

ЛОКАЛИЗАЦИЯ СИГНАЛОВ В СИСТЕМЕ ТАКТИЛЬНОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ ДЛЯ МИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОТЕЗОВ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ¹

Я.А. Туровский/**, К.И. Фисенко*, А.В. Мамаев**

*Воронежский государственный университет (г. Воронеж)

**Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН (Москва)

Создание лабораторной установки миоэлектрического протеза для проведения эксперимента было обусловлено необходимостью решения ряда задач, связанных с локализацией поступающих по каналу обратной связи «протез–пользователь» сигналов. В качестве основы для создания тактильного стимулятора был выбран виброэлектродвигатель. Программно-аппаратный комплекс системы позволяет локализовать источник сигнала, определить одновременную работу нескольких датчиков. В исследовании приняли участие 30 человек (22 мужчины и 8 женщин) в возрасте от 18 до 28 лет. На руку испытуемого надевалось устройство тактильной обратной связи, представляющее собой манжету с источниками вибрационного раздражения. Затем проводилось обучение испытуемого, по окончании которого участник эксперимента выполнял испытания. Каждое представляло собой опыт, в течение которого испытуемый самостоятельно локализовал область с активными тактильными датчиками. По результатам опыта была проведена оценка выполнения задач по работе с вышеуказанной системой относительно этапа эксперимента. Определена зависимость между верной локализацией пользователем активных датчиков и расположением блока вибростимуляторов на его предплечье. Наилучшие результаты обеспечиваются дистально расположенными вибростимуляторами. Построена модель субъективного расположения вибростимуляторов, демонстрирующая их группировку в пространстве субъективных расстояний пользователя. Полученные результаты об особенностях расположения вибростимуляторов системы тактильной обратной связи на поверхности предплечья и в субъективном пространстве пользователя могут быть использованы в конструировании систем обратной связи при протезировании верхних конечностей, разработке экзоскелетов и иных систем реабилитации пациентов. Положительный опыт применения полученных результатов в первую очередь будет связан с оптимизацией расположения как тактильных датчиков на поверхности миоэлектрического протеза, так и вибростимуляторов на поверхности предплечья пользователя.

Ключевые слова: *миоэлектрический протез, тактильная обратная связь, интерфейс человек–компьютер.*

¹Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 16-29-08342-офи_м).

Ответственный за переписку: Мамаев Александр Васильевич, *адрес:* 394006, г. Воронеж, Университетская пл., д. 1; *e-mail:* alex9100@bk.ru

Для цитирования: Туровский Я.А., Фисенко К.И., Мамаев А.В. Локализация сигналов в системе тактильной обратной связи для миоэлектрических протезов верхних конечностей // Журн. мед.-биол. исследований. 2019. Т. 7, № 1. С. 56–65. DOI: 10.17238/issn2542-1298.2019.7.1.56

Технология миоэлектрических протезов корнями уходит в 40-е годы XX века, а первый прототип искусственной антропоморфной руки был создан в 1956 году группой сотрудников Центрального научно-исследовательского института протезирования и протезостроения (ЦНИИПП), НИИ машиноведения АН СССР и НИИ прикладной математики АН СССР. В 1961 году в СССР был выпущен первый промышленный протез, базированный на этой технологии [1].

Создание в СССР первого протеза с биоэлектрическим способом управления послужило мощным толчком для проведения подобных работ за рубежом. Вскоре после этого во многих странах (Канада, Великобритания, США, Австрия, Италия, ФРГ, Швеция, Япония) были развернуты научно-исследовательские и опытно-конструкторские работы по созданию протезов и других ортопедических устройств с биоэлектрическим управлением, в некоторых из них (Канада, Австрия, ФРГ, Италия) уже во второй половине 60-х годов биоэлектрические протезы начали выпускать серийно [2].

С первых лет развития технологии необходимость расширения функциональности протезов никогда не вызвала сомнений. Отсутствие простейших тактильных ощущений при использовании протеза приводит к многочисленным неудобствам для пользователя. Чтобы не перегружать зрительный и слуховой анализаторы, занятые обработкой другой информации, информацию о силе захвата и движениях протеза инвалиду целесообразно передавать, используя кожные рецепторы [1–3]. Это решение было опробовано в 60-х годах прошлого столетия. Исследования, проведенные в 1966 году в ЦНИИПП, показали, что непосредственная гидравлическая передача давления с пальца на кожу малоэффективна вследствие быстрой адаптации тактильных рецепторов, для этого больше подходит прерывистый сигнал типа местной вибрации или электрического раздражения [2, 4–6]. Однако на характер информации, передаваемой пу-

тем электрического раздражения кожи, может повлиять большое число динамически изменяющихся параметров, например активность работы потовых желез непосредственно в области наложения стимулирующих электродов, которая может привести как к увеличению, так и к уменьшению силы тока. Очевидно, что это, в свою очередь, приведет к разным ощущениям при одних и тех же параметрах стимуляции, что не может не сказаться на качестве обратной связи миоэлектрического протеза.

