



DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.4.09

УДК 613.65/612.741: [2+4+5+9]

ВЛИЯНИЕ ЛОКАЛЬНОГО МЫШЕЧНОГО УТОМЛЕНИЯ НА БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ И ВЯЗКОУПРУГИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

**Е.С. Шитова¹, А.М. Герегей¹, В.Г. Суворов¹,
А.В. Сотин², Ю.Б. Моисеев³, Н.Г. Кручинский⁴**

¹ Научно-исследовательский институт медицины труда имени академика Н.Ф. Измерова», Российская Федерация, 105275, Москва, пр. Будённого, 31, e-mail: ppe-lab@iriioh.ru, Margo-183@rambler.ru

² Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Российская Федерация, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: sotin@mail.ru

³ Центральный научно-исследовательский институт Военно-воздушных сил Минобороны России, Российская Федерация, 127083, Москва, Петровско-Разумовская ал., 12а, e-mail: ybmn@rambler.ru

⁴ Полесский государственный университет, Республика Беларусь, 225710, Брестская область, Пинск, ул. Днепровской флотилии, 23, e-mail: nickolasha57@gmail.com

Аннотация. Работа посвящена изучению влияния локального мышечного утомления на биомеханические и вязкоупругие характеристики скелетных мышц. Для проведения миотонометрических измерений было использовано устройство для неинвазивной цифровой пальпации *MyotonPRO*. В исследовании участвовали 13 лиц мужского и женского пола (6 мужчин и 7 женщин) в возрасте $32,5 \pm 10,6$ лет. Каждому добровольцу предлагалось выполнить две серии упражнений, вызывающих локальное мышечное утомление мышц кисти. Упражнения выполнялись с кистевым эспандером со степенью сопротивления 20 кг. Первая серия упражнений выполнялась до момента возникновения у добровольца субъективного ощущения утомления, вторая – до его отказа от продолжения работы, связанного с чрезмерным утомлением мышц кисти. Тестирование проводили в три этапа: перед началом выполнения силовых упражнений, после нагрузки до ощущения утомления и после нагрузки «до отказа». Развитие локального мышечного утомления объективно подтверждалось путем динамометрического тестирования в соответствии с принятыми стандартами физиологии труда. Миотонометрические измерения проводились на локтевом и лучевом сгибателях запястья, а также на короткой мышце, отводящей большой палец. В результате проведенного статистического анализа полученных экспериментальных данных было показано, что миотонометрический метод исследования можно использовать для диагностики мышечного утомления. Изменение миотонометрических показателей активных мышц может быть зарегистрировано уже при возникновении субъективного ощущения утомления, при этом, локальное мышечное утомление не влияет на изменение тонуса

© Шитова Е.С., Герегей А.М., Суворов В.Г., Сотин А.В., Моисеев Ю.Б., Кручинский Н.Г., 2021
Шитова Евгения Сергеевна, м.н.с. Лаборатории средств индивидуальной защиты и промышленных экзоскелетов, Москва

Герегей Андрей Михайлович, к.м.н., заведующий Лабораторией средств индивидуальной защиты и промышленных экзоскелетов, Москва

Суворов Вадим Германович, д.м.н., заведующий отделением реабилитации профессиональных и неинфекционных заболеваний клинического отдела профессиональных и производственных обусловленных заболеваний, Москва

Сотин Александр Валерьевич, к.т.н., доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Моисеев Юрий Борисович, д.м.н., профессор Научно-исследовательский испытательного центра авиационно-космической медицины и военной эргономики, Москва

Кручинский Николай Генрихович, д.м.н., профессор кафедры общей и клинической медицины, Пинск

малоактивных мышц. Также было показано, что расположение точки измерений мионометрических характеристик на брюшке локтевого сгибателя запястья не влияет на оценку тонуса мышцы при условии, что место приложения прибора находится в диапазоне ± 2 см от центра брюшка мышцы.

Ключевые слова: локальное мышечное утомление, мионометрия, динамометрия, биомеханические характеристики скелетных мышц.

ВВЕДЕНИЕ

Утомление является основным фактором, лимитирующим осуществление двигательной деятельности человека. Помимо общего положительного эффекта, заключающегося в предупреждении истощения систем организма под действием физических нагрузок, превышающих его физиологические возможности, утомление может негативно сказываться на уровне работоспособности человека [2, 7], так как приводит к увеличению физиологической стоимости выполнения работы и снижению физиологических резервов организма [5]. Неполноценное восстановление ресурсов организма в периоды отдыха может вызвать более серьезные последствия в виде перенапряжения и переутомления, которые плохо поддаются коррекции и в свою очередь могут стать причиной развития заболеваний [2].

Процесс утомления сопровождается снижением сократительной способности мышц, изменениями их биомеханических свойств и биоэлектрической активности [4]. О возникновении процессов утомления свидетельствуют изменения в составе крови и динамика показателей состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем [6]. Ранняя диагностика вышеописанных изменений, характеризующих утомление, может способствовать предотвращению его дальнейшего развития в переутомление и перенапряжение. Тем не менее мониторинг состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем не всегда информативен и объективен, а анализ динамики биохимических маркеров интенсивной мышечной деятельности требует инвазивных манипуляций под контролем медицинского персонала, что является существенным ограничением для повсеместного использования данного метода. Учитывая это, диагностически эффективными могут быть процедуры, касающиеся регистрации изменений биомеханических свойств скелетных мышц.

