуется в сигналы, подаваемые на приводы сустава (пневматические мышцы). Проведены эксперименты, подтверждающие эффективность такой схемы управления активного экзоскелета верхней конечности [93].

Другой подход предполагает прямой силовой контроль внешнего устройства: сигналы пЭМГ конвертируются в силу, воздействующую на конечность, и сравниваются со значениями силы, которая регистрируется силовым датчиком, прикрепленным к конечности. Разница этих сил передается на блок управления приводными устройствами [99]. Методика прямой конверсии зарегистрированного пЭМГ-сигнала в силу мышцы предложена для управления экзоскелетом кисти с 16 суставами (по 4 для четырех пальцев) [26].

Успешность реализации моделей пропорционального миоэлектрического контроля в значительной степени зависит от достоверности расшифровки биопотенциалов мышц при планируемом движении. Наиболее перспективным способом классификации сигналов для этих моделей является метод искусственных нейронных цепей благодаря малому времени обучения классификатора [98]. Так, H. Su с соавт. продемонстрировали активный экзоскелет верхних конечностей, сигналы пЭМГ в котором классифицируются после обучения искусственной нейронной сети; классификатор пЭМГ-паттернов с высокой достоверностью распознает движения в суставах руки и способен точно предсказывать планируемые пользователем движения для приведения в действие исполнительного механизма экзоскелета [89].

Технологии миоуправления экзоскелетом постоянно совершенствуются. Например, предложен метод пЭМГ-контроля, основанный на изменении импеданса, который позволяет учитывать не только характеристики электромиографического сигнала, но и свойства человеческого тела [87]. Авторы доказали, что этот метод достаточно прост, адаптируется для любого пользователя и позволяет эффективно управлять ро-

ботизированным устройством при выполнении пользователем целенаправленных движений.

### **Роль миографии в изучении фундаментальных физиологических процессов в условиях адаптации к экзоскелету**

Для создания новых экзоскелетов крайне важны фундаментальные знания о физиологии движений в норме и при патологии. Физиологические характеристики движений человека, совершаемых с помощью экзоскелета, могут стать важным источником новых знаний о метаболической «стоимости» человеческих локомоций в норме и при патологии [14]. Ношение экзоскелета и принудительное управление конечностями даже у здорового человека может в значительной степени менять профили активации мышц, изменять паттерны мышечной активности, кинематику ходьбы и движений, менять «локомоторную схему тела» [101, 102]. Известно, что локомоторная система человека способна гибко подстраиваться в ответ на широкий круг изменяющихся требований к нейромышечному аппарату [103–105], однако до сих пор влияние роботизированных устройств на локомоторные функции и их восстановление при патологии изучено недостаточно [31]. Необходимо получить ответы на ряд вопросов: 1) как долго происходит обучение человека использованию активного экзоскелета; 2) какие компенсаторные или адаптационные нейрональные механизмы при этом включаются; 3) насколько маневренными и стабильными являются движения, выполняемые при помощи экзоскелета; 4) как меняются метаболические затраты человека, использующего экзоскелет; 5) каков относительный вклад каждого из суставов конечности в общую метаболическую «стоимость» движения; 6) ограничивают ли свойства и сила мышц конечности маневренность или мобильность движений в экзоскелете [14, 106].

Использование пЭМГ помогает ответить на некоторые из этих вопросов, например позволяет изучать модулирование паттернов мышечной активности при использовании экзоскелета, что дает ключ к пониманию компенсаторных стратегий и пластичности нейронных сетей человека [106].

Примером может служить работа K. Gordon и соавт. [103], которые в эксперименте на здоровых добровольцах с помощью пЭМГ изучали способность мышц голени к функциональной перестройке. Сигнал от камбаловидной мышцы передавали на привод экзоскелета, активирующий тыльное сгибание стопы, т.е. создавали искусственное препятствие ходьбе. В таких условиях поддержание нормальных профилей активации данной мышцы было бы метаболически затратно и механически неэффективно. В процессе повторных попыток наблюдалось значительное снижение миоэлектрической активности камбаловидной мышцы, что позволяло обследуемому минимизировать негативное воздействие экзоскелета. Авторы делают вывод, что

система контроля локомоций человека способна регулировать как профили активации отдельных мышц, так и двигательный паттерн в целом с целью снижения метаболических затрат [107].