Одним из путей решения проблемы обратной связи для протезоподобных устройств, включая экзоскелеты, является введение в электромеханические системы протезов уже готовых программно-аппаратных решений, изменяющих силу сжатия кисти, связанную с параметрами удерживаемого объекта, независимо от команд, подаваемых пользователем. Однако данный подход, хотя и достаточно прост и в решении ряда задач эффективен, имеет ограничение, связанное с отсутствием канала управления «человек–устройство», что негативно сказывается на характеристиках работы протеза. Таким образом, актуальной представляется детализация возможностей использования систем тактильной обратной связи в задачах миоэлектрического протезирования и управления манипуляторами.

Цель исследования – оценка возможностей расширения функционала современных миоэлектрических протезов на основе тактильного канала обратной связи.

Материалы и методы. Система тактильной обратной связи [7–9] для миоэлектрических протезов имеет следующую схему функционирования программно-аппаратного комплекса. Готовый комплекс можно разделить на три части: лабораторная установка с установленными тактильными датчиками (имитирует современные биоэлектрические протезы); компьютер, обрабатывающий данные; система обратной связи с тактильными стимуляторами.

Создание лабораторной установки было обусловлено необходимостью решения ряда задач, связанных с локализацией поступающих сигналов и поиском минимально возможного количества датчиков для нормальной работы системы без искажений восприятия основных стимулов для испытуемого [10]. В ходе работы опытным путем было найдено оптимальное количество тактильных датчиков для кисти – 18 шт. Конечное число сенсоров было определено ограничениями, связанными с техническими особенностями USB-модуля KernelChip Ke-USB24A [4], размерами датчиков и конструкцией искусственной кисти, послужившей основой для лабораторной установки.

В разработанной системе (рис. 1) сигнал с тактильных сенсоров идет к USB-модулю KernelChip Ke-USB24A. Данные с тактильных датчиков преобразуются на компьютере и идут через второй модуль KernelChip Ke-USB24A, отправляясь на тактильные стимуляторы.

В качестве основы для создания тактильного стимулятора был выбран виброэлектродвигатель QX-4A. Для решения вопроса физической защищенности конструкции спроектирована специальная защитная металлическая гильза.

Программно-аппаратный комплекс системы позволяет локализовать источник сигнала, определить одновременную работу нескольких датчиков, визуализировать связь между областями кисти руки для отображения взятого рукой объекта.

В исследовании приняли участие 30 человек (22 мужчины и 8 женщин) в возрасте от 18 до 28 лет. Все участники эксперимента подписали информированное согласие (согласно принципам Хельсинкской декларации). Перед проведением опыта испытуемому необходимо было пройти тест на исследование тревожности (опросник Спилбергера) для выявления показателей его ситуативной и личностной тревожности. По окончании выполнения задания испытуемый переходил к следующей фазе опыта, которая заключалась в определении минимального порога чувствительности участника эксперимента в области предплечья, т. к. именно на эту часть руки выполняется установка устройства тактильной стимуляции. Нахождение указанного показателя выполнялось при помощи циркуля Вебера. После определения минимального пространственного порога [8] на предплечье испытуемого надевалось устройство тактильной обратной связи, представляющее собой манжету со встроенными элементами – источниками вибрационного раздражения. Плотность прилегания аппаратной части системы к коже предплечья испытуемого регулировалась на основе пожеланий участника эксперимента относительно его удобства, а также исходя из надежности фиксации установки. Затем проводилось краткое объяснение принципов работы системы обратной связи и обучение использованию данного прибора. На подготовку участника эксперимента к опыту отводилось 10 мин. В начале обучения испы-

