

УДК 616.833-073.7

ПОВЕРХНОСТНАЯ ЭМГ: ПРИМЕНИМОСТЬ В БИОМЕХАНИЧЕСКОМ АНАЛИЗЕ ДВИЖЕНИЙ И ВОЗМОЖНОСТИ ДЛЯ ПРАКТИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ

© 2021 г. А. М. Котов-Смоленский¹, А. Е. Хижникова¹, А. С. Клочков¹*,
Н. А. Супонева¹, М. А. Пирадов¹

¹ФГБНУ Научный центр неврологии, Москва, Россия

*E-mail: anton.s.klochkov@gmail.com

Поступила в редакцию 16.01.2020 г.

После доработки 17.03.2020 г.

Принята к публикации 01.06.2020 г.

Поверхностная электромиография (ЭМГ) давно вошла в рутинную практику как клиницистов, так и исследователей, предоставляя простую и доступную количественную оценку функции мышечной и периферической нервной системы. Эта методика за все годы ее использования не стала универсальным методом, столкнувшись с рядом препятствий как в научной, так и в клинической практике. Однако развитие технологий, комбинированное использование совместно с другими методами, большое количество исследований, направленных на совершенствование метода, позволили поверхностной ЭМГ стать незаменимым инструментом в биомеханическом анализе движений и практической реабилитации. Подавляющее большинство современных высокотехнологичных реабилитационных и ассистивных технологий используют поверхностную ЭМГ в качестве источника обратной связи или контроллера приводов экзоскелета. В данном обзоре описываются основные его преимущества и недостатки, представлены результаты исследований, а также обсуждаются возможности реабилитационного применения.

Ключевые слова: поверхностная электромиография, анализ движений, анализ биомеханики, синергии, реабилитация, ассистивные технологии, биологическая обратная связь.

DOI: 10.31857/S0131164621020041

Объективная количественная оценка движений является ключевым условием для изучения механизмов организации движений в норме и при патологии, предоставляя уникальный материал для спортивных наук, фундаментальных исследований и клинической медицинской практики. Биомеханический анализ движений имеет большое прикладное значение как для практической медицины при составлении реабилитационных программ или оценке воздействия методик на восстановление двигательных функций, так и для биомедицинской инженерии при разработке медицинских роботов, протезов и ассистирующих устройств.

Для изучения двигательной функции в настоящее время существует достаточно широкий выбор инструментальных методик. По методу получения данных их можно разделить на 4 основных типа: 1) оптико-электронные системы (видеоанализ движений, инфракрасные сенсоры); 2) акселерометрические устройства; 3) электромагнитные системы; 4) электромиография (ЭМГ). Первые три позволяют регистрировать движения

человека, на основании чего при дальнейшей обработке строится трехмерная скелетно-мышечная модель. Методика ЭМГ, в отличие от остальных, позволяет получить данные о работе отдельных мышц и мышечных групп во время движения и достаточно редко изолировано используется при оценке биомеханики комплексных движений, но в то же время является незаменимым методом получения информации о мышечном контроле и организации движений. В современной литературе ее можно чаще встретить как составляющую комплекса оценки движений, совместно с оптико-электронными, акселерометрическими и электромагнитными системами, а также в качестве триггерного устройства для инициации движений роботизированных и ассистивных устройств.

Выделяют 3 основных типа ЭМГ: игольчатая, стимуляционная и накожная (поверхностная). Первые два используются в клинической практике для диагностики патологии периферического нейро-мышечного аппарата. Метод поверхностной (накожной) электромиографии (пЭМГ) поз-



Рис. 1. Рекомендации *SENIAM* по расположению электродов ЭМГ для регистрации активности латерального пучка двуглавой мышцы плеча (указаны анатомические ориентиры на линии, с которыми должны располагаться электроды).

воляет регистрировать электрофизиологическую активность скелетных мышц, которая при применении физико-математических алгоритмов обработки позволяет определить такие важные показатели движения, как механическая сила, работа и энергия. Однако стоит отметить, что измерение данных показателей при помощи пЭМГ имеет определенные ограничения. Прежде всего они связаны с тем, что регистрация сигналов проводится опосредованно через кожу и подкожно-жировую клетчатку, а поиск двигательной точки бывает значительно затруднен из-за близкого и послойного залегания мышц, а также индивидуальных особенностей каждого исследуемого [1].

Несмотря на определенные сложности в процессе записи и обработки данных, полученных с помощью пЭМГ, этот метод регистрации мышечной активности широко применяется в реабилитации как для диагностики и изучения движений, так и в качестве источника биологической обратной связи, робототехнике, протезировании и биоинженерии. Популярности пЭМГ способствует легкость и неинвазивность процедуры, возможность оценивать суммарную биоэлектрическую активность мышц в покое и во время различных режимов мышечного сокращения, а также при выполнении движений различной координационной сложности. Метод пЭМГ также позволяет регистрировать суммарную активность одновременно функционирующих мышц (синхронно работаю-

щих синергистов, антагонистов и агонистов) посредством отводящих электродов, располагающихся на поверхности кожи над двигательными точками мышц [2, 3].

Сигнал пЭМГ является информативно достаточно сложным, представляя собой сумму регистрируемых с кожи в проекции мышц электрических сигналов, генерируемых несколькими двигательными единицами. Зарегистрированные на поверхности кожи потенциалы действия имеют разную амплитуду, длительность, а также частоту. Анализ работ, направленных на исследование активности *m. biceps brachii*, показал довольно противоречивые результаты оценки параметров пЭМГ [4–8]. Основной причиной этому явилось отсутствие единых стандартов регистрации движений посредством пЭМГ. Все это актуализировало необходимость создания рекомендаций, которые бы регламентировали основные условия использования данной методики. Работа над такими рекомендациями велась с 1996 по 1999 гг. коллективом ученых из Голландии, Италии, Германии и Швеции [9]. В рамках проекта *SENIAM* (англ. *surface EMG for non-invasive assessment of muscles* – поверхностная ЭМГ для неинвазивной оценки мышечного аппарата) были проанализированы свыше 140 научных работ и разработаны рекомендации, являющиеся на сегодняшний день основополагающими во всех исследованиях, которые проводятся с применением метода пЭМГ [2]. Рекомендации *SENIAM* позволили стандартизировать процедуру регистрации движений с помощью пЭМГ, а также дали возможность сопоставлять результаты из разных лабораторий [10]. Согласно рекомендациям проекта *SENIAM* была определена конструкция применяемых электродов (их форма, площадь, форма поверхности, материал из которого он изготовлен), ориентация относительно мышечных волокон, положение электрода на мышце и особенности их крепления, требования к очистке кожи в месте крепления электрода. Также в рекомендациях описаны основные требования к обработке и моделированию сигналов пЭМГ (частоте, оцифровке мышечных сигналов). Помимо технических характеристик проектом *SENIAM* были определены основные мышцы туловища, нижних и верхних конечностей, которые были выбраны как наиболее информативные для исследования двигательной деятельности (рис. 1).

