

УДК 612.816+612.73/.74

# ИЗМЕНЕНИЕ АРХИТЕКТУРЫ И ФУНКЦИИ ТРЕХГЛАВОЙ МЫШЦЫ ГОЛЕНИ У ЧЕЛОВЕКА ВО ВРЕМЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННОЙ ТРЕНИРОВКИ В УСЛОВИЯХ МЕХАНИЧЕСКОЙ РАЗГРУЗКИ

Ю.А. КОРЯК

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ НАУЧНЫЙ ЦЕНТР РФ  
– ИНСТИТУТ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ  
ПРОБЛЕМ РАН

Исследовали влияние «сухой» водной иммерсии (ИМ) продолжительностью 7 сут и с использованием поверхностной низкочастотной функциональной электромиостимуляции (ФЭМС) на архитектуру медиальной икроножной мышцы (МИМ), латеральной икроножной мышцы (ЛИМ) и камбаловидной мышцы (КМ) у группы испытуемых мужчин-добровольцев. ФЭМС мышц нижних конечностей проводили ежедневно по 3 ч в день. Внутренняя архитектура МИМ, ЛИМ и КМ (длина, угол перистости волокон) в условиях *in vivo* определялась методом ультразвукового сканирования при угловых позициях в голеностопном суставе  $-15^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $+15^\circ$  и  $+30^\circ$  с углом в коленном суставе  $90^\circ$ . Визуализация мышц осуществлялась в условиях покоя и при усилии 50 % от максимальной произвольной силы. До ИМ в пассивном состоянии длина волокон в МИМ, ЛИМ и КМ изменялась от 36, 47 и 39 мм (угол голеностопного сустава  $-15^\circ$ ) до 27, 31 и 28 мм (угол голеностопного сустава  $+30^\circ$ ), а угол наклона волокон изменился от  $31^\circ$ ,  $20^\circ$  и  $23^\circ$  до  $49^\circ$ ,  $29^\circ$ , и  $34^\circ$ , соответственно. После ИМ с ФЭМС в пассивном состоянии длина волокон в МИМ, ЛИМ и КМ уменьшалась на 16, 37 и 24%, а угол наклона волокон увеличился на 38, 35, и 34%, соответственно. Максимальный суставной момент, развиваемый трехглавой мышцей голени, увеличился в среднем на 11,3%. Изменения угла перистости и длины волокон отражают снижение числа последовательно и параллельно соединенных саркомеров.

**Ключевые слова:** ультрасонография, электромиостимуляция, иммерсия, архитектура мышцы, икроножные мышцы и камбаловидная мышца.

Пребывание в условиях пониженной гравитационной нагрузки, как известно, сопровождается снижением жесткости мышц [6, 7] и силы сокращения

## ARCHITECTURAL AND FUNCTIONAL FEATURES OF HUMAN TRICEPS SURAE MUSCLES DURING ELECTROSTIMULATION TRAINING IN CONDITIONS OF MECHANICAL UNWEIGHTING

YU.A. KORYAK

Investigated influence of low-frequency functional electrostimulation (FES) on architecture of the medial (MG) and lateral (LG) gastrocnemius and soleus (SOL) muscles at group of men-volunteers, taking place in conditions of the reduced gravitational loading caused by influence «dry» water immersion during 7 day. During time exposition examinees daily on 3 h in day carried out FES of muscles of the bottom low limb. The ankle was positioned at  $15^\circ$  dorsiflexion ( $-15^\circ$ ) and  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ , and  $30^\circ$  plantar flexion, with the knee set at  $90^\circ$ . Ultrasonic images of the MG and LG, and SOL were obtained while the subject was relaxed (passive) and performed 50% maximal isometric plantar flexion (active). At a passive condition up to an exposition the fascicle lengths changed from 36, 47, and 39 mm (ankle  $-15^\circ$ ) up to 27, 31, and 28 mm (ankle  $+30^\circ$ ); angles fascicle has changed from  $31^\circ$ ,  $20^\circ$ , and  $23^\circ$  up to  $49^\circ$ ,  $29^\circ$ , and  $34^\circ$  in the MG, LG and SOL, respectively. After an exposition with FES in a passive condition the fascicle lengths decreased on 16, 37, and 24%; angles fascicle has increased on 38, 35, and 34% in the MG, LG and SOL, respectively. Maximal torque moment increased by average 11,3%. The trained muscles have shown essential changes in angles and length of fascicles, assuming, that the architecture of muscles really changes, reflecting in the greater degree an atrophy of a muscle.

**KEYWORDS:** ultrasonography, electrical stimulation, immersion, architecture of a human muscle, medial gastrocnemius, and lateral gastrocnemius and soleus muscles.

[4, 5, 7], суставной чувствительности [13], нарушением координации движений [1], рефлекторных механизмов [22] и изменением порядка рекрутирования

двигательных единиц [2, 26]. Главным фактором, ответственным за эти изменения, является устранение проприоцептивной информации от мышц и сухожилий в ответ на отсутствие механической нагрузки. В этой связи, основной мишенью для действия функциональной разгрузки являются антигравитационные мышцы разгибатели бедра и стопы, но особенно стопы [1], вероятно, из-за большей механической загруженности в нормальных гравитационных условиях. Более того, под влиянием микрогравитации отмечается непропорционально большее снижение силы сокращения мышцы по сравнению с ее размером/объемом [20], что указывает на существование других факторов, которые вносят вклад в «слабость» мышц, кроме общепризнанной атрофии. Важным детерминантом функциональных характеристик мышцы (максимальная сила, скорость сила и длина сила) является ее внутренняя архитектура [15, 24]. Отсутствие информации относительно изменений архитектуры мышц ставит под угрозу механическую продукцию мышцы.