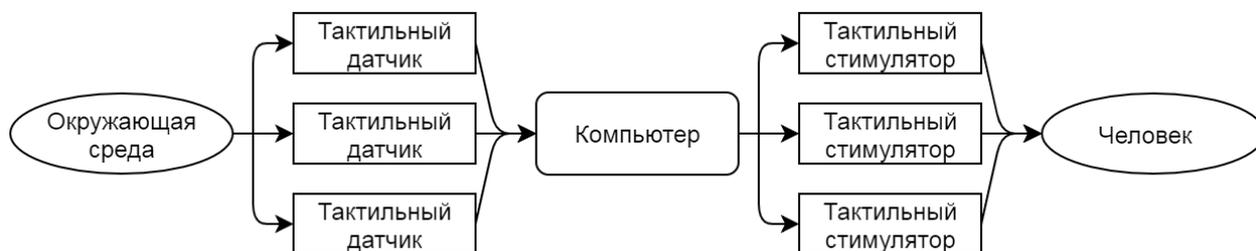


Рис. 1. Общая схема работы системы тактильной обратной связи для миоэлектрических протезов

туемому предлагалось ознакомиться с возможными вариантами вибрационных стимуляций, ограниченных аппаратной конструкцией системы, при поочередной активации тактильных датчиков на кисти лабораторной установки миоэлектрического протеза. После изучения различных видов вибрационного раздражения и их зависимости от работающих датчиков пользователь учился выделять разные блоки стимуляторов и собственно вибрационные раздражители внутри блока, активно используя программную составляющую системы, содержащую в себе специальный модуль для обучения пользователя.

Завершив основную часть обучения, участник эксперимента выполнял испытания, состоящие из трех этапов. Каждый представлял собой опыт, в течение которого испытуемый самостоятельно локализовал и определял область с активными тактильными датчиками на лабораторной установке миоэлектрического протеза с помощью вибрационных стимуляторов, установленных на манжете. Первый этап завершался после проведения 18 попыток локализации датчиков, в частном порядке с пользователем проводилось дополнительное корректировочное обучение длительностью от 1 до 2 мин; если испытуемый не нуждался в дополнительной тренировке, она заменялась 2-минутным перерывом. Второй и третий этапы эксперимента также включали по 18 попыток локализации активных зон. Между ними проводился обязательный перерыв длительностью 2 мин, но уже без возможности дополнительного обучения.

За верную локализацию в выполненном испытании принимали точное определение активного стимулятора пользователем. Вычислялось описательная статистика с расчетом среднего, ошибки среднего, моды, медианы, квантильного размаха, доверительного интер-

вала, оценкой нормальности распределения с учетом критериев согласия и показателей асимметрии и эксцесса, для сравнения точности определения вибрационных стимулов использовался критерий Вилкоксона для парных случаев, α принималась равной 0,05². Для анализа субъективного пространства пользователей, сформированного при работе с тактильными вибростимуляторами, был применен анализ соответствия³.

Результаты. Обнаружено (табл. 1), что после прохождения первичного обучения работе с системой обратной связи испытуемые в среднем верно локализовали 40,9 % вибра-

Таблица 1

УСПЕШНОСТЬ ЛОКАЛИЗАЦИИ ИСПЫТУЕМЫМИ АКТИВНОСТИ ВИБРОСТИМУЛЯТОРОВ МИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА

Этап эксперимента	Количество определений, шт. (%)	
	ложных	верных
1	319 (59,1)	221 (40,9)
2	306 (56,7)	234 (43,3)
3	278 (51,5)	262 (48,5)
<i>Итого</i>	903 (55,7)	717 (44,3)

ционных стимуляций на первом этапе эксперимента. После дополнительного обучения пользователи на втором этапе определили в среднем 43,3 % сигналов. Положительный результат третьего этапа уже составлял 48,5 % верно определенных стимуляций. В полученных данных по локализации от первого к третьему этапу эксперимента имеется тенденция ($p = 0,05$ – критерий Вилкоксона для парных случаев) улучшения распознавания.

Также по результатам испытаний определены успешно и не успешно локализованные пользователем стимуляторы. На основе по-

² Гланц С. Медико-биологическая статистика. М.: Практика, 1998. 459 с.

³ Буреева Н.Н. Многомерный статистический анализ с использованием ППП «Statistica». Н. Новгород: Нижегород. гос. ун-т им. Н.И. Лобачевского, 2007. 112 с.

