

DOI: <https://doi.org/10.17650/2222-8721-2024-14-3-24-31>

Различия паттернов интерференционной миограммы с мышц предплечья при разных вариантах кистевого хвата

Е.А. Елисеичев¹, А.А. Тяптин², Р.М. Жилин¹, П.С. Воробьев¹, И.С. Блинов¹¹ФГБОУ ВО «Рыбинский государственный авиационный технический университет им. П.А. Соловьева»; Россия, 152934 Рыбинск, ул. Пушкина, 53;²ООО «МИФРМ» (Медицинский центр «Мотус»); Россия, 150033 Ярославль, Тутаевское шоссе, 93**Контакты:** Евгений Александрович Елисеичев EvgenijEliseichev@yandex.ru

Введение. Большинство современных биопротезов используют для регистрации мышечной активности 2 датчика, расположенные на мышцах сгибателях и разгибателях кисти и пальцев, что резко ограничивает функционал изделия и усложняет переключение между хватами. Одним из решений данной проблемы является использование массива из большего количества датчиков для распознавания различных хватов с помощью нейронной сети.

Цель исследования – оценить принципиальную возможность использования массива из 8 датчиков для распознавания различных хватов.

Материалы и методы. Проведено исследование, включившее 23 здоровых добровольца, у которых регистрировалась поверхностная миограмма при 13 различных хватах. В качестве технической базы использовались массив из 8 электронейромиографических датчиков поверхностного типа с биполярными электродами и коэффициентом усиления электронейромиографического сигнала 2000 раз, миограф и программное обеспечение собственной разработки.

Результаты. У большинства испытуемых различия в исследованных параметрах при сравнении хватов между собой достигали тысяч процентов, в особенности при сравнении произведения частоты и средней амплитуды. В некоторых парах различия были менее значимы и составляли <400 %. Доля пар с достоверными различиями отличалась у разных испытуемых при сравнении произведения частоты и средней амплитуды и составляла от 71 до 98 %. Среднее значение для всей группы – 87 %. При сравнении только частоты разброс составляет от 67 до 93 %, в среднем – 78 %.

Выводы. У большинства испытуемых большая часть хватов уверенно различаются между собой. По причине выраженных индивидуальных особенностей решение об использовании того или иного параметра для управления биопротезом у конкретного человека носит индивидуальный характер и должно приниматься после тщательного нейрофизиологического исследования. Части пациентов потребуется обучение с целью выработки нового двигательного стереотипа.

Ключевые слова: биопротез, миограмма, хват, управление биопротезом

Для цитирования: Елисеичев Е.А., Тяптин А.А., Жилин Р.М. и др. Различия паттернов интерференционной миограммы с мышц предплечья при разных вариантах кистевого хвата. Нервно-мышечные болезни 2024;14(3):24–31.

DOI: <https://doi.org/10.17650/2222-8721-2024-14-3-24-31>

Differences of interference myogram patterns from forearm muscles at different variants of the hand grip

E.A. Eliseichev¹, A.A. Tyaptin², R.M. Zhilin¹, P.S. Vorobyev¹, I.S. Blinov¹¹Rybinsk State Aviation Technical University named after P.A. Solovyov; 53 Pushkina St., Rybinsk 152934, Russia;²“MIFRM” LLC (Medical Center “Motus”); 93 Tutayevskoye shosse, Yaroslavl 150033, Russia**Contacts:** Evgeniy Aleksandrovich Eliseichev EvgenijEliseichev@yandex.ru

Background. Most modern bioprostheses use two sensors located on the flexor and extensor muscles of the hand and fingers to register muscle activity, which severely limits the functionality of the device and complicates switching between grips. One of the solutions to this problem is to use an array of more sensors to recognize different grips using a neural network.

Aim. To evaluate the possibility in principle of using an array of 8 sensors for recognizing different grips.

Materials and methods. Research was conducted on 23 healthy volunteers, whose surface myograms were recorded at 13 different grips. An array of surface-type electroneuromyographic sensors ($n = 8$) with bipolar electrodes and electroneuromyographic signal amplification factor of 2000 times, myograph and software are of own development were used as a technical base for the research.