Целью настоящего исследования было сравнение степени изменения сократительных свойств трехглавой мышцы голени (ТМГ), архитектуры МИМ, ЛИМ и КМ у человека после механической разгрузки с использованием функциональной ФЭМС.

## МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛ

### Испытуемые и «сухая» водная иммерсия

В исследовании приняли участие 6 мужчин добровольцев возрастом  $22.8 \pm 0.8$  лет, ростом и массой  $1.84 \pm 0.1$  м и  $79.3 \pm 4.2$  кг, соответственно. Отбор испытуемых базировался на анализе их истории болезни, биохимического анализа крови и электрокардиограммы в покое и при выполнении велоэргометрического нагрузочного теста. Все испытуемые клинически были оценены как здоровые, не употребляли медикаментозных средств и были некурящими.

После полной информации о процедурах и задачах исследования все испытуемые дали письменное согласие на участие в нем и программа исследований была одобрена комиссией по биомедицинской этике при ГНЦ РФ – ИМБП РАН. Все экспериментальные процедуры были выполнены в соответствии с Хельсинкской Декларацией 1975 г. по правам человека на участие в эксперименте в качестве испытуемого.

Для функциональной разгрузки мышечного аппарата использовали модель «сухой» водной иммерсии – ИМ [9] продолжительностью 7 суток. Во время ИМ испытуемый оставался в горизонтальном положении при приеме пищи, санитарно-гигиенических процедурах и сна. Более того, испытуемый на протяжении 24 часов находился под медицинским наблюдением.

Сократительные свойства ТМГ исследовали за 5–3 дней до начала эксперимента и после подъема из иммерсионной среды и протокол испытания был идентичен.

## ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СТИМУЛЯЦИЯ

*Принцип тренировки.* ФЭМС мышц нижних конечностей осуществлялась с использованием электростимуляторов «СТИМУЛ НЧ 01» (Россия), генерирующими двухполярные симметричные прямоугольные электрические импульсы длительностью 1 мс, частотой 25 Гц и амплитудой от 0 до 45 В. После подготовки кожи два слегка увлажненных «сухих» электрода («Axelgaard», USA) устанавливали на m. quadriceps femoris, m. hamstrings, m. tibialis anterior, m. peroneal и m. triceps surae. ФЭМС осуществлялась одновременно для всех мышц конечности, что предотвращало ее нежелательные движения. ФЭМС проводилась непосредственно при экспозиции испытуемого в иммерсионной ванне на протяжении 6 суток по 3 часа в день в режиме – 1 с сокращение и 2 с отдых.

## УЛЬТРАЗВУКОВОЕ СКАНИРОВАНИЕ

*Измерение суставного момента и угловая позиция сустава.* Для определения суставных моментов при выполнении произвольных изометрических сокращений ТМГ использовали изокинетический динамометр «Biodex» (USA). Измерения были выполнены на правой (ведущей) конечности испытуемого. Стопа конечности относительно жестко крепилась к платформе измеряемого устройства таким образом, чтобы ось вращения измеряемого устройства динамометра совмещалась с осью вращения голеностопного сустава (центр боковой лодыжки). Угол голеностопного сустава последовательно был установлен в позицию  $-15^\circ$  подошвенного сгибания,  $0^\circ$ ,  $+15^\circ$  и  $+30^\circ$  подошвенного разгибания. Затем в пассивном состоянии голеностопный сустав устанавливали в нейтральную анатомическую позицию и испытуемого просили по команде «сократить максимально сильно» выполнить максимальное произвольное изометрическое разгибание стопы (активное состояние) и регистрировали максимальный суставной момент (изометрическое максимальное произвольное сокращение – МПС).

*Измерение длины, угла перистости волокна и толщины мышцы.* Для исследования мышечной архитектуры использовали В режим изображения ультразвуковой системы «SonoSite MicroMaxx» (USA) с электронным линейным датчиком 7.5 МГц. Длина (L) и угол ( $\theta$ ) перистости волокон МИМ, ЛИМ и КМ были измерены в условиях in vivo в покое (пассивное состояние) и при усилии 50% МПС (активное состояние). В каждой позиции были получены продольные ультразвуковые изображения МИМ, ЛИМ и КМ на уровнях соответствующих 30% (МИМ и ЛИМ) и 50% (КМ) расстояния между подколенной складкой и центром боковой лодыжки.

L волокна мышц определялась как расстояние между местом прикрепления волокна у поверхностно-

го апоневроза до места вхождения его в глубокие слои апоневроза мышцы [14].

Θ перистости волокон мышц определялся как угол, создаваемый линией, проведенной от точки прикрепления волокна у поверхностного слоя апоневроза к месту прикрепления волокна к глубокому слою апоневроза [25].

Толщина мышц определялась по формуле:

$$\text{толщина мышцы} = L \times \sin \alpha,$$

где  $L$  и  $\alpha$  – каждой мышцы определялись ультразвуком.

