

# АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС РЕГУЛЯЦИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ В РЕАБИЛИТАЦИИ С ПОМОЩЬЮ ВИБРОТАКТИЛЬНОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

DOI: 10.17691/stm2017.9.4.04

УДК 612.821-036.82:616.727-073.7

Поступила 7.09.2017 г.



**Д.В. Кутьина**, инженер лаборатории нейроинженерии Центра трансляционных технологий<sup>1</sup>;

**Д.Г. Наконечный**, к.м.н., научный сотрудник, зав. отделением хирургии кисти и стопы<sup>2</sup>;

**А. Мотайло**, лаборант лаборатории разработки мозго-машинных интерфейсов

Центра трансляционных технологий<sup>1</sup>;

**Я.И. Пигарева**, младший научный сотрудник лаборатории нейроинженерии Центра

трансляционных технологий<sup>1</sup>;

**А.Н. Киселева**, врач-травматолог отделения хирургии кисти и стопы<sup>2</sup>;

**В.Б. Казанцев**, д.ф.-м.н., проректор по научной работе<sup>1</sup>; зав. кафедрой нейротехнологий

Института биологии и биомедицины<sup>1</sup>; зав. лабораторией разработки интеллектуальных

биомехатронных технологий Центра трансляционных технологий<sup>1</sup>;

**С.Ю. Гордлеева**, к.ф.-м.н., научный сотрудник лаборатории разработки мозго-машинных интерфейсов

Центра трансляционных технологий<sup>1</sup>;

**А.Я. Каплан**, д.б.н., зав. лабораторией нейрофизиологии и нейро-компьютерных интерфейсов<sup>3</sup>;

зав. лабораторией разработки мозго-машинных интерфейсов Центра трансляционных технологий<sup>1</sup>;

**А.С. Пимашкин**, к.ф.-м.н., зав. лабораторией нейроинженерии Центра трансляционных технологий<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, Н. Новгород, 603950, проспект Гагарина, 23;

<sup>2</sup>Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург, 195427, ул. Академика Байкова, 8;

<sup>3</sup>Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, 119991, Ленинские горы, 1

В работе представлена методика использования вибротактильной обратной связи для реабилитации после операции на сухожилиях. Задача состоит в ограничении напряжения мышцы руки с помощью вибротактильной обратной связи без превышения заданного порога силы сокращения для предотвращения разрыва шитых сухожилий в постоперационном периоде.

**Цель исследования** — разработать автоматизированный комплекс регистрации миографической активности мышц и вибротактильной стимуляции и алгоритм тактильного информирования пациента в момент превышения силы напряжения мышцы для предотвращения травмы (разрыв восстанавливающегося после операции сухожилия) во время реабилитации.

**Материалы и методы.** Использовали беспроводную систему, состоящую из одноканального миографа, совмещенного с генератором тактильных импульсов (виброактуатор). Система размещается на предплечье и управляется с удаленного компьютера в ручном и автоматическом режимах с помощью программного комплекса, разработанного в среде MATLAB. Анализ миографического сигнала мышц в реальном масштабе времени позволяет определить силу сокращения. При превышении заданного порога (20% от максимального наблюдаемого) система включает серию (длительностью 200 мс) импульсов вибрации. Такой вибростимул информирует человека о сильном напряжении, после чего он прекращает дальнейшее усилие.

**Результаты.** Установлено, что вибротактильная обратная связь от миографического сигнала воспринимается человеком во временном масштабе сотни миллисекунд и позволяет не превышать заданный порог силы сокращения. Данная биологическая обратная связь наиболее физиологична для человека и может автоматически информировать о нежелательных при реабилитации паттернах сокращений мышц, формируя осознанные нормальные двигательные навыки.

**Ключевые слова:** вибротактильная обратная связь; нейрореабилитация; поверхностная электромиография; восстановление сухожилий.

**Как цитировать:** Kutyina D.V., Nakonechny D.G., Motailo A., Pigareva Ya.I., Kiseleva A.N., Kazantsev V.B., Gordleeva S.Yu., Kaplan A. Ya., Pimashkin A.S. Automated complex of motion control based on vibrotactile feedback for rehabilitation. Modern Technologies in Medicine 2017; 9(4): 36–43, <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.04>

Для контактов: Пимашкин Алексей Сергеевич, e-mail: [pimashkin@neuro.nnov.ru](mailto:pimashkin@neuro.nnov.ru)

English

## Automated Complex of Motion Control Based on Vibrotactile Feedback for Rehabilitation

**D.V. Kutyina**, Engineer, Laboratory of Neuroengineering, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>;

**D.G. Nakonechny**, MD, PhD, Researcher, Head of Hand and Foot Surgery Department<sup>2</sup>;

**A. Motailo**, Assistant, Laboratory for Brain–Machine Interface Development, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>;