Наиболее распространенными методами оценки состояния скелетной мускулатуры являются: мануальное тестирование (пальпаторное определение мышечного тонуса), динамометрия (определение силы и выносливости мышц) и электромиография (ЭМГ) (определение биоэлектрической активности мышц) [3]. Помимо этого, в последние годы начинают использовать тензомиографические и ультразвуковые методы оценки состояния скелетной мускулатуры [8, 14, 17]. На данный момент ведутся исследования по определению возможности их широкого применения, а также разрабатываются конкретные методики для решения задач различных областей медицины. Использование ультразвуковых методов часто затруднено ввиду габаритных особенностей оборудования и невозможности проведения исследований в «полевых» условиях. Тензомиографический метод предусматривает проведение электрической стимуляции мышц, что на практике оказывается не всегда приемлемо. На этом фоне наиболее доступным методом является мионометрия – метод исследования функционального состояния мышц путем измерения мышечного тонуса [21].

Новейшим прибором, позволяющим проводить мионометрические измерения, является устройство для неинвазивной цифровой пальпации *MyotonPRO* (*Myoton AS*, Эстония). В основе принципа определения параметров мышечного тонуса с помощью

данного устройства лежит функциональная модель мышцы, предложенная Вайном в 1990 году [1]. Помимо определения тонуса мышцы, с помощью данного прибора можно получить информацию о биомеханических и вязкоупругих характеристиках мышечной ткани [27].

Имеющиеся теоретические данные [1, 27] об информативности значений биомеханических и вязкоупругих свойств мышцы при развитии в ней процессов утомления подтверждаются результатами экспериментальных работ по исследованию свойств мышц после выполнения физических нагрузок у спортсменов [10, 11, 13, 14, 15, 16, 18, 19, 23]. В то же время все больше исследований направлено на определение надежности использования *MyotonPRO*, и только за последний год количество публикаций, содержащих результаты испытаний по изучению повторяемости результатов миотонметрии с использованием данного устройства, составляет не менее девяти [9, 12, 14, 17, 21, 25, 25, 27, 29]. При этом, несмотря на то, что число подобных работ растет, а также увеличивается количество и расширяется профиль специалистов, использующих миотонметрию в своей клинической и научно-исследовательской практике, все еще не доказана возможность использования данной методики в целях диагностики мышечного утомления при локальных мышечных нагрузках.

Целью данного исследования является изучение изменения тонуса, биомеханических и вязкоупругих характеристик скелетных мышц при локальном мышечном утомлении.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

К участию в исследовании были привлечены 13 лиц мужского и женского пола (6 мужчин и 7 женщин) в возрасте $32,5 \pm 10,6$ лет.

Каждому добровольцу предлагалось выполнить две серии упражнений, вызывающих локальное мышечное утомление. Упражнения выполнялись с кистевым эспандером (со степенью сопротивления 20 кг): первая серия выполнялась до момента возникновения у добровольца субъективного ощущения утомления (нагрузка «до утомления»), вторая – до его отказа от продолжения работы, связанного с чрезмерным утомлением мышц кисти (нагрузка «до отказа»). Упражнения выполнялись правой рукой (рис. 1). Ключевым фактором, лимитирующим выполнение упражнения, являлось развитие мышечного утомления. Число сжимающих движений и их темп не регистрировались и были индивидуальны для каждого добровольца. Для объективного подтверждения развития мышечного утомления на каждом этапе исследования проводилось динамометрическое тестирование в соответствии с принятыми стандартами физиологии труда [4, 7].

Для проведения динамометрических измерений использовали комплекс психофизиологического тестирования «НС-Психотест» («Нейрософт» г. Иваново, диапазон измерения силы $0 \div 100$ кг, погрешность измерений 0,05 кг). До начала выполнения упражнений регистрировали максимальную сжимающую силу правой кисти. С помощью данного оборудования также регистрировали показатели выносливости по следующей методике: доброволец должен был как можно дольше сжимать электронный кистевой динамометр таким образом, чтобы сила сжатия не опускалась ниже уровня 70 % от максимального показателя силы кисти этого добровольца. При этом регистрировалось время, в течение которого доброволец мог осуществлять сжатие динамометра в указанном диапазоне (рис. 2).



Рис. 1. Выполнение упражнений по сжатию кистевого эспандера. Точки приложения прибора для проведения миоэлектрики отмечены значками черного цвета

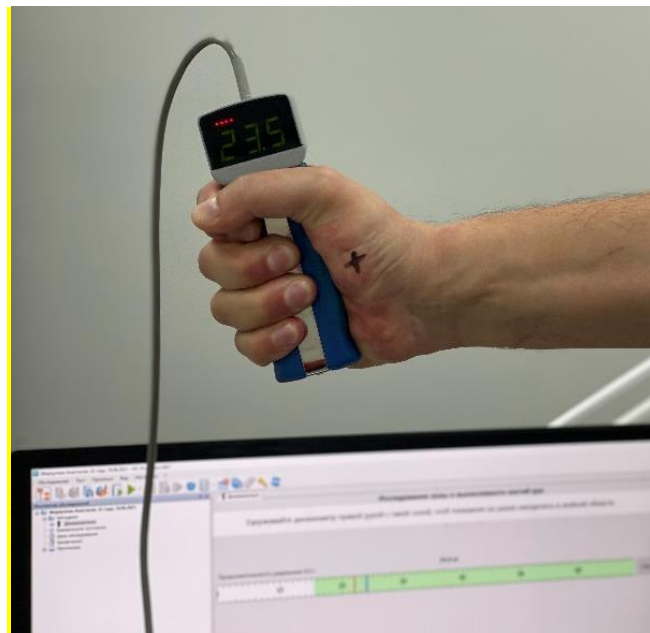


Рис. 2. Измерение выносливости правой кисти добровольца. На заднем плане отображено значение показателя силы сжатия кисти, выход за пределы зеленого диапазона означает прекращение тестирования