Проблема качества регистрации интерференционной кривой

Отдельного рассмотрения заслуживают условия, обеспечивающие качество регистрируемого ЭМГ-сигнала:

1) Степень мышечного сокращения. Величина амплитуды пЭМГ возрастает по мере увеличения

степени мышечного сокращения, так как в этот момент задействуется большее количество двигательных единиц [11].

2) Локальная мышечная утомляемость, которая выявляется на пЭМГ в виде смещения медианы частоты к нижней границе и увеличения силы сигнала [12, 13], что, вероятно, связано с синхронной активностью различных двигательных единиц и изменением электрических свойств мышечных волокон.

3) Сопротивление в зависимости от толщины кожных покровов. Увеличенная толщина тканей тела имеет особенность ослаблять высокочастотную составляющую сигнала пЭМГ. Соответственно, чем толще ткань тела, тем ниже частота и амплитуда сигнала.

4) Межеlectродное расстояние. Если расстояние между электродами увеличивается, то запись охватывает более широкую область, в результате чего записанный сигнал состоит из большего числа потенциалов действия, что снижает частоту и увеличивает амплитуду сигнала.

5) Артефакты и шумы. Свойства некоторых шумов и артефактов довольно предсказуемы, так, например, артефакты ЭКГ появляются на частоте до 60 Гц [11]. Однако несмотря на то, что артефакты ЭКГ предсказуемы их достаточно тяжело удалить из спектра пЭМГ, что в дальнейшем усложняет обработку.

6) Также немаловажное значение имеет расположение электродов относительно мышечных волокон, размер измеряемой мышцы, степень загрязнения кожи, внешние помехи и т.д. [14].

Помимо изменчивости и неустойчивости сигнала, вызванных внешними помехами, смещением электродов, погливостью кожи и утомляемостью мышц [15, 16], одной из первостепенных проблем является феномен перекрестных помех (англ. *cross-talk*), т.е. помехи, возникающие вследствие “наложения” физиологической активности других мышц, находящихся в непосредственной близости с мышцей, на которую наложены электроды. Потенциальное присутствие феномена перекрестных помех является основным недостатком пЭМГ в оценке комплексной мышечной деятельности и ограничивающим фактором при проведении биомеханического анализа движений [17].

Помимо анатомических особенностей расположения мышц и физиологии комплексных движений, причинами возникновения перекрестных помех также могут являться различия техники регистрации пЭМГ, в частности расположение электродов относительно друг друга и относительно целевой мышцы [18].

Для решения проблемы перекрестных помех могут применяться особые протоколы регистрации, призванные снизить влияние данного фено-

мена на пЭМГ-сигнал, в частности одновременная запись поверхностной и игольчатой ЭМГ с одной мышцы. При совместной регистрации отмечается преобладание регистрируемой активности при пЭМГ по сравнению с игольчатой, что может являться признаком наличия перекрестных помех, однако игольчатая ЭМГ может быть ограничена областью регистрации (возможно оценить активность отдельных мышечных пучков в непосредственной близости от иглы, но не всей мышцы в целом) [19–22]. В дальнейшем при обработке сигнала из данных пЭМГ вычитаются данные игольчатой ЭМГ, таким образом определяется количественное значение перекрестных помех, которое позволяет очистить первичный сигнал пЭМГ.

Также существует большое количество узкоспециализированных методов снижения количества перекрестных помех в сигнале, к примеру, селективное охлаждение нецелевых мышц для снижения средней частоты ЭМГ-сигнала, регистрация пЭМГ при помощи накожных электродов высокой плотности во время процедуры транскраниальной магнитной стимуляции, что позволяет уменьшить выраженность перекрестных помех, возникающих при определении вызванного моторного ответа из-за перекрытия зон иннервации мышц в коре головного мозга [23, 24].

Для специфического анализа перекрестных помех применяется кросс-корреляционный анализ (выявление коэффициента взаимной корреляции) [25]. При обработке сигнала с помощью данного метода можно оценить схожесть двух рядов данных в зависимости от смещения одного относительно другого. Удобство данного метода заключается в том, что коэффициент находится в диапазоне от 0 до 1, где 1 – это 100% сходство между сигналами, а 0 – полное различие. В пЭМГ значения коэффициента взаимной корреляции менее 0.30 характерны для сигнала без перекрестных помех.

Помимо физических способов уменьшения выраженности перекрестных помех, заключающихся в правильном выборе электродов и места их расположения согласно рекомендациям *SENIAM*, существуют математические методы, позволяющие выделить и убрать помехи из записи. Например, независимый компонентный анализ, который позволяет разделить источники сигнала на записи пЭМГ или метод, основанный на теории нечетких множеств, позволяющий выявить индивидуальную склонность испытуемого к перекрестным помехам и рассчитать доверительное значение для их исключения [1, 26].

Благодаря адаптированным методам фильтрации, а также при соблюдении надлежащего расположения электродов, перекрестные помехи могут быть уменьшены, тем не менее, возмож-

ность их присутствия должна всегда учитываться при планировании и проведении эксперимента [27–29].

Комбинированное применение пЭМГ при анализе и восстановлении движений

Применение комбинированных с пЭМГ инструментов оценки биомеханики является основным методом изучения движений человека. Анализ движения при использовании данной методики подразделяется на два вида: первый — изучение кинематической синергии (на основе данных видеонализа движений), он включает в себя определение углов, угловых скоростей, угловых ускорений в суставах, а также их взаимодействия [30, 31]; второй — изучение мышечной синергии (на основе пЭМГ), т.е. последовательности мышечной активации и расслабления при совершении движения [32, 33].

ПЭМГ является достаточно информативным методом в оценке координационных отношений различных мышечных групп [34]. Наиболее показательными являются соотношения амплитуд мышц антагонистов (так называемый коэффициент реципрокности) и мышц синергистов (коэффициент синергии). Для оценки биоэлектрической активности мышц при ее активном сокращении во время выполнения двигательной задачи сопоставляется суммарная амплитуда колебаний и механограмма мышечного сокращения. При этом ярко выражена асимметрия активности различных мышечных групп. Для анализа полученных паттернов активации используются несколько статистических методов. Метод главных компонент применялся в ряде исследований, посвященных изучению двигательных синергий кисти при выполнении захватов предметов разного размера, формы и веса [35]. Однако из-за крайне нелинейной взаимосвязи между миоэлектрической активностью и кинематикой выполняемых движений исследователи все чаще приходят к вынужденной необходимости проводить дискретный анализ мышечной активности вместо попыток декодирования кинематики продолжительного движения.

Для анализа продолжительных движений при помощи ЭМГ используется ряд методик, таких как: 1) мышечно-скелетная модель Хилла; 2) метод пространства состояний; 3) математическая модель искусственных нейронных сетей и метод опорных векторов.

Наиболее часто используемая для непрерывного анализа ЭМГ мышечно-скелетная модель Хилла, как правило, фокусируется на ограниченном количестве степеней свободы движений в суставах, так как уравнения данной модели являются

нелинейными и присутствует большое количество неизвестных параметров для каждой мышцы.