## Заключение

Информация, получаемая с помощью метода поверхностной электромиографии, используется при разработке биоуправляемых экзоскелетов и при оценке их эффективности, а также вносит вклад в понимание физиологических процессов адаптации и компенсации при патологии локомоторного аппарата в условиях использования роботизированных устройств. Перспективы развития данного метода с целью биоуправления связаны с новыми техническими и математическими возможностями регистрации, преобразования и классификации биоэлектрических сигналов мышц и паттернов мышечной активности.

**Финансирование исследования.** Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014–2020 гг.», соглашение о предоставлении субсидии №14.578.21.0094 от 24.11.2014 г. (уникальный идентификатор проекта RFMEFI57814X0094).

**Конфликт интересов.** У авторов нет конфликта интересов.

## Литература/References

- Huang V.S., Krakauer J.W. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *J Neuroeng Rehabil* 2009; 6: 5, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-6-5>.
- Rocon E., Belda-Lois J.M., Ruiz A.F., Manto M., Moreno J.C., Pons J.L. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2007; 15(3): 367–378, <http://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903917>.
- Mankala K.K., Banala S.K., Agrawal S.K. Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training. *J Neuroeng Rehabil* 2009; 3(6): 24, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-6-24>.
- Exoskeleton или кто изобрел экзоскелет. *Exoskeleton ili kto izobrel ekzoskelet* [Exoskeleton, or who invented the exoskeleton]. URL: <http://top100invent.blogspot.com/2010/12/exoskeleton.html>.
- Hughes J. Powered lower limb orthotics in paraplegia. *Paraplegia* 1972; 9(4): 191–193, <http://dx.doi.org/10.1038/sc.1971.31>.
- Vukobratovic M., Hristic D., Stojiljkovic Z. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Med Biol Eng* 1974; 12(1): 66–80, <http://dx.doi.org/10.1007/BF02629836>.
- Vukobratović M., Borovac B., Surla D., Stokić D. *Biped locomotion: dynamics, stability, control and application. Scientific Fundamentals of Robotics 7*. Springer Berlin Heidelberg; 1990; <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-83006-8>.
- Seireg A., Grundman J.G. Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics. In: *Biomechanics of medical devices*. New York: Marcel Dekker, Inc.; 1981; p. 569–639.
- Townsend M.A., Lepofsky R.J. Powered walking machine prosthesis for paraplegics. *Med Biol Eng* 1976; 14(4): 436–444, <http://dx.doi.org/10.1007/BF02476121>.
- Vorobyev A.A., Petrukhin A.V., Zasyapkina O.A., Krivonozhkina P.S., Pozdnyakov A.M. Exoskeleton as a new means in habilitation and rehabilitation of invalids (review). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2015; 7(2): 185–197, <http://dx.doi.org/10.17691/stm2015.7.2.22>.
- Kawamoto H., Sankai Y. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. *Adv Robot* 2005; 19(7): 717–734, <http://dx.doi.org/10.1163/1568553054455103>.
- Zoss A., Kazerooni H. Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton. *Adv Robot* 2006; 20(9): 967–988, <http://dx.doi.org/10.1163/156855306778394030>.
- Amundson K., Raade J., Harding N., Kazerooni H. Development of hybrid hydraulic-electric power units for field and service robots. *Adv Robot* 2006; 20(9): 1015–1034, <http://dx.doi.org/10.1163/156855306778394058>.
- Ferris D.P., Sawicki G.S., Daley M.A. A physiologist's perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *Int J HR* 2007; 4(3): 507–528, <http://dx.doi.org/10.1142/s0219843607001138>.
- Brooks R.A. The robots are here. *Technol Rev* 2004; 107: 30.
- Low K.H., Liu X., Goh C.H., Yu H. Locomotive control of a wearable lower exoskeleton for walking enhancement. *J Vibrat Control* 2006; 12(12): 1311–1336, <http://dx.doi.org/10.1177/1077546306070616>.
- Gordon K.E., Wu M., Kahn J.H., Schmit B.D. Feedback and feedforward locomotor adaptations to ankle-foot load in people with incomplete spinal cord injury. *J Neurophysiol* 2010; 104(3): 1325–1338, <http://dx.doi.org/10.1152/jn.00604.2009>.
- Battye C.K., Nightengale A., Whillis J. The use of myoelectric current in the operation of prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 1955; 37-B(3): 506–510.
- Bottomley A.H. Myoelectric control of powered prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 1965; 47: 411–415.
- Finley F.R., Wirta R.W. Myocoder studies of multiple myopotential response. *Arch Phys Med Rehabil* 1967; 48(11): 598–601.
- Peerdeman B., Boere D., Witteveen H., Huis in 't Veld R., Hermens H., Stramigioli S., Rietman H., Veltink P., Misra S. Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective. *J Rehabil Res Dev* 2011; 48(6): 719, <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2010.08.0161>.
- Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. Л.: Наука; 1990. Gekht B.M. *Teoreticheskaya i klinicheskaya elektromiografiya* [Theoretical and clinical electromyography]. Leningrad: Nauka; 1990.
- Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электромиография. М: Медицина; 1986. Badalyan L.O., Skvortsov I.A. *Klinicheskaya elektromiografiya* [Clinical electromyography]. Moscow: Meditsina; 1986.
- Aminoff M. *Electromyography in clinical practice*. Addison-Wesley; 1978.
- Wakeling J.M. Spectral properties of the surface EMG can characterize motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol* 2008; 105(5): 1676–1677.
- Fleischer C., Wege A., Kondak K., Hommel G. Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots. *Biomed Tech* 2006; 51(5–6): 314–319, <http://dx.doi.org/10.1515/BMT.2006.063>.