Для проведения миоэлектрических измерений использовали устройство неинвазивной цифровой пальпации *MyotonPRO*. Данный прибор позволяет одновременно регистрировать 5 параметров [19]:

- максимальная частота колебаний (F , Гц), характеризующая тонус мышцы в состоянии покоя;
- динамическая жесткость (S , Н/м), характеризующая сопротивление сокращению или внешней силе;
- логарифмический декремент (D) естественных колебаний мышечной ткани, характеризующий её эластичность или, другими словами, рассеяние механической

энергии в колебательном цикле, когда ткань восстанавливает свою форму после деформации;

- отношение времени деформации и релаксации (C), характеризующее ползучесть (число Деборы);

- время релаксации механического напряжения (R , мс), т.е время, за которое мышца восстанавливает свою форму от деформации после произвольного сокращения или снятия внешней силы.

Измерения проводились на локтевом и лучевом сгибателях запястья, а также на короткой мышце, отводящей большой палец. Миотонометрию проводили в положении добровольца сидя, его правая рука при этом была согнута в локтевом суставе и находилась на поверхности стола в расслабленном состоянии. Точки приложения прибора выбирались в области брюшка мышцы в соответствии с методикой, рекомендованной производителем устройства [19].

Следует заметить, что проведение измерений на мышцах, имеющих сравнительно длинное брюшко без четко определенной наиболее выступающей точки, сопряжено с трудностями при выборе места приложения прибора к мышце. Поэтому измерения миотонометрических параметров локтевого сгибателя запястья проводились в нескольких точках, что позволило исследовать влияние выбора точки приложения прибора на результаты оценки мышечного тонуса.

Местами приложения прибора при проведении измерений для данной мышцы были выбраны три точки (в соответствии с продольным расположением мышечных волокон):

- центральная, располагающаяся в предполагаемом центре брюшка;
- проксимальная, располагающаяся проксимально на 2 см от центральной;
- дистальная, располагающаяся дистально на 2 см от центральной (рис. 3).

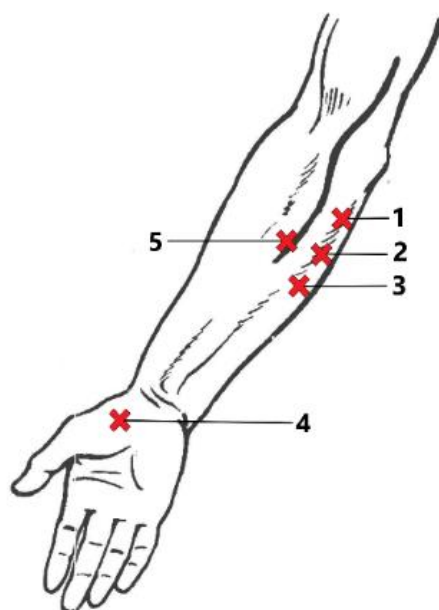


Рис. 3. Схематичное изображение расположения точек, в которых проводилась миотонометрия: 1 – проксимальная точка в проекции локтевого сгибателя запястья; 2 – центральная точка в проекции локтевого сгибателя запястья; 3 – дистальная точка в проекции локтевого сгибателя запястья; 4 – точка в проекции мышцы, отводящей большой палец; 5 – точка в проекции лучевого сгибателя запястья

Тестирование проводили в следующем порядке: перед началом выполнения силовых упражнений (тестирование 0, фоновое), после нагрузки до ощущения утомления (тестирование 1) и после нагрузки «до отказа» (тестирование 2, контрольное) (рис. 4).

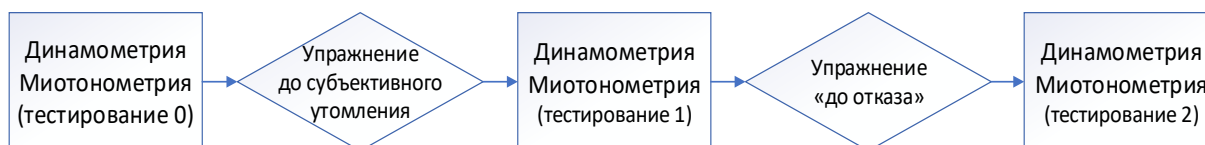


Рис. 4. Схема проведения исследования

Полученные экспериментальные данные подвергали статистическому анализу. Нормальность распределения данных оценивали с помощью критерия Шапиро–Уилка. Все данные имели нормальное распределение, что позволило использовать параметрические методы статистического анализа. Данные, полученные в различных тестированиях, подвергались попарному анализу с использованием парного *t*-критерия Стьюдента, так как задача состояла в определении различий между двумя конкретными группами. Различия в значениях показателей между тремя точками измерения, полученных в результате миотонометрии локтевого сгибателя запястья, оценивались с помощью однофакторного дисперсионного анализа (*ANOVA*). Помимо этого, проводили корреляционный анализ данных, полученных при измерении силы и в ходе миотонометрии, с использованием критерия Спирмена. Во всех случаях нулевая гипотеза отклонялась при уровне значимости более или равном 0,05. Числовое описание результатов осуществляли с помощью средних значений и стандартного отклонения.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В результате анализа данных, полученных в ходе динамометрического тестирования, было выявлено статистически значимое снижение силы правой кисти после первой серии упражнений на 19,8 и на 34,5% после второй серии упражнений (табл. 1). Кроме того, имело место статистически значимое уменьшение времени удержания нагрузки на 30,4% после выполнения упражнений «до отказа» по сравнению с показателями, полученными после первых признаков утомления.

Результаты миотонометрии представлены в табл. 2.