Таблица 2

**УСПЕШНОСТЬ ЛОКАЛИЗАЦИИ ИСПЫТУЕМЫМИ АКТИВНОСТИ ВИБРОСТИМУЛЯТОРОВ
МИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА ОТНОСИТЕЛЬНО КАЖДОГО СТИМУЛЯТОРА**

Стимулятор	Количество определений, шт. (%)		Общая встречаемость в ответах испытуемых
	ложных	верных	
1	50 (43,9)	64 (56,1)	114
2	44 (53)	39 (47)	83
3	44 (58,7)	31 (41,3)	75
4	29 (39,7)	44 (60,3)	73
5	61 (54,5)	51 (45,5)	112
6	63 (70,8)	26 (29,2)	89
7	57 (63,3)	33 (36,7)	90
8	24 (40)	36 (60)	60
9	69 (57)	52 (43)	121
10	61 (58,7)	43 (41,4)	104
11	67 (61,5)	42 (38,5)	109
12	22 (44,9)	27 (55,1)	49
13	75 (62,5)	45 (37,5)	120
14	56 (72,7)	21 (27,3)	77
15	52 (60,5)	34 (39,5)	86
16	32 (41)	46 (59)	78
17	51 (45,9)	60 (54,1)	111
18	46 (66,7)	23 (33,3)	69
<i>Итого</i>	903 (55,7)	717 (44,3)	1620

лученных данных (табл. 2) установлено расположение таких тактильных раздражителей.

На схемах локализаций испытуемыми датчиков и стимуляторов (рис. 2) хорошо видно, что наиболее точно (> 50 % верно определенных) были локализованы стимуляторы, расположенные ближе к запястью на блоке-ладони, а также раздражители 1 и 17 дистального блока.

Датчики и стимуляторы, выделенные штрихованной заливкой, были верно локализованы в промежутке от 35 до 50 % попыток в среднем по всем испытуемым. К таким полностью относятся стимуляторы проксимального блока (3, 7, 11, 15), три стимулятора дистального блока (5, 9, 13), а также два – среднего (2 и 10).

Наибольшие трудности (< 35 % верно определенных) возникли в локализации среднего блока: стимуляторы 6, 14 и 18 получили наихудший результат по локализации пользователями.

Обсуждение. При проведении испытаний системы обратной связи тактильные стимуляторы располагались на разном расстоянии друг от друга. Это свойство было обусловлено конструкторскими решениями, которые позволяют использовать систему различными испытуемыми вне зависимости от их возраста и анатомических особенностей строения предплечья. Различное расстояние между тактильными стимуляторами позволя-