**Ya.I. Pigareva**, Junior Researcher, Laboratory of Neuroengineering, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>;

**A.N. Kiseleva**, Orthopedic Surgeon of the Hand and Foot Surgery Department<sup>2</sup>;

**V.B. Kazantsev**, DSc, Vice-Rector for Research<sup>1</sup>; Head of the Department of Neurotechnologies, Institute of Biology and Biomedicine<sup>1</sup>; Head of the Laboratory for the Development of Intellectual Biomechatronic Technologies, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>;

**S.Yu. Gordleeva**, PhD, Researcher, Laboratory for Brain–Machine Interface Development, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>;

**A.Ya. Kaplan**, DSc, Head of the Laboratory of Neurophysiology and Neuro-Computer Interfaces<sup>3</sup>;

Head of the Laboratory for Brain–Machine Interface Development, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>;

**A.S. Pimashkin**, PhD, Head of the Laboratory of Neuroengineering, Center for Translational Technologies<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod, 23 Prospekt Gagarina, Nizhny Novgorod, 603950, Russian Federation;

<sup>2</sup>Russian Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after R.R. Vreden, 8 Akademik Baikov St., Saint Petersburg, 195427, Russian Federation;

<sup>3</sup>Lomonosov Moscow State University, 1 Leninskiye Gory, Moscow, 119991, Russian Federation

This report presents a technique for using vibrotactile feedback for rehabilitation of patients after an operation on the hand with a suture on the tendon. The task is to limit the arm muscle tension using vibrotactile feedback, which aims to prevent exceeding the preset force threshold and thus protect the stitched tendons from rupture in the post-operation period.

**The study goals** were to develop an automated complex able to record muscle activity (myography) and induce vibrotactile signals; and develop an algorithm able to inform the patient (via tactile sensation) that the muscle tension is exceeded. These developments were aimed at preventing possible tendon rupture and maintaining smooth recovery after surgery.

**Materials and Methods.** A wireless system consisting of a single-channel myograph combined with a tactile pulse generator (vibration) was used. The system was placed on the forearm and was controlled from a remote computer in both manual and automatic modes using a software package developed in the MATLAB environment. The real-time analysis of the myographic signal allowed us to determine the force of muscle contraction. When the preset threshold (20% of the maximum) is exceeded, the system triggers a short burst (200 ms duration) of vibration pulses. This vibration stimulus informs the subject about the exceeding or redundant muscle tension, after which he/she stops further exercise.

**Results.** Here we show that the vibrotactile feedback signal lasting hundreds of milliseconds is well perceived by the subject and allows him/her to respond so not to exceed the preset muscle force threshold. This biological feedback is viewed as physiologically favorable for patients because it can automatically inform them about excessive muscle contractions that are undesirable in the rehabilitation period. In the long term, this feedback mechanism may help forming normal patterns in patients.

**Key words:** vibrotactile feedback; neurorehabilitation; surface electromyography; tendon restoration.

Метод биологической обратной связи (БОС) — относительно молодое направление в реабилитационной медицине, нашедшее, однако, широкое применение при восстановлении и адаптации пациентов с последствиями травм и заболеваний опорно-двигательной и нервной систем. Именно этим категориям больных больше других необходимы дополнительные средства контроля работы опорно-двигательного аппарата.

Доказано, что сигналы, поступающие от тактильного анализатора, гораздо легче воспринимаются человеком, чем другие виды обратной связи, и способны заменить естественную проприорецепцию для регу-

ляции работы мышц. При этом могут использоваться как простые тактильные, так и вибротактильные, электротактильные сигналы, а также их комбинации [1, 2]. Наибольшее распространение применение таких сигналов получило при обучении и реабилитации пациентов с протезами верхних конечностей, так как в данных клинических ситуациях обратная связь не только нужна для тренировки, но и является необходимым условием нормального функционирования искусственной конечности [3, 4].

Метод БОС актуален в случае трансплантированных конечностей, которые с точки зрения биомехани-

ки в основном аналогичны бионическим протезам, за исключением некоторых биологически обусловленных особенностей [5]. Возможны и другие клинические ситуации, при которых рационально применение БОС в качестве самостоятельной процедуры, дополнения к лечебной физкультуре или для подготовки к предстоящему лечению [6]. В частности, при операциях на сухожилиях кисти создание условий для их успешного заживления является главной задачей реабилитации. Основные клинические ситуации, при которых выполняется сухожильный шов, — это повреждения сухожилий и их последствия, а также транспозиции сухожилий при поражении нервной системы на различных уровнях [7–10]. При этом необходимо, с одной стороны, обеспечить в достаточной мере подвижность сухожилиям, чтобы препятствовать формированию спаек, с другой — уберечь зону шва от избыточной нагрузки, чтобы избежать его несостоятельности. Для этого формируются реабилитационные протоколы послеоперационного ведения, в которых терапевты стараются обеспечить максимальную, но безопасную подвижность сшитым сухожилиям [11–15]. Полагаться при определении степени подвижности во время лечебной физкультуры врачи могут лишь на данные механических исследований сухожильных швов *in vitro* и ретроспективные данные об эффективности реабилитации [16, 17].

