

УДК 612.817.3

ХАРАКТЕРИСТИКА ПОСТАКТИВАЦИОННОГО ЭФФЕКТА СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОМОЩИ СПЕКТРАЛЬНЫХ И НЕЛИНЕЙНЫХ ПАРАМЕТРОВ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ

© 2024 г. А. Ю. Мейгал*, А. Е. Пескова, А. С. Склярова, Л. И. Герасимова-Мейгал
ФГБОУ ВО Петрозаводский государственный университет, Петрозаводск, Республика Карелия, Россия

*E-mail: meigal@petrsu.ru

Поступила в редакцию 02.04.2024 г.

После доработки 02.05.2024 г.

Принята к публикации 06.06.2024 г.

Постактивационный эффект (ПАЭ) представляет собой особый вид непроизвольного мышечного тонуса (тонический автоматизм), который генерируется в "тоногенных" структурах мозга, предположительно, без задействования механизмов "сенсорной копии" и "моторной команды". В связи с этим, сигнал электромиограммы (ЭМГ) ПАЭ может иметь более простую временную структуру по сравнению с индуцирующей ПАЭ произвольной активностью. Цель данной работы — охарактеризовать временную структуру и сложность интерференционной ЭМГ (иЭМГ) дельтовидной и двуглавой мышцы плеча человека при помощи фрактальной (D) и корреляционной размерности (D_c). Установлено, что в дельтовидных мышцах величина D составила 1.78–1.81 как во время ПАЭ, так и произвольного усилия ($p > 0.05$). D_c варьировала в пределах 4.0–4.2 и также не различалась между ПАЭ и произвольным усилием, хотя средняя частота спектра иЭМГ во время ПАЭ была на 15–16 Гц ($p < 0.05$) выше по сравнению с произвольным усилием. В двуглавых мышцах плеча величина D составила 1.8 во время ПАЭ и 1.68 во время произвольного усилия ($p < 0.05$), а D_c не различалась (4–4.8). Таким образом, несмотря на предполагаемое различие в центральной организации ПАЭ и произвольного усилия, временная структура их иЭМГ не различалась, что указывает на то, что изометрическое произвольное усилие и непроизвольный тонус в виде ПАЭ имеют общий принцип генерации сигнала иЭМГ. Вместе с тем различие в частоте спектра иЭМГ свидетельствует об особенностях организации ПАЭ и произвольного сокращения на уровне мотонейронного пула.

Ключевые слова: постактивационный эффект, произвольное изометрическое сокращение, интерференционная электромиограмма, фрактальная размерность, корреляционная размерность, средняя частота спектра.

DOI: 10.31857/S0131164624040053 **EDN:** BTMRXZ

Постактивационный эффект (ПАЭ), также называемый "*Kohnstammeffekt*" или "феномен Конштамма", представляет собой непроизвольное сокращение скелетной мышцы, наступающее в ней после изометрического сокращения продолжительностью 30–60 с [1–4]. Визуально ПАЭ, например, в дельтовидных мышцах, выглядит как непроизвольное отведение рук в стороны после произвольного сокращения [1–6]. Помимо автоматизма, характерной особенностью ПАЭ является ощущение "пассивности" движения, а также "необычайной легкости" и чувства «всплывания» рук [4, 5]. В работе С. Duclos et al. [7] постулируется наличие "тоногенного" центра ПАЭ, включающего теменную и соматосенсорную кору полушарий мозга и

мозжечок. Отмечается выраженная двусторонняя симметричность ПАЭ в одноименных мышцах [8]. Возможно, ПАЭ и другие постактивационные эффекты выступают в качестве механизма "уравновешивания" активности обеих сторон тела и устранения асимметрии мышечного тонуса, т.е. "калибровки" и "перекалибровки" позы в условиях часто неравномерного сенсорного проприоцептивного притока от мышц [7, 9].

В работах J. De Havas et al. [2, 3] приводятся аргументы в пользу того, что ПАЭ генерируется без участия "моторной команды" и, возможно, без формирования "сенсорной копии", в ретикулярной формации ствола мозга области в так называемом "Конштамм-генераторе". В связи с этим

сигнал электромиограммы (ЭМГ) во время ПАЭ вполне может быть "менее сложным" по своей временной структуре, так как ПАЭ генерируется без помощи структур, ответственных за планирование движения. Соответственно, корреляционная размерность сигнала (D_c), которая характеризует количество независимых генераторов сигнала [10], для ПАЭ должна принимать меньшие значения по сравнению с интерференционной ЭМГ (иЭМГ) произвольной активности мышцы.

Средняя частота спектра иЭМГ дельтовидной мышцы при ПАЭ примерно на 10 Гц выше, чем во время предшествующего изометрического произвольного сокращения мышцы [6], а паттерн иЭМГ во время ПАЭ часто выглядит "насыщенным" перегибами (турнами) и мелкими пиками. В этой связи можно предположить, что фрактальная размерность (D) иЭМГ во время ПАЭ может быть выше по сравнению с ЭМГ во время произвольной активности, так как фрактальная размерность характеризует плотность заполнения площади самоподобными (на разных уровнях) элементами линии сигнала ("пористость" сигнала) [11]. Возможно, во время ПАЭ меньшей является и корреляционная энтропия (K_2), которая характеризует, насколько близко проходят (коррелируют) друг к другу траектории сигнала в фазовом пространстве [12]. С другой стороны, во время ПАЭ импульсация двигательных единиц (ДЕ) на 2—3 имп./с меньше, чем при такой же по силе произвольной активности [13]. Меньшая частота импульсации ДЕ обычно сопровождается и меньшей частотой спектра иЭМГ [14], что, однако, нехарактерно для ПАЭ [6]. В связи с этим можно предположить, что нелинейные характеристики сигнала иЭМГ во время ПАЭ и произвольной активности могут существенно различаться. Точнее — сигнал поверхностной ЭМГ во время ПАЭ может обладать более высокой фрактальной размерностью, но при этом более низкой корреляционной размерностью, чем индуцирующая произвольная активность мышцы.