Таблица 1

Динамика показателей динамометрии добровольцев, $M \pm SD$, $n = 13$

Показатель, ед. изм.	Тестирование			<i>p-value</i>		
	0	1	2	(0-1)	(1-2)	(0-2)
Максимальная произвольная сила, кг	36,9 ± 12,4	29,6 ± 10,3	24,2 ± 7,9	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Время удержания нагрузки, с	10,7 ± 5,2	11,5 ± 6,4	8,0 ± 5,2	0,454	0,024	0,133

Примечания: *n* – количество добровольцев; 0 – фоновое тестирование до начала выполнения упражнения; 1 – тестирование после возникновения субъективного ощущения утомления; 2 – тестирование после выполнения упражнения «до отказа».

Таблица 2

Динамика показателей миотонометрии добровольцев, $M \pm SD$, $n = 13$

Исследуемая мышца	Тестирование			<i>p-value</i>		
	0	1	2	(0-1)	(1-2)	(0-2)
<i>F</i> , Гц						
Лучевой сгибатель запястья	16,4±1,2	17,1±1,8	17,2±1,8	0,030	0,663	0,015
Локтевой сгибатель запястья, точка 1	14,8±1,4	15,4±1,4	15,8±1,7	0,008	0,081	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 2	14,8±1,3	15,7±1,4	16,1±1,9	<0,001	0,057	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 3	14,8±1,3	15,7±1,2	16,3±1,6	0,002	0,005	<0,001
Мышца, отводящая большой палец	18,3±1,7	18,1±1,3	18,0±1,4	0,599	0,447	0,393
<i>S</i> , Н/м						
Лучевой сгибатель запястья	290,9±35,7	312,9±49,4	322,0±55,2	0,017	0,238	0,004
Локтевой сгибатель запястья, точка 1	254,5±37,5	266,1±35,9	276,4±42,0	0,119	0,146	0,032
Локтевой сгибатель запястья, точка 2	252,8±33,9	274,8±37,5	284,7±48,8	<0,001	0,156	0,007
Локтевой сгибатель запястья, точка 3	260,6±31,1	275,1±33,5	292,8±39,8	0,019	0,007	0,005
Мышца, отводящая большой палец	305,7±43,8	294,4±31,3	293,4±32,8	0,102	0,860	0,056
<i>D</i>						
Лучевой сгибатель запястья	0,98±0,09	0,94±0,10	0,93±0,09	0,106	0,228	0,024
Локтевой сгибатель запястья, точка 1	0,91±0,14	0,91±0,12	0,91±0,16	0,948	0,905	0,896
Локтевой сгибатель запястья, точка 2	0,99±0,15	0,94±0,14	0,92±0,16	0,033	0,404	0,033
Локтевой сгибатель запястья, точка 3	1,10±0,20	0,99±0,13	0,96±0,14	0,012	0,106	0,008
Мышца, отводящая большой палец	1,50±0,14	1,51±0,21	1,48±0,22	0,936	0,479	0,590
<i>C</i>						
Лучевой сгибатель запястья	0,98±0,07	0,93±0,10	0,91±0,10	0,004	0,234	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 1	1,16±0,13	1,09±0,14	1,03±0,12	<0,001	0,003	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 2	1,20±0,13	1,09±0,15	1,05±0,14	<0,001	0,122	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 3	1,20±0,14	1,09±0,15	1,03±0,14	<0,001	0,006	<0,001
Мышца, отводящая большой палец	0,97±0,10	0,98±0,08	0,98±0,09	0,495	0,312	0,721

Окончание табл. 2

Исследуемая мышца	Тестирование			<i>p-value</i>		
	0	1	2	(0-1)	(1-2)	(0-2)
<i>R</i> , мс						
Лучевой сгибатель запястья	16,6±1,4	15,7±1,9	15,3±1,9	0,005	0,197	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 1	19,4±2,8	18,4±2,6	17,5±2,3	0,061	0,010	0,005
Локтевой сгибатель запястья, точка 2	20,3±2,3	18,4±2,6	17,5±2,7	<0,001	0,018	<0,001
Локтевой сгибатель запястья, точка 3	20,1±2,4	18,3±2,6	17,3±2,6	0,001	0,007	<0,001
Мышца, отводящая большой палец	16,0±1,8	16,3±1,5	16,3±1,4	0,307	0,980	0,331

Примечания: точка 1 – проксимальная точка; точка 2 – центральная точка; точка 3 – дистальная точка (рис. 3); 0 – фоновое тестирование; 1 – тестирование после возникновения субъективного ощущения утомления; 2 – тестирование после выполнения упражнения «до отказа» (рис. 4); *F* – максимальная частота колебаний; *S* – динамическая жесткость мышцы; *D* – логарифмический декремент; *C* – отношение времени деформации и релаксации (число Деборы); *R* – время релаксации (в соответствии с [19]).

Сравнительный анализ данных показал, что ни один показатель состояния короткой мышцы, отводящей большой палец, статистически значимо не изменялся. Вероятнее всего, это связано с тем, что данная мышца не принимала активного участия в выполнении упражнения (см. рис. 1).

Вместе с тем, выявлено наличие статистически значимых различий между значениями практически всех показателей лучевого и локтевого сгибателей запястья, зарегистрированных в разных тестированиях, при этом наибольшее количество таких изменений (по 10 из 12) было обнаружено в динамике значений времени релаксации (*R*) и характеристики ползучести (*C*), а наименьшее (5 из 12) – в динамике логарифмического декремента (*D*).

При этом, несмотря на одинаковые тенденции к увеличению или уменьшению значений показателей, не все сдвиги были статистически значимы: их наибольшее количество выявлено при сравнении с фоновым тестированием, что указывает на существенное влияние предъявляемой физической нагрузки на исходное состояние исследуемых мышц.