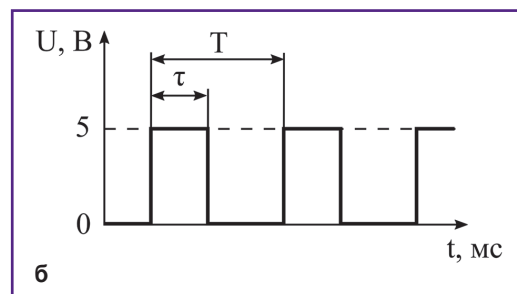
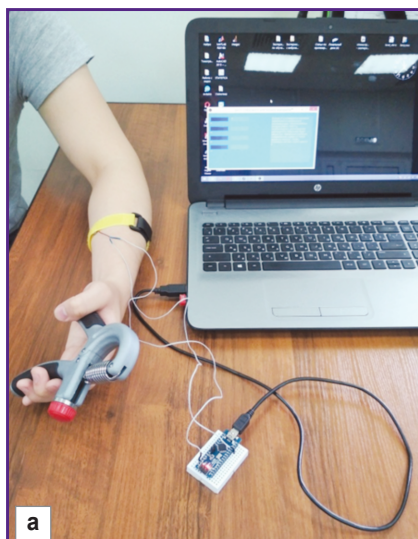
Инструментами регуляции мышечного напряжения служат главным образом пассивные меры: ограничение мышечной активности путем запрета определенных движений, наложения иммобилизации, использования пассивных эластических тяг [18]. Контроль за соблюдением режима при этом осуществляет реабилитолог. Это, в свою очередь, увеличивает вероятность разрыва шва в повседневной жизни, поскольку сам пациент в меньшей степени контролирует мышечный тонус.

Для создания оптимальных условий реабилитации больных после сухожильного шва, выполненного по

поводу повреждений сухожилий, или при сухожильно-мышечных трансферах с целью компенсации функции парализованных мышц, одной из ключевых задач является постоянный контроль мышечного напряжения. Это не только позволяет вести мониторинг и регулировать мышечное напряжение и силу, прилагаемую к сухожильному соединению, но и помогает сформировать новые моторные стереотипы и для уменьшения вероятности несостоятельности шва, и для переобучения мышц новой функции в случае их транспозиции. Использование устройств БОС обеспечивает пациенту постоянную связь с мышцами через визуальную или аудиальную обратную связь [19]. До применения подобных систем с тактильной обратной связью в данной области реабилитации (операции на сухожилиях) эффективность тактильной БОС была продемонстрирована в задаче «мозг-машинный интерфейс» на основе сигналов ЭЭГ [20]. Вибростимуляция как канал формирования обратной связи максимально приближена к физиологической проприорецепции, наиболее перспективна для разработки автоматизированных методов персонализированной реабилитации, так как позволяет осуществлять мониторинг и регуляцию одновременно нескольких областей тела пациента. Такой подход снимает нагрузку с аудиовизуального сенсорного канала и обеспечивает непрерывное функционирование в бытовых условиях. Разработка подобных мозг-машинных нейроинтерфейсов в последнее время становится одной из наиболее актуальных задач в неврологической реабилитации, что связано с активным развитием технологий регистрации нейрофизиологических сигналов человека и пониманием фундаментальных механизмов нейропластичности и обработки информации в мозге и нервной системе [21].

#### Материалы и методы

**Определение характеристик вибраций.** Для оценки восприятия вибрационных стимулов различной интенсивности испытуемыми и определения их опти-



**Рис. 1. Измерение разных степеней ощущения вибраций:**

**а** — разработанная система генерации вибраций; на предплечье расположен виброактуатор, управляемый микроконтроллером; **б** — временная серия импульсов напряжения, управляющая включением виброактуатора

мальных параметров разработано устройство на базе микроконтроллера (Atmel ATmega328P; Atmel, США), управляющего виброактуатором (рис. 1, а). В эксперименте в качестве виброактуатора был использован LRA-мотор диаметром 10 мм, который закреплялся на руке испытуемого на середине медиальной стороны предплечья специальным фиксатором. Во время эксперимента рука испытуемого располагалась в расслабленном состоянии на столе. Управление степенью интенсивности вибрационных стимулов осуществляли посредством широтно-импульсной модуляции. При увеличении длительности импульсов соответственно увеличивался интервал времени, в течение которого виброактуатор был активирован и генерируемые им вибрации ощущались как более интенсивные (рис. 1, б). Микроконтроллер таким образом устанавливал режим работы виброактуатора.

