

УДК 577.353, 534.6.08

## ИССЛЕДОВАНИЕ СПЕКТРОВ ЛОКАЛЬНЫХ МЫШЕЧНЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ПРИ КОРРЕЛИРОВАННЫХ И НЕКОРРЕЛИРОВАННЫХ ИЗОМЕТРИЧЕСКИХ МЫШЕЧНЫХ КОНТРАКТАЦИЯХ

**А.П. Полещук, А.С. Матченко, И.В. Скресанова, Д.А. Толстолужский,  
Е.А. Баранник**

*Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина, 61108, г. Харьков, пр. Курчатова, 31*

E-mail: barannik@pht.univer.kharkov.ua

Поступила в редакцию 3 января 2012 года

Принята 23 февраля 2012 года

В работе исследованы спектральные характеристики изометрических мышечных контракций плечелучевой мышцы предплечья человека *m. flexor digitorum profundus* при статическом нагружении. Полученные методом ультразвуковой доплеровской миографии спектры коррелированных и некоррелированных мышечных контракций сравнивались с результатами теоретической модели, которая учитывает вязкие свойства мышечной ткани, а также с результатами проведенного компьютерного моделирования, основанными на общепринятой в настоящее время теории «скольжения» филаментов. Обсуждаются физические механизмы, которые могут пояснить наблюдаемое отличие экспериментальных и модельных спектров мышечных контракций в низкочастотной области 5-20 Гц.

**Ключевые слова:** изометрические мышечные сокращения, плечелучевая мышца предплечья, ультразвуковая доплеровская миография, компьютерное моделирование, спектр перемещений.

## ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРІВ ЛОКАЛЬНИХ М'ЯЗОВИХ ПЕРЕМІЩЕНЬ ПРИ КОРЕЛЬОВАНИХ ТА НЕКОРЕЛЬОВАНИХ ІЗОМЕТРИЧНИХ М'ЯЗОВИХ КОНТАКТАЦІЯХ

**О.П. Полещук, О.С. Матченко, И.В. Скресанова, Д.О. Толстолужский, Е.О. Баранник**

*Харківський національний університет ім. В.Н.Каразіна, 61108, м. Харків, пр. Курчатова, 31*

В роботі досліджені спектральні характеристики ізометричних м'язових контракцій плечелучевого м'яза передпліччя людини *m. flexor digitorum profundus* при статичному навантаженні. Отримані методом ультразвукової доплерівської міографії спектри корельованих та некорельованих м'язових контракцій порівнювалися з результатами теоретичної моделі, що враховує в'язкі властивості м'язової тканини, а також із результатами проведенного комп'ютерного моделювання, що засновані на загальноприйнятій на теперішній час теорії «ковзання» філаментів. Обговорюються фізичні механізми, що можуть пояснити спостережувані відмінності експериментальних та модельних спектрів м'язових контракцій у низькочастотній області 5-20 Гц.

**КЛЮЧОВІ СЛОВА:** ізометричні м'язові скорочення, плечелучевий м'яз передпліччя, ультразвукова доплерівська міографія, комп'ютерне моделювання, спектр переміщень.

## STUDY OF LOCAL MUSCULAR DISPLACEMENT SPECTRA UNDER CORRELATED AND UNCORRELATED ISOMETRIC MUSCLE CONTRACTIONS

**A.P. Poleshchuk, A.S. Matchenko, I.V. Skresanova, D.A. Tolstoluzhsky, E.A. Barannik**

*V.N.Karazin Kharkiv National University, 61108, Kharkiv, Kurchatov av., 31*

Spectral characteristics of isometric muscle contractions of human brachioradial muscle *m. flexor digitorum profundus* under static loading were investigated. The spectra of correlated and uncorrelated muscle contractions received by means of a spectral Doppler musculoskeletal ultrasound method were compared with those received by means of computer simulation based on the common present-day theory of filament "slide" and also with the results of the theoretical model that takes into account the viscous properties of muscle tissue. The physical mechanisms which are capable to explain the observed differences between experimental and simulated spectra of muscle contractions at the low-frequency spectra region of 5-20 Hz were discussed.

**KEYWORDS:** isometric muscle contractions, human brachioradial muscle, ultrasound Doppler myography, computer simulation, displacement spectrum.