Results. For most subjects, the differences in the investigated parameters when comparing grips with each other reached thousands of percent, especially when comparing the product of frequency and mean amplitude. In some pairs the differences were less significant and amounted to less than 400 %. The proportion of pairs with reliable differences varies from subject to subject when comparing the product of frequency and mean amplitude and ranges from 71 to 98 %. The average value for the whole group is 87 %. When comparing frequency only, the variation ranges from 67 to 93 %, with an average of 78 %.

Conclusion. For most subjects, the majority of grips are confidently differentiated from each other. Due to pronounced individual peculiarities, the decision to use this or that parameter to control the bioprosthesis for a definite person is individual and should be made after a thorough neurophysiological research. Some people will require training in order to develop a new motor stereotype.

Keywords: bioprosthesis, myogram, grip, bioprosthesis control

For citation: Eliseichev E.A., Tyaptin A.A., Zhilin R.M. et al. Differences of interference myogram patterns from forearm muscles at different variants of the hand grip. *Nervno-myshechnye bolezni = Neuromuscular Diseases* 2024;14(3):24–31. (In Russ.).

DOI: <https://doi.org/10.17650/2222-8721-2024-14-3-24-31>

Введение

Одним из важнейших элементов реабилитации и повышения качества жизни пациентов, подвергшихся ампутации кисти или части предплечья, является возможность использования различных протезов, косметических или активных, в том числе бионических (биопротезов). Для управления биопротезом традиционно применяются электронейромиографические (ЭНМГ) сигналы, полученные путем регистрации поверхностной миограммы с мышц предплечья [1–3]. Большинство современных биопротезов используют простейшую систему управления, в которой ЭНМГ-сигнал, регистрируемый с помощью 2 датчиков, расположенных над крупными мышцами-антагонистами в руке пользователя, задействуется только для открытия или закрытия хвата, в то время как сам хват выбирается либо с помощью средств управления, размещенных на самом биопротезе, либо с помощью внешнего устройства управления на основе смартфона или требует сложной комбинации напряжения мышц для переключения. Подобный метод управления ограничивает функциональность биопротеза и снижает удобство его использования необходимостью взаимодействовать с помощью здоровой руки с системой управления.

Решением данной проблемы могла бы стать система управления, выполняющая переключение и открытие/закрытие хватов на основе только данных ЭНМГ-сигнала от мышц пользователя, в том числе с помощью распознавания команд с применением нейронных сетей [4–6]. Основная сложность построения подобной системы заключается в необходимости предоставить системе управления объем данных ЭНМГ-сигналов с мышц, достаточный для однозначного определения действия, которое хочет выполнить пользователь биопротеза.

В качестве данных, на основе которых система управления будет принимать решение, предлагается использовать рисунки интерференционных кривых (паттернов) ЭНМГ-сигнала, характерных для того или иного хвата или движения руки, снятых с массива из 6–10 датчиков, расположенных в разных точках предплечья для охвата всех мышц, задействованных в движении. В основе методики лежит принцип, при котором любое движение в кисти или пальцах вовлекает в работу в той или иной степени все мышцы предплечья. Степень вовлечения разных мышц индивидуальна и зависит от двигательного стереотипа конкретного человека и типа осуществляемого движения, но при одном и том же хвате у конкретного человека она всегда однотипна. Таким образом, регистрируя мышечную активность с разных отделов предплечья, можно выявить различия при разных хватах. Подобный подход к организации системы управления позволит учесть индивидуальный двигательный стереотип каждого конкретного пользователя, что сократит время на обучение и привыкание к биопротезу.

Цель исследования — оценка возможности применения подобного метода управления и выявления характерных особенностей и отличий интерференционных кривых для разных хватов у разных испытуемых.

Материалы и методы

При разном уровне ампутации предплечья возможны различные схемы расположения датчиков для регистрации мышечной активности. При полном сохранении предплечья можно использовать все уровни для расположения датчиков.

Большая часть мышц, осуществляющих движение кисти и пальцев, располагается в верхней трети предплечья, поэтому регистрацию сигнала целесообразно

осуществлять именно с верхней трети предплечья. Регистрация мышечной активности со средней и нижней трети предплечья имеет вспомогательный характер.