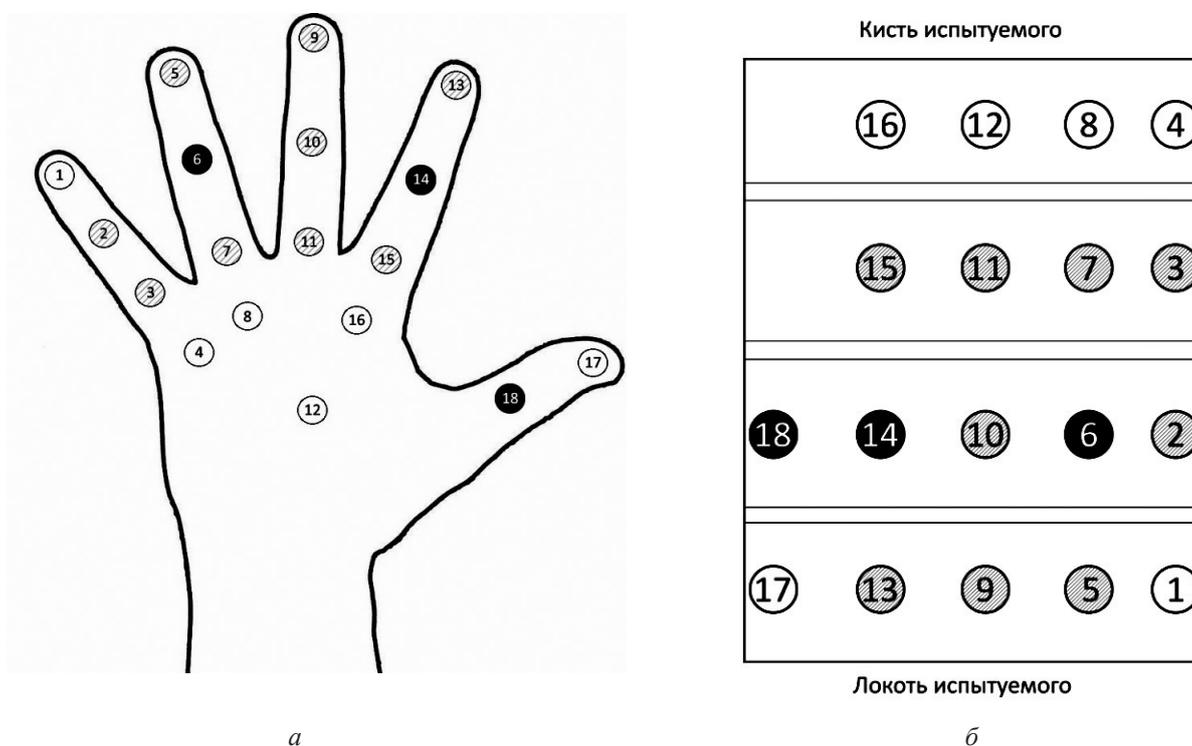


Рис. 2. Визуализация усредненных результатов испытаний по точности распознавания: *а* – схема установки датчиков на лабораторной установке миоэлектрического протеза; *б* – схема установки стимуляторов на манжете (белой заливкой обозначены датчики, локализованные верно более чем в 50 % испытаний; штриховой заливкой – локализованные верно в промежутке от 35 до 50 % испытаний; черной заливкой – локализованные верно менее чем в 35 % испытаний)

ет провести исследование по распознаванию проблемных для локализации пользователем датчиков. С учетом многомерности по полученным в ходе эксперимента данным был проведен анализ соответствий [10], обеспечивающий в данном случае восстановление усредненных по выборке «координат» датчиков в многомерном пространстве, где «координатой» была доля правильно распознанных стимуляторов.

На первом этапе была осуществлена проекция результатов обработки данных на двухмерное пространство (рис. 3, см. с. 62).

На рис. 3 видно, что некоторые тактильные стимуляторы, близко соседствующие друг с

другом, образуют своеобразные группы. Вибрационные раздражения отдельных стимуляторов, находящихся внутри подобных групп, трудно различимы пользователем между собой. Проблемными для локализации испытуемыми признаны датчики 2 и 6; 14 и 18; 3, 7, 8 и 4; 12 и 16.

Очевидно, что для проверки данной группировки датчиков (стимуляторов) в пространстве необходимо увеличить размерность. Следующий этап исследования проблем распознавания пользователями активных датчиков при помощи системы обратной связи включал моделирование в 17-мерном пространстве (число тактильных стимуляторов минус единица).

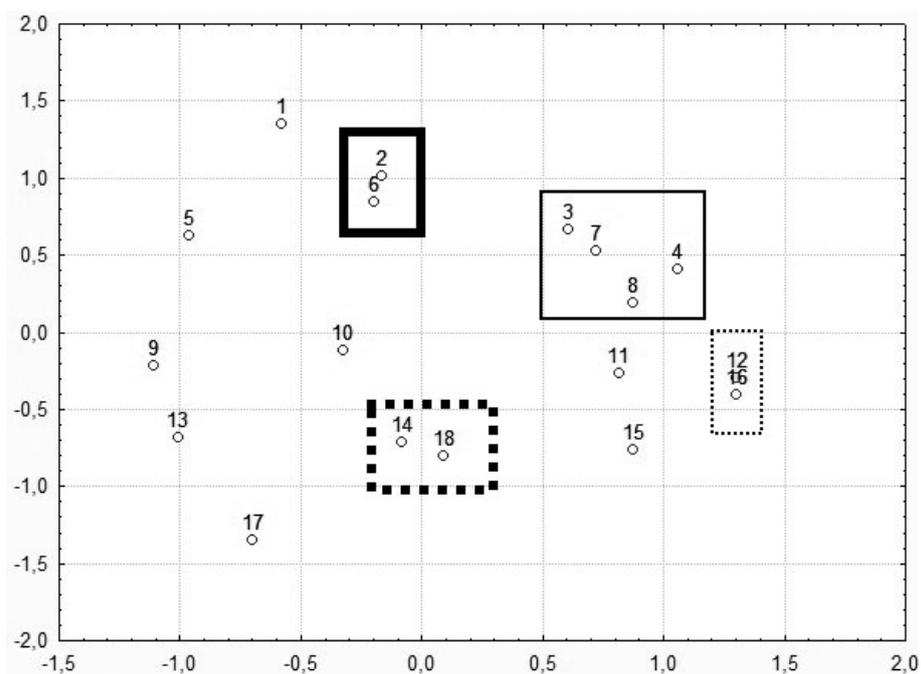


Рис. 3. Проекция результатов обработки данных на двумерное пространство. Различными маркерами (толстая сплошная, толстая пунктирная, тонкая сплошная и тонкая пунктирная линии) ограничены области с группированными датчиками, которые наиболее трудно различать между собой пользователям