Модели пространства состояний использовались для оценки кинематики скелетных мышц плеча и предплечья с акцентированием нестабильности сигнала ЭМГ и эволюции его качества (обусловленной утомляемостью мышц, потом и т.д.). *P.K. Artemiadis* и *K.J. Kyriakopoulos* [36] предложили методику картирования миоэлектрической активности при движениях руки, в основе которой лежало не извлечение отдельных миоэлектрических сигналов, а регистрация корреляций нескольких сигналов. Это позволило снизить количество переменных без потери данных, а также получить методику управления роботом на основе непрерывной регистрации сигналов поверхностной ЭМГ.

Метод искусственных нейронных сетей использовался *R.J. Smith et al.* при оценке непрерывного движения пальцев [37], а также для оценки содружественных изометрических усилий 10 мышц сгибателей и разгибателей плечевого и локтевого суставов.

При анализе ходьбы сигналы пЭМГ используются с целью описания связи между активацией мышечного аппарата и особенностями движений суставов. В настоящее время одним из наиболее интересных направлений исследования походки здоровых людей является изучение совместного сокращения мышц агонистов и антагонистов. Несмотря на то, что данный феномен был обнаружен еще в 80-х гг. прошлого века, он остается до конца неизученным. Так, варьирование совместного сокращения мышц в зависимости от фазы шага было показано еще в 1985 г. [38]. Однако значительно позже была показана зависимость данного феномена при ходьбе от возраста и скорости ходьбы здорового человека [39]. В исследовании *J.R. Franz et al.* в 2013 г. данный факт был подтвержден, кроме того было определено, что возрастные различия сохраняются при различных видах ходьбы (в гору, с горы и по прямой) [40]. Для более достоверной оценки пЭМГ при ходьбе была разработана методика статистического анализа походки (*statistical gait analysis — SGA*). Этот способ обработки сигнала позволяет получить усредненные данные мышечной активации, мышечных усилий, фаз шага и других параметров во время различных видов ходьбы. Однако данная методика обладает существенным недостатком, так как для реализации данного подхода необходима длительная запись процесса ходьбы, что ограничивает применение методики у пациентов [41].

Использование пЭМГ в качестве рутинного инструмента исследований функций руки после инсульта, в отличие от ноги, осложнено тем, что в

функциональном плане рука является гораздо более сложным органом для изучения [42].

Отсутствие единого стереотипного циклично-го движения, сложность скелетно-мышечной системы, индивидуальные особенности расположения двигательной точки мышцы, а также нелинейная взаимосвязь между миоэлектрической активностью и совершаемым движением, затрудняет использование ЭМГ для исследования движения, в котором задействовано большое количество мышц и суставов. Однако применение интерференционной (поверхностной) ЭМГ может быть использовано для оценки координационных отношений различных мышечных групп, наиболее информативны показатели соотношения амплитуд мышц антагонистов (коэффициент реципрокности) и синергистов (коэффициент синергии). Для оценки биоэлектрической активности мышц при ее сокращении во время выполнения двигательной парадигмы (задачи) применяется сопоставление суммарной амплитуды колебаний с механограммой мышечного сокращения. При этом хорошо выявляется асимметрия активности различных мышечных групп [34].

Кроме того, пЭМГ показала себя незаменимым методом для отслеживания степени мышечного напряжения в тех случаях, когда оно нежелательно.

Как известно двигательные нарушения руки после инсульта зачастую сопровождаются развитием нежелательных патологических двигательных компенсаций со стороны непораженных мышц руки и туловища [43, 44], которые могут быть устранены или снижены за счет ограничения подвижности туловища пациентов посредством использования специальных ремней или жгутов, что приводит к улучшению восстановления двигательной функции руки. Детальное рассмотрение особенностей двигательной терапии, основанной на ограничении движений, показало, что своевременное, а еще лучше раннее выявление патологических компенсаций туловища может создать предпосылки наиболее продуктивного двигательного обучения в будущем [45–47].

Для выявления подобных двигательных компенсаций успешно применяется пЭМГ, которая показала себя более точной, чем носимые инерционные датчики, а также технологии видео захвата движений [44]. Точность метода пЭМГ заключается в особенности крепления (неподвижности) электродов непосредственно на участки целевых мышц, участвующих в движениях и обуславливающих компенсацию, позволяя выявить ее наиболее достоверно. Опираясь на более точные показатели наличия двигательных компенсаций, приоритет выбора накожной миографии предоставляет исследователям возможность улучшить процесс сбора данных, однако совместное

использование пЭМГ с технологиями видео захвата движений или носимыми инерционными датчиками может позволить получить более информативную картину. При этом самостоятельно пЭМГ может служить как источник биологической обратной связи для пациентов в процессе возникновения патологических компенсаций и их сознательного контроля и подавления во время двигательных тренировок верхней конечности.

Возможности пЭМГ для практической реабилитации

Использование пЭМГ в качестве диагностического инструмента часто позволяло выявить особенности сокращения или расслабления мышц, послуживших впоследствии обоснованием терапевтических методик и подходов, многие из которых реализовывались с применением биологической обратной связи (БОС) по ЭМГ.

Так, например, в работе *J. Romkes et al.* [48] проводилась оценка изменчивости походки от воздействия обуви племени Масаи по отношению к обычной обуви. Как известно, обувь достаточно сильно влияет на стереотип ходьбы. Одним из ярких примеров является ношение обуви на каблуке, увеличение высоты каблука связано с уменьшением амплитуды пика пЭМГ с большеберцовой и латеральной головки икроножной мышцы, при этом ношение обуви с отрицательным каблуком имеет противоположный эффект (увеличивается амплитуда и длительность сигнала пЭМГ с данных мышц) [49]. Обувь Масаи имеет главную отличительную черту – изогнутую подошву, причем выпуклая часть изгиба направлена наружу, что обеспечивает плавный перекаат стопы во время ходьбы. Исследование двенадцати здоровых добровольцев, обучавшихся ходьбе в обуви Масаи, показало, что ношение такой обуви имеет прямое воздействие на изменчивость походки. Визуально испытываемые шли медленнее и с более короткими шагами, паттерн движения показал значительные увеличение угла тыльного сгибания стопы с кинематическими изменениями. Посредством пЭМГ было зафиксировано увеличение активности *m. tibialis anterior* и *m. gastrocnemius*, их совместное сокращение могло благоприятно влиять на увеличение стабильности голеностопного сустава, таким образом, авторы предположили, что обувь Масаи имеет благоприятное воздействие на изменение походки, и использование данного метода имеет определенный потенциал в физической терапии для укрепления мышц ног.

Наиболее широкое распространение в практической реабилитации пЭМГ получила, в первую очередь, как относительно простой и точный источник БОС, который позволяет измерять развиваемое мышцами напряжение и трансформирует

информацию в легко понятную визуальную или звуковую обратную связь [11]. Это позволяет пациентам улучшить сознательный мышечный контроль во время выполняемых упражнений и создает объективное взаимодействие между пациентом и сигналом пЭМГ, побуждая его к активному участию в реабилитационном процессе.