Исходя из этих данных, программа исследований состояла из определения параметров ЭМГ-сигнала с 8-канальной схемой наложения ЭМГ-датчиков, оптимально подходящих для управления биопротезом, с учетом его конструктивных особенностей по реализации различных типов хвата.

Для проведения исследований датчики располагались в верхней трети предплечья по всей окружности предплечья, как показано на рис. 1, поскольку большая часть мышц, осуществляющих движение в кисти, располагается в верхней трети предплечья, а также не у всех пациентов даже при наличии средней трети предплечья возможно осуществить плотный контакт ЭМГ-датчиков, расположенных в культеприемной гильзе, с кожными покровами на уровне средней трети предплечья. Первый датчик располагался по центру передней поверхности, остальные — на одинаковом расстоянии от него.



Рис. 1. Расположение датчиков в верхней трети предплечья
Fig. 1. Sensors arrangement in the upper third of the forearm

Рассмотрены 13 вариантов движений пальцев и хватов для выбранной схемы наложения датчиков. Для каждого варианта движения определялись средняя амплитуда интерференционной кривой, частота турнов ЭМГ-сигнала (далее — частота), а также произведение средней амплитуды и частоты. Расчет амплитуды проводился по модулю кривой на участке, содержащем ЭМГ-сигнал исследуемого движения, разметка начала и конца участка расчета выполнялась вручную. Расчет частоты проводился на основе метода подсчета количества пересечений интерференционной кривой линии нуля за интервал времени, соответствующий участку сигнала, на котором рассчитывалась амплитуда. При этом для удобства дальнейшего анализа все параметры были переведены в относительные единицы (перевод осуществлялся относительно датчика, под которым наблюдалось максимальное значение рассматриваемого параметра).

Рассматривались следующие варианты хвата:

- 1) сгибание всех пальцев кисти;
- 2) разгибание всех пальцев кисти;
- 3) сгибание большого пальца;
- 4) разгибание большого пальца;

- 5) разгибание указательного пальца;
- 6) сгибание указательного пальца;
- 7) сгибание среднего, безымянного пальца и мизинца (III–V пальцев);
- 8) разгибание III–V пальцев;
- 9) цилиндрический хват (сгибание всех пальцев, большой палец противопоставлен остальным);
- 10) косой ладонный хват (сгибание всех пальцев, большой палец не противопоставлен остальным);
- 11) боковой хват (II–IV пальцы согнуты, I палец прижимается к наружной поверхности II пальца);
- 12) сгибание I–II пальцев (остальные пальцы согнуты);
- 13) разгибание I–II пальцев (остальные пальцы согнуты).

Для выявления различий между хватами все рассматриваемые варианты попарно сравнивались между собой: 1-й хват сравнивался со 2, 3, 4-м и т.д., 2-й — с 3, 4, 5-м и т.д. В общей сложности для 13 вариантов хватов было составлено 76 возможных комбинаций пар хватов. В каждой составленной паре хватов оценивалось то, на сколько процентов анализируемые параметры (средняя амплитуда, частота или их произведение, выраженное в относительных единицах) отличаются под каждым из 8 ЭМГ-датчиков. Минимально полученная разница принималась за различие между хватами, при этом если максимальное значение параметра наблюдалось под одним и тем же датчиком (т.е. под 2 датчиками значение равнялось 1), их процентная разница в анализ не включалась.

В качестве технической базы для проведения исследований использовался массив из 8 ЭМГ-датчиков поверхностного типа с биполярными электродами [7], а также ЭМГ-система со следующими параметрами: коэффициент усиления ЭМГ-датчиков — 2000, диапазон регистрируемых амплитуд сигнала — от 0 до 750 мкВ, минимальное значение изменения амплитуды сигнала — 0,35 мкВ, частотный диапазон — от 0 до 2 кГц. При этом уровень шумов поверхностной миограммы в покое составлял 17–20 мкВ.