Результаты однофакторного дисперсионного анализа, проводимого для сравнения значений, полученных в различных точках измерения локтевого сгибателя запястья, представлены в табл. 3.

Проведенный анализ показал, что практически все значения показателей, зарегистрированных в различных точках брышка локтевого сгибателя запястья, статистически значимо не отличаются, за исключением значений логарифмического декремента, в фоновом тестировании.

В результате корреляционного анализа, проведенного между показателями силы мышц правой руки и показателями миотонометрии, была установлена сильновыраженная положительная связь между тонусом лучевого сгибателя запястья и силой правой кисти в фоновом ($r = 0,8$, $p = 0,003$) и контрольном ($r = 0,7$, $p = 0,015$) тестированиях. Также была установлена средневыраженная положительная связь

Таблица 3

Различия в результатах миотонометрии локтевого сгибателя запястья, полученные при проведении измерений в трех точках, $M \pm SD$, $n = 13$

Тестирование	Показатель, ед. изм.	Точка 1	Точка 2	Точка 3	<i>p-value</i>
До начала выполнения упражнения (фоновое)	<i>F</i> , Гц	14,8 ± 1,4	14,8 ± 1,3	14,8 ± 1,3	0,9995
	<i>S</i> , Н/м	254,5 ± 37,5	252,8 ± 33,9	260,6 ± 31,1	0,8289
	<i>D</i>	0,91 ± 0,14	0,99 ± 0,15	1,10 ± 0,20	0,0184
	<i>C</i>	1,16 ± 0,13	1,20 ± 0,13	1,20 ± 0,14	0,6687
	<i>R</i> , мс	19,4 ± 2,8	20,3 ± 2,3	20,1 ± 2,4	0,6429
После возникновения субъективного ощущения утомления	<i>F</i> , Гц	15,4 ± 1,4	15,7 ± 1,4	15,7 ± 1,2	0,8139
	<i>S</i> , Н/м	266,1 ± 35,9	274,8 ± 37,5	275,1 ± 33,5	0,7658
	<i>D</i>	0,91 ± 0,12	0,94 ± 0,14	0,99 ± 0,13	0,2869
	<i>C</i>	1,09 ± 0,14	1,09 ± 0,15	1,09 ± 0,15	0,9941
	<i>R</i> , мс	18,4 ± 2,6	18,4 ± 2,6	18,3 ± 2,6	0,9943
После выполнения упражнения «до отказа» (контрольное)	<i>F</i> , Гц	15,8 ± 1,7	16,1 ± 1,9	16,3 ± 1,6	0,7628
	<i>S</i> , Н/м	276,4 ± 42,0	284,7 ± 48,8	292,8 ± 39,8	0,6345
	<i>D</i>	0,91 ± 0,16	0,92 ± 0,16	0,96 ± 0,14	0,6929
	<i>C</i>	1,03 ± 0,12	1,05 ± 0,14	1,03 ± 0,14	0,9236
	<i>R</i> , мс	17,5 ± 2,3	17,5 ± 2,7	17,3 ± 2,6	0,9706

Примечания: точка 1 – проксимальная точка; точка 2 – центральная точка; точка 3 – дистальная точка (рис. 3); *F* – максимальная частота колебаний; *S* – динамическая жесткость мышцы; *D* – логарифмический декремент; *C* – отношение времени деформации и релаксации (число Деборы); *R* – время релаксации (в соответствии с [19])

между показателями силы и динамической жесткостью данной мышцы в фоновом ($r = 0,6$, $p = 0,047$) и контрольном ($r = 0,6$, $p = 0,040$) тестированиях. В остальных случаях связи между показателями силы и характеристиками исследуемых мышц не обнаружено.

Заключение

Ввиду выявленного отсутствия статистически значимой динамики миотонометрических показателей мышцы, отводящей большой палец, связанной с ее малой активностью при выполнении заданного в ходе эксперимента упражнения, можно утверждать, что при локальном мышечном утомлении изменения исследуемых характеристик мышечного тонуса наблюдаются лишь в мышцах, осуществляющих активную мышечную деятельность.

Наличие у мышц, активно задействованных в выполнении упражнений, статистически значимой разницы между большинством показателей, измеренных при фоновом и при контрольном тестированиях, позволяет утверждать, что миотонометрия может быть использована для диагностики мышечного утомления при локальных

мышечных нагрузках. В то же время наличие статистически значимой разницы между большинством значений, измеренных при фоновом тестировании и при тестировании после выполнения упражнений «до субъективного ощущения утомления», а также отсутствие в большинстве случаев таковой разницы между тестированиями «до субъективного ощущения утомления» и тестированиями «до отказа» свидетельствует о том, что изменение мышечного тонуса может возникнуть уже при субъективном ощущении утомления.

Наибольшую чувствительность к воздействию физической нагрузки показали вязкоупругие характеристики мышечной ткани. Несмотря на имеющиеся литературные данные, подтверждающие влияние физической нагрузки на вязкоупругие [21, 27] и биомеханические [19, 23] характеристики мышечной ткани, для корректной физиологической интерпретации полученных в ходе проведенного исследования результатов необходимо проведение дополнительных исследований. Вследствие чего в качестве индикаторов локального мышечного утомления считаем целесообразным использовать изменение значений тонуса и динамической жесткости мышечной ткани.

Отсутствие статистически значимых различий между миотонометрическими показателями, полученными при проведении измерений в трех различных точках локтевого сгибателя запястья, можно расценивать как возможность измерения этих показателей в некоторой области брюшка данной мышцы, при условии, что расстояние от центра брюшка до крайних точек зоны проведения измерения не будет превышать ± 2 см в продольном направлении мышечных волокон.