27. Farina D., Mesin L., Marina S., Merletti R.A. Surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51(3): 415–426, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2003.820998>.
28. Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5): 361–374, [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).
29. SENIAM. Book 8. European recommendations for surface electromyography. URL: <http://www.seniam.org>.
30. SENIAM. Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles. URL: <http://www.seniam.org/quadricepsfemorisvastusmedialis.html>.
31. Sylos-Labini F., La Scaleia V., d'Avella A., Pisotta I., Tamburella F., Scivoletto G., Molinari M., Wang S., Wang L., van Asseldonk E., van der Kooij H., Hoellinger T., Cheron G., Thorsteinsson F., Ilzkovitz M., Gancet J., Hauffe R., Zanov F., Lacquaniti F., Ivanenko Y.P. EMG patterns during assisted walking in the exoskeleton. *Front Hum Neurosci* 2014; 8: 423, <http://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2014.00423>.
32. Merletti R., Avenaggiato M., Botter A., Holobar A., Marateb H., Vieira T. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng* 2011; 38(4): 305–345, <http://dx.doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v38.i4.10>.
33. Chowdhury R.H., Reaz M.B., Ali M.A., Bakar A.A., Chellappan K., Chang T.G. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel)* 2013; 13(9): 12431–12466, <http://dx.doi.org/10.3390/s130912431>.
34. Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J. A switching regime model for the EMG-based control of a robot arm. *IEEE Trans Syst Man Cybern B Cybern* 2011; 41(1): 53–63, <http://dx.doi.org/10.1109/TSMCB.2010.2045120>.
35. Dimitrova N.A., Dimitrov G.V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13(1): 13–36, [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00083-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00083-4).
36. Dhiman R., Hooda S.D. Detecting the useful electromyogram signals—extracting, conditioning and classification. *Indian Journal of Computer Science and Engineering* 2011; 2(4): 634–637.
37. Mesin L., Farina D. A model for surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52(12): 1984–1893, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2005.857670>.
38. Mesin L. Simulation of surface EMG signals for a multilayer volume conductor with a superficial bone or blood vessel. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55(6): 1647–1657, <http://dx.doi.org/10.1109/tbme.2008.919104>.
39. Farina D., Cescon C. Concentric-ring electrode system for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Trans Biomed Eng* 2001; 48(11): 1326–1334, <http://dx.doi.org/10.1109/10.959328>.
40. Farina D., Cescon C., Merletti R. Influence of anatomical, physical and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern* 2002; 86(6): 445–456, <http://dx.doi.org/10.1007/s00422-002-0309-2>.
41. Farina D., Févotte C., Doncarli C., Merletti R. Blind separation of linear instantaneous mixtures of nonstationary surface myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51(10): 1555–1567, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2004.828048>.
42. Farina D., Lucas M.F., Doncarli C. Optimized wavelets for blind separation of nonstationary surface myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55(1): 78–86, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2007.897844>.
43. Schuler T.A., Müller R., van Hedel H.J. Leg surface electromyography patterns in children with neuro-orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement. *J Neuroeng Rehabil* 2013; 10: 78, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-10-78>.
44. Chang W.N., Lipton J.S., Tsirikos A.I., Miller F. Kinesiological surface electromyography in normal children: range of normal activity and pattern analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17(4): 437–445, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.02.003>.
45. Lorrain T., Jiang N., Farina D. Influence of the training set on the accuracy of surface EMG classification in dynamic contractions for the control of multifunction prostheses. *Neuroeng Rehabil* 2011; 8: 25, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-8-25>.
46. Scott R.N., Parker P.A. Myoelectric prostheses: state of the art. *J Med Eng Technol* 1988; 12(4): 143–151, <http://dx.doi.org/10.3109/03091908809030173>.
47. Hudgins B., Parker P., Scott R.N. A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993; 40(1): 82–94, <http://dx.doi.org/10.1109/10.204774>.
48. Englehart K., Hudgins B. A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003; 50(7): 848–854, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2003.813539>.
49. MacIsaac D.T., Parker P.A., Englehart K.B., Rogers D.R. Fatigue estimation with a multivariable myoelectric mapping function. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006; 53(4): 694–700, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2006.870220>.
50. Huang Y., Englehart K.B., Hudgins B., Chan A.A. Gaussian mixture model based classification scheme for myoelectric control of powered upper limb prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52(11): 1801–1811, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2005.856295>.
51. Farina D., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T. Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction. *Methods Inf Med* 2004; 43(1): 30–35.
52. Kiguchi K., Imada Y., Liyanage M. EMG-based neuro-fuzzy control of a 4DOF upper-limb power-assist exoskeleton. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2007; 2007: 3040–3043, <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352969>.
53. Chu J.U., Moon I., Mun M.S. A real-time EMG pattern recognition system based on linear-nonlinear feature projection for a multifunction myoelectric hand. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006; 53(11): 2232–2239, <http://dx.doi.org/10.1109/tbme.2006.883695>.
54. Shenoy P., Miller K.J., Crawford B., Rao R. Online electromyographic control of a robotic prosthesis. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55(3): 1128–1135, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2007.909536>.
55. Campanini I., Merlo A., Degola P., Merletti R., Vezzosi G., Farina D. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17(4): 515–526, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.06.001>.
56. Clark D.J., Ting L.H., Zajac F.E., Neptune R.R., Kautz S.A. Merging of healthy motor modules predicts reduced



- locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *J Neurophysiol* 2010; 103(2): 844–857, <http://dx.doi.org/10.1152/jn.00825.2009>.
57. Ivanenko Y.P., Poppele R.E., Lacquaniti F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol* 2004; 556(Pt 1): 267–282, <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.2003.057174>.
58. Lacquaniti F., Ivanenko Y.P., Zago M. Patterned control of human locomotion. *J Physiol* 2012; 590(10): 2189–2199, <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.2011.215137>.
59. McNeill Alexander R. Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am J Hum Biol* 2002; 14(5): 641–648, <http://dx.doi.org/10.1002/ajhb.10067>.
60. Bertram J.E., Ruina A. Multiple walking speed-frequency relations are predicted by constrained optimization. *J Theor Biol* 2001; 209(4): 445–453, <http://dx.doi.org/10.1006/jtbi.2001.2279>.
61. Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Biol* 2002; 205(Pt 23): 3717–3727.
62. Saunders J.B., Inman V.T., Eberhart H.D. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953; 35-A(3): 543–558.
63. Alexander R.M., Bennet-Clark H.C. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature* 1977; 265(5590): 114–117, <http://dx.doi.org/10.1038/265114a0>.
64. Taylor C.R. Relating mechanics and energetics during exercise. *Adv Vet Sci Comp Med* 1994; 38A: 181–215.
65. Elftman H. The function of muscles in locomotion. *Am J Physiol* 1939; 125: 357–366.
66. Williams K.R., Cavanagh P.R. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1987; 63(3): 1236–1245.
67. Cavanagh P.R., Kram R. Mechanical and muscular factors affecting the efficiency of human movement. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(3): 326–331, <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-198506000-00005>.
68. Williams K.R. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(3): 317–325, <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-198506000-00004>.
69. Margaria R. *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. England: Clarendon Press; 1976.
70. Bobbert A.C. Physiological comparison of three types of ergometry. *J Appl Physiol* 1960; 15: 1007–1014.
71. Abbott B.C., Bigland B., Ritchie J.M. The physiological cost of negative work. *J Physiol* 1952; 117(3): 380–390, <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1952.sp004755>.
72. Cavagna G.A., Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 1977; 268(2): 647–681, <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1977.sp011866>.
73. Griffiths R.I. Shortening of muscle fibers during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol* 1991; 436: 219–236.
74. Roberts T.J., Marsh R.L., Weyand P.G., Taylor C.R. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science* 1997; 275(5303): 1113–1115, <http://dx.doi.org/10.1126/science.275.5303.1113>.
75. Daley M.A., Biewener A.A. Muscle force-length dynamics during level versus incline locomotion: a comparison of in vivo performance of two guinea fowl ankle extensors. *J Exp Biol* 2003; 206(Pt 17): 2941–2958, <http://dx.doi.org/10.1242/jeb.00503>.