Показателем внутреннего укорочения волокна ( $\Delta L_{\text{мышца}}$ ) при сокращении мышцы может быть разница между  $L$  и  $\Theta$  перистости волокна в активном по сравнению с пассивным состоянием мышцы [21]. Степень  $\Delta L_{\text{мышца}}$  определялась по формуле:

$$\Delta L_{\text{мышца}} = l_{\text{п}} \times \cos \Theta_{\text{п}} - l_{\text{у}} \times \cos \Theta_{\text{у}},$$

где  $l_{\text{п}}$  и  $l_{\text{у}}$  – длина волокна в условиях покоя и при усилении (50 % МПС);  $\Theta_{\text{п}}$  и  $\Theta_{\text{у}}$  – угол наклона волокна в условиях покоя и при усилении (50% МПС).

Ультразвуковые изображения записывались на жесткий диск ультразвуковой системы для дальнейшего анализа с использованием пакета программ «Dr. ReallyVision» (ООО «Альянс Холдинг», Россия).

## СТАТИСТИКА

При обработке результатов исследования применяли общепринятые статистические методы с определением средней и стандартной ошибки средней ( $M \pm m$ ). Достоверность различий оценивали с помощью параметрического  $t$ -критерия Стьюдента и уровень достоверности  $p < 0.05$  признавался как существенный.

Ю. А. КОРЯК  
ИЗМЕНЕНИЕ АРХИТЕКТУРЫ И ФУНКЦИИ  
ТРЕХГЛАВОЙ МЫШЦЫ ГОЛЕНИ У ЧЕЛОВЕКА ВО  
ВРЕМЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННОЙ ТРЕНИРОВКИ  
В УСЛОВИЯХ МЕХАНИЧЕСКОЙ РАЗГРУЗКИ

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Изменение максимальной мышечной силы

МПС ТМГ после ИМ с ФЭМС у всех испытуемых увеличилась в среднем на 11.3 % ( $150 \pm 17.3$  против  $167 \pm 6.7$  Н) и лишь у одного – незначительно (на 9.6 %) уменьшилась ( $155$  против  $140$  Н)

### Архитектурная характеристик в условиях покоя

Толщина МИМ, ЛИМ и КМ в условиях покоя (~18, 16 и 15 мм, соответственно) значительно не изменялась в ответ на изменения  $L$  мышцы при изменении угла в голеностопном суставе (рис. 1).

Θ перистости и  $L$  волокон во всех трех мышцах в покое были зависимы от угла голеностопного сустава (табл. 1). Так, когда угол в голеностопном суставе увеличивался от  $-15^\circ$  до  $+30^\circ$ , то Θ перистости в МИМ увеличился от  $31 \pm 2.8$  до  $49 \pm 1.7^\circ$  (58 %,  $p < 0 \times 01$ ), в ЛИМ – от  $20 \pm 2.1$  до  $28.5 \pm 1.6^\circ$  (43 %,  $p < 0 \times 05$ ) и в КМ – от  $22.8 \pm 1.4$  до  $34 \pm 2.2^\circ$  (49 %,  $p < 0 \times 01$ ) (рис. 2).

При увеличении угла в голеностопном суставе от  $-15^\circ$  до  $+30^\circ$  во всех трех мышцах

$L$  волокна уменьшилась: в МИМ от  $36 \pm 1.2$  до  $27 \pm 2.1$  мм (25 %,  $p < 0 \times 01$ ), в ЛИМ от  $46.8 \pm 0.6$  до  $31.2 \pm 1.9$  мм (33 %,  $p < 0 \times 01$ ) и в КМ от  $39.2 \pm 1.2$  до  $28.2 \pm 2.0$  мм (28 %,  $p < 0 \times 01$ ) (рис. 2).

### Архитектурные характеристики после иммерсии

Во всех трех мышцах после ИМ Θ перистости и  $L$  волокон были зависимы от угла голеностопного сустава (табл. 1, рис. 2). Так, когда угол в голеностопном суставе увеличивался от  $-15^\circ$  до  $+30^\circ$ , то Θ перистости в МИМ увеличился от  $26 \pm 2.8$  до  $36 \pm 2.8^\circ$  (38%,  $p < 0.05$ ), в ЛИМ – от  $15 \pm 1.4$  до  $20.2 \pm 1.0^\circ$  (35 %,  $p < 0.05$ ) и в КМ – от  $18.5 \pm 1.6$  до  $24.8 \pm 1.7^\circ$  (34 %,  $p < 0.01$ ) (рис. 2).

При увеличении угла в голеностопном суставе от  $-15^\circ$  до  $+30^\circ$  во всех трех мышцах