Наличие корреляционных связей между показателями силы, тонуса и динамической жесткости лучевого сгибателя запястья, были обнаружены в фоновом и контрольном тестированиях, однако полученные результаты не позволяют в полной мере утверждать, что взаимосвязь между силой мышц и их биомеханическими характеристиками является универсальной.

Таким образом, выявленные в ходе исследования статистически значимые изменения биомеханических и вязкоупругих характеристик мышц, возникающие при локальных мышечных нагрузках, можно рассматривать как признаки развившегося локального мышечного утомления, а миотонометрический метод исследования можно использовать для диагностики мышечного утомления. Изменения значений миотонометрических показателей активных мышц могут возникнуть уже при возникновении субъективного ощущения утомления, в то же время локальное мышечное утомление не влияет на изменение тонуса неактивных мышц.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вайн А.А. Явление передачи механического напряжения в скелетной мышце. – Тарту: Типография ТУ, 1990. – 35 с.
2. Золина З.М., Измеров Н.Ф. Руководство по физиологии труда. – М.: Медицина, 1983. – 528 с.
3. Малая медицинская энциклопедия: в 6 томах / Гл. ред. В.И. Покровский. – М.: Медицина, 1991–1996. – 560 с.
4. Муравьева О.И. О характере кумуляции утомления в динамике длительных периодов локальной мышечной работы // Гигиена труда и профессиональные заболевания. – 1981. – № 11. – С. 25–29.
5. Оковитый С.В., Шустов Е.Б. Орнитинзависимые механизмы коррекции мышечного утомления и восстановления после физических нагрузок // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2020. – Т. 97, № 4. – С. 74–83.
6. Фудин Н.А., Вагин Ю.Е., Пигарева С.Н. Системные механизмы утомления при физических нагрузках циклической направленности // Вестник новых медицинских технологий. – 2014. – Т. 21, № 3. – С. 118–121.
7. Шеррер Ж. Физиология труда. – М.: Медицина, 1973. – 495 с.

8. Bravo-Sánchez A., Abián, P., Sánchez-Infante, J., Esteban-Gacía, P., Jiménez, F., Abián-Vicén, J. Objective assessment of regional stiffness in vastus lateralis with different measurement methods: a reliability study // *Sensors*. – 2021. – Vol 21, iss. 9. – Article no. 3213. DOI: 10.3390/s21093213
9. Chang T-T., Feng Y-N., Zhu Y., Liu C-L., Wang X-Q., Zhang Z-J. Objective assessment of regional stiffness in Achilles tendon in different ankle joint positions using the MyotonPRO // *Medical Science Monitor* – 2020. – Vol. 26. – P. e926407-1–e926407-8. DOI: 10.12659/MSM.926407
10. Chang T-T., Li Z., Wang X-Q., Zhang Z-J. Stiffness of the gastrocnemius–Achilles tendon complex between amateur basketball players and the non-athletic general population // *Frontiers Physiology*. – 2020. – Vol. 11. – Article no. 606706. DOI: 10.3389/fphys.2020.606706
11. Gavronski G., Verakšić A., Vasar E., Maaros J. Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes // *Physiological Measurement*. – 2007. – Vol. 28, no. 6. – P. 625–637. DOI: 10.1088/0967-3334/28/6/002
12. Ge J-S., Chang T-T., Zhang Z-J. Reliability of myotonometric measurement of stiffness in patients with spinal cord injury // *Medical Science Monitor*. – 2020. – Vol. 26. – P. e924811-1–e924811-7 DOI: 10.12659/MSM.924811
13. Kisilewicz A, Urbaniak M., Kawczyński A. Effect of muscle energy technique on calf muscle stiffness increased after eccentric exercise in athletes // *Journal of Kinesiology and Exercise Sciences*. – 2018. – Vol. 28. – P. 21–29. DOI: 10.5604/01.3001.0012.7985
14. Klich S, Ficek K, Krymski I, Klimek A, Kawczyński A, Madeleine P., Fernández-de-las-Peñas C. Quadriceps and patellar tendon thickness and stiffness in elite track cyclists: an ultrasonographic and myotonometric evaluation // *Frontiers Physiology*. – 2020. – Vol. 11. – Article no. 607208. DOI: 10.3389/fphys.2020.607208
15. Klich, S., Krymski I., Kawczyński, A. Viscoelastic properties of lower extremity muscles after elite track cycling sprint events: a case report // *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*. – 2019. – Vol. 29, no. 1. – P. 5–10. DOI: 10.18276/cej.2020.1-01
16. Kong P.W., Chua Y.H., Kawabata M., Burns S.F., Cai C. Effect of post-exercise massage on passive muscle stiffness measured using myotonometry – a double-blind study // *Journal of Sports Science & Medicine*. – 2018. – Vol. 17. – P. 599–606.
17. Lee Y., Kim M., Lee Y. The measurement of stiffness for major muscles with shear wave elastography and Myoton: a quantitative analysis study // *Diagnostics*. – 2021. – Vol. 11, no. 3. – Article no. 524. DOI: 10.3390/diagnostics11030524
18. Meerits T., Bacchieri S., Pääsuke M., Ereline J., Cicchella A., Gapeyeva H. Acute effect of static and dynamic stretching on tone and elasticity of hamstring muscles and on vertical jump performance in track-and-field athletes // *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*. – 2014. – Vol. 20. – P. 48–59. DOI: 10.12697/akut.2014.20.05
19. Mroczek D., Superlak E., Konefał M., Maćkała K., Chmura P., Seweryniak T., Chmura J. Changes in the stiffness of thigh muscles in the left and right limbs during six weeks of plyometric training in volleyball players // *Polish Journal of Sport and Tourism*. – 2018. – Vol. 25, no. 2. – P. 20–24. DOI: 10.2478/pjst-2018-0010
20. MyotonPRO User Manual, available at: https://docviewer.yandex.ru/?tm=1644762935&tld=ru&lang=en&name=MyotonPRO_User_Manual.pdf&text=20.+MyotonPRO+User+Manual.+//+MYOTON+AS%2C+%E2%80%93+2020.+%E2%80%93+Rev.no.20+24th+September+2020.+%E2%80%93+115+p&url=https%3A//www.myoton.com/UserFiles/Updates/MyotonPRO_User_Manual.pdf&lr=50&mime=pdf&l10n=ru&sign=f9e196de93a85372968db948aa213b3f&keyno=0 (available at: 10 November 2021).
21. Roch M., Morin M., Gaudreault N. The MyotonPRO: a reliable tool for quantifying the viscoelastic properties of a trigger point on the infraspinatus in non-traumatic chronic shoulder pain // *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. – 2020. – Vol. 24, no. 4. – P. 379–385. DOI: 10.1016/j.jbmt.2020.05.002
22. Schneider S., Peipsi A., Stokes M. Knicker A., Abeln V. Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology // *Medical & Biological Engineering & Computing*. – 2015. – Vol. 53. – P. 57–66. DOI: 10.1007/s11517-014-1211-5
23. Schoenrock B., Zander V., Dern S., Limper U., Mulder E., Verakšić A., Viir R., Kramer A., Stokes M.J., Salanova M., Peipsi A., Blottner D. Bed rest, exercise countermeasure and reconditioning effects on the human resting muscle tone system // *Frontiers Physiology*. – 2018. – Vol. 9. – Article no. 810. DOI: 10.3389/fphys.2018.00810
24. Schroeder J., Lueders L., Schmidt M., Braumann K-M., Hollander K. Foam rolling effects on soft tissue tone, elasticity and stiffness in the time course of recovery after weight training // *Sports Orthopaedics and Traumatology*. – 2019. – Vol. 34, no. 4. – P. 171–177. DOI: 10.1016/j.orthtr.2018.11.003