Одна из методик реабилитации с помощью БОС по ЭМГ появилась благодаря использованию пЭМГ в качестве диагностического метода, когда впервые был обнаружен феномен сгибания—расслабления, при котором поясничные мышцы полностью расслабляются при максимальном произвольном сгибании туловища. В настоящее время во многих исследованиях было обнаружено, что этот паттерн можно измерить с помощью пЭМГ у большинства здоровых субъектов, но он часто отсутствует у пациентов с хронической болью в поясничной области. Позже были предприняты попытки активно модифицировать аномальное расслабление у пациентов с болью в спине. Был описан протокол тренировок с биологической обратной связью по пЭМГ-стимулированному растяжению, который учит пациентов, как расслабиться в положении максимального произвольного сгибания и достичь расслабления поясничной мышцы [50]. Несмотря на общепринятое предположение о том, что напряжение мышц может вызывать усиление боли, большинство исследований не обнаружили существенной связи между уровнями пЭМГ-сигнала в статическом положении и субъективными сообщениями о боли. При сравнении пациентов с болью в пояснице и контрольной группы (без боли и заболеваний позвоночника) в различных статических позах результаты были неоднозначными: в некоторых исследованиях сообщалось о значительных различиях, а в других — нет [51]. Тем не менее, было установлено, что тренировка с БОС по ЭМГ поясничных мышц в статических позах связана со значительным улучшением когнитивных и поведенческих показателей пациентов с хронической болью в поясничной области.

Подобный пример использования пЭМГ далеко не единственный и в клинической практике распространены методы использования БОС по ЭМГ для лечения головных болей напряжения, фибромиалгии, а также укрепления мышц тазового дна [52–55].

В исключительно двигательной реабилитации БОС по ЭМГ чаще использует улучшение мышечного контроля в качестве основной цели.

При тренировке функции руки БОС по ЭМГ является особенно ценным методом у пациентов с нарушениями чувствительности и выраженным снижением объема активных движений, благодаря возможности регистрации минимальных произвольных усилий пациента [56, 57]. Данная функ-

ция впоследствии была успешно принята разработчиками роботизированных тренажеров, в которых ЭМГ используется как триггер или контроллер роботизированного устройства [58–61].

При тренировке такого автоматизированного и циклического двигательного акта как ходьба у пациентов после инсульта, с учетом развивающихся вследствие пареза и спастичности локомоторных постинсультных синкинезий, БОС по ЭМГ стал подходящим решением для восстановления коркового контроля. Несмотря на разрозненные данные многих исследований, мета-анализ эффективности БОС по ЭМГ при восстановлении локомоции после инсульта показал эффективность при увеличении мышечной силы ног, но в то же время лишь отдельные исследования показали увеличение качества ходьбы [62]. Использование БОС по ЭМГ для тренировки ходьбы применяется также и в детской реабилитации, преимущественно у детей с ДЦП. Опубликованный в 2016 г. *N.G. Moreau et al.* мета-анализ показал, что ЭМГ-тренировка с биологической обратной связью, направленная на улучшение произвольных движений голеностопного сустава способствует увеличению скорости ходьбы в индивидуальных исследованиях хорошего качества [63]. Отсутствие достаточной доказательной базы может быть обусловлено большой разнородностью применяемых методов, а также различием целевых мышечных групп для тренировки и сложностью интерпретации пациентом интерактивной обратной связи от нескольких мышечных групп. Однако наиболее распространенным проявлением нарушения походки у неврологических пациентов является слабость мышц разгибателей голеностопного сустава. Недостаток активного тыльного сгибания стопы часто является причиной развития патологических компенсаторных стратегий локомоции и значительно снижает качество и скорость ходьбы. Эта категория пациентов очень хорошо подходит для проведения ЭМГ-тренировок и проведенные исследования это подтверждают. Так в своем мета-анализе *J.D. Moreland et al.* выявили, что биологическая обратная связь по ЭМГ превосходит по эффективности традиционные тренировки для улучшения силы мышц голеностопного сустава [64].

При выполнении упражнений или диагностике, особое внимание уделяется уровню покоя мышцы. Повышенный уровень покоя может указывать на более высокий мышечный тонус, который в большинстве случаев приводит к усталости или появлению болезненных ощущений. В таком случае пациент будет нуждаться в обучении мышечному расслаблению, для чего хорошим подспорьем будет использование пЭМГ в качестве источника БОС, что будет способствовать улучшению субъективных кинестетических ощущение-

ний и осознанию процессов мышечного напряжения и релаксации.

Одним из основных средств в реабилитации неврологических больных является выполнение специально адаптированных физических упражнений. Хорошо известно, что грамотно организованные занятия по лечебной физической культуре помогают пациентам восстанавливать не только отдельные движения, но и заново осваивать сложные моторные акты, в основе которых могут лежать бытовые и профессиональные двигательные навыки.

Помимо восстановительных процессов, чрезмерное выполнение физических упражнений может сопровождаться процессами мышечного утомления. В свою очередь мышечная усталость, вызванная физической активностью, может внести рассогласованность в работу двигательного характера, например, влияя на остроту проприоцептивного чувства. *C.M. Sadler et al.*, используя пЭМГ как индикатор усталости мышечной ткани выявили, что локальное утомление мышц плеча правой руки влияет на остроту проприоцептивного чувства не только в конечности, где вызывались процессы утомления, но и в контралатеральной конечности [65]. Это явление позволило заключить, что последствия мышечного утомления вносят рассогласованность в пространственную координацию не только на периферическом уровне, но и на центральном, представляя собой довольно интересную тему в области моторного контроля.

В исследовании на здоровых людях [66] также было показано, что утомление (около 20%) мышц запястья и кисти после физических упражнений может привести к практически 200% дефициту ощущений положения запястья в пространстве, как минимум в течение 5 мин. При этом стоит отметить, что последствия применения различных протоколов (например, максимальные/субмаксимальные мышечные усилия), требуют разных временных отрезков для восстановления остроты проприоцептивного чувства. Так, например, вызванная мышечная усталость посредством однократных максимальных усилий может снижать пространственные ощущения (до полного их восстановления) примерно на 30 с, а при большом количестве повторений субмаксимальных усилий, снижение остроты пространственной координации может наблюдаться до 25 мин [65].

Двигательная тренировка для восстановления функций верхней конечности является неотъемлемой частью процесса реабилитации пациентов, перенесших инсульт, а выполнение высокоинтенсивных повторяющихся целенаправленных двигательных тренировок является одним из наиболее эффективных методов постинсультной реабилитации [67]. Выполнение высокоинтенсив-

ных упражнений и их воздействие, в том числе мышечное утомление и его последствия, к сожалению, не всегда могут быть объективно оценены самим пациентом, что может создать определенные проблемы в реализации реабилитационного потенциала. Если в процессе двигательных тренировок у здоровых, для идентификации нежелательного мышечного утомления, могут использоваться более простые инструменты, например ручной динамометр или субъективная оценка мышечной усталости по шкале Борга (*Borg Rating of Perceived Exertion*) [66], то у пациентов, перенесших инсульт, могут возникнуть определенные трудности с использованием подобных инструментов главным образом за счет выраженности пареза в кисти и пальцах при использовании динамометра или же сниженной чувствительности в пораженной конечности для адекватной субъективной оценке по шкале Борга.