Имеются свидетельства того, что у многих здоровых испытуемых ПАЭ проявляется в виде нескольких «волн», т.е. после окончания первого (основного) периода появляется новый период ПАЭ [4, 6, 8, 15]. Также после первого периода ПАЭ часто наблюдается более длительный период ПАЭ, что может соответствовать феномену "ближнего" и "отдаленного" ПАЭ, продемонстрированному в работе В.С. Гурфинкеля и др. [4]. Характеристики иЭМГ "ближнего" и "отдаленного" ПАЭ могут различаться.

Цель настоящей работы — сравнить нелинейные параметры иЭМГ (фрактальная и корреляционная размерность), а также среднюю частоту спектра во время произвольного изометрического усилия и ПАЭ дельтовидных мышц и двуглавых мышц плеча молодых здоровых испытуемых. Также предметом

исследования являлись внешние проявления ПАЭ — длительность и количество волн ПАЭ и сравнение характеристик иЭМГ "ближнего" и "отдаленного" ПАЭ этих мышц.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 54 испытуемых — практически здоровых молодых людей обо-его пола (мужчин — 20, женщин — 34), в возрасте 19–22 лет, средний рост женщин 164 ± 4.7 см, мужчин 179 ± 4 см, средний вес женщин 56 ± 6.4 кг, мужчин 67 ± 13.5 кг. ПАЭ в дельтовидных мышцах исследовали у 43 испытуемых, в двуглавых мышцах — у 13.

Постактивационный эффект дельтовидных мышц вызывали при помощи изометрического сокращения, вызванного отведением рук от туловища против препятствия — неподвижных вертикальных железных стоек (расстояние между стойками 95 см). Испытуемый отводил руки в стороны в течение 60 с, упираясь в стойки тыльной стороной кистей [2–4]. Угол в плечевых суставах составлял примерно 40° в зависимости от роста испытуемого. Сила сокращения должна была составлять чуть больше половины от максимальной силы (примерно 60%), чтобы избежать быстрого утомления. Также, произвольное усилие на уровне 60% максимальной силы и длительностью не менее 60 с является пороговым для вызывания устойчивого ПАЭ дельтовидной мышцы [16]. Необходимый уровень произвольного усилия определяли исходно по амплитуде максимальной иЭМГ. Если во время произвольной активности амплитуда увеличивалась или уменьшалась, испытуемого просили скорректировать усилие. В большинстве исследований добивались примерно одинаковой амплитуды ЭМГ в течение всего периода произвольной активности. По истечении 60 с испытуемые по команде инструктора расслабляли дельтовидные мышцы и делали шаг вперед, чтобы стойки не мешали отведению рук. После этого появлялся ПАЭ в виде отведения рук в стороны, что отражалось появлением электрической активности на записи иЭМГ. Первый (и обычно единственный) период ПАЭ отождествляли с "ближним" ПАЭ [4], все остальные, более поздние периоды — с "отдаленным" ПАЭ. Измеряли длительность "ближнего" и «отдаленных» (вторых периодов) ПАЭ по отдельности. Также измеряли общую продолжительность ПАЭ в случае, когда периодов ПАЭ была два и более.

ПАЭ в двуглавых мышцах вызывали изометрическим сгибанием в локтевом суставе (угол в суставе 90°) против препятствия (горизонтальной неподвижной рамы). По окончании произвольного сокращения испытуемый делал шаг назад и опускал руки. После этого ПАЭ появлялся в виде непроизвольного сгибания в локтевом суставе.

Постактивационный эффект всегда исследовали в освещенной комнате с открытыми глазами, так как открывание и закрывание глаз может вызывать включение и выключение ПАЭ в мышцах-антагонистах [9].

Электромиография. Для регистрации интерференционной ЭМГ (иЭМГ) использовали поверхностные одноразовые самоклеящиеся гелевые хлорсеребряные электроды *M-00-S* (*Ambu*®, *Blue Sensors-M*, Дания). Кожу в месте прикрепления электрода обрабатывали марлевым тампоном, смоченным 70-процентным раствором этилового спирта для обезжиривания и зачистки верхнего рогового слоя кожи с целью улучшения контакта с кожей и проведения сигнала от мышц. Электроды располагали "край-к-краю" (расстояние между центрами 32 мм), вдоль хода мышечных волокон, над средней порцией дельтовидной мышцы, билатерально. Заземляющий электрод укрепляли на левом запястье. Усиление ЭМГ-сигнала проводили с помощью электромиографа "Нейро-МВП-8" (ООО "Нейрософт", Россия). Полоса пропускания частот составляла 5–1000 Гц, частота отсчетов АЦП 20000 Гц. Сетевой фильтр не включали, в комнате были выключены все электрические приборы, а сам электромиограф во время исследования был запитан от собственного аккумулятора для исключения сетевых помех. Для анализа отбирали только записи, в которых не было признаков сетевой наводки (50 Гц) и колебания изолинии. Наличие сетевой наводки определяли по характерному пику на частоте 50 Гц и кратных частотах (100, 150 Гц и т.д.) на спектрограмме в программном обеспечении самого электромиографа.