76. Fukunaga T., Kubo K., Kawakami Y., Fukashiro S., Kanehisa H., Maganaris C.N. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci* 2001; 268(1464): 229–233, <http://dx.doi.org/10.1098/rspb.2000.1361>.
77. Lichtwark G.A., Bougoulas K., Wilson A.M. Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J Biomech* 2007; 40: 157–164, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.035>.
78. Ishikawa M., Komi P.V., Grey M.J., Lepola V., Bruggemann G.P. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol* 2005; 99(2): 603–608, <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00189.2005>.
79. Gordon K.E., Kinnaird C.R., Ferris D. Locomotor adaptation to a soleus EMG-controlled antagonistic exoskeleton. *Neurophysiol* 2013; 109(7): 1804–1814, <http://dx.doi.org/10.1152/jn.01128.2011>.
80. Orendurff M.S., Segal A.D., Klute G.K., McDowell M.L., Pecoraro J.A., Czerniecki J.M. Gait efficiency using the C-Leg. *J Rehabil Res Dev* 2006; 43(2): 39–46, <http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2005.06.0095>.
81. Ferris D.P., Bohra Z.A., Lukos J.R., Kinnaird C.R. Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. *J Appl Physiol* 2006; 100(1): 163–170, <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00821.2005>.
82. Veneman J.F., Kruidhof R., Hekman E.E., Ekkelenkamp R., Van Asseldonk E.H., van der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2007; 15(3): 379–386, <http://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903919>.
83. Duysens J., De Groote F., Jonkers I. The flexion synergy, mother of all synergies and father of new models of gait. *Front Comput Neurosci* 2013; 7: 14, <http://dx.doi.org/10.3389/fncom.2013.00014>.
84. Zecca M., Micera S., Carrozza M.C., Dario P. Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographical signal. *Crit Rev Biomed Eng* 2002; 30(4–6): 459–485, <http://dx.doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.v30.i456.80>.
85. Benjuya N., Kenney S.B. Myoelectric hand orthosis. *J Prosthet Orthot* 1990; 2(2): 149–154, <http://dx.doi.org/10.1097/00008526-199001000-00011>.
86. Farry K.A., Walker I.D., Baraniuk G.B. Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand. *IEEE Trans Robot Automat* 1996; 12(5): 775–788, <http://dx.doi.org/10.1109/70.538982>.
87. Kiguchi K., Hayashi Y. An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. *IEEE Trans Syst Man Cybern Part B Cybern* 2012; 42(4): 1064–1071, <http://dx.doi.org/10.1109/TSMCB.2012.2185843>.
88. Yagi E., Harada D., Kobayashi M. Upper-limb power-assist control for agriculture load lifting. *Int J Autom Technol* 2009; 3(6): 716–722, <http://dx.doi.org/10.20965/ijat.2009.p0716>.
89. Su H., Li Z., Li G., Yang C. EMG-based neural network control of an upper-limb power-assist exoskeleton robot. In: *Advances in neural networks — ISNN 2013*. Springer Science + Business Media; 2013; p. 204–211, [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-39068-5\\_25](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-39068-5_25).
90. Khokhar Z.O., Xiao Z.G., Menon C. Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton.