Было проведено обследование 23 здоровых добровольцев в возрасте от 19 до 44 лет, не имеющих заболеваний и состояний костно-мышечной и нервной системы верхних конечностей, способных существенно влиять на функцию конечности (выраженные периферические и центральные парезы, контрактуры, деформации костей и суставов и т.д.). Масса тела испытуемых составляла от 67 до 124 кг, обхват предплечья в верхней трети — от 27 до 33 см. Всего в испытаниях принимали участие 22 мужчины и 1 женщина. Замеры у всех снимались с правой руки, при этом один из испытуемых был левшой.

Результаты

В качестве примера рассмотрим данные, снятые с руки одного из испытуемых при проведении испытаний, описанных выше. Параметры его ЭМГ-сигнала показаны на рис. 2–4.

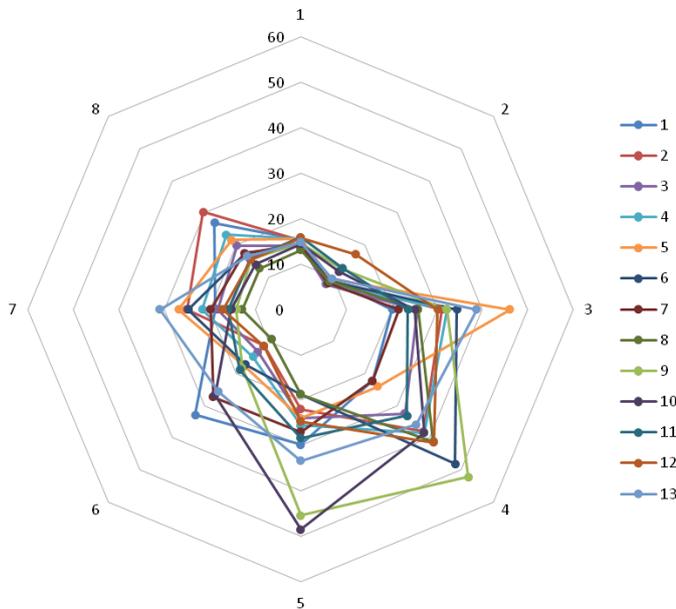


Рис. 2. Данные средней амплитуды электронейромиографического сигнала (мкВ) испытуемого при выполнении различных типов хватов
Fig. 2. Mean electromyographic signal amplitude (μV) data from the subject while performing different types of grips

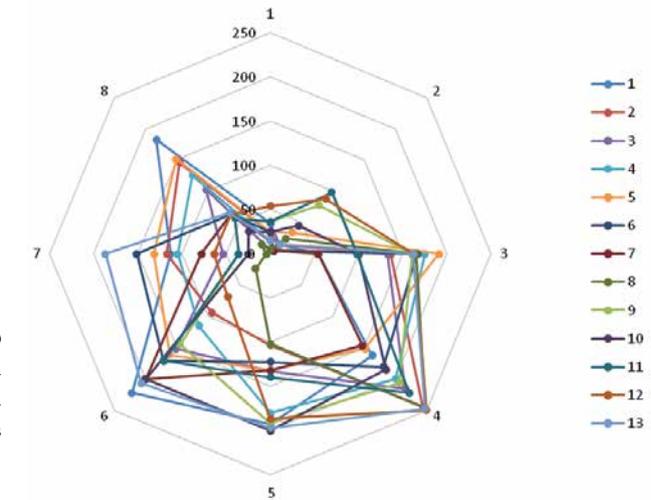


Рис. 3. Данные частоты электронейромиографического сигнала (Гц) испытуемого при выполнении различных типов хватов
Fig. 3. Electromyographic signal frequency (Hz) data from the subject while performing different types of grips

Данные различий при сравнении максимальной амплитуды, частоты и произведения средней амплитуды и частоты в разных парах хватов приведены в табл. 1, из которой видно, что в большинстве пар хватов при сравнении амплитуд различия составляют десятки процентов, при сравнении частоты – сотен процентов, а при сравнении произведения частоты и средней амплитуды – сотен и тысяч процентов.