Для оценки восприятия вибраций была разработана шкала восприятия, в которой установлены 4 возможные степени ощущения их воздействия: неощутимое, слабо ощутимое, отчетливое (оптимальное) и неприятное. В разработанной программе управления микроконтроллером устанавливалась длительность импульсов вибраций, увеличивающаяся в процессе эксперимента с шагом 0,2 мс от минимальной до максимально возможной (2 мс). Частота следования импульсов была равна 500 Гц. При каждом изменении длительности импульсов испытуемые оценивали свои ощущения по введенной шкале восприятия.

Всего в эксперименте приняло участие 7 человек. Исследование проведено в соответствии с Хельсинкской декларацией, принятой в июне 1964 г. (Хельсинки, Финляндия) и пересмотренной в октябре

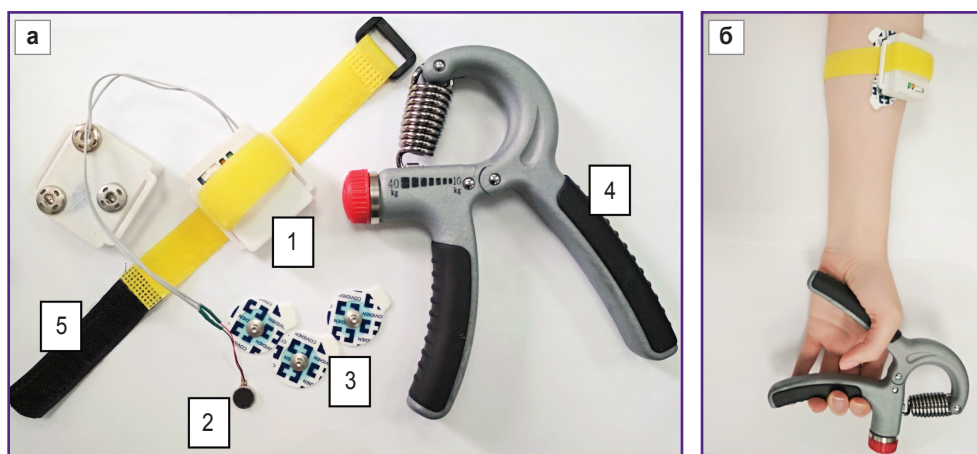
2000 г. (Эдинбург, Шотландия), и одобрено Этическим комитетом Национального исследовательского Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского. От каждого пациента получено информированное согласие.

Оценку восприятия вибраций проводили на протяжении 3 дней. Выполнено по три записи на каждый день с интервалом 1 ч. Статистическую обработку экспериментальных данных осуществляли в программной среде MATLAB и Statistica 6.0.

**Биологическая обратная связь с вибротактильной стимуляцией.** Для реализации БОС при сокращении мышц разработан аппаратно-программный комплекс, который состоит из устройства регистрации электромиографической активности мышц и виброактуатора (рис. 2). Алгоритм работы комплекса заключается в непрерывной регистрации и анализе сигналов активности мышц и управлении виброактуатором. При превышении определенного порога силы сокращения включается вибротактильная стимуляция.

Эксперимент состоял в выполнении серии однотипных упражнений, таких как периодическое сжатие и расслабление эспандера в руке. Выбранный эспандер 260A (Pro-Supra, Китай) имел возможность регулировки степени нагрузки от 10 до 40 кг. Для эксперимента была выбрана минимальная нагрузка 10 кг.

Регистрацию биоэлектрической активности мышц осуществляли с помощью разработанного усилителя электромиографических сигналов. С этой целью на предварительно обезжиренную спиртом кожу предплечья устанавливали усилитель, в который вставляли медицинские электроды (H124SG Kendall™, США) площадью 30×24 мм и с покрытием сенсора



**Рис. 2. Элементы комплекса для оценки функционального состояния мышц методом поверхностной электромиографии:**

а — биопотенциалы регистрировались с помощью одноразовых электродов (3) и одноканального усилителя биопотенциалов (1) по методу биполярного отведения; для моделирования нагрузки на мышечный аппарат использовался кистевой эспандер (4); вибростимулы подавались на виброактуатор (2), закрепленный под растяжимой лентой (5) на медиальной стороне предплечья испытуемого; б — вид системы в рабочем состоянии во время эксперимента

AgCl. Расстояние между электродами было фиксированным (2 см) и определялось конструкцией усилителя (рис. 2, б).