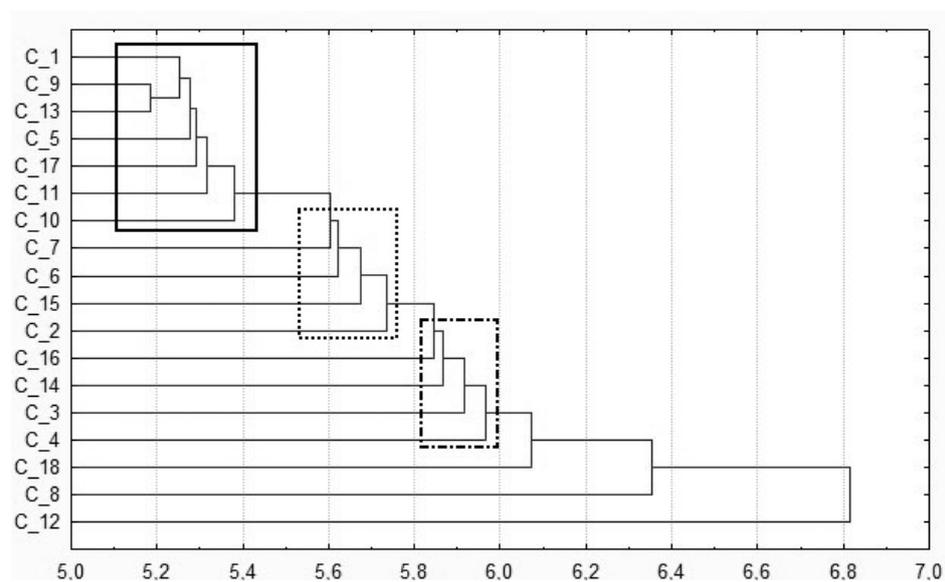


Рис. 4. Результаты кластерного анализа, проведенного по данным выполненных испытаний. Различными маркерами (сплошная, пунктирная и штрих-пунктирная линии) ограничены группы датчиков, которые субъективно воспринимаются пользователем как генерирующие похожие сигналы

В результате найденные координаты взаимного расположения тактильных стимуляторов были подвержены иерархическому кластерному анализу с использованием метода дальнего соседа. Полученные по завершении анализа данные позволили отдельно выделить несколько расположенных рядом тактильных стимуляторов. Указанные стимуляторы субъективно воспринимаются пользователем как генерирующие похожие сигналы (рис. 4): 1, 5, 9, 10, 11, 13 и 17; 2, 6, 7 и 15; 3, 4, 14 и 16. Использование других методов кластеризации показало устойчивость указанных групп, что подтверждает их физиологическую природу.

Полученные результаты спроецированы на кисть миоэлектрического протеза (рис. 5). При этом следует отметить, что локализация вибростимуляторов, соответствующих датчикам на «кисти», не соответствует их субъективному расположению, формируемому пользователями.

Таким образом, в работе проанализированы возможности использования системы тактильной обратной связи в качестве дополнительного интерфейса миоэлектрических протезов верхней конечности человека. Проведена оценка выполненных испытаний по работе с вышеуказанной системой относительно этапа эксперимента. Определена зависимость между верной локализацией пользователем активных датчиков и расположением блока вибрационных раздражителей на его предплечье. Полу-

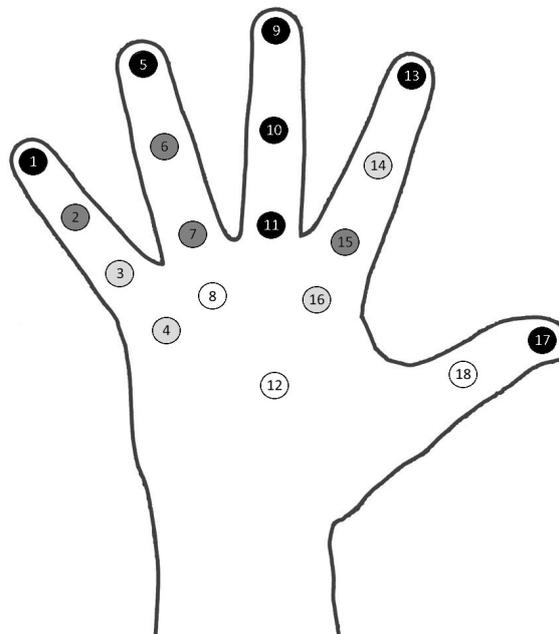


Рис. 5. Проекция результатов кластерного анализа, проведенного по данным выполненных испытаний, на схему установки тактильных датчиков. Цветовой заливкой (черная, темно-серая, светло-серая и белая) обозначены различные кластерные группы датчиков

ченные результаты могут быть использованы в конструировании систем обратной связи при протезировании верхних конечностей, разработке экзоскелетов и иных систем реабилитации пациентов неврологического и ортопедического профиля.