Невозможность использования в частных случаях ручного динамометра или схожих инструментов оценки мышечной усталости, а также неточность субъективных ощущений больных делают пЭМГ ценным инструментом в руках реабилитолога. В работе по оценке методов целенаправленной двигательной и роботизированной тренировки [68] целью являлось исследование уровня мышечной активности и утомляемости у пациентов, перенесших инсульт при сравнении воздействия моторных тренировок разного типа. Помимо субъективных ощущений, в качестве инструментальной оценки использовалась пЭМГ. В рамках самоконтроля добровольцам предлагалось оценить степень возникающей боли и степени физической нагрузки в процессе тренировки. Добровольцы группы, занимающейся по методу целенаправленной двигательной тренировки после занятий сообщили о значительной степени проявления боли, однако добровольцы обеих групп не сообщили об увеличении степени ощущения физической нагрузки, в то время как пЭМГ зарегистрировала утомление *m. serratus anterior*, верхних пучков *m. trapezius* (в группе целенаправленной моторной тренировки), а также *m. triceps* (в обеих группах).

На основе этих данных можно сделать заключение, что невозможность субъективной оценки пациентом состояния мышечного аппарата, в процессе высокоинтенсивных моторных тренировок не всегда может приводить к ожидаемым реабилитационным исходам. Сама же пЭМГ может использоваться в качестве инструмента оценки толерантности к физическим нагрузкам каждого отдельно взятого пациента, позволяя индивидуализировать процесс реабилитации в зависимости от конкретных возможностей пациента.

Использование пЭМГ для определения тактики тренировок на основе показателей мышечной



Рис. 2. Роботизированный тренажер *MIT-Manus* (США), управляемый сигналом пЭМГ.

усталости применимо не только в отношении двигательной активности.

W.P. Sze et al. было проведено исследование, в котором одной из главных целей было определение степени утомления целевых мышц в процессе выполнения упражнений, направленных на восстановление функции глотания. Авторам с помощью пЭМГ удалось выявить, какое из упражнений оказывает большее влияние на мышцы, участвующие в акте глотания и соответственно, заключить, что его выполнение, в сравнении с другим, сможет ускорить процесс восстановления [69]. Подобное использование пЭМГ и результаты, полученные в рамках исследовательской деятельности, в дальнейшем могут помочь специалистам в создании клинических рекомендаций, которые позволят рационально строить процесс реабилитации и интенсифицировать его.

В последнее десятилетие пЭМГ получает все большее распространение в области ассистивных технологий, где не столь принципиальны некоторые недостатки метода, ограничивающие его применение в реабилитации и фундаментальных исследованиях, и заслуженно является “золотым стандартом” в качестве контроллера бионических протезов.

В управлении экзоскелетами, как правило, используется один из следующих подходов [14]:

1) Использование в качестве триггера по принципу “включения–выключения” (используется только у активных экзоскелетов или роботов), смысл их работы предполагает выполнение движения с постоянной скоростью в одном направлении [2, 70, 71]. Примером такого устройства является роботизированный экзоскелет *MIT-Manus* (США) (рис. 2), в нем отсутствует связь между интенсивностью сигнала пЭМГ и мощностью вспомогательного усилия реализующегося роботом [70, 72]. Однако данный метод имеет и ряд недостатков, главный из них – отсутствие возможно-

сти управлять более сложными движениями в режиме реального времени [73].

2) Использование модели пропорционального миоэлектрического контроля, которая подразумевает постоянный анализ сигналов пЭМГ в режиме реального времени, дает возможность управлять активными экзоскелетами более эффективно, в особенности для верхних конечностей [73–79]. Определение предполагаемого смещения конечности регистрируется посредством датчиков обратной связи. Обратная связь может базироваться на информации, получаемой от потенциометров или гониометрических датчиков (измеряющих угол), а сигнал пЭМГ используется для вычисления коррекции смещения в суставе [2, 60, 68]. В основе работы подобных устройств лежит специальный блок сбора и анализа данных пЭМГ, он позволяет не только получать данные в режиме реального времени, но и передавать на компьютер уже чистый и выпрямленный сигнал пЭМГ [80]. Последующая обработка сигналов для передачи их на роботизированное устройство осуществляется уже на компьютере, при этом используются математические алгоритмы, преобразующие сигнал от нескольких мышц в образ движения, который в свою очередь уже передается на манипулятор. За обеспечение воспроизведения необходимого движения манипулятором отвечает классификатор. Именно на этом этапе при воспроизведении сложного движения (например – ричинг) возникают наибольшие трудности работы в режиме реального времени. К самым частым проблемам относятся: не распознавание команды мышц, невозможность исполнения команды экзоскелетом, нестабильность результата классификации и необходимость обучения классификатора перед началом реабилитационных мероприятий. Однако все эти проблемы в настоящее время решаются посредством применения нейронных сетей, позволяющих идентифицировать планируемое движение по сигналу пЭМГ, и в последних исследованиях точность воспроизведения задачи экзоскелетом достигает 90–94% [80, 81]. Использование методик с анализом пЭМГ в режиме реального времени являются наиболее удобными для реабилитации пациентов с центральными парезами, так как позволяют обеспечить непрерывный контроль движения и, на основе записанного образа, обеспечить его воспроизводимость.

3) Другой подход подразумевает прямой силовой контроль внешнего устройства, т.е. сигналы пЭМГ конвертируются в силу, которая воздействует на конечность, сравниваясь со значениями силы, регистрируемой силовым датчиком, прикрепленным к конечности. Разница между этими силами транслируется на блок управления приводных устройств [2, 82]. Методика прямой конверсии полученного пЭМГ сигнала в мышечную

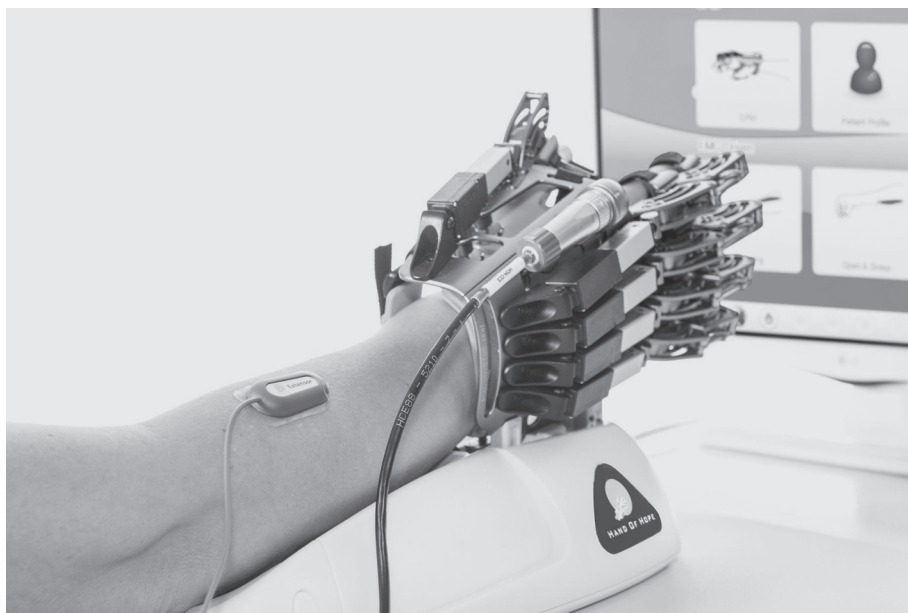


Рис. 3. Экзоскелет кисти (*Hand Of Hope*, США) с отдельными двигателями для пальцев, управляемый сигналом пЭМГ.