Сигналы активности мышц обрабатывали в реальном масштабе времени на компьютере с помощью специально разработанной программы в среде MATLAB. Основная характеристика силы сокращения мышцы вычислялась как среднеквадратичное значение (RMS) сигнала во временном окне 300 мс. Также в программе устанавливалось пороговое значение силы сокращения RMS в процентах от максимальной силы напряжения. В режиме работы комплекса с обратной связью значения RMS, превышающие заданный порог, приводили к включению виброактуатора.

**Протокол эксперимента.** Перед началом эксперимента проводили нормировку активности мышцы. Испытуемый максимально сильно сжимал эспандер, удерживал этот уровень напряжения в течение нескольких секунд и затем расслаблял руку. При этом программа фиксировала максимальные и минимальные значения RMS-сигнала, которые затем принимались соответственно за 0 и 100% силы напряжения мышцы.

Эксперимент проводили как без использования вибротактильной обратной связи, так и вместе с ней. В первом случае испытуемый периодически сжимал и разжимал эспандер, ориентируясь на собственные ощущения, до порогового значения 20% от максимальной силы напряжения мышцы. В случае использования вибротактильной обратной связи при превышении заданного уровня включалась вибрация. Это сигнализировало о том, что заданный порог превышен и следует прикладывать меньшие усилия для выполнения упражнения. Известно, что после длительной работы происходит снижение работоспособности мышц, поэтому длительность экспериментов была выбрана равной 1 мин. В течение этого времени мышцы не достигали порога усталости, величина сокращений мышцы и, соответственно, уровень биоэлектрической активности не изменялись.

Во время эксперимента производилась запись электромиографического сигнала для дальнейшего анализа. Для проверки качества эффективности обратной связи осуществлялась оценка количества значений RMS напряжения мышцы, превысивших заданный порог в течение записи. Количество таких надпороговых значений было поделено на общее количество значений в записи, затем нормировалось на 100%, после чего определялся процент ошибок, совершенных человеком.

### Результаты и обсуждение

#### **Определение порога оптимального восприятия при воздействии вибрационным стимулом.**

Для выявления оптимальных параметров вибротактильной обратной связи были исследованы характеристики восприятия вибраций разной интенсивности. С этой целью был сформулирован определенный ряд требований к вибростимуляции: она не должна вызывать неприятных ощущений, вибрационные стимулы должны быть отчетливо ощутимы как в расслабленном состоянии, так и при выполнении упражнений (периодических сокращений мышц). Основной характеристикой, определяющей интенсивность вибраций, служит длительность импульсов включения виброактуатора (см. «Материалы и методы»). Для оценки чувствительности к вибрации были введены четыре уровня субъективного восприятия: неощутимые, ощутимые только при концентрации внимания на вибрации, ощутимые при выполнении упражнений и неприятные (раздражение). В результате проведения эксперимента были определены пороговые значения, соответствующие границам между этими уровнями восприятия вибрации.

Восприятие вибраций как слабо ощутимых начиналось в среднем с 0,5 мс (рис. 3, *синий график*). Затем интенсивность вибраций повышали, увеличивая длительность импульсов. При этом фиксировали ощущения без каких-либо действий, с концентрацией внимания только на вибрации и при выполнении сжатия эспандера. В первом случае вибрации ощущались