В настоящее время развиваются новые методы ультразвуковой доплеровской диагностики, целью которых является изучение вязкоупругих свойств мягких тканей, сердечно-сосудистой системы, мышечной активности и т.д. [1-5]. Развитие этих методов открывает широкие возможности для создания новых способов акустического мониторинга и оценки функционального состояния скелетных мышц и мышечных тканей различных органов человека [6-10]. В результате появляется все больше работ [6-8,11-14], в которых делаются попытки применения акустических и ультразвуковых доплеровских технологий для регистрации и отображения локальных сокращений скелетных мышечных тканей *in vivo*.

Ультразвуковые доплеровские технологии показали свою высокую эффективность и уже достаточно давно используются в клинической практике для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы [15]. В частности, ультразвуковые доплеровские методы позволяют с высокой точностью определять амплитудно-частотные характеристики вибраций сердечных структур и стенок сосудов [16,17], обусловленных мышечной активностью [8]. В работе [7,14] показано, что подобный метод, являющийся биомеханическим аналогом игольчатой электромиографии, может использоваться для регистрации и отображения изометрических контракций скелетных мышц. Предложенный в [14] метод ультразвуковой доплеровской миографии позволяет проводить локальные исследования состояния мышечной ткани на основе оценки спектральных характеристик ее сокращений.

Для реализации и развития клинически эффективного метода ультразвуковой доплеровской миографии требуются экспериментальные исследования и теоретический анализ различных изометрических мышечных сокращений и их спектральных характеристик. Основными задачами настоящей работы является экспериментальное исследование спектров коррелированных и некоррелированных изометрических мышечных сокращений и сравнение их с модельными спектрами, полученными на основании разработанной ранее теоретической модели [14,18], описывающей спектральные характеристики мышечных тканей при изометрическом сокращении. Физическая модель движения мышечного саркомера, положенная в основу компьютерного моделирования, учитывает силы вязкого трения, возникающие при движении филаментов и саркомера в целом [14,18-20].

## ОБЪЕКТЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Регистрация локальных изометрических сокращений мышечных волокон методом доплеровской миографии проводилась на плечелучевой мышце предплечья человека *m. flexor digitorum profundus*, которая выполняет функцию сгибания фаланг пальцев [13]. Непосредственно регистрируемой величиной была зависимость от времени величины суммарных перемещений, соответствующих локальным изометрическим мышечным колебаниям в измерительном объеме, формируемом зондирующими импульсами ультразвуковой системы.

Исследования были проведены с помощью ультразвуковой системы [21], которая позволяет регистрировать микронные перемещения мягких тканей фазовым доплеровским методом [22]. Ультразвуковая система была разработана фирмой «Радмир» (ДП ОАО НИИРИ) на базе коммерческого диагностического сканера UltimaPro. Цифровая обработка сигнала заключалась в выделении комплексного сигнала доплеровского отклика с последующим вычислением эффективного смещения ткани между двумя последовательными зондирующими импульсами. Алгоритм вычисления эффективных смещений ткани ранее использовался для исследования

вязко-упругих свойств мягких тканей [4,5,23] и термодеструкции тканей под действием мощных ультразвуковых пучков [24].

При исследовании сокращений мышечных волокон ультразвуковой преобразователь жестко закреплялся на определенной высоте под углом  $70^\circ$  к исследуемой плечелучевой мышце предплечья руки, положение которой также фиксировалось (рис. 1). Передвижение передатчика вдоль мышцы и выбор глубины зондирования позволяли выбирать оптимальное положение для получения сигнала отклика движущихся мышц.

В процессе экспериментов вначале регистрировались и записывались для дальнейшей спектральной обработки сигналы некоррелированных изометрических мышечных контракций, полученные от мышечного волокна, находящегося в расслабленном состоянии без нагрузки. Кроме того, проводилась регистрация и измерение величины коррелированных и некоррелированных изометрических мышечных контракций, возникающих при постоянной нагрузке на мышцу в 5 кг. В ходе эксперимента фиксировались результаты измерений для двух полностью здоровых волонтеров.