Параметры иЭМГ. Сигнал иЭМГ преобразовывали отдельно для каждого из двух каналов в текстовый файл (*.txt) в виде числовых рядов и после этого загружали в программу *FRACTAN* 4.4 © (Институт математических проблем биологии РАН, г. Пущино) [17]. Уже в программе *FRACTAN* выбирали при помощи маркера стационарные отрезки ЭМГ длиной 100000 отсчетов (5 с). Образцы иЭМГ брали в конце произвольной активности и в начале ПАЭ, но после первоначального роста амплитуды иЭМГ, связанного с подъемом рук (рис. 1, 2). Таким образом, эффект утомления должен был быть примерно одинаковым для обоих видов мышечной активности — произвольной и непроизвольной (ПАЭ). Далее в этой программе производился расчет фрактальной (D) и корреляционной размерности (D_c). Среднюю частоту спектра (MNF , Гц) рассчитывали в программной среде самого электромиографа. Длительность ПАЭ определяли вручную при помощи маркера на экране электромиографа по моменту начала и окончания электрической активности на записи иЭМГ.

Статистика. Сравнение параметров иЭМГ во время произвольной индуцирующей мышечной

активности и ПАЭ проводили при помощи статистического пакета *SPSS 21.0 Statistics* (*SPSS, IBM Company*, США) отдельно для правой и левой стороны при помощи непараметрического теста для множественных сравнений Фридмана с поправкой *post hoc* Кейлса–Ньюмана ($p < 0.05$, при сравнении произвольной активности, ближнего и отдаленного ПАЭ) или теста для парных связанных сравнений Уилкоксона ($p < 0.05$, при сравнении произвольной активности и ПАЭ).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

ПАЭ дельтовидной мышцы проявился у 39 из 44 испытуемых (88.6%) в виде непроизвольного отведения рук и появления иЭМГ. Паттерн ПАЭ был представлен в основном однократным отведением рук ("ближним" ПАЭ) одинаковой длительности в обеих руках, от 30 с до 1–2 мин (рис. 1).

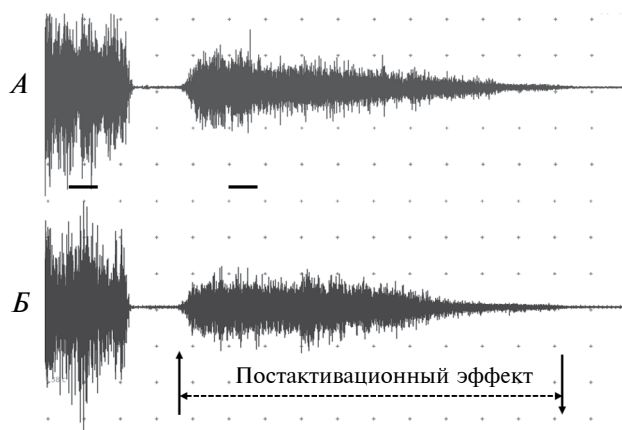


Рис. 1. Пример постактивационного эффекта (ПАЭ) правой (А) и левой (Б) дельтовидных мышц. ПАЭ начался спустя 7 с после окончания произвольной активности и продолжался синхронно в обеих мышцах в течение 57 с. Калибровка времени 5 с, амплитуды электромиограммы (ЭМГ) 500 мкВ. Горизонтальные линии показывают место отбора пробы интерференционной ЭМГ для анализа (5 с).



Рис. 2. Пример постактивационного эффекта (ПАЭ) правой двуглавой мышцы плеча. ПАЭ начался спустя 5 с после окончания произвольной активности и продолжался в течение 71 с. Калибровка времени 5 с, амплитуды электромиограммы 500 мкВ.

У нескольких испытуемых ПАЭ ($n = 3$) длился более 3 мин. У 12 из 39 испытуемых (30.8%) ПАЭ был представлен от 2–3 ($n = 9$, 20.5%) до 5–8 ($n = 3$, 7.6%) периодов отведения рук, последовательно возникающих один за другим (рис. 3). Второй и последующие периоды можно отождествить с "отдаленным" ПАЭ. "Ближний" ПАЭ длился в среднем 45 с. С учетом длительности всех периодов волн длительность ПАЭ составила 44–107 с (табл. 1). Примеры сигнала иЭМГ во время произвольной активности, "ближнего" и "отдаленного" ПАЭ дельтовидной мышцы представлены на рис. 3.

Средняя частота спектра иЭМГ обеих дельтовидных мышц составила примерно 67 Гц во время индуцирующей произвольной активности и 81–83 Гц во время ПАЭ в случае, если периодов ПАЭ было несколько, то "ближнего" ПАЭ. Большая частота событий на иЭМГ во время ПАЭ определялась даже визуально (рис. 4).

Таким образом, средняя частота иЭМГ была на 15–16 Гц больше во время ПАЭ, чем во время произвольной активности ($p < 0.01$) в обеих дельтовидных мышц (табл. 1). Нелинейные параметры иЭМГ произвольной активности и ПАЭ правой и левой дельтовидной мышцы не различались (табл. 1). Фрактальная размерность составила примерно 1.8, корреляционная размерность – примерно 4. Нелинейные параметры иЭМГ "отдаленного" ПАЭ (вторых волн ПАЭ) показали большее отличие от произвольной активности, однако и оно не достигало статистической значимости (табл. 1).