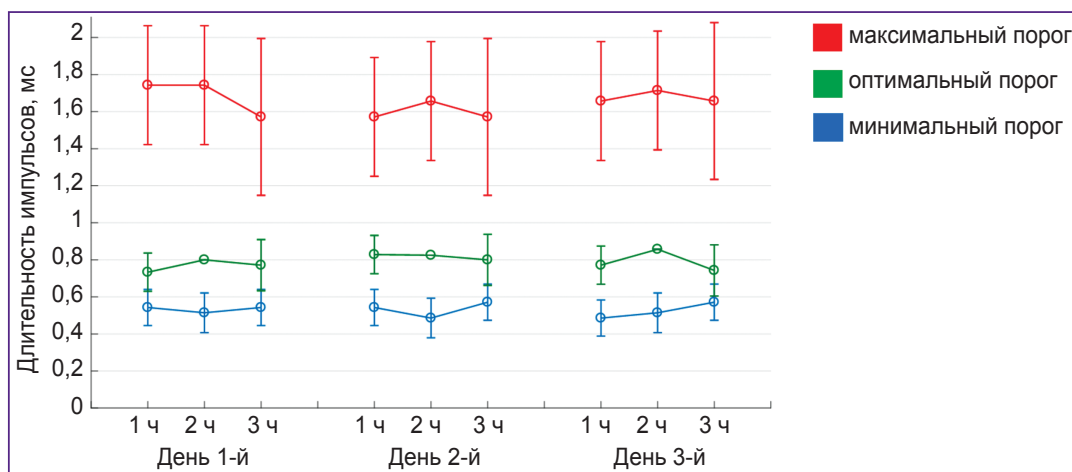


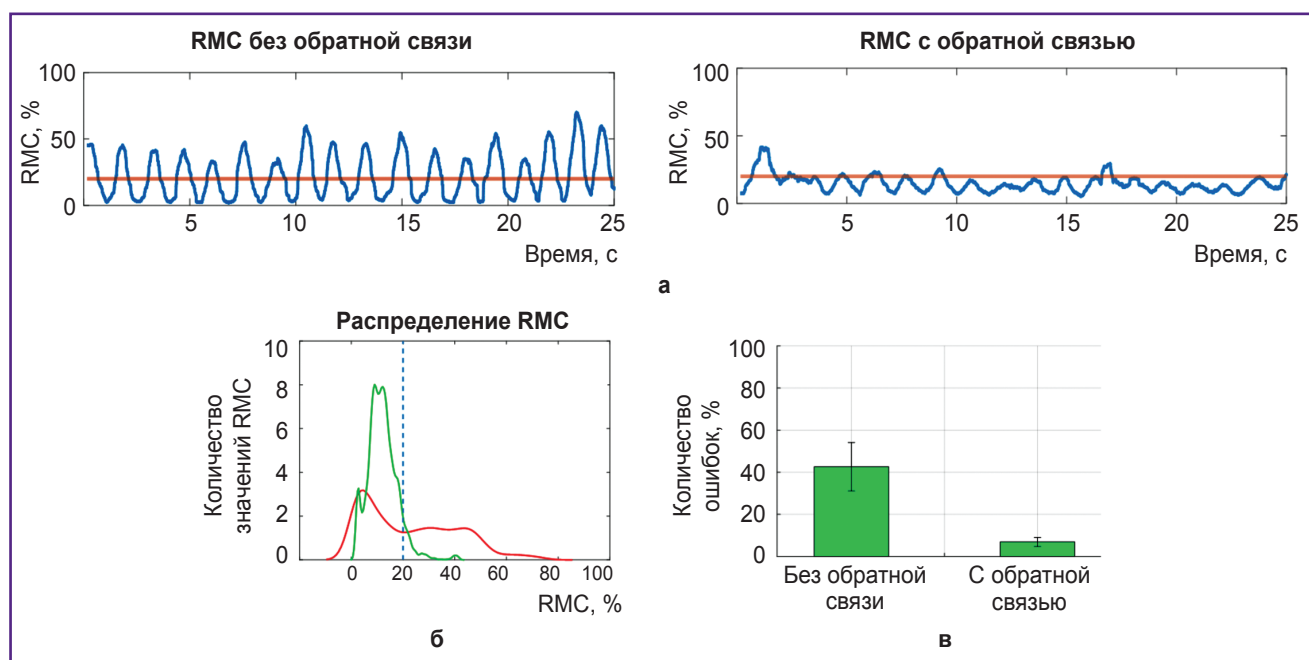
Рис. 3. Динамика изменения порогов чувствительности к вибрации на протяжении 3 дней

всегда, но только при длительностях импульсов в среднем выше 0,8 мс вибрация отчетливо ощущалась при напряжении мышцы вследствие сжимания эспандера (рис. 3, *зеленый график*). При высокой интенсивности вибрационных стимулов испытуемые отмечали, что вибрации неприятны или раздражительны. Такая интенсивность определялась как максимальная (рис. 3, *красный график*) и варьировала от 0,8 до 2 мс, а в среднем соответствовала значению 1,5 мс. Некоторые испытуемые воспринимали вибрации, генерируемые виброактуатором, как комфортные даже при максимальной длительности импульсов 2 мс. Эксперимент проводили на протяжении трех дней. Каждый день выполняли 3 теста с интервалом 1 ч. Тенденции к изменению границ между интервалами восприятия вибраций ото дня ко дню и от часа к часу не выявлено (ANOVA-тест,  $p > 0,05$ ).

В результате был обнаружен интервал интенсивностей (от 0,8 до 1,6 мс), в котором вибрации ощущались всегда и не приводили к раздражению. Для последующих экспериментов с обратной связью была выбрана длительность в середине интервала — 1,2 мс.