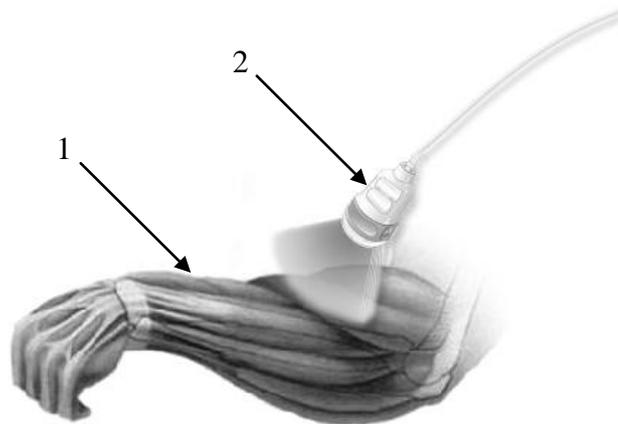


Рис. 1. Схема проведения эксперимента. 1 – рука; 2 – ультразвуковой преобразователь.

Длительность записи мышечных сокращений при изометрических мышечных контракциях составляла 4,02 с, для которых вычислялись спектральные характеристики с последующим усреднением спектров различных реализаций процесса контракций. На рис. 2а и рис. 3а представлены характерные записи шумоподобных, как видно из рисунков, сигналов соответственно некоррелированных и коррелированных мышечных сокращений для интервала времени 2 с. Некоррелированные мышечные сокращения с амплитудой колебаний порядка нескольких микрон, как показано на рис.2а, возникают в результате случайного и независимого сокращения мышечных саркомеров. При коррелированном сокращении части саркомеров амплитуда суммарных локальных перемещений возрастает и может достигать нескольких десятков или сотен микрон [14]. Фрагменты такого движения с большой амплитудой мышечных колебаний хорошо видны на рис. 3а.

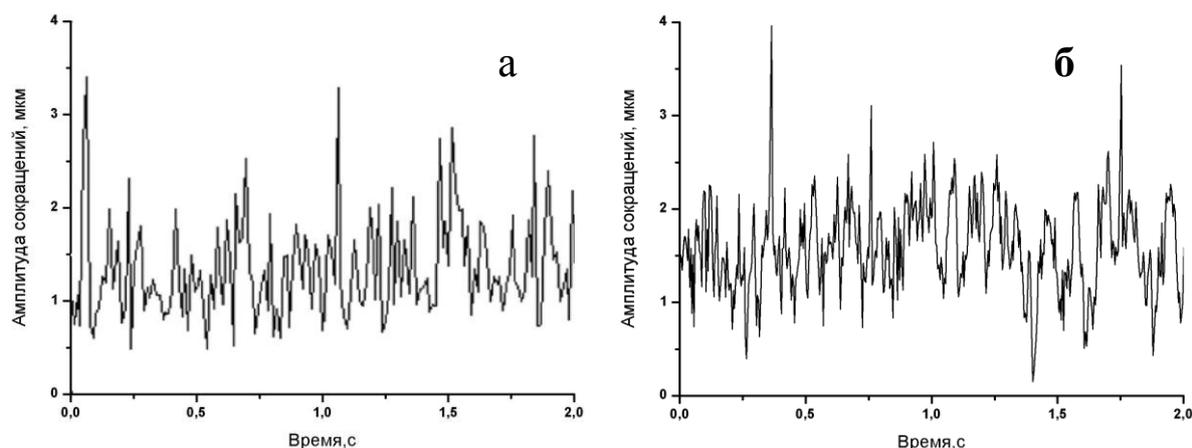


Рис. 2. Характерная зависимость от времени амплитуды локальных некоррелированных смещений без нагрузки: а – экспериментальная кривая; б – компьютерное моделирование.