Список литературы

1. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А.Ю. Биоэлектрическое управление. М.: Наука, 1972. 243 с.
2. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. М.: Медицина, 1982. 288 с.
3. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С. Системы отсчета и интерпретация проприоцептивных сигналов // Физиология человека. 1998. Т. 24, № 1. С. 53–63.
4. Боталов В.С. Анализ современного состояния российского рынка протезов нижних конечностей // ВУЗ и реальный бизнес: материалы X Всерос. науч.-практ. конф. студентов (Пермь, 10 апреля 2017 г.). Пермь: Изд-во Перм. нац. исслед. политехн. ун-та, 2017. С. 9–16.

5. Пысь И.С., Персиянова А.В., Митяев А.М. Бионический протез руки // Наука и инновации в XXI веке: актуальные вопросы, открытия и достижения: сб. ст. VII Междунар. науч.-практ. конф. (Пенза, 12 декабря 2017 г.): в 3 ч. Ч. 1. Пенза: МЦНС «Наука и Просвещение», 2017. С. 206–208.
6. Freire F.R., Tobar L.M., Chadrina O. Prótesis Robótica Controlada Mediante Señales Mioeléctricas // Изв. Юго-Зап. гос. ун-та. 2013. № 6-2. С. 84–88.
7. Bark K., Hyman E., Tan F., Cha E., Jax S.A., Buxbaum L.J., Kuchenbecker K.J. Effects of Vibrotactile Feedback on Human Learning of Arm Motions // IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 2015. Vol. 23, № 1. P. 51–63.
8. Алайцев И.К., Афонина О.И., Данилова Т.В., Ермаков И.Ю., Кучмин В.Н., Мантуров А.О., Мареев Г.О., Мареев О.В. Устройство ввода с тактильной обратной связью с дополнительными степенями свободы // Науч.-техн. вестн. Поволжья. 2016. № 6. С. 102–104.
9. Диане С.А.К. Повышение эффективности захвата и классификации предметов с использованием тактильной обратной связи // Системы проектирования, технологической подготовки производства и управления этапами жизненного цикла промышленного продукта: тр. XVII Междунар. науч.-практ. конф. / под ред. А.В. Толока, Ин-т проблем управления им. В.А. Трапезникова. М., 2017. С. 102–106.
10. Туровский Я.А., Глушченко А.С., Рыбалкин Е.А., Пикалов В.В. Оценка освоения «проприоцептивно»-тактильного канала обратной связи протезов верхних конечностей // Сенсор. системы. 2017. Т. 31, № 4. С. 322–330.