силу использовалась для управления экзоскелетом кисти с 16 степенями свободы (по 4 для четырех пальцев) [14]. Следует отметить, что несмотря на такую сложную на вид конструкцию экзоскелета, пациент управляет лишь двумя движениями (сгибание и разгибание пальцев), а управление экзоскелетом осуществляется за счет одного привода. Существуют и коммерческие версии экзоскелетов кисти с отдельными приводами для каждого пальца и управлением посредством ЭМГ (рис. 3).

Так же, как и в реабилитации, при клиническом анализе движений, сочетанное применение инструментов исследования кинематики и пЭМГ позволяет получить более точную картину о структуре, контроле и эффективности движения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

С учетом растущего количества пациентов, нуждающихся в реабилитации, а также некоторого переизбытка технологических и методологических решений, в последние годы особое внимание уделяется созданию алгоритмов маршрутизации пациентов для выбора наиболее эффективной технологии и объективной оценке промежуточных результатов реабилитации. В решении подобных задач оправдано сочетанное применение инструментов исследования кинематики и пЭМГ, что позволяет получить более точную картину о структуре, контроле и эффективности движения, на основе чего может быть скорректирована индивидуальная программа тренировок и разработаны новые подходы. Публикации большинства

крупных исследований и мета-анализов, посвященных эффективности БОС по ЭМГ как изолированного метода тренировки, приходится на 1980–1990-е гг. В последующие годы, следует отметить, что развитие роботизированных реабилитационных систем, снабженных высокочувствительными сенсорами, которые позволяют отслеживать с высокой точностью произвольные движения, вытесняет пЭМГ как метод тренировки. Тем не менее, как это часто происходит с техническими методиками реабилитации, БОС по ЭМГ получила второе рождение, будучи интегрируемой в роботизированные комплексы как дополнительная модальность БОС или триггер управления. Опыт применения БОС по ЭМГ в реабилитации неврологических заболеваний обладает несколько противоречивой доказательной базой. Согласно мета-анализам, эффект использования БОС по ЭМГ для восстановления объема активных и целенаправленных движений после инсульта и периферических парезах не превосходит таковой при применении традиционных реабилитационных методов [59, 67, 68]. Однако в случаях, когда целью реабилитации является обучение точному мышечному контролю при активности с низким уровнем кинестетической обратной связи, например, при дисфагии, обучении точностному схвату или поддержанию равновесия за счет движений голеностопного сустава, БОС по ЭМГ является крайне полезным и эффективным инструментом [67, 69–71]. Поверхностная ЭМГ, благодаря простоте в рутинном применении и легкости интеграции с современным роботизированным и компьютерным обо-

дованием, является крайне важным и ценным компонентом высокотехнологичной реабилитации. Некоторые элементы субъективности, которые не имеют принципиального значения в практическом применении, все же несколько ограничивают использование метода для полноценного объективного анализа движений на периферическом уровне. Тем не менее, метод пЭМГ является очень ценным и достаточно информативным инструментом в биомеханическом анализе движений, будучи синхронизированным с методиками видеорегистрации и захвата движений. Невзирая на трудности в процессе получения и обработки сигнала, дальнейшие исследования по борьбе с феноменом перекрестных помех могут открыть новое, принципиально значимое понимание применения данного метода в двигательной оценке. Практическое применение пЭМГ способствует улучшению классических подходов, проверенных временем, открывает ряд возможностей в вопросе изучения управления экоскелетами, а также играет одну из ключевых ролей в оценке качества реабилитационных программ и мышечной диагностике.

Финансирование работы. Исследование было выполнено в рамках государственного задания ФГБНУ Научного центра неврологии (Москва).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Disselhorst-Klug C., Schmitz-Rode T., Rau G.* Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications // *Clinical Biomechanics*. 2009. V. 24. № 3. P. 225.
2. *Rukina N.N., Kuznetsov A.N., Borzjiov V.V. et al.* [Surface electromyography: Its role and potential in the development of exoskeleton (review)] // *Sovrem. Tehnol. v Med.* 2016. V. 8. № 2. P. 109.
3. *Гехт Б.М.* Теоретическая и клиническая электромиография. Л.: Наука, 1990. 232 с.
4. *Chaffin D.B.* Surface electromyography frequency analysis as a diagnostic tool // *J. Occup. Med.* 1969. V. 11. № 3. P. 109.
5. *Hagberg M., Ericson B.E.* Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors // *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 1982. V. 48. № 2. P. 147.
6. *Muro M., Nagata A., Murakami K., Moritani T.* EMG power spectral analysis of neuro-muscular disorder patients during isometric and isotonic contractions // *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1982. V. 61. № 5. P. 99.
7. *Rainoldi A., Galardi G., Maderna L. et al.* Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1999. V. 9. № 2. P. 105.
8. *Farina D., Fosciand M., Merletti R.* Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables // *J. Appl. Physiol.* 2002. V. 92. № 1. P. 235.
9. *Hermens H., Freriks B., Merletti R. et al.* SENIAM / Eur. Recomm. Surf. Electromyogr. results SENIAM Proj. Roessingh Res. Dev. b.v. 1999. P. 4.
10. *Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2000. V. 10. № 5. P. 361.
11. *Cram J.R., Kasman G.S., Holtz J.* Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Md.: Aspen Publishers, 1998. 408 p.
12. *Basmajian J., De Luca C.J.* Description and Analysis of the EMG Signal / *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. P. 561.
13. *Pah N., Kumar D.K.* Classification of electromyograph for localised muscle fatigue using neural networks / ANZIS 2001 – Proceedings of the 7th Australian and New Zealand Intelligent Information Systems Conference, 2001. P. 271.
14. *Fleischer C., Wege A., Kondak K., Hommel G.* Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots // *Biomed. Tech.* 2006. V. 51. № 5–6. P. 314.
15. *Merletti R., Avenaggiato M., Botter A. et al.* Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques // *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2010. V. 38. № 4. P. 305.
16. *Chowdhury R.H., Reaz M.B., Ali M.A. et al.* Surface electromyography signal processing and classification techniques // *Sensors (Switzerland)*. 2013. V. 13. № 9. P. 12431.
17. *Kellis E.* Quantification of Quadriceps and Hamstring Antagonist Activity // *Sport. Med.* 1998. V. 25. № 1. P. 37.
18. *Holtermann A., Roeleveld K., Karlsson J.S.* Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2005. V. 15. № 2. P. 131.
19. *Byrne C.A., Lyons G.M., Donnelly A.E. et al.* Rectus femoris surface myoelectric signal cross-talk during static contractions // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2005. V. 15. № 6. P. 564.
20. *Ginn K.A., Halaki M.* Do surface electrode recordings validly represent latissimus dorsi activation patterns during shoulder tasks? // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2015. V. 25. № 1. P. 8.
21. *Barr K.M., Miller A.L., Chapin K.B.* Surface electromyography does not accurately reflect rectus femoris activity during gait: Impact of speed and crouch on vasti-to-rectus crosstalk // *Gait Posture*. 2010. V. 32. № 3. P. 363.
22. *Nene A., Byrne C., Hermens H.* Is rectus femoris really a part of quadriceps? // *Gait Posture*. 2004. V. 20. № 1. P. 1.
23. *Gallina A., Peters S., Neva J.L. et al.* Selectivity of conventional electrodes for recording motor evoked potentials: An investigation with high-density surface electromyography // *Muscle Nerve*. 2017. V. 55. № 6. P. 828.
24. *Jiroumaru T., Kurihara T., Isaka T.* Establishment of a recording method for surface electromyography in the