25. Song Ch., Yu Y-F., Ding W-L., YuJ-L., Song L., Feng Y-N., Zhang Z-J. Quantification of the masseter muscle hardness of stroke patients using the MyotonPRO apparatus: intra- and inter-rater reliability and its correlation with masticatory performance // *Medical Science Monitor.* – 2021. – Vol. 27. – Article no. e928109. DOI: 10.12659/MSM.928109
26. Tas S., Aktas A., Tüfek M.T., Dag F. MyotonPRO is a reliable and repeatable tool for measuring mechanical properties of the upper limb muscles in patients with chronic stroke, available at: <https://www.researchsquare.com/article/rs-287088/v1.pdf?c=1631893330000> (available at: 10 November 2021). DOI:10.21203/rs.3.rs-287088/v1
27. Tas S., Yasar Ü., Kaynak B.A. Interrater and intrarater reliability of a handheld myotonometer in measuring mechanical properties of the neck and orofacial muscles // *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.* – 2021. – Vol. 44, no. 1. – P. 42–48. DOI: 10.1016/j.jmpt.2020.08.002
28. Vain A. Device and method for real-time measurement of parameters of mechanical stress state and biomechanical properties of soft biological tissue. Patent US no. 20130289365A1, A61B5/103, , available at: <https://patents.google.com/patent/EP2658442A1/en> (available at: 10 November 2021).
29. Yu J., Chang T-T., Zhang Zh-J. The reliability of MyotonPRO in assessing masseter muscle stiffness and the effect of muscle contraction // *Medical Science Monitor.* – 2020. – Vol. 26. – Article no. e926578 DOI: 10.12659/MSM.926578

EFFECT OF LOCAL MUSCLE FATIGUE ON BIOMECHANICAL AND VISCOELASTIC PROPERTIES OF SKELETAL MUSCLES

E.S. Shitova, A.M. Geregey, V.G. Suvorov (Moscow, Russian Federation), A.V. Sotin (Perm, Russian Federation), Yu.B. Moiseev (Moscow, Russian Federation), N.H. Kruchynsky (Pinsk, Republic of Belarus)

The work is devoted to the study of the effect of local muscle fatigue on the biomechanical and viscoelastic properties of skeletal muscles. A device for non-invasive digital palpation MyotonPRO was used to carry out myotonometric measurements. The study involved 13 males and females (6 males and 7 females) aged 32.5 ± 10.6 years. Each volunteer completed two series of exercises that induce local muscle fatigue of the hand muscles. The exercises were performed with a hand grip with a resistance of 20 kg. The first series of exercises was performed until the volunteer developed a subjective fatigue, the second - until his/her refusal to continue due to excessive fatigue of the hand muscles. Testing had 3 stages: before starting strength exercises, after exertion, before subjective fatigue, and after loading with maximal exertion. Local muscle fatigue was objectively confirmed by dynamometry in accordance with the physiology standards. Myotonometry was performed on the cubital and radial flexors of the carpus, and on the abductor thumb muscle. As a result of the statistical analysis of data, it was shown that the myotonometry can be used to diagnose muscle fatigue. A change in active muscles myotometric indicators can be registered even when a subjective fatigue occurs, while local muscle fatigue does not affect the change in the tone of inactive muscles. It was also shown that the location of the measurement point of myotonometric characteristics on the muscle belly of the cubital flexor of the carpus does not affect the results with the condition that the place of application of the device is within the range of ± 2 cm from the center of the muscle belly.