Поскольку чем больше различия распределения параметров под датчиками при разных хватах, тем увереннее система будет распознавать тип хвата, который осуществляет человек, и наоборот, нами были определены пары хватов для каждого испытуемого с минимальными различиями для оценки возможности отличить эти хваты друг от друга. В табл. 2 показаны минимальные различия в паре хватов у каждого испытуемого. Из таблицы видно, что минимальные значения для пары хватов по средней амплитуде составляют 11 % у испытуемого 22 (между хватами 8 и 13), по частоте – 20 %, у испытуемого 12 (между хватами 6 и 7), по произведению средней амплитуды и частоты – 72 % у испытуемого 20 (между хватами 2 и 8). Для примера приведем диаграммы с парами хватов с минимальными различиями (рис. 5–7).

Также эмпирическим путем был определен порог различия пары хватов между собой, разницу в амплитуде не брали ввиду ее низкой чувствительности. Анализировали разницу по частоте и произведению частоты и средней амплитуды. Значение порога было определено равным 400 %. При значении >400 % в парах хватов хотя бы под 1 из 8 датчиков различия считались достоверными, а при более низких значениях – малодостоверными.

В табл. 3 приведены данные по всем 23 испытуемым на предмет количества пар хватов с достоверными различиями в процентном соотношении с общим числом пар. Как видно из таблицы, доля пар с достоверными различиями вариабельна у разных испытуемых, но в целом выше при сравнении произведения частоты и средней амплитуды и составляет от 71 до 98 %. Среднее значение для всей группы – 87 %.

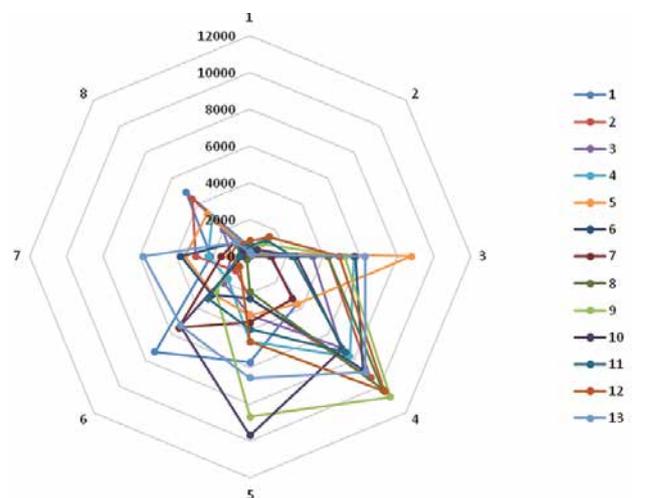


Рис. 4. Данные произведения средней амплитуды и частоты электронейромиографического сигнала испытуемого при выполнении различных типов хватов
Fig. 4. Data of product of mean amplitude and frequency of electromyographic signal from the subject while performing different types of grips

Таблица 1. Пример сравнения между собой различных пар хватов для одного из испытуемых
Table 1. Example of comparison between different grip pairs for one of the subjects

Пара хватов Grip pairs	Амплитуда, мкВ Amplitude, μV	Частота, Гц Frequency, Hz	Произведение средней амплитуды и частоты Product of mean amplitude and frequency	Пара хватов Grip pairs	Амплитуда, мкВ Amplitude, μV	Частота, Гц Frequency, Hz	Произведение средней амплитуды и частоты Product of mean amplitude and frequency
1–2	127	768	2638	4–11	55	433	470
1–3	97	229	454	4–12	41	514	688
1–4	64	246	250	4–13	57	556	716
1–5	155	130	297	5–6	73	203	232
1–6	150	348	358	5–7	71	256	452
1–7	155	440	861	5–8	108	236	507
1–8	142	312	821	5–9	122	2005	5812
1–9	175	3018	7247	5–10	99	1020	1879
1–10	80	1558	2359	5–11	55	402	616
1–11	155	644	789	5–12	73	696	832
1–12	123	582	682	5–13	81	750	943
1–13	155	628	776	6–7	20	194	196
2–3	85	1051	1365	6–8	150	137	282
2–4	86	746	1708	6–9	105	1987	5682
2–5	95	914	1705	6–10	143	1010	1835
2–6	134	2648	3967	6–11	93	398	600
2–7	117	2135	2797	6–12	86	2058	2994
2–8	30	1098	1309	6–13	199	2203	3363
2–9	112	2922	7547	7–8	132	170	251
2–10	195	1507	3448	7–9	71	1944	5203
2–11	49	832	1351	7–10	102	987	1675
2–12	50	377	473	7–11	61	388	542
2–13	49	497	887	7–12	64	1655	2104
3–4	46	312	552	7–13	149	1773	2367
3–5	73	117	218	8–9	131	2186	5685
3–6	35	139	178	8–10	215	1116	1836
3–7	30	94	117	8–11	58	445	600
3–8	97	108	206	8–12	94	841	972
3–9	70	2770	7075	8–13	53	904	1100
3–10	80	1426	2301	9–10	85	265	333
3–11	43	585	768	9–11	74	319	726
3–12	40	804	1014	9–12	83	781	1821
3–13	121	865	1147	9–13	184	2432	6079
4–5	73	133	194	10–11	99	123	177
4–6	98	286	347	10–12	123	568	682
4–7	65	576	1031	10–13	148	1247	1968
4–8	99	355	666	11–12	25	370	437
4–9	123	822	2001	11–13	64	504	648
4–10	77	380	603	12–13	61	223	387