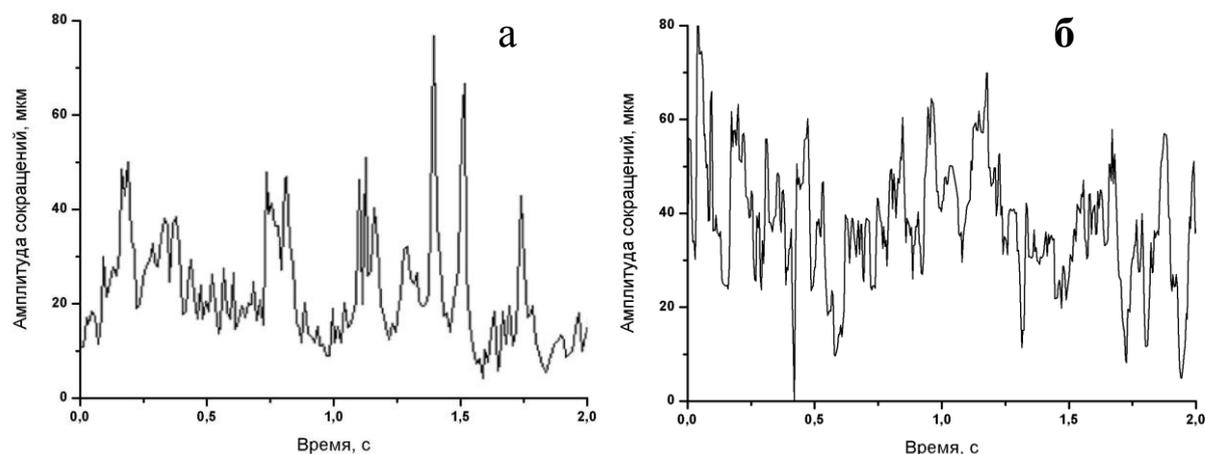


Рис. 3. Характерная зависимость от времени амплитуды локальных коррелированных смещений в плечелучевой мышце человека: а – экспериментальная кривая при нагрузке 5кг; б – компьютерное моделирование.

Усреднение спектров проводилось по результатам обработки 105 – 154 выборок из 15 – 27 реализаций сигнала перемещений. Длина выборки сигнала составляла 256 точек с периодом выборки сигнала равным  $4,3413 \cdot 10^{-3}$  с. В дальнейшем амплитудно-частотные характеристики определялись с помощью пакета прикладных программ для численного анализа данных Origin с применением быстрого преобразования Фурье.

### РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Вычисленные указанным выше способом спектры мощности сигналов локальных мышечных перемещений при изометрических мышечных контракциях представлены на рис. 4. Характерной особенностью представленных спектров является их быстрое убывание с ростом частоты, а также некоторое отличие для разных волонтеров.

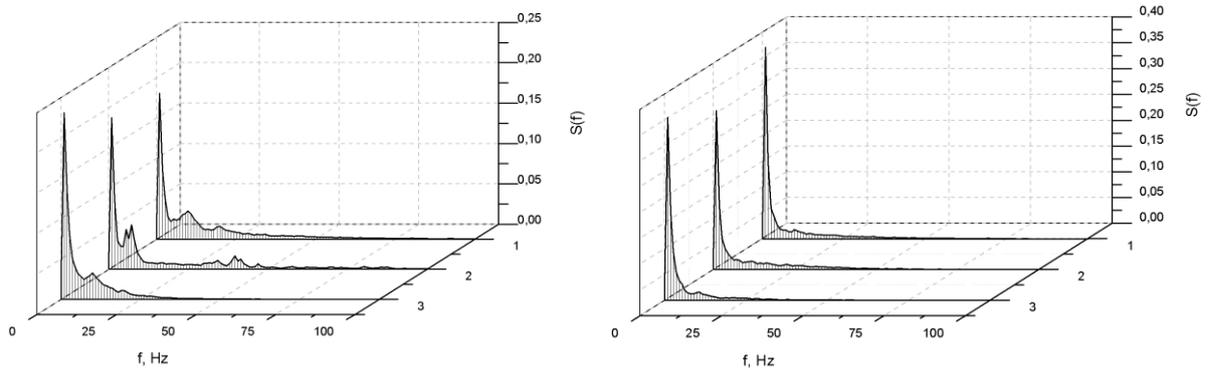


Рис. 4. Спектры мощности перемещений при нагрузке 5кг некоррелированных мышечных сокращений (1), в состоянии покоя (2), при нагрузке 5кг коррелированных мышечных сокращений (3) для волонтеров в возрасте 21 лет (слева) и 40 лет (справа).