- iliopsoas muscle // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2014. V. 24. № 4. P. 445.
25. *Lowery M.M., Stoykov N.S., Kuiken T.A.* A simulation study to examine the use of cross-correlation as an estimate of surface EMG cross talk // *J. Appl. Physiol.* 2003. V. 94. № 4. P. 1324.
 26. *Naik G.R., Yina Guo, Hung Nguyen.* A new approach to improve the quality of biosensor signals using Fast Independent Component Analysis: Feasibility study using EMG recordings / 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2013. P. 1927.
 27. *Dimitrova N.A., Dimitrov G.V., Nikitin O.A.* Neither high-pass filtering nor mathematical differentiation of the EMG signals can considerably reduce cross-talk // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2002. V. 12. № 4. P. 235.
 28. *Merletti R., Parker P.* Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications. Wiley-IEEE Press, 2004. 520 p.
 29. *Hug F.* Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011. V. 21. № 1. P. 1.
 30. *Gabiccini M., Stillfried G., Marino H., Bianchi M.* A data-driven kinematic model of the human hand with soft-tissue artifact compensation mechanism for grasp synergy analysis / IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2013. P. 3738.
 31. *Tessitore G., Sinigaglia C., Prevede R.* Hierarchical and multiple hand action representation using temporal postural synergies // *Exp. Brain Res.* 2013. V. 225. № 1. P. 11.
 32. *D'Avella A., Saltiel P., Bizzi E.* Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior // *Nat. Neurosci.* 2003. V. 6. № 3. P. 300.
 33. *Weiss E.J., Flanders M.* Muscular and postural synergies of the human hand // *J. Neurophysiol.* 2004. V. 92. № 1. P. 523.
 34. *Клочков А.С., Хиженникова А.Е., Назарова М.А., Черникова Л.А.* Патологические синергии в руке у пациентов с постинсультными гемипарезами // *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова.* 2017. Т. 67. № 3. С. 273.
 35. *Klein Breteler M.D., Simura K.J., Flanders M.* Timing of muscle activation in a hand movement sequence // *Cereb. Cortex.* 2007. V. 17. № 4. P. 803.
 36. *Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J.* Teleoperation of a robot manipulator using EMG signals and a position tracker / 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS, 2005. P. 3480.
 37. *Smith R.J., Tenore F., Huberdeau D. et al.* Continuous decoding of finger position from surface EMG signals for the control of powered prostheses / Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08 – "Personalized Healthcare through Technology", 2008. P. 197.
 38. *Falconer K.* Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking // *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 1985. V. 25. № 2–3. P. 135.
 39. *Hortobágyi T., Solnik S., Gruber A. et al.* Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation // *Gait Posture.* 2009. V. 29. № 4. P. 558.
 40. *Franz J.R., Kram R.* How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking? // *Gait Posture.* 2013. V. 37. № 3. P. 378.
 41. *Sutherland D.H.* The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG // *Gait Posture.* 2001. V. 14. № 1. P. 61.
 42. *Kim J.H.* The effects of training using EMG biofeedback on stroke patients upper extremity functions // *J. Phys. Ther. Sci. Society of Physical Therapy Science (Rigaku Ryoho Kagakugakkai).* 2017. V. 29. № 6. P. 1085.
 43. *Cirstea M.C., Levin M.F.* Compensatory strategies for reaching in stroke // *Brain.* 2000. V. 123. № 5. P. 940.
 44. *Ma K., Chen Y., Zhang X. et al.* sEMG-Based Trunk Compensation Detection in Rehabilitation Training // *Front. Neurosci. Front. Media S.A.* 2019. V. 13. P. 1250.
 45. *Wee S.K., Hughes A.M., Warner M., Burridge J.H.* Trunk restraint to promote upper extremity recovery in stroke patients: A systematic review and meta-analysis // *Neurorehabil. Neural Repair.* SAGE Publications Inc. 2014. V. 28. № 7. P. 660.
 46. *Pain L.M., Baker R., Richardson D., Agur A.M.R.* Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: A systematic review // *Disabil. Rehabil. Informa Healthcare.* 2015. V. 37. № 7. P. 553.
 47. *Greisberger A., Aviv H., Garbade S.F., Diermayr G.* Clinical relevance of the effects of reach-to-grasp training using trunk restraint in individuals with hemiparesis poststroke: A systematic review // *J. Rehabil. Med.* 2016. V. 48. № 5. P. 405.
 48. *Romkes J., Rudmann C., Brunner R.* Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique // *Clin. Biomech.* 2006. V. 2. № 1. P. 75.
 49. *Murley G.S., Landorf K.B., Menz H.B., Bird A.R.* Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review // *Gait Posture.* 2009. V. 29. № 2. P. 172.
 50. *Neblett R., Mayer T.G., Brede E., Gatchel R.J.* Correcting abnormal flexion-relaxation in chronic lumbar pain: Responsiveness to a new biofeedback training protocol // *Clin. J. Pain.* NIH Public Access. 2010. V. 26. № 5. P. 403.
 51. *Geisser M.E., Ranavaya M., Haig A.J. et al.* A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls // *J. Pain.* 2005. V. 6. № 11. P. 711.
 52. *Narayanan S.P., Bharucha A.E.* A Practical Guide to Biofeedback Therapy for Pelvic Floor Disorders // *Curr. Gastroenterol. Rep.* 2019. V. 21. № 5. P. 21.
 53. *Criado L., de La Fuente A., Heredia M. et al.* Electromyographic biofeedback training for reducing muscle pain and tension on masseter and temporal muscles: A pilot study // *J. Clin. Exp. Dent.* 2016. V. 8. № 5. P. e571.
 54. *Mur E., Drexler A., Gruber J. et al.* Electromyography biofeedback therapy in fibromyalgia // *Wien. Med. Wochenschr.* 1999. V. 149. № 19–20. P. 561.