Таблица 2. Минимальные различия в паре хватов у каждого испытуемого
Table 2. Minimal differences in the grip pair for each subject

№ испытуемого No. of the subject	Амплитуда, мкВ Amplitude, μV	Частота, Гц Frequency, Hz	Произведение средней амплитуды и частоты Product of mean amplitude and frequency
1	28	105	139
2	17	143	162
3	12	63	179
4	24	92	140
5	15	109	130
6	12	62	76
7	22	154	196
8	15	75	116
9	36	141	157
10	16	81	139
11	26	77	124
12	20	20	117
13	25	107	229
14	15	172	269
15	14	179	197
16	36	111	134
17	13	60	84
18	17	56	78
19	16	155	334
20	24	64	72
21	36	65	158
22	11	74	155
23	18	58	120

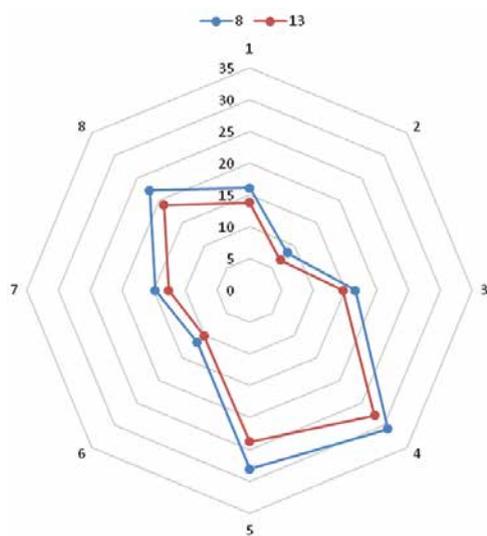


Рис. 5. Данные средней амплитуды электронейромиографического сигнала (мкВ) у испытуемого 22 для хватов 8 и 13 (отсутствуют значимые изменения под датчиками)

Fig. 5. Mean electromyographic signal amplitude (μV) data from subject 22 for grips 8 and 13 (no significant changes under the sensors)

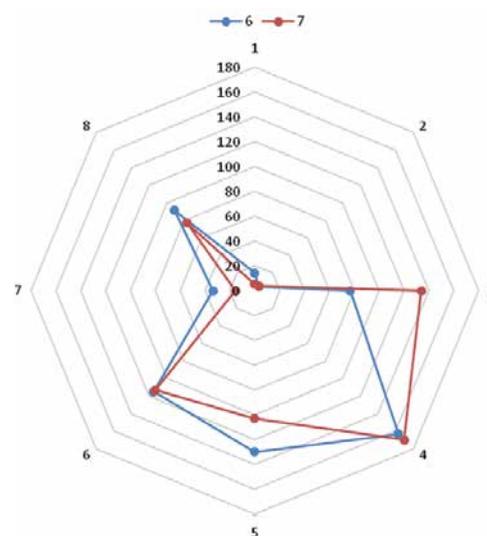


Рис. 6. Данные частоты электронейромиографического сигнала (Гц) у испытуемого 12 для хватов 6 и 7 (максимальные различия под датчиками № 3 и 7)