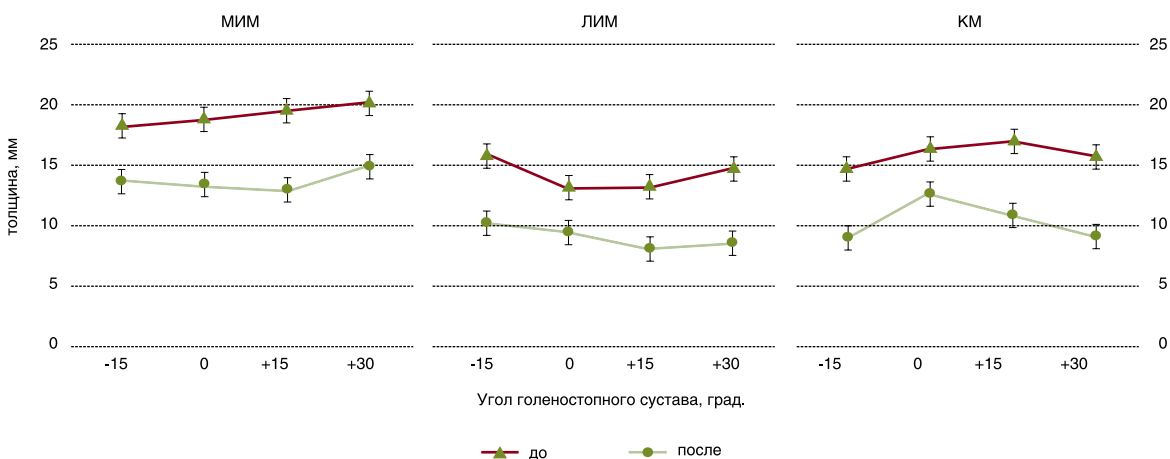


РИС. 1.

Изменение толщины МИМ, ЛИМ и КМ как функция угла в голеностопном суставе

ТАБЛИЦА 1.

Угол перистости и длина волокон в МИМ, ЛИМ и КМ

Мышца / Угловая позиция	до	после	$\Delta$ , %
<b>Длина волокна, мм</b>			
<b>МИМ</b>			
-15	35 ± 1	30 ± 2	15
0	32 ± 2	28 ± 1	12
15	30 ± 2	26 ± 3	13
30	27 ± 2	25 ± 2	5
<b>ЛИМ</b>			
-15	47 ± 1	40 ± 1	14
0	36 ± 2	31 ± 2	13
15	32 ± 2	25 ± 2	22
30	31 ± 2	25 ± 3	19
<b>КМ</b>			
-15	39 ± 1	29 ± 3	26
0	36 ± 3	32 ± 2	13
15	34 ± 1	28 ± 2	17
30	28 ± 2	22 ± 2	21
<b>Угол перистости, °</b>			
<b>МИМ</b>			
-15	31 ± 3	26 ± 3	15
0	37 ± 3	29 ± 2	22
15	42 ± 5	32 ± 4	25
30	49 ± 2	36 ± 3	26
<b>ЛИМ</b>			
-15	20 ± 2	15 ± 1	24
0	22 ± 2	18 ± 1	20
15	22 ± 1	18 ± 2	19
30	28 ± 2	20 ± 1	29
<b>КМ</b>			
-15	23 ± 1	18 ± 2	19
0	28 ± 2	24 ± 3	16
15	30 ± 2	22 ± 3	26

$L$  волокна уменьшилась: в МИМ от  $30.2 \pm 1.7$  до  $25.5 \pm 1.9$  мм (16%), в ЛИМ от  $40.2 \pm 0.6$  до  $25.2 \pm 2.9$  мм (37%,  $p < 0.01$ ) и в КМ от  $29.2 \pm 2.9$  до  $22.2 \pm 2.1$  мм (24%,  $p < 0.05$ ) (рис. 2).

#### Архитектурные характеристики во время развития градуируемой силы

Изменение  $\Theta$  перистости и  $L$  волокон, как функция угла голеностопного сустава  $90^\circ$ , при переходе от условий покоя к усилию 50% от МПС представлено в табл. 2.

$\Theta$  перистости и  $L$  волокон уменьшались как функция интенсивности сокращения во всех трех мыш-

цах.  $\Theta$  волокон в МИМ, ЛИМ и КМ постепенно уменьшался с  $49 \pm 1.4$  до  $40.5 \pm 2.4^\circ$  (17%,  $p < 0.01$ ), от  $26.2 \pm 1.8$  до  $20.5 \pm 1.9^\circ$  (22%,  $p < 0.05$ ) и от  $36 \pm 5.3$  до  $29.8 \pm 3.9^\circ$  (17%), соответственно (табл. 2). Постепенно уменьшалась и  $L$  волокон: в МИМ с  $26.3 \pm 2.6$  до  $21.5 \pm 1.9$  мм (18%), в ЛИМ – от  $36 \pm 2.9$  до  $28.2 \pm 2.2$  мм (22%,  $p < 0.05$ ) и в КМ – от  $32.2 \pm 2.2$  до  $25.5 \pm 2.1$  мм (21%,  $p < 0.05$ ), соответственно (табл. 2, рис. 2).

Анализ средних величин  $\Theta$  перистости,  $L$  волокон и толщины мышц в условиях покоя и при усилии 50% МПС обнаружил, что переход от условий расслабления к усилию толщина МИМ уменьшилась (несущественно) приблизительно в 5 мм, но толщина ЛИМ и КМ уменьшилась от 13 до 9 мм (31%,  $p < 0.01$ ) и от 17 до 13 мм (несущественно), соответственно (табл. 2).

#### СРАВНЕНИЕ МЕЖДУ ФАКТИЧЕСКИМИ И АРХИТЕКТУРНЫМИ ИЗМЕНЕНИЯМИ ПОСЛЕ ИМ

**$\Theta$  перистости во время усилия.** После ИМ  $\Theta$  перистости в МИМ, ЛИМ и КМ во время усилия 50% МПС отличался на  $8.9^\circ$  (17.3%,  $p < 0.05$ ),  $5.7^\circ$  (21.8%,  $p < 0.05$ ) и  $6.2^\circ$  (17.2%,  $p < 0.05$ ), соответственно, от соответствующих фактических величин (табл. 2). В МИМ  $\Theta$  перистости были выше, чем соответствующие фактические величины при усилении с интенсивностью 50% МПС, но в ЛИМ и КМ величины были систематически меньше, чем соответствующие фактические величины.