55. Kolbe L., Eberhardt T., Leinberger B., Hinterberger T. [Effectiveness of Biofeedback for Primary Headache - A Randomized Controlled Study] // *Psychother. Psychosom. Med. Psychol.* 2020. V. 70. № 7. P. 300.
56. Штарк М.Б. Биоуправление: исследовательская и практическая составляющие // *Бюл. СО РАМН.* 2004. № 3. С. 8.
57. Черникова Л.А., Иоффе М.Е., Бушенева С.Н. и др. Электромиографическое биоуправление и функциональная магнитно-резонансная томография в постинсультной реабилитации (на примере обучения точностному схвату) // *Бюллетень сибирской медицины.* 2010. Т. 9. № 2. С. 12.
58. Aprile I., Germanotta M., Cruciani A. et al. Upper Limb Robotic Rehabilitation after Stroke: A Multicenter, Randomized Clinical Trial // *J. Neurol. Phys. Ther.* 2020. V. 44. № 1. P. 3.
59. Bong J.H., Jung S., Park N. et al. Development of a Novel Robotic Rehabilitation System With Muscle-to-Muscle Interface // *Front. Neurorobot.* 2020. V. 14. P. 3.
60. Kim G.J., Taub M., Creelman C. et al. Feasibility of an electromyography-triggered hand robot for people after chronic stroke // *Am. J. Occup. Ther.* 2019. V. 73. № 4. P. 7304345040p1.
61. Meattini R., Biagiotti L., Palli G. et al. A control architecture for grasp strength regulation in myocontrolled robotic hands using vibrotactile feedback: Preliminary results / *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE Computer Society.* 24–28 June 2019. V. 2019. P. 1272.
62. Woodford H., Price C. EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke // *Cochrane Database Syst. Rev.* 2007. V. 2007. № 2. P. CD004585.
63. Moreau N.G., Bodkin A.W., Bjornson K. et al. Effectiveness of rehabilitation interventions to improve gait speed in children with cerebral palsy: Systematic review and Meta-Analysis // *Phys. Ther.* 2016. V. 96. № 12. P. 1938.
64. Moreland J.D., Thomson M.A., Fuoco A.R. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1998. V. 79. № 2. P. 134.
65. Sadler C.M., Cressman E.K. Central fatigue mechanisms are responsible for decreases in hand proprioceptive acuity following shoulder muscle fatigue // *Hum. Mov. Sci.* 2019. V. 66. P. 220.
66. Karagiannopoulos C., Watson J., Kahan S., Lawler D. The effect of muscle fatigue on wrist joint position sense in healthy adults // *J. Hand Ther.* 2019. V. 33. № 3. P. 329.
67. Song G. Bin. The effects of task-oriented versus repetitive bilateral arm training on upper limb function and activities of daily living in stroke patients // *J. Phys. Ther. Sci.* 2015. V. 27. № 5. P. 1353.
68. Shahar N., Schwartz I., Portnoy S. Differences in muscle activity and fatigue of the upper limb between Task-Specific training and robot assisted training among individuals post stroke // *J. Biomech.* 2019. V. 89. P. 28.
69. Sze W.P., Yoon W.L., Escoffier N., Rickard Liow S.J. Evaluating the Training Effects of Two Swallowing Rehabilitation Therapies Using Surface Electromyography—Chin Tuck Against Resistance (CTAR) Exercise and the Shaker Exercise // *Dysphagia.* 2016. V. 31. № 2. P. 195.
70. Dipietro L., Ferraro M., Palazzolo J.J. et al. Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG-triggered therapy // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2005. V. 13. № 3. P. 325.
71. Chan B.S., Sia C.L., Wong F. et al. Analysis of surface electromyography for on-off control // *Adv. Mater. Res.* 2013. V. 701. P. 435.
72. Song R., Tong K.Y., Hu X., Li L. Assistive control system using continuous myoelectric signal in robot-aided arm training for patients after stroke // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2008. V. 16. № 4. P. 371.
73. Tang Z., Zhang K., Sun S. et al. An upper-limb power-assist exoskeleton using proportional myoelectric control // *Sensors (Switzerland).* 2014. V. 14. № 4. P. 6677.
74. Vorobyev A.A., Petrukhin A.V., Krivonozhkina P.S., Pozdnyakov A.M. [Exoskeleton as a new means in habilitation and rehabilitation of invalids (Review)] // *Sovrem. Tehnol. v Med.* 2015. V. 7. № 2. P. 185.
75. Fougner A., Stavaahl O., Kyberd P.J. et al. Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control review // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2012. V. 20. № 5. P. 663.
76. Pistohl T., Cipriani C., Jackson A., Nazarpour K. Adapting proportional myoelectric-controlled interfaces for prosthetic hands / *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2013.* P. 6195.
77. Ferris D.P., Lewis C.L. Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control / *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC.* 3–6 Sept. 2009. P. 2119.
78. Guizzo E., Goldstein H. The rise of the body bots // *IEEE Spectr.* 2005. V. 42. № 10. P. 50.
79. Lenzi T., De Rossi S.M.M., Vitiello N., Carrozza M.C. Intention-based EMG control for powered exoskeletons // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012. V. 59. № 8. P. 2180.
80. Gao B., Wei C., Ma H. et al. Real-Time Evaluation of the Signal Processing of sEMG Used in Limb Exoskeleton Rehabilitation System // *Appl. Bionics Biomech.* 2018. V. 2018. P. 1391032.
81. Lu Z., Stampas A., Francisco G.E., Zhou P. Offline and online myoelectric pattern recognition analysis and real-time control of a robotic hand after spinal cord injury // *J. Neural Eng.* 2019. V. 16. № 3. P. 036018.
82. Rosen J., Brand M., Fuchs M.B., Arcan M. A myosignal-based powered exoskeleton system // *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part A Systems Humans.* 2001. V. 31. № 3. P. 210.

Surface EMG: Applicability in the Motion Analysis and Opportunities for Practical Rehabilitation

A. M. Kotov-Smolenskiy^a, A. E. Khizhnikova^a, A. S. Klochkov^{a, *}, N. A. Suponeva^a, M. A. Piradov^a

^aResearch Center of Neurology, Moscow, Russia

*E-mail: anton.s.klochkov@gmail.com

Surface electromyography (EMG) has long entered the routine of both clinicians and researchers, providing a simple and objective quantitative assessment of the function of the muscle and peripheral nervous system. The vast majority of modern high-tech rehabilitation and assistive technologies use surface EMG as a feedback source or exoskeleton drive controller. For all years of its use, surface EMG has not become a universal method, having encountered a number of obstacles, both in scientific and in clinical practice. However, the development of technologies, combined use together with other methods, a large number of studies aimed at improving the method, has allowed surface EMG to become an indispensable tool in biomechanical analysis of movements and practical rehabilitation. This review describes the main advantages and disadvantages, research results and clinical use.

Keywords: surface electromyography, motion analysis, biomechanics analysis, synergy, rehabilitation, assistive technologies, biofeedback.