В двуглавой мышце плеча ПАЭ проявился у 10 испытуемых из 13 (77%) только в виде одного периода ("ближнего" ПАЭ) (рис. 3). Амплитуда иЭМГ

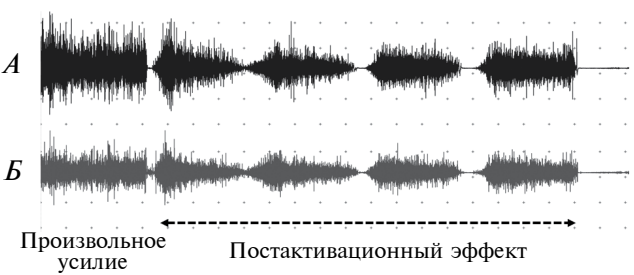


Рис. 3. Пример постактивационного эффекта (ПАЭ) дельтовидных мышц (А – правая сторона, Б – левая сторона) с несколькими "волнами" активности. Первая волна считалась "ближним" ПАЭ, остальные – «отдаленным» ПАЭ. Калибровка времени 5 с, амплитуды ЭМГ 500 мкВ.

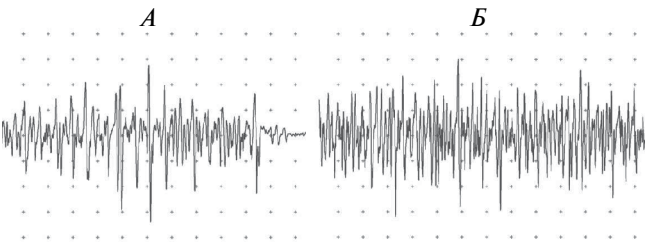


Рис. 4. Примеры сигнала интерференционной электромиограммы (иЭМГ) во время произвольного усилия (А) и постактивационного эффекта (ПАЭ) (Б) правой дельтовидной мышцы. Для произвольного усилия средняя частота спектра составила 56.5 Гц, для ПАЭ – 68.2 Гц. Калибровка времени 100 мс, амплитуды ЭМГ 250 мкВ.

Таблица 1. Параметры сигнала интерференционной электромиограммы (иЭМГ) дельтовидных мышц во время произвольной активности и постактивационного эффекта (ПАЭ) (Медиана, 25–75%)

Параметр иЭМГ	Произвольная активность ($n = 39$)	"Ближний" ПАЭ ($n = 39$)	"Отдаленный" ПАЭ ($n = 12$)
Правая рука			
<i>MNF</i> (Гц)	66.7 (57.6–74.8)	82.9 (69.6–93.4)**	72.9 (56.5–81.2)
<i>D</i>	1.806 (1.715–1.825)	1.804 (1.747–1.841)	1.75 (1.708–1.795)
<i>D_c</i>	4.04 (3.61–4.41)	4.15 (3.68–4.43)	4.01 (3.69–4.30)
Длительность (с)	-	45 (28.5–91)	69.5 (44–100.5)
Левая рука			
<i>MNF</i> (Гц)	67.0 (57.8–72.6)	81.6 (73.4–90.0)**	73.2 (59.3–78.9)
<i>D</i>	1.784 (1.703–1.826)	1.783 (1.707–1.825)	1.764 (1.585–1.815)
<i>D_c</i>	4.35 (3.95–4.62)	4.30 (3.83–4.59)	3.67 (3.48–4.43)

Примечание: ** – $p < 0.01$ по отношению к произвольной активности.

и длительность ПАЭ двуглавых мышц были заметно меньше по сравнению с дельтовидной мышцей (рис. 2). Средняя частота спектра иЭМГ двуглавых мышц плеча во время ПАЭ не отличались от произвольной активности, хотя была выражена тенденция к ее увеличению во время ПАЭ, тогда как фрактальная размерность иЭМГ была значимо меньше во время ПАЭ (табл. 2).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Научная гипотеза данной работы предполагала, что нелинейные параметры иЭМГ во время ПАЭ могут отличаться от таковых во время произвольного изометрического сокращения в этой же мышце. Предполагалось, что во время ПАЭ сигнал иЭМГ является менее "сложным" по своей временной организации по сравнению с произвольной активностью, так как в его генерации участвует меньше структур головного мозга. Поэтому ожидалось, что значения корреляционной размерности сигнала иЭМГ будут ниже именно во время ПАЭ по сравнению с произвольным усилием. Более высокая частота иЭМГ во время ПАЭ, обнаруженная ранее [6], могла проявить себя в виде более высокой фрактальной размерности сигнала иЭМГ.

Установлено, что средняя частота спектра иЭМГ дельтовидных мышц во время ПАЭ больше по сравнению с произвольным изометрическим усилием. Это различие достигало большой величины — в среднем 16 Гц, что подтверждает ранее полученный результат [6]. Вместе с тем ни фрактальная, ни корреляционная размерность иЭМГ дельтовидной мышцы во время ПАЭ и произвольной активности не различались. Таким образом, сигнал иЭМГ во время ПАЭ дельтовидных мышц характеризуется более высокой частотой спектра, но одинаковой с произвольным сокращением сложностью временной структуры сигнала. Это

противоречит исходной гипотезе и требует объяснения. Определенной противоречивостью обладает и повышенная частота иЭМГ во время ПАЭ, так как имеются факторы, которые потенциально могут уменьшить частоту спектра, например более низкая частота импульсации ДЕ во время ПАЭ [13].