**$L$  волокон во время усилия.** Величина  $L$  волокон МИМ, ЛИМ и КМ во время усилия 50% МПС отличалась на 4.8 мм (18.2%,  $p < 0.01$ ), 7.8 мм (21.7%,  $p < 0.01$ ) и 6.7 мм (20.8%,  $p < 0.01$ ), соответственно, от соответствующих фактических величин (табл. 2).

#### ВНУТРЕННЕЕ УКРОЧЕНИЕ ВОЛОКОН

Более короткие  $L$  и более крутые  $\Theta$  перистости волокон при активном по сравнению с пассивным состоянием показывают степень внутреннего укорочения волокон во время сокращения. До ИМ  $L$  мышцы МИМ составила 7.9 мм, а после ИМ уменьшилась и составила 7.8 мм, в КМ 5.9 против 5.6 мм. Существенное увеличение  $\Delta L_{\text{мышца}}$  было обнаружено в ЛИМ – от 0.9 до 3.3 мм.

#### ОБСУЖДЕНИЕ

Настоящее исследование впервые описывает изменение архитектуры разных головок ТМГ у человека (МИМ, ЛИМ и КМ) в условиях *in vivo* в покое и во время градуируемого изометрического подошвенного сгибания (50% МПС). Результаты, полученные в условиях *in vivo*, показывают, что архитектура МИМ, ЛИМ и КМ у человека существенно изменяется и как функция угла голеностопного сустава в покое и как функция силы, развиваемой во время изометрических сокращений при установленном суставном угле. В по-

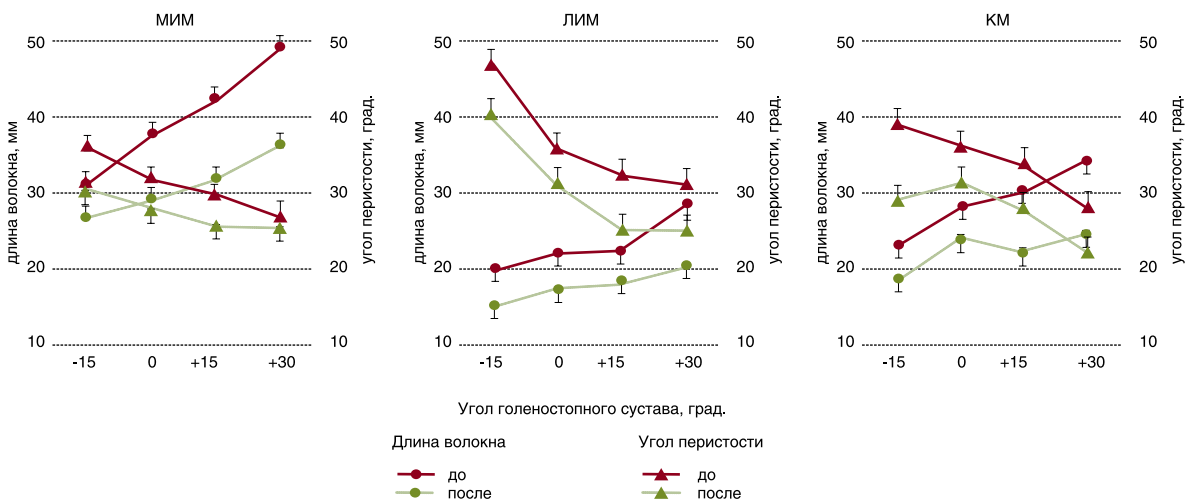


Рис. 2.

Архитектура трехглавой мышцы голени. Изменение длины и угла перистости волокон МИМ, ЛИМ и КМ как функция угла в голеностопном суставе

ТАБЛИЦА 2.

Угол (Θ) перистости, длина (L) волокон и толщина (H) мышц в покое и при усилии 50% МПС до и после механической разгрузки с применением электромиостимуляционной тренировки

Мышца / условия	Θ ср. (град.)		L (мм)		H (мм)	
	до	после	до	после	до	после
<b>МИМ</b>						
покой	37 ± 3	29 ± 2	32 ± 2	28 ± 1	19 ± 2	14 ± 1
50 % МПС	49 ± 1†	41 ± 2†	26 ± 3	22 ± 2†	20 ± 2	14 ± 1
<b>ЛИМ</b>						
покой	22 ± 2	18 ± 1	36 ± 2	31 ± 2	13 ± 2	10 ± 1
50 % МПС	26 ± 2	21 ± 3	36 ± 3	28 ± 2	16 ± 2	10 ± 1
<b>КМ</b>						
покой	28 ± 3	24 ± 3	36 ± 3	32 ± 2	17 ± 1	13 ± 1
50 % МПС	36 ± 5†	30 ± 4†	32 ± 2	26 ± 2	19 ± 1	12 ± 1