Key words: local muscle fatigue, myotonometry, dynamometry, biomechanical properties of skeletal muscles.

Получено 10 ноября 2021

СОДЕРЖАНИЕ

<i>Доль А.В., Иванов Д.В., Бахметьев А.С., Киреев С.И.</i> (Саратов, Российская Федерация), <i>Майстренко Д.Н., Единова М.В., Рыкова А.Ю.</i> (Санкт-Петербург, Российская Федерация). Численное исследование влияния стеноза внутренних сонных артерий на гемодинамику артерий виллизиевого круга.....	356
<i>Бауэр С.М., Венатовская Л.А., Качанов А.Б., Корников В.В.</i> (Санкт-Петербург, Российская Федерация). Математические модели лазерной коррекции миопии методами ЛАСИК, SMILE и ФРК.....	369
<i>Иванова О.П.</i> (Волгоград, Российская Федерация). Расположение зубов в пространстве окклюзионной сферы пациентов с различным типом строения гнатической части лица	376
<i>Нопин С.В., Корягина Ю.В., Тер-Акопов Г.Н., Абуталимова С.М.</i> (Ессентуки, Российская Федерация). Динамика параметров электрической активности мышц и силовых характеристик в разные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка	383
<i>Рожков А.Н.</i> (Москва, Российская Федерация). Упругость и релаксационные свойства ротовой жидкости.....	393
<i>Ураков А.Л., Уракова Н.А.</i> (Ижевск, Российская Федерация). COVID-19: внутрилегочная инъекция раствора перекиси водорода устраняет гипоксию и нормализует биомеханику дыхания при респираторной обструкции.....	406
<i>Маслов Л.Б.</i> (Иваново, Санкт-Петербург, Российская Федерация), <i>Дмитрюк А.Ю.</i> (Иваново, Российская Федерация), <i>Жмайло М.А., Коваленко А.Н.</i> (Санкт-Петербург, Российская Федерация). Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при ходьбе	414
<i>Батышева Т.Т., Письменная Е.В., Петрушанская К.А.</i> (Москва, Российская Федерация), <i>Писарева М.В., Ковина М.В.</i> (Ярославль, Российская Федерация). Получение персонифицированных моделей желудка человека после рукавной гастропластики: результаты моделирования и экспериментов.....	434
<i>Шитова Е.С., Герегей А.М., Суворов В.Г.</i> (Москва, Российская Федерация), <i>Сотин А.В.</i> (Пермь, Российская Федерация), <i>Моисеев Ю.Б.</i> (Москва, Российская Федерация), <i>Кручинский Н.Г.</i> (Пинск, Республика Беларусь). Влияние локального мышечного утомления на биомеханические и вязкоупругие характеристики скелетных мышц	444
Содержание тома 25.....	456
Разделы биомеханики и ответственные за них.....	463
Порядок представления и оформления статей в Российский журнал биомеханики.....	464

CONTENTS

<i>Dol A.V., Ivanov D.V., Bakhmetev A.S., Kireev S.I.</i> (Saratov, Russian Federation), <i>Maystrenko D.N., Edinova M.V., Rykova A.Yu.</i> (Saint-Petersburg, Russian Federation). Influence of the internal carotid arteries stenosis on the hemodynamics of the circle of Willis communicating arteries: a numerical study.....	356
<i>Bauer S.M., Venatovskaya L.A., Kachanov A.B., Kornikov V.V.</i> (Saint-Petersburg, Russian Federation). Mathematical models of laser correction of myopia by LASIK, SMILE and PRK methods.....	369
<i>Ivanova O.P.</i> (Volgograd, Russian Federation). Location of the teeth in the space of the occlusal sphere of patients with different types of structure of the gnatic part of the face.....	376
<i>Nopin S.V., Koryagina Yu.V., Ter-Akopov G.N., Abutalimova S.M.</i> (Essentuki, Russian Federation). Dynamics of muscle electric activity parameters and maximum power characteristics in different phases of performance of weightlifting snatch.....	383
<i>Rozhkov A.N.</i> (Moscow, Russian Federation). Elasticity and relaxation properties of oral fluid.....	393
<i>Urakov A.L., Urakova N.A.</i> (Izhevsk, Russian Federation). COVID-19: intrapulmonary injection of hydrogen peroxide solution eliminates hypoxia and normalizes respiratory biomechanics.....	406
<i>Maslov L.B.</i> (Ivanovo, Saint-Petersburg, Russian Federation), <i>Dmitryuk A.Y.</i> (Ivanovo, Russian Federation), <i>Zhmaylo M.A., Kovalenko A.N.</i> (Saint-Petersburg, Russian Federation). Finite element analysis of the stress state of the hip joint endoprosthesis while walking.....	414
<i>Batysheva T.T., Pismennaya E.V., Petrushanskaya K.A.</i> (Moscow, Russian Federation), <i>Pisareva M.V., Kovina M.V.</i> (Yaroslavl, Russian Federation). Peculiarities of the biomechanical and innervative structure of walking of healthy children of the early age.....	434
<i>Shitova E.S., Geregey A.M., Suvorov V.G.</i> (Moscow, Russian Federation), <i>Sotin A.V.</i> (Perm, Russian Federation), <i>Moiseev Yu.B.</i> (Moscow, Russian Federation), <i>Kruchinsky N.G.</i> (Pinsk, Republic of Belarus). Effect of local muscle fatigue on biomechanical and viscoelastic properties of skeletal muscles.....	434
Contents of volume 25.....	456
Units of biomechanics and responsible for them.....	463
Instructions for the authors.....	464