Fig. 6. Electroneuromyographic signal frequency (Hz) data from subject 12 for grips 6 and 7 (maximum differences under sensors No. 3 and 7)

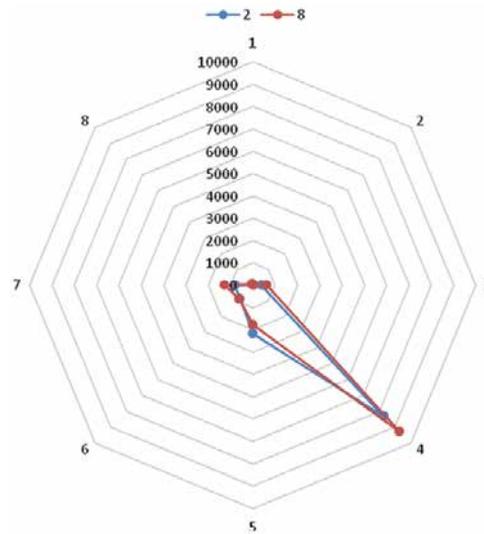


Рис. 7. Данные произведения средней амплитуды и частоты электронейромиографического сигнала у испытуемого 20 для хватов 2 и 8 (максимальные различия под датчиком № 3)

Fig. 7. Data of product of mean amplitude and frequency of electroneuromyographic signal from the subject 20 for grips 2 and 8 (maximum differences under sensor No. 3)

Таблица 3. Доля различимых пар хватов для каждого испытуемого

Table 3. The proportion of recognizable grip pairs for each subject

Показатель Parameter	№ испытуемого No. of the subject																							Среднее Median
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	
Частота, Гц Frequency, Hz	80	77	76	88	78	82	82	92	67	76	66	78	87	85	73	58	71	93	68	68	77	88	91	78
Произведе- ние средней амплитуды и частоты Product of mean amplitude and frequency	86	89	81	92	87	94	85	95	73	90	80	96	95	91	88	71	77	98	77	88	86	95	98	87

Обсуждение и выводы

По результатам исследований группы добровольцев сделаны следующие выводы:

- использование для управления биопротезом средней амплитуды ЭМГ-сигнала у большей части пациентов не представляется возможным ввиду отсутствия значимых различий сигнала при различных типах хвата;
- использование для управления биопротезом частоты или произведения средней амплитуды и частоты представляется более целесообразным ввиду больших различий в параметрах, но также у части испытуемых различия в некоторых парах хватов являются недостаточными для их уверенного разделения, хотя большинство хватов уверенно различаются между собой;
- по причине выраженных индивидуальных особенностей пациентов решение об использовании того или иного параметра для управления биопротезом у конкретного пациента носит индивидуальный характер и должно приниматься после тщательного нейрофизиологического исследования;
- для части пациентов потребуется обучение с целью выработки нового двигательного стереотипа.

Исследование подтвердило принципиальную возможность реализации системы управления биопротезом на основе метода распознавания интерференционных кривых ЭМГ-сигнала. Выявлено, что параметр или совокупность параметров ЭМГ-сигнала, на основании которых система управления должна распознавать команду пользователя, сильно отличается для каждого конкретного человека