† P < 0.05

кое, когда изменяется угол голеностопного сустава от -15 до +30°, угол перистости волокон МИМ увеличивается от 31 до 49°, ЛИМ — от 20 до 28,5° и КМ — от 22,8 до 34°; а длина волокон МИМ уменьшается от 35,5 до 26,8 мм, ЛИМ — от 46,8 до 31,2 мм, и КМ — от 39,2 до 28,2 мм. Эти результаты показывают, что длина и угол перистости волокон ТМГ у человека не остаются постоянными при изменяющейся длине мышцы [18, 21]. В настоящем исследовании при пассивном изменении угла в голеностопном суставе от -15 до +30° уменьшение длины волокон мышц предполагает, что волокна мышцы с увеличивающимися углами го-

леностопного сустава прогрессивно ослабевают [18]. Используя ультразвук, Ichinose et al. [18] показали, что в условиях покоя ослабление волокон мышцы является функцией угла коленного сустава. Авторы отметили, что, когда угол в коленном суставе составляет 180°, т.е. отмечается полное разгибание колена, волокна мышцы значительно ослаблены, поскольку они уменьшаются примерно до 35% своей длины, составляя величину сокращения лишь 10% МПС. В настоящем исследовании уменьшение длины волокна от -15 до +30° при пассивном изменении угла также предполагает, что волокна мышцы стали прогрессивно слабыми с увеличивающимися углами в голеностопном суставе.

В настоящем исследовании показано, что переход от условий покоя к усилию 50% МПС угол перистости волокон МИМ увеличивается от 37,2 до 49,0°, а длина волокна уменьшается с 31,5 до 26,9 мм; угол перистости волокон ЛИМ увеличивается от 21,8 до 26,2°, а длина волокна немного увеличивается с 35,8 до 36,0 мм, в КМ угол перистости увеличивается от 28,2 до 36,0 мм, а длина волокна уменьшается с 36,2 до 32,2 мм без существенного изменения в расстоянии между апоневрозами. Полученные данные хорошо согласуются с предсказаниями Gans и Vock [15], согласно которым «...увеличение перистости подготавливает, чтобы волокна дали компенсацию за изменение в угле волокна во время сокращения...».

Целью настоящего исследования было попытаться объяснить влияние хронической разгрузки на механические свойства мышц человека и оценить вклад «электрической» тренировки, выполненной во время разгрузки на сократительные свойства ТМГ. Наши результаты показывают, что дефицит механической нагрузки или иначе функциональная разгрузка мы-

шечного аппарата вызывает снижение структурных и увеличение сократительных свойств ТМГ у человека и, хотя используемый режим тренировки/упражнений (ФЭМС) действительно уменьшал отрицательное влияние функциональной разгрузки, но полностью их не предотвратил. Настоящее исследование можно считать уникальным в терминах продолжительности разгрузки с использованием ФЭМС.

Многие исследования показывают, что отсутствие весовой нагрузки вызывает изменение механических свойств мышц [1, 4, 5, 10, 20]. Гравитационная разгрузка, в частности вызванная ИМ, сопровождается изменениями порядка рекрутирования двигательных единиц (ДЕ) во время произвольного изометрического сокращения [2, 26]. Порядок рекрутирования ДЕ полностью не установлен, будучи переменным при различных условиях, но одним из основных факторов, управляющих порядком рекрутирования ДЕ и являющимся наиболее важным – это вклад афферентного входа от проприорецепторов к мотонейронам, особенно при произвольном сокращении мышцы. Невесомость освобождает мышцы от ее весовой задачи и это должно уменьшить входы (вклад) проприорецепторов от веретен и сухожилия мышцы.

Основной результат работы в том, что после ИМ с ФЭМС МПС ТМГ увеличилась (~11%), тогда как предыдущие исследования показали, что отсутствие физической тренировки уменьшает МПС более чем на 50% [46] и  $P_0$  – больше, чем на 30% [4]. Эффективность ФЭМС в существенном увеличении сократительных свойств мышц в относительно короткий срок показана ранее [3]. В настоящем исследовании незначительное увеличение силы сокращения мышц у испытуемых возможно определяется тем, что, в среднем, интенсивность применяемых стимуляционных импульсов во время ФЭМС была недостаточной для активации малых ДЕ глубоко расположенных в мышце.

Известно, что когда сила сокращения мышцы прогрессивно увеличивается, то малые мотонейроны быстрее активируются, чем большие клетки [12]. Малые ДЕ состоят из медленносокращающихся волокон типа I, а большие – из быстросокращающихся типа II. При субмаксимальных произвольных сокращениях волокна ДЕ типа I активируются синоптическим потоком, оканчивающимся на моторном нейроне. Ситуация полностью отличается в сокращениях, вызванных ФЭМС, поскольку в этом случае волокна ДЕ активируются электрическим током, который применен внеклеточно к окончаниям нерва, и большие мотонейроны с более низким аксональным входным сопротивлением становятся более легковозбудимыми [11]. Фактически, когда стимул применен снаружи клетки, электрический ток сначала должен поступить через мембрану прежде, чем деполяризуется клетка, но внеклеточная среда шунтирует ток и меньшие ДЕ не будут активированы во время субмаксимальной ФЭМС

из-за более их высокого аксонального входного сопротивления. Поэтому меньшие ДЕ не тренируются при субмаксимальной ФЭМС, но когда используется электрическое возбуждение высокой интенсивности, большой силы стимулирующего импульса, ФЭМС будет более эффективным упражнением [28].