**Исследование эффективности вибротактильной связи.** Далее проводили исследование системы формирования обратной связи за счет вибростимуляции. Основной задачей было создание системы ограничения силы напряжения мышц, при условии, что сила сокращения мышцы превышала порог 20% от максимально возможного уровня. В данном случае

вибрация выступала в роли информирующего сигнала о превышении порога и предполагалось, что такой стимул позволит сознательно остановить дальнейшее сокращение. Был проведен эксперимент с периодическим сжиманием эспандера и одновременной записью электромиографической активности мышцы сгибателя предплечья. Для подтверждения эффективности предложенной обратной связи были сделаны две записи — без обратной связи и, затем, с обратной связью. В первом случае испытуемый должен был не превышать порог напряжения мышцы, опираясь на собственное представление о силе напряжения. На рис. 4, а (слева) представлена временная диаграмма значений напряжения мышцы RMS, красной линией отмечен вычисленный ранее порог. Диаграмма показала, что при каждом сжатии эспандера значения сокращения превышали порог. Затем эксперимент повторяли при включенной вибротактильной обратной связи. При этом были установлены оптимальные параметры вибрационных стимулов, определенные ранее: длительность импульсов составляла 1,2 мс (см. рис. 2). В момент превышения силы напряжения включалась вибростимуляция, которая продолжалась до тех пор, пока значения напряжения RMS станут ниже порога. На рисунке 4, а (справа) представлена диаграмма данного эксперимента. Она показывает, что в начале записи после первого надпорогового (ошибочного) сокращения последующая активность мышцы реже превышала порог.



**Рис. 4. Оценка эффективности вибротактильной обратной связи при сокращении мышц:**

а — на графике представлены фрагменты записи RMS-сигнала без обратной связи и с обратной связью, отмечен порог сокращения мышцы (*красная линия*); б — распределение значений RMS в записях без (*красная линия*) и с обратной связью (*зеленая линия*), пунктиром изображен порог силы сокращения; в — процент ошибок в эксперименте без и с обратной связью

Для наглядного представления различий в активности мышцы в случаях без и с обратной связью мы построили распределение значений RMS двух записей (рис. 4, б). Полученные данные свидетельствуют, что большинство значений RMS в случае с обратной связью ниже порога (пунктир) в отличие от записи без обратной связи. Для численной оценки эффективности обратной связи было подсчитано количество значений, превысивших порог. Процент ошибок в данном случае наглядно отражает эффективность системы обратной связи в ограничении движений (рис. 4, в). Сравнительный анализ показал, что без обратной связи процент ошибок составлял в среднем  $42 \pm 12\%$ , а при обратной связи был значительно меньше —  $7 \pm 2\%$  ( $n=3$ ). Статистически значимые различия процентов ошибок ( $t$ -тест,  $p < 0,01$ ) позволяют сделать вывод, что система с обратной вибротактильной связью значительно эффективнее позволяет контролировать напряжение мышц, чем сознательный контроль без каких-либо устройств.

**Заключение.** Локальная вибротактильная стимуляция с помощью миниатюрного виброактуатора может использоваться для формирования биологической обратной связи в медицинских исследованиях. Восприятие различных интенсивностей вибраций при его применении не меняется на протяжении нескольких часов и даже дней, что говорит о надежности такого способа информирования человека. Вибротактильная обратная связь от электромиографического сигнала ощущается человеком во временном масштабе сотни миллисекунд и позволяет не превышать заданный порог силы сокращения. Данная биологическая обратная связь наиболее физиологична для восприятия человеком и может автономно информировать о нежелательных и опасных при реабилитации паттернах сокращений мышц, формируя осознанные нормальные двигательные навыки.