Действительно, чем меньше частота импульсации ДЕ, тем меньше должна быть и средняя частота спектра иЭМГ [14]. Это хорошо иллюстрируется на примере мышечного утомления, когда снижение частоты ДЕ (феномен "*muscle wisdom*" вследствие метаболических изменений в самой мышце — т.н. "метаборефлекса") коррелирует с уменьшением частоты иЭМГ [18]. Частота спектра иЭМГ зависит также и от степени синхронизации ДЕ — чем она выше, тем меньше частота спектра иЭМГ [19]. Поскольку частота импульсации ДЕ во время ПАЭ снижена [13], более высокая частота спектра иЭМГ во время ПАЭ может быть связана со снижением степени синхронизации ДЕ. Вместе с тем неразличимость сигнала иЭМГ произвольной активности и во время ПАЭ по величине корреляционной размерности не подтверждает это утверждение, так как рекуррентности сигнала и, вероятно, корреляционная размерность иЭМГ уменьшаются при увеличении синхронизации импульсации ДЕ [20].

Частота иЭМГ также зависит от типа ДЕ и параметров потенциала действия ДЕ. Потенциалы действия "медленных" ДЕ малы в сравнении с большими ("быстрыми") ДЕ, и поэтому интерференция потенциалов действия медленных ДЕ может привести к появлению большего количества событий ("турнов") в сигнале иЭМГ и, соответственно, увеличению средней частоты спектра иЭМГ. Подобное явление характерно для иЭМГ, например, при миогенных изменениях нейромышечной системы (миопатиях), когда сигнал иЭМГ становится

Таблица 2. Параметры сигнала интерференционной электромиограммы (иЭМГ) двуглавых мышц плеча во время произвольной активности и постактивационного эффекта (ПАЭ) (Медиана, 25–75%)

Параметр иЭМГ	Произвольная активность ($n = 15$)	ПАЭ ($n = 15$)
Правая рука		
<i>MNF</i> (Гц)	71.3 (63.8–76.9)	77.3 (55.7–104.7)
<i>D</i>	1.820 (1.802–1.833)	1.684 (1.566–1.734)**
<i>D_c</i>	4.19 (3.97–4.51)	4.47 (3.62–5.57)
Длительность (с)	—	38 (27.5–56)
Левая рука		
<i>MNF</i> (Гц)	63.7 (59.9–70.8)	73.8 (52.1–114)
<i>D</i>	1.802 (1.763–1.826)	1.618 (1.51–1.769)*
<i>D_c</i>	4.03 (3.82–4.55)	4.80 (3.91–5.19)

Примечание: * — $p < 0.05$, ** — $p < 0.01$ по отношению к произвольной активности.

низкоамплитудным, но более частым вследствие сниженной амплитуды и полифазности потенциалов действия ДЕ, вызванной гибелью части мышечных волокон [21]. Соответственно, при нейрогенной патологии нервно-мышечной системы появляются большие потенциалы "гигантских" ДЕ при гибели мотонейронов, что приводит к уменьшению числа "турнов" на иЭМГ и росту ее амплитуды [22]. Исходя из этого, можно предположить, что во время ПАЭ активны только самые медленные ДЕ, с наименьшим потенциалом действия, которые чаще сна иЭМГ создают такие структуры как "турны" (повороты амплитудой более 100 мкВ) и импульсируют с малой степенью синхронизации. В целом, это соответствует паттерну организации мотонейронного пула во время позднего мышечно-го тонуса [23].

Отсутствие различий нелинейных параметров (фрактальной размерности и корреляционной размерности) иЭМГ между произвольной активностью и ПАЭ дельтовидной мышцы, возможно, свидетельствует о том, что временная структура активности мотонейронного пула во время этих двух видов активности принципиально между собой не различается. Соответственно, различие сигнала иЭМГ в виде существенно большей частоты спектра иЭМГ во время ПАЭ может быть связано только с типом двигательных единиц, участвующих в организации активности мышцы. Паттерн иЭМГ во время ПАЭ с точки зрения временной структуры представляет собой точно такой же паттерн, что и во время произвольной активности, но, возможно, несколько "сжатый" ("уплотненный" во времени) (рис. 4). иЭМГ "отдаленного" ПАЭ (вторых волн ПАЭ) характеризовалась более низкой частотой спектра и несколько сниженной фрактальной размерностью, что однако не достигало значимых отличий от "ближнего" ПАЭ и произвольной активности. Таким образом, более "отдаленный" ПАЭ является, по сути, таким же постактивационным эффектом, что и "ближний" ПАЭ.

Что касается величины нелинейных параметров, то для иЭМГ дельтовидной мышцы в настоящей работе были характерны значения примерно 1.8 для фрактальной размерности и 4.0–4.5 для корреляционной размерности, что косвенно указывает на количество управляющих этим сигналом дифференциальных уравнений (нервных центров) [10]. Это характеризует временную структуру сигнала иЭМГ как множество, богатое мелкими самоподобными элементами и поэтому стремящееся заполнить площадь. В большинстве работ, в которых использована фрактальная размерность как характеристика сигнала иЭМГ, значения фрактальной размерности были несколько меньше — примерно 1.6 [24–26], что может быть связано с тем, что в данных исследованиях были применены более узкие полосы пропускания (фильтрации) сигнала

иЭМГ и меньшая частота оцифровки сигнала. В двуглавой мышце плеча фрактальная размерность во время ПАЭ составила в среднем 1.65, что было статистически значимо ниже по сравнению с произвольной активностью. Это можно объяснить участием меньшего числа ДЕ в формировании общей картины иЭМГ, что было видно по низкой амплитуде иЭМГ во время ПАЭ двуглавой мышцы плеча.