Увеличение МПС сопровождалось изменениями внутренней архитектуры МИМ, ЛИМ и КМ, которая была частично предотвращена тренировочными воздействиями ФЭМС. После иммерсии с ФЭМС длина и угол перистости волокон уменьшаются, и это предполагает потерю последовательно и параллельно соединенных саркомеров, соответственно. Функциональным следствием уменьшения длины волокна может быть уменьшение степени укорочения волокна во время сокращения. Потеря последовательно соединенных саркомеров предполагает, что это отразится на характеристических кривых сила–длина и сила–скорость мышцы. Обнаруженный меньший угол перистости волокна во время сокращения мышцы после ИМ с ФЭМС, очевидно, частично компенсирует потерю силы, которая является постоянным «спутником» гравитационных мышц при разгрузке из-за более эффективной передачи силы к сухожилию, развиваемой волокнами. Уменьшенный начальный угол перистости волокон в покое, вероятно, при сокращении увеличится и уменьшит жесткость сухожилия или мышечно-сухожильного комплекса мышцы, что подтверждается в существенном увеличении  $\gamma$ Лмышцы во время сокращения после ИМ (например, ЛИМ с 0.9 до 3.3 мм). Это наблюдение подтверждается ранее полученными результатами [23]. Более того, снижение числа последовательно соединенных саркомеров позволяет предположить, что величина развиваемого волоконном сокращения будет сниженной [27].

Толщина МИМ, ЛИМ и КМ тренируемой конечности уменьшилась после ИМ с ФЭМС. Этот результат подрывает утверждение, что степень атрофии мышц определяется относительным количеством медленносокращающихся волокон мышцы, т.к. МИМ и ЛИМ имеет относительно более высокий процент быстросокращающихся волокон [19]. Уменьшение толщины МИМ и ЛИМ вызывает крайнее противоречие, поскольку мышцы во время разгрузки тренировались. Причина этого неясна и указывает, что требуется специфическая (высокоинтенсивная) тренировка для сохранения (или, по крайней мере, поддержания) сократительных свойств и архитектуры скелетных мышц во время механической разгрузки.

С другой стороны, увеличение МПС после ИМ с ФЭМС позволяет предположить, что ФЭМС является дополнительным афферентным раздражителем [8], что увеличивает афферентный поток от проприорецепторов веретен и сухожилия мышцы. После входа в спинной мозг сенсорный залп дополнительно рекрутирует спинальные мотонейроны, что способствует

увеличению частоты импульсации клеток. Это рекрутирование совместимо с развитием постоянных внутренних токов в спинальных или межнейронных мотонейронах [16]. Постоянные внутренние токи ведут к поддержанию некоторого уровня деполяризации («удлинение» плато возбуждения), и в связи с этим, становится совершенно понятным, что они играют важную роль в регулировании частоты импульсации клетки в нормальных условиях [16, 17]. Таким образом, повышенная корковая возбудимость стимулирует ЦНС и облегчает корковую активность при произвольной активации исследуемой группы мышц.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что, во-первых, архитектура разных головок ТМГ значительно разнится, отражая, вероятно, их функциональные роли, во-вторых, различные изменения длины и угла перистости волокон разных мышц, вероятно, связаны с различиями в способности развить силу и в упругих характеристиках сухожилий или мышечно-сухожильного комплекса мышц. Наконец, в-третьих, ФЭМС оказывает тренировочное воздействие на мышцы, частично уменьшает глубину, скорость снижения силы сокращения и атрофические процессы, вызванные разгрузкой.

### БЛАГОДАРНОСТЬ

Автор выражает благодарность М.М. Кузьминой, врачу высшей категории за выполненные ультразвуковые исследования, В.М. Коваленко за предоставление ультразвуковой системы, Н.Н. Химорода, за техническое обеспечение при работе с изокинетическим динамометром, а также медицинскому персоналу и многочисленным неназванным сотрудникам, которые помогали в осуществлении нашего исследования, всем испытуемым, которые любезно согласились участвовать в исследовании, без участия которых невозможно было бы получить фактический материал.

Особую благодарность авторы выражает И.В. Бережинскому за разработку пакета программного обеспечения для обработки ультразвуковых изображений.