References

1. Gurfinkel' V.S., Malkin V.B., Tsetlin M.L., Shneyder A.Yu. *Bioelektricheskoe upravlenie* [Bioelectric Control]. Moscow, 1972. 243 p.
2. Slavutskiy Ya.L. *Fiziologicheskie aspekty bioelektricheskogo upravleniya protezami* [Physiological Aspects of Bioelectric Control of Prostheses]. Moscow, 1982. 288 p.
3. Gurfinkel' V.S., Levik Yu.S. Sistemy otscheta i interpretatsiya propriotseptivnykh signalov [Reference Systems and Interpretation of Proprioceptive Signals]. *Fiziologiya cheloveka*, 1998, vol. 24, no. 1, pp. 53–63.
4. Botalov V.S. Analiz sovremennogo sostoyaniya rossiyskogo rynka protezov nizhnikh konechnostey [Analysis of the Current State of the Russian Market of Lower Limb Prostheses]. *VUZ i real'nyy biznes* [University and Real Business]. Perm, 2017, pp. 9–16.
5. Pys' I.S., Persiyanova A.V., Mityaev A.M. Bionicheskiy protez ruki [Bionic Hand]. *Nauka i innovatsii v XXI veke: aktual'nye voprosy, otkrytiya i dostizheniya* [Science and Innovations in the 21st Century: Current Issues, Discoveries and Achievements]. Pt. 1. Penza, 2017, pp. 206–208.
6. Freire F.R., Tobar L.M., Chadrina O. Prótesis Robótica Controlada Mediante Señales Mioeléctricas. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta*, 2013, no. 6-2, pp. 84–88.
7. Bark K., Hyman E., Tan F., Cha E., Jax S.A., Buxbaum L.J., Kuchenbecker K.J. Effects of Vibrotactile Feedback on Human Learning of Arm Motions. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2015, vol. 23, no. 1, pp. 51–63.
8. Alaytsev I.K., Afonina O.I., Danilova T.V., Ermakov I.Yu., Kuchmin V.N., Manturov A.O., Mareev G.O., Mareev O.V. Ustroystvo vvoda s taktil'noy obratnoy svyaz'yu s dopolnitel'nymi stepenyami svobody [Haptic Device with Extended Input Degree of Freedom]. *Nauchno-tekhnicheskij vestnik Povolzh'ya*, 2016, no. 6, pp. 102–104.
9. Diane S.A.K. Povyshenie effektivnosti zakhvata i klassifikatsii predmetov s ispol'zovaniem taktil'noy obratnoy svyazi [Gripping Function Improvement and Classification of Captured Objects Using Tactile Feedback]. Tolok A.V. (ed.). *Sistemy proektirovaniya, tekhnologicheskoy podgotovki proizvodstva i upravleniya etapami zhiznennogo tsikla promyshlennogo produkta* [Design Systems, Technological Preparation of Production and Product Life Cycle Management]. Moscow, 2017, pp. 102–106.
10. Turovskiy Ya.A., Glushchenko A.S., Rybalkin E.A., Pikalov V.V. Otsenka osvoeniya "propriotseptivno"-taktil'nogo kanala obratnoy svyazi protezov verkhnikh konechnostey [Evaluation of the Efficiency of Proprioceptive Feedback Channel Development for Myoelectric Upper Limb Prostheses]. *Sensornye sistemy*, 2017, vol. 31, no. 4, pp. 322–330.

DOI: 10.17238/issn2542-1298.2019.7.1.56

*Yaroslav A. Turovskiy**/**, *Konstantin I. Fisenko**/**, *Aleksandr V. Mamaev**/**

*Voronezh State University
(Voronezh, Russian Federation)

**V.A. Trapeznikov Institute of Control Sciences, Russian Academy of Sciences
(Moscow, Russian Federation)

SIGNAL LOCALIZATION IN THE SYSTEM OF TACTILE FEEDBACK FOR MYOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESES

A laboratory myoelectric prosthesis set was created for our experiment in order to solve a number of tasks concerning localization of signals received through the prosthesis–user feedback channel. Electro-vibration motor was chosen as the basis for the tactile stimulator. The system's software and hardware complex allows one to localize the signal source and identify simultaneous activity of several sensors. The research involved 30 subjects (22 men and 8 women) aged between 18 and 28 years. A tactile feedback device, which is a cuff with sources of vibratory stimulation, was placed on the subject's arm. Further, the subject was trained and then performed the tests. During each test the subject, on his/her own, localized the region with active tactile sensors. Based on the results, we assessed task performance taking into consideration the stage of the experiment. We identified a correlation between the correct localization of active sensors by the user and the placement of the relevant block of vibratory stimuli on his/her forearm. The best results were achieved with distal vibratory stimulators. A model of perceived location of vibratory stimulators was constructed, demonstrating their grouping in the space of the user's perceived distances. The obtained data about the location of vibratory stimulators of the tactile feedback system on the forearm and in the user's perceived space can be applied in designing feedback systems for upper limb prostheses as well as in developing exoskeletons and other patient rehabilitation systems. In addition, the results can help to optimize the location of both tactile sensors on the surface of the myoelectric prosthesis and vibratory stimulators on the surface of the user's forearm.

Keywords: *myoelectric prostheses, tactile feedback, human–computer interface.*

Поступила 03.09.2018

Принята 06.12.2018

Received 3 September 2018

Accepted 6 December 2018

Corresponding author: Aleksandr Mamaev, address: Universitetskaya pl. 1, Voronezh, 394006, Russian Federation;
e-mail: alex9100@bk.ru

For citation: Turovskiy Ya.A., Fisenko K.I., Mamaev A.V. Signal Localization in the System of Tactile Feedback for Myoelectric Upper Limb Prostheses. *Journal of Medical and Biological Research*, 2019, vol. 7, no. 1, pp. 56–65. DOI: 10.17238/issn2542-1298.2019.7.1.56