Время ПАЭ в исследованных мышцах правой и левой стороны практически не различалось (за исключением одного случая, когда ПАЭ в правой двуглавой мышце закончился на несколько секунд позже, чем в левой). Это подтверждает ранее продемонстрированную синхронность ПАЭ одноименных мышц обеих сторон, совпадение фаз усиления и ослабления [13].

Ограничения и перспективы. Несколько факторов могли повлиять на результаты настоящей работы. Прежде всего, на спектральные характеристики иЭМГ во время ПАЭ могло повлиять утомление дельтовидных мышц, так как произвольное сокращение на уровне примерно половины максимального усилия в течение одной минуты вызывает мышечное утомление. Соответственно, ПАЭ развивался на фоне уже имеющегося утомления. Более того, сам ПАЭ вызывал дополнительное утомление. Мы минимизировали влияния фактора утомления тем, что для анализа иЭМГ брали близко расположенные отрезки иЭМГ (окончание произвольного усилия и начало ПАЭ). Тем не менее полностью избежать этого фактора невозможно, особенно при анализе "отдаленного" ПАЭ. В будущих исследованиях фактор утомления можно устранить при помощи "эффекта переключения" (нелокального эффекта) [4], когда ПАЭ при помощи изменения положения конечности, головы или тела появляется в ранее не активированной мышце, например в одноименной мышце противоположной стороны тела, или в проксимальной мышце при произвольном усилии в дистальной мышце. Во-вторых, в настоящем исследовании не было зарегистрировано явных "отдаленных" ПАЭ. Вместо этого были проанализированы скорее повторные периоды "ближнего" ПАЭ. В-третьих, в будущих исследованиях можно применить другие виды извлечения нелинейных характеристик иЭМГ, например рекуррентный анализ, позволяющий более определенно судить о степени синхронизации внутри сигнала иЭМГ ("скрытых" ритмах иЭМГ) [20].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, пилотное исследование нелинейных параметров иЭМГ во время ПАЭ у человека показало, что в дельтовидной мышце временная структура и сложность сигнала иЭМГ принципиально не отличается от сигнала иЭМГ

произвольного усилия, хотя средняя частота спектра во время ПАЭ была статистически значимо и намного больше по сравнению с произвольным усилием. В двуглавой мышце плеча величина фрактальной размерности, в отличие от дельтовидной мышцы, во время ПАЭ была статистически значимо меньше по сравнению с произвольным усилием, что может быть связано с меньшей амплитудой иЭМГ во время ПАЭ и, соответственно, участием меньшего количества двигательных единиц в формировании ПАЭ.

Финансирование работы. Работа выполнена при финансовой поддержке РНФ (грант № 25-24-00301).

Соблюдение этических стандартов. Все исследования проводились в соответствии с принципами биомедицинской этики, изложенными в Хельсинкской декларации 1964 г. и последующих поправках к ней. Они также были одобрены Этическим комитетом Министерства здравоохранения Республики Карелия и Петрозаводского государственного университета (Петрозаводск), протокол № 38 от 10.03.2023 г.

Каждый участник исследования дал добровольное письменное информированное согласие после получения разъяснений о потенциальных рисках и преимуществах, а также о характере предстоящего исследования.