*Biomed Eng Online* 2010; 9: 41, <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925X-9-41>.

91. Gopura R.A.R.C., Kiguchi K., Li Y. SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control. In: *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE; 2009; p. 1126–1131, <http://dx.doi.org/10.1109/iros.2009.5353935>.

92. Chan B., Sia C., Wong F., Chin R., Dargham J.A., Siang Y.S. Analysis of surface electromyography for on-off control. *Adv Mater Res* 2013; 701: 435–439, <http://dx.doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.701.435>.

93. Tang Z., Zhang K., Sun S., Gao Z., Zhang L., Yang Z. An upper-limb power-assist exoskeleton using proportional myoelectric control. *Sensors (Basel)* 2014; 14(4): 6677–6694, <http://dx.doi.org/10.3390/s140406677>.

94. Fougner A., Stavadahl O., Kyberd P., Losier Y., Parker P. Control of upper limb prostheses: terminology and proportional myoelectric control — a review. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2012; 20(5): 663–677, <http://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2196711>.

95. Pistohl T., Cipriani C., Jackson A., Nazarpour K. Adapting proportional myoelectric-controlled interfaces for prosthetic hands. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2013; 2013: 6195–6198, <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610968>.

96. Nielsen J.L., Holmgaard S., Jiang N., Englehart K., Farina D., Parker P. Enhanced EMG signal processing for simultaneous and proportional myoelectric control. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009; 2009: 4335–4338, <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5332745>.

97. Ferris D.P., Lewis C.L. Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009; 2009: 2119–2124, <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333984>.

98. Зименко К.А., Боргуль А.С., Маргун А.А. Анализ и обработка сигналов электромиограммы. Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики 2013; 1(83): 41–43. Zimenko K.A., Borgul' A.S., Margun A.A. Analysis and processing of electromyogram signals. *Nauchno-tekhnicheskiiy vestnik informatsionnykh tekhnologiy, mekhaniki i optiki* 2013; 1(83): 41–43.

99. Rosen J., Brand M., Fuchs M.B., Arcan M. A myosignal-based powered exoskeleton system. *IEEE Trans Syst, Man, Cybern A* 2001; 31(3): 210–222, <http://dx.doi.org/10.1109/3468.925661>.

100. Guizzo E., Goldstein H. The rise of the body bots [robotic exoskeletons]. *IEEE Spectrum* 2005; 42(10): 50–56, <http://dx.doi.org/10.1109/MSPEC.2005.1515961>.

101. Khanna I., Roy A., Rodgers M., Krebs H., Macko R., Forrester L. Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. *J Neuroeng Rehabil* 2010; 7: 23, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-7-23>.

102. Moreno J.C., Barroso F., Farina D., Gizzi L., Santos C., Molinari M., Pons J.L. Effects of robotic guidance on the coordination of locomotion. *J Neuroeng Rehabil* 2013; 10: 79, <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-10-79>.

103. Ferris D.P., Gordon K.E., Sawicki G.S., Peethambaran A. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait Posture* 2006; 23(4): 425–428, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.05.004>.

104. Nessler J.A., Huynh H., McDougal M. A single bout of resistance exercise does not affect nonlinear dynamics of lower extremity kinematics during treadmill walking. *Gait Posture* 2011; 34(2): 285–287, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.04.003>.

105. de Rugy A., Loeb G.E., Carroll T.J. Muscle coordination is habitual rather than optimal. *J Neurosci* 2012; 32(21): 7384–7391, <http://dx.doi.org/10.1523/JNEUROSCI.5792-11.2012>.

106. Ivanenko Y.P., Cappellini G., Solopova I.A., Grishin A.A., Maclellan M.J., Poppele R.E., Lacquaniti F. Plasticity and modular control of locomotor patterns in neurological disorders with motor deficits. *Front Comput Neurosci* 2013; 7: 123, <http://dx.doi.org/10.3389/fncom.2013.00123>.

107. Merletti R., Botter A., Cescon C., Minetto M.A., Vieira T.M. Advances in surface EMG: recent progress in clinical research applications. *Crit Rev Biomed Eng* 2010; 38(4): 347–379, <http://dx.doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.v38.i4.20>.