**Финансирование исследования.** Исследования выполнены при поддержке Российского научного фонда (грант №15-19-20053).

**Конфликт интересов** не заявляется.

## Литература/References

1. Maaswinkel E., Veeger H.E.J., Dieen J.H. Interactions of touch feedback with muscle vibration and galvanic vestibular stimulation in the control of trunk posture. *Gait Posture* 2014; 39(2): 745–749, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.011>.
2. Štrbac M., Belić M., Isaković M., Kojić V., Bijelić G., Popović I., Radošić M., Došen S., Marković M., Farina D., Keller T. Integrated and flexible multichannel interface for electro-tactile stimulation. *J Neural Eng* 2016; 13: 046014, <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/4/046014>.
3. Li K., Fang Y., Zhou Y., Liu H. Non-invasive stimulation-based tactile sensation for upper-extremity prosthesis: a review. *IEEE Sensors Journal* 2017; 17(9): 2625–2635, <https://doi.org/10.1109/jsen.2017.2674965>.
4. Svensson P., Wijk U., Björkman A., Antfolk C. A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses. *Expert Rev Med Devices* 2017; 14(6): 439–447, <https://doi.org/10.1080/17434440.2017.1332989>.
5. Kurzynski M., Jaskolska A., Marusiak J., Wolczowski A., Bierut P., Szumowski L., Witkowski J., Kisiel-Sajewicz K. Computer-aided training sensorimotor cortex functions in humans before the upper limb transplantation using virtual reality and sensory feedback. *Comput Biol Med* 2017; 87: 311–321, <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.06.010>.
6. Liyanagamage S.A., Bertuccio M., Bhanpuri N.H., Sanger T.D. Scaled vibratory feedback can bias muscle use in children with dystonia during a redundant, 1-dimensional myocontrol task. *J Child Neurol* 2017; 32(2): 161–169, <https://doi.org/10.1177/0883073816671830>.
7. Giesen T., Calcagni M., Elliot D. Primary flexor tendon repair with early active motion. *Hand Clinics* 2017; 33(3): 465–472, <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2017.03.001>.
8. Makarewich C.A., Hutchinson D.T. Tendon transfers for combined peripheral nerve injuries. *Hand Clinics* 2016; 32(3): 377–338, <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2016.03.008>.
9. Sammer D.M., Chung K.C. Tendon transfers: part II. transfers for ulnar nerve palsy and median nerve palsy. *Plast Reconstr Surg* 2009; 124(3): 212e–221e, <https://doi.org/10.1097/prs.0b013e3181b037c7>.
10. Dunn J.A., Sinnott K.A., Rothwell A.G., Mohammed K.D., Simcock J.W. Tendon transfer surgery for people with tetraplegia: an overview *Arch Phys Med Rehabil* 2016; 97(6): S75–S80, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.01.034>.
11. Starr H.M., Snoddy M., Hammond K.E., Seiler J.G. Flexor tendon repair rehabilitation protocols: a systematic review. *J Hand Surg Am* 2013; 38(9): 1712–1717.e14, <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.06.025>.
12. Higgins A., Lalonde D.H. Flexor tendon repair postoperative rehabilitation. *Plast Reconstr Surg Glob Open* 2016; 4(11): e1134, <https://doi.org/10.1097/gox.0000000000001134>.
13. Wangdell J., Bunketorp-Käll L., Koch-Borner S., Fridén J. Early active rehabilitation after grip reconstructive surgery in tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2016; 97(6): S117–S125, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.09.025>.
14. Von der Heyde R., Novak C. Rehabilitation of the upper extremity following nerve and tendon reconstruction: when and how. *Semin Plast Surg* 2015; 29(01): 073–080, <https://doi.org/10.1055/s-0035-1544172>.
15. Ahluwalia S.P., Pandey S., Sarad R., Boparai R.S. Flexor tendon repair rehabilitation protocols: a randomized prospective trial of Kleinert protocol compared with Duran protocol *J Clin Orthop Trauma* 2015; 6(1): 73, <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2015.01.053>.
16. Tanaka T., Amadio P.C., Zhao C., Zobitz M.E., An K.-N. Flexor digitorum profundus tendon tension during finger manipulation. *J Hand Ther* 2005; 18(3): 330–338, <https://doi.org/10.1197/j.jht.2005.04.001>.
17. Sultana S.S., MacDermid J.C., Grewal R., Rath S. The effectiveness of early mobilization after tendon transfers in the hand: a systematic review. *J Hand Ther* 2013; 26(1): 1–21, <https://doi.org/10.1016/j.jht.2012.06.006>.
18. Kleinert H.E., Kutz J.E., Atasoy E., Stormo A. Primary repair of flexor tendons. *Orthop Clin North Am* 1973; 4(4): 865–876.

19. Tripp B.L., Faust D., Jacobs P. Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *J Athl Train* 2009; 44(6): 617–623, <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.617>.

20. Либуркина С.П., Васильев А.Н., Яковлев Л.В., Гордлеева С.Ю., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер на основе представления движений с вибротактильной модальностью стимулов. *Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова* 2017; 67(4): 414–429. Liburkina S.P., Vasilyev A.N., Yakovlev L.V., Gordleeva S.Y., Kaplan A.Y. Motor imagery based brain computer interface with vibrotactile

interaction. *Zhurnal vysshey nervnoy deyatel'nosti im. I.P. Pavlova* 2017; 67(4): 414–429.

21. Каплан А.Я. Нейрофизиологические основания и практические реализации технологии мозг-машинных интерфейсов в неврологической реабилитации. *Физиология человека* 2016; 42(1): 118–127, <https://doi.org/10.7868/s0131164616010100>. Kaplan A.Y. Neurophysiological foundations and practical realizations of the brain-machine interfaces in the technology in neurological rehabilitation. *Hum Physiol* 2016; 42(1): 103–110, <https://doi.org/10.1134/s0362119716010102>.