Конфликт интересов. Авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Вклад авторов в публикацию. А.Ю. Мейгал — создание концепции, руководство исследованиями, планирование и проведение исследований, статистический анализ, подготовка рукописи. А.Е. Пескова — проведение исследований, извлечение первичных данных, подготовка рукописи. А.С. Складорова — проведение исследований, извлечение первичных данных, контроль состояния испытуемых. Л.И. Герасимова-Мейгал — планирование и проведение исследований, статистический анализ, подготовка рукописи и рисунков.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Kohnstamm O. Demonstration einer katatonieartigen Erscheinung beim Gesunden (Katatonusuersuch) // Neurol. Central. 1915. V. 34. P. 290.
2. De Havas J., Ghosh A., Gomi H., Haggard P. Sensorimotor organization of a sustained involuntary movement // Front. Behav. Neurosci. 2015. V. 9. P. 185.
3. De Havas J., Gomi H., Haggard P. Experimental investigations of control principles of involuntary movement: a comprehensive review of the Kohnstamm phenomenon // Exp. Brain Res. 2017. V. 235. № 7. P. 1953.
4. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С., Лебедев М.А. Ближние и отдаленные постактивационные эффекты в двигательной системе человека // Нейрофизиология. 1989. Т. 21. № 3. С. 343.
5. Ухтомский А.А. Особый вид тонических реакций в конечностях человека. Собрание сочинений. Л.: Изд-во Ленингр. гос. ордена Ленина ун-та, 1962. Т. 6. С. 43.
6. Мейгал А.Ю., Письменный К.Н. Влияние общего согревания и охлаждения организма на постактивационный эффект в мышцах верхних конечностей // Физиология человека. 2009. Т. 35. № 1. С. 60.
7. Duclos C., Roll R., Kavounoudias A., Roll J.P. Cerebral correlates of the "Kohnstamm phenomenon": an fMRI study // Neuroimage. 2007. V. 34. № 2. P. 774.
8. Craske B., Craske J.D. Oscillator mechanisms in the human motor system: investigating their properties using the aftercontraction effect // J. Mot. Behav. 1986. V. 18. № 2. P. 117.
9. Gilhodes J.C., Gurfinkel V.S., Roll J.P. Role of Ia muscle spindle afferents in post-contraction and post-vibration motor effect genesis // Neurosci. Lett. 1992. V. 135. № 2. P. 247.
10. Boon M.Y., Henry B.I., Suttle C.M., Dain S.J. The correlation dimension: a useful objective measure of the transient visual evoked potential? // J. Vis. 2008. V. 8. № 1. doi 10.1167/8.1.6
11. Gitter J.A., Czerniecki M.J. Fractal analysis of the electromyographic interference pattern // J. Neurosci. Methods. 1995. V. 58. № 1–2. P. 103.
12. Cui X., Gu S.-J., Cao J. et al. Correlation entropy and the Kosterlitz–Thouless transition // J. Phys. A: Math. Theor. 2007. V. 40. № 45. P. 13523.
13. Kozhina G.V., Person R.S., Popov K.E. et al. Motor unit discharge during muscular after-contraction // J. Electromyogr. Kinesiol. 1996. V. 6. № 3. P. 169.
14. Farina D., Merletti R., Enoka R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: An update // J. Appl. Physiol. 2014. V. 117. № 11. P. 1215.
15. Мейгал А.Ю., Герасимова-Мейгал Л.И., Пескова А.Е. Постактивационный эффект дельтовидной мышцы здорового молодого человека после краткосрочной "сухой" иммерсии // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 3. С. 52.
16. Brice T., McDonagh M. Abduction of the humerus by postural aftercontractions in man: effects of force and duration of previous voluntary contractions // J. Physiol. (London). 2001. V. 536. P. 214.
17. Мейгал А.Ю., Зарипова Ю.Р. Влияние возраста после зачатия на характеристики интерференционной электромиограммы у новорожденных детей // Физиология человека. 2013. Т. 39. № 3. С. 61.
18. Gandevia S.C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue // Physiol. Rev. 2001. V. 81. № 4. P. 1725.

19. Ikegawa S., Shinohara M., Fukunaga T. et al. Nonlinear time-course of lumbar muscle fatigue using recurrence quantifications // *Biol. Cybern.* 2000. V. 82. № 5. P. 373.
20. Del Santo F., Gelli F., Mazzocchio R., Rossi A. Recurrence quantification analysis of surface EMG detects changes in motor unit synchronization induced by recurrent inhibition // *Exp. Brain Res.* 2007. V. 178. № 3. P. 308.
21. Fuglsang-Frederiksen A. The utility of interference pattern analysis // *Muscle Nerve.* 2000. V. 23. № 1. P. 18.
22. Fuglsang-Frederiksen A., Dahl K., Lo Monaco M. Electrical muscle activity during a gradual increase in force in patients with neuromuscular diseases // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1984. V. 57. № 4. P. 320.
23. Mochizuki G., Ivanova T.D., Garland S.J. Synchronization of motor units in human soleus muscle during standing postural tasks // *J. Neurophysiol.* 2005. V. 94. № 1. P. 62.
24. Mesin L., Cescon C., Gazzoni M. et al. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009. V. 19. № 5. P. 851.
25. Beretta-Piccoli M., D'Antona G., Barbero M. et al. Evaluation of central and peripheral fatigue in the quadriceps using fractal dimension and conduction velocity in young females // *PLoS One.* 2015. V. 10. № 4. P. e0123921.
26. Beretta-Piccoli M., Boccia G., Ponti T. et al. Relationship between isometric muscle force and fractal dimension of surface electromyogram // *Biomed Res. Int.* 2018. V. 2018. P. 5373846.
6. Meigal A.Yu., Pis'mennyi K.N. The influence of whole body heating and cooling on the aftercontraction effect in the upper limb muscles // *Human Physiology.* 2009. V. 35. № 1. P. 51.
7. Duclos C., Roll R., Kavounoudias A., Roll J.P. Cerebral correlates of the "Kohnstamm phenomenon": an fMRI study // *Neuroimage.* 2007. V. 34. № 2. P. 774.
8. Craske B., Craske J.D. Oscillator mechanisms in the human motor system: investigating their properties using the aftercontraction effect // *J. Mot. Behav.* 1986. V. 18. № 2. P. 117.
9. Gilhodes J.C., Gurfinkel V.S., Roll J.P. Role of Ia muscle spindle afferents in post-contraction and post-vibration motor effect genesis // *Neurosci. Lett.* 1992. V. 135. № 2. P. 247.
10. Boon M.Y., Henry B.I., Suttle C.M., Dain S.J. The correlation dimension: a useful objective measure of the transient visual evoked potential? // *J. Vis.* 2008. V. 8. № 1. doi: 10.1167/8.1.6
11. Gitter J.A., Czemiecki M.J. Fractal analysis of the electromyographic interference pattern // *J. Neurosci. Methods.* 1995. V. 58. № 1–2. P. 103.
12. Cui X., Gu S.-J., Cao J. et al. Correlation entropy and the Kosterlitz–Thouless transition // *J. Phys. A: Math. Theor.* 2007. V. 40. № 45. P. 13523.
13. Kozhina G.V., Person R.S., Popov K.E. et al. Motor unit discharge during muscular after-contraction // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1996. V. 6. № 3. P. 169.
14. Farina D., Merletti R., Enoka R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: An update // *J. Appl. Physiol.* 2014. V. 117. № 11. P. 1215.
15. Meigal A.Yu., Gerasimova-Meigal L.I., Peskova A.E. Postactivation effect in the deltoid muscle of healthy young subjects after a short-term "dry" immersion // *Human Physiology.* 2021. V. 47. № 3. P. 289.
16. Brice T., McDonagh M. Abduction of the humerus by postural aftercontractions in man: effects of force and duration of previous voluntary contractions // *J. Physiol. (London).* 2001. V. 536. P. 214.
17. Meigal A.Yu., Zaripova Yu.R. Influence of postconceptual age on the electromyographic characteristics in newborns // *Human Physiology.* 2013. V. 39. № 3. P. 278.
18. Gandevia S.C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue // *Physiol. Rev.* 2001. V. 81. № 4. P. 1725.
19. Ikegawa S., Shinohara M., Fukunaga T. et al. Nonlinear time-course of lumbar muscle fatigue using recurrence quantifications // *Biol. Cybern.* 2000. V. 82. № 5. P. 373.
20. Del Santo F., Gelli F., Mazzocchio R., Rossi A. Recurrence quantification analysis of surface EMG detects changes in motor unit synchronization induced by recurrent inhibition // *Exp. Brain Res.* 2007. V. 178. № 3. P. 308.