и потому требует комплексной оценки с помощью нейрофизиологических исследований и настройки биопротеза под пользователя непосредственно перед установкой, а также в ряде случаев необходимо обучение самого пользователя с целью изменения двигательного стереотипа.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Плотников А.А. Алгоритм управления движением протеза кисти руки человека. Матрица научного познания 2019;(6):87–4.
Plotnikov A.A. Control algorithm of a prosthetic human hand. *Matritsa nauchnogo poznaniya = Matrix of Scientific Knowledge* 2019;(6):87–4. (In Russ.).
2. Безъязычный В.Ф., Елисеичев Е.А., Воробьев П.С. и др. Обзор способов считывания ЭМГ-сигналов в области предплечья для управления бионическими протезами верхних конечностей. Биомедицинская радиоэлектроника 2023;26(1):35–10. DOI: 10.18127/j15604136-202301-04
Bezyazychnyy V.F., Yeliseichev E.A., Vorobyev P.S. et al. Review of ways of reading EMG signals in the forearm area for controlling of bionic upper limb prostheses. *Biomeditsinskaya radioelektronika = Biomedicine Radioengineering* 2023;26(1):35–10. (In Russ.). DOI: 10.18127/j15604136-202301-04
3. Горохова Н.М., Головин М.А., Чежин М.С. Методы управления протезами верхних конечностей. Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики 2019;19(2):314–2. DOI: 10.17586/2226-1494-2019-19-2-314-325
Gorokhova N.M., Golovin M.S., Chezhin M.A. Methods for controlling upper limb prostheses. *Nauchno-tehnicheskiy vestnik informatsionnykh tekhnologii, mekhaniki i optiki = Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics* 2019;19(2):314–2. (In Russ.). DOI: 10.17586/2226-1494-2019-19-2-314-325
4. Будко Р.Ю., Чернов Н.Н., Будко А.Ю. и др. Распознавание электромиограммы предплечья и выбор жестов для управления протезом. Моделирование, оптимизация и информационные технологии 2019;24(1):17, 18. DOI: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.017
Budko R.Yu., Chernov N.N., Budko A.Yu. et al. Forecession electromyography recognition and gestures selection for prothesis control. *Modelirovanie, optimizatsiya i informatsionnye tekhnologii = Modelling, Optimization and Information Technology* 2019;24(1):17, 18. (In Russ.). DOI: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.017
5. Phinyomark A., Phukpattaranont P., Limsakul C. Investigating long-term effects of feature extraction methods for continuous EMG pattern classification. *Fluctuation Noise Lett* 2012;11(4):1250028. DOI: 10.1142/S0219477512500289
6. Бранчукова Д.А., Перегудова О.О., Киллер А.И. и др. Нейросетевое управление бионическим протезом. Вестник молодежной науки России 2020;(1):15.
Branchukova D.A., Peregudova O.O., Killer A.I. et al. Neural network management of bionic prosthesis. *Vestnik molodyozhnoy nauki Rossii = Bulletin of Youth Science of Russia* 2020;(1):15. (In Russ.).
7. Bhagwat S., Mukherji P. Electromyogram (EMG) based fingers movement recognition using sparse filtering of wavelet packet coefficients. *Sādhanā* 2020;45(3):11. DOI: 10.1007/s12046-019-1231-9

Вклад авторов

Е.А. Елисеичев: разработка дизайна исследования;
А.А. Тяптин: разработка методики исследования и анализ результатов;
Р.М. Жилин: написание статьи;
П.С. Воробьев, И.С. Блинов: проведение исследований.

Authors' contributions

E.A. Eliseichev: development of study design;
A.A. Tyaptin: development of research methodology and analysis of results;
R.M. Zhilin: writing the article;
P.S. Vorobyov, I.S. Blinov: conducting research.

ORCID авторов / ORCID of authors

Е.А. Елисеичев / E.A. Eliseichev: <https://orcid.org/0000-0002-6741-4465>
А.А. Тяптин / A.A. Tyaptin: <https://orcid.org/0009-0003-5411-2251>
Р.М. Жилин / R.M. Zhilin: <https://orcid.org/0009-0000-7913-8368>
П.С. Воробьев / P.S. Vorobyev: <https://orcid.org/0000-0002-9518-4337>
И.С. Блинов / I.S. Blinov: <https://orcid.org/0000-0003-2272-2277>

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Финансирование. Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант № 22-19-20095).

Funding. The work was carried out with financial support from the Russian Science Foundation (grant No. 22-19-20095).

Соблюдение прав пациентов и правил биоэтики. Работа выполнена в соответствии с рекомендациями Хельсинкской декларации. Все испытуемые подписали информированное согласие на участие в исследовании.

Compliance with patient rights and principles of bioethics. The work was carried out in accordance with the recommendations of the Declaration of Helsinki. All patients signed informed consent to participate in the study.

Статья поступила: 28.06.2024. **Принята к публикации:** 29.07.2024. **Опубликована онлайн:** 23.09.2024.

Article submitted: 28.06.2024. **Accepted for publication:** 29.07.2024. **Published online:** 23.09.2024.