### ЛИТЕРАТУРА

1. ГРИГОРЬЕВА А.С., КОЗЛОВСКАЯ И.Б. Влияние 7-суточной иммерсионной гипокинезии на характеристики точностных движений // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1985. Т. 19. С. 38–42.
2. КИРЕНСКАЯ А.В., КОЗЛОВСКАЯ И.Б., СИРОТА М.Г. Влияние иммерсионной гипокинезии на характеристики ритмической активности двигательных единиц // Физиол. человека. 1986. Т. 12. С. 627–632.
3. КОРЯК Ю. Тренировочный эффект высокочастотной электрической стимуляции на переднюю большеберцовую мышцу у человека. I. Влияние на мышечную силу и площадь поперечного сечения. // Физиол. человека. 1993. Т. 19, № 1. С. 19–26.
4. КОРЯК Ю. Адаптация скелетных мышц человека к изменению нагрузки. Экспериментальное исследование // LAM LAMBERT Acad. Publ. GmbH & Co. KG. Germany, 2011. 402 с.
5. КОРЯК Ю.А. Нервно-мышечная адаптация к кратковременным и продолжительным космическим полетам человека // Международная космическая станция. Российский сегмент (ред. Григорьев А.И., Ушаков И.Б. М.). М.: ИМБП РАН, 2011. Т. 2. С. 93–123.
6. КОРЯК Ю.А. Сократительные свойства и мышечно-сухожильная жесткость трехглавой мышцы голени и их изменения в результате продолжительного постельного режима // Физиол. ж. 2012. Т. 52. С. 66–79.
7. КОЗЛОВСКАЯ И.Б., ГРИГОРЬЕВА Л.С., ГЕВЛИЧ Г.И. Сравнительный анализ влияний невесомости и ее моделей на скоростно-силовые свойства и тонус скелетных мышц человека // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1984. Т. 6. № 18. С. 22–26.
8. МАРТЪЯНОВ В.А., КОРЯК Ю.А. Повышение произвольной силы под действием дополнительно вызванных афферентных влияний // Физиол. журн. 1973. Т. 59. С. 1756–1760.
9. ШУЛЬЖЕНКО Е.В., ВИЛЬ-ВИЛЬЯМС И.Е. Возможности проведения длительной водной иммерсии методом «сухого» погружения // Косм. биол. и авиакосм. мед. 1976. № 10. С. 82–84.
10. АКИМА Н., КУВО К., КАНИХИСА Н. ET AL. Leg-press resistance training during 20 days of 6° head-down-tilt bed rest prevents muscle deconditioning // Eur. J. Appl. Physiol. 2000. V. 82. P. 30–38.
11. ALMEKINDERS L.C. Transcutaneous muscle stimulation for rehabilitation // Phys. Sportsmed. 1984. V. 12. P. 118–124.
12. BLAIR E., ERLANGER J. A comparison of the characteristics of axons through their individual electrical responses // Am. J. Physiol. 1933. V. 106. P. 524–564.
13. БОСК О. Joint position sense in simulated changed-gravity environments // Aviat. Space Environ. Med. 1994. V. 65. P. 621–626.
14. FUKUNAGA T., ICHINOSE Y., ITO M., KAWAKAMI Y. ET AL. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo // J. Appl. Physiol. 1997. V. 82. P. 354–358.
15. GANS C., БОСК W.J. The functional significance of muscle architecture – a theoretical analysis // Ergebn. Anat. Entwicklung. 1965. V. 38. P. 115–142.
16. GORASSINI M., YANG J.F., SIU M., BENNETT D.J. Intrinsic activation of human motoneurons: possible contribution to motor unit excitation // J. Neurophysiol. 2002. V. 87. P. 1850–1858.
17. HECKMAN C.J., GORASSINI M.A., BENNETT D.J. Persistent inward currents in motoneuron dendrites: implications for motor output // Muscle & Nerve. 2005. V. 31. P. 135–156.

18. **ICHINOSE Y., KAWAKAMI Y., FUKUNAGA T.** In vivo measurement of fascicle arrangement of human vastus lateralis muscle using ultrasound // XVth Cong. Inter. Soc. Biomech. (eds. Hakkinen K., Keskinen K.L., Komi P.V., Mero A.). Gummerus, Jyväskylä, Finland. 1995. P. 412–413.
19. **JOHNSON M.A., POLGAR J., WEIGHTMAN O., APPLETON O.** Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study // J. Neurol. Sci. 1973. V. 18. P. 111–129.
20. **KAWAKAMI Y., AKIMA H., KUBO K. ET AL.** Changes in muscle size, architecture and neural activation after 20 days of bed rest with and without countermeasures. // Eur. J. Appl. Physiol. 2001. V. 84. P. 7–12.
21. **KAWAKAMI Y., ICHINOSE Y., FUKUNAGA T.** Architectural and functional features of human triceps surae muscle during contraction // J. Appl. Physiol. 1998. V. 85. P. 398–404.
22. **KOZLOVSKAYA I., DMITRIEVA I., GRIGORIEVA L. ET AL.** Gravitational mechanisms in the motor system. Studies in real and simulated weightlessness. // Stance and Motion. Facts and Concepts. (eds. Gurfinkel V.S., Ioffe M.Ye., Massion J.). Plenum: New York, 1988. P. 37–48.
23. **KUBO K., AKIMA H., KOUZAKI M., ET AL.** Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed rest in humans // Eur. J. Appl. Physiol. 2000. V. 83. P. 463–468.
24. **LIEBER R.L., FRIEDEN J.** Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture // Muscle Nerve. 2000. V. 23. P. 1647–1666.
25. **NARICI M.V., BINZONI T., HILTBRAND E. ET AL.** In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction // J. Physiol. 1996. V. 496. P. 287–297.
26. **SUGAJIMA Y., MITARAI G., KOEDA M., MORITANI T.** Characteristic changes of motor unit activity in hip joint flexor muscles during voluntary isometric contraction during water immersion // J. Electromyog. Kinesiol. 1995. V. 6. P. 83–95.
27. **WILLIAMS P.E., CATANESE T., LUCEY E.G., GOLDS-PINK G.** The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. // J. Anat. 1988. V. 58. P. 109–114.
28. **WOO S.L., GOMEZ M.A., WOO Y.K., AKESON W.H.** Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. // Biorheology. 1982. V. 19. P. 397–408.

**Коряк Юрий Андреевич**,  
д.б.н., профессор, в.н.с. Государственного научного центра  
РФ – Института медико-биологических проблем РАН

☎ 123007, г. Москва, Хорошевское ш., д. 76-А,  
тел.: +7 (499) 193-74-43, e-mail: yurikoryak@mail.ru