REFERENCES

1. Kohnstamm O. Demonstration einer katatonieartigen Erscheinung beim Gesunden (Katatonusuersuch) // *Neurol. Central.* 1915. V. 34. P. 290.
2. De Havas J., Ghosh A., Gomi H., Haggard P. Sensorimotor organization of a sustained involuntary movement // *Front. Behav. Neurosci.* 2015. V. 9. P. 185.
3. De Havas J., Gomi H., Haggard P. Experimental investigations of control principles of involuntary movement: a comprehensive review of the Kohnstamm phenomenon // *Exp. Brain Res.* 2017. V. 235. № 7. P. 1953.
4. Gurfinkel V.S., Levik Y.S., Lebedev M.A. [Immediate and remote postactivation effects in the human motor system] // *Neurophysiology.* 1989. V. 21. № 3. P. 343.
5. Ukhtomskii A.A. [A special type of tonic reactions in human limbs]. Collection of works. Leningrad: Publishing House of LSU, 1962. V. 6. P. 43.

21. *Fuglsang-Frederiksen A.* The utility of interference pattern analysis // *Muscle Nerve*. 2000. V. 23. № 1. P. 18.
22. *Fuglsang-Frederiksen A., Dahl K., Lo Monaco M.* Electrical muscle activity during a gradual increase in force in patients with neuromuscular diseases // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1984. V. 57. № 4. P. 320.
23. *Mochizuki G., Ivanova T.D., Garland S.J.* Synchronization of motor units in human soleus muscle during standing postural tasks // *J. Neurophysiol.* 2005. V. 94. № 1. P. 62.
24. *Mesin L., Cescon C., Gazzoni M. et al.* A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009. V. 19. № 5. P. 851.
25. *Beretta-Piccoli M., D'Antona G., Barbero M. et al.* Evaluation of central and peripheral fatigue in the quadriceps using fractal dimension and conduction velocity in young females // *PLoS One*. 2015. V. 10. № 4. P. e0123921.
26. *Beretta-Piccoli M., Boccia G., Ponti T. et al.* Relationship between isometric muscle force and fractal dimension of surface electromyogram // *Biomed Res. Int.* 2018. V. 2018. P. 5373846.

Characteristics of Human Postactivation Effect of Skeletal Muscles Using Spectral and Non-Linear Parameters of the Surface Electromyogram

A. Yu. Meigal*, A. E. Peskova, A. S. Sklyarova, L. I. Gerasimova-Meigal

Petrozavodsk State University, Petrozavodsk, Russia

*E-mail: meigal@petrsu.ru

Postactivation effect (PAE, postactivation phenomenon) is a specific type of involuntary muscle tone (tonic automatism) which is generated in the “tonogenic” structures of the brain, presumably without the “sensory copy” and “motor command” mechanisms. In this regard, the electromyogram (EMG) signal of PAE may have a simpler temporal signal structure compared to PAE-inducing voluntary activity. The purpose of this work is to characterize the temporal structure and complexity of surface EMG (sEMG) of the human deltoid and biceps brachii muscles using fractal (D) and correlation dimensions (D_c). It was found that in deltoid muscles the value of D was 1.78–1.81 both during PAE and voluntary effort ($p > 0.05$). D_c (approximately 4.0–4.2) also did not differ between PAE and voluntary effort, although the average frequency of the sEMG spectrum during PAE was 15–16 Hz ($p < 0.05$) higher compared to voluntary effort. In biceps brachii muscles, the D value was 1.8 during PAE and 1.62 during voluntary effort ($p < 0.05$). D_c values did not differ between PAE and voluntary contraction (4–4.8). Thus, despite the supposed difference in the central organization of PAE and voluntary effort, the temporal structure of their sEMG did not differ, indicating that isometric voluntary effort and involuntary tone in the form of PAE share a common principle of sEMG signal generation. At the same time, the differences in the frequency of the sEMG spectrum indicate that the organization of sEMG signal during PAE is specific on the level of the motoneuron pool.

Keywords: postactivation effect, voluntary isometric contraction, interference electromyogram, fractal dimension, correlation dimension, spectral mean frequency.