Для описания экспериментально полученных спектров использовалась простая физическая модель сокращений, предложенная в работе [18]. Модель учитывает только силу вязкого трения, которая приводит к торможению относительного движения актиновых и миозиновых филаментов. В соответствии с этим описанием контракций  $i$ -го саркомера и компьютерное моделирование его сокращений основывались на простом уравнении движения вида:

$$m \frac{d^2 x_i}{dt^2} + \frac{F_{\max}}{v_{\max}} \frac{dx_i}{dt} = Q(t) \equiv p(N_0 - N_i(t)), \quad (1)$$

где  $m$  – некоторая эффективная масса, ассоциированная с саркомером,  $p$  – сила, генерируемая одним перекрестным мостиком,  $N_i(t)$  – текущее число мостиков в каждой из двух областей перекрытия в саркомере,  $N_0$  – равновесное значение числа мостиков,  $F_{\max}$  и  $v_{\max}$  – параметры модели, имеющие размерность соответственно силы и скорости.

Непосредственно из (1) после преобразования Фурье вытекает спектр сокращений одиночного саркомера:

$$s(\omega) = |x(\omega)|^2 = s_0 \frac{|\Delta(\omega)|^2}{\omega^2 \left[ m^2 \omega^2 + \frac{F_{\max}^2}{v_{\max}^2} \right]}, \quad (2)$$

который может быть записан с помощью Фурье-образа  $\Delta(\omega)$  функции флуктуаций числа мостиков в саркомере  $\Delta(t) = (N_0 - N_{ik}(t))N_0^{-1}$ . Размерный параметр  $s_0$  в выражении (2) является функцией приложенной внешней нагрузки.

В работах [14,18] было показано, что при некоррелированном сокращении мышечных саркомеров спектральная функция суммарных перемещений мышечной ткани в измерительном объеме имеет вид

$$S(\omega) = \cos^2 \vartheta \cdot \frac{M}{3} \left( L + \frac{N}{3} \right) s(\omega), \quad (3)$$

где  $\omega$  – циклическая частота,  $\vartheta$  – доплеровский угол,  $M$  – число саркомеров в миофибрилле, которое предполагается для простоты одинаковым для каждой миофибриллы,  $N$  и  $L+1$  – соответственно полное число миофибрилл и порядковый номер первой миофибриллы в измерительном объёме. В результате с учетом (2) спектральная функция измеряемых суммарных перемещений описывается выражением:

$$S(\omega) = \cos^2 \vartheta \cdot \frac{M}{3} \left(L + \frac{N}{3}\right) \frac{s_0}{m^2} \frac{|\Delta(\omega)|^2}{\omega^2[\omega^2 + \gamma^2]}, \quad (4)$$

где  $\gamma = F_{\max} (m \cdot v_{\max})^{-1}$ .

Из выражения (4) вытекает, что спектральная функция суммарных перемещений в измерительном объеме быстро спадает с ростом частоты. В частности, если флуктуации числа мостиков в саркомере  $\Delta(t)$  представляют собой белый шум, для которого  $\Delta(\omega) = \text{const}$ , то выражение (4) может быть записано в виде

$$S(\omega) = \frac{C}{\omega^2(\omega^2 + \gamma^2)}, \quad (5)$$

где размерная постоянная величина  $C$  описывается выражением

$$C = \cos^2 \vartheta \cdot \frac{M}{3} \left(L + \frac{N}{3}\right) \frac{s_0}{m^2} |\Delta(\omega)|^2. \quad (6)$$

На Рис. 5-Рис. 8, где представлены графики спектральных функций, штриховой линией изображены аппроксимированные при помощи выражения (5) кривые, полученные в системе компьютерной алгебры Wolfram Mathematica. Подгоночные константы, соответствующие наиболее точному приближению функции (5) к экспериментальным кривым, вынесены в Табл. 1.

В рамках компьютерного моделирования поставленной задачи при описании сокращения  $i$ -го саркомера правая часть уравнения движения выбиралась в виде:

$$Q(t) = P\tau \sum_k^{\lfloor t \rfloor} \frac{N_0 - N_i(k\tau)}{N_0} \delta(t - k\tau) \equiv P\tau \sum_k^{\lfloor t \rfloor} \Delta_i(k\tau) \delta(t - k\tau), \quad (7)$$

Таблица 1. Значения постоянных  $\gamma$  и  $C$ .

Волонтер	Нагрузка/Тип контракций	$\gamma$	$C$
40 лет	5кг/некоррелированные	485.85	74723.92
	0кг	591.69	92721.38
	5кг/коррелированные	517.14	83516.30.
21 год	5кг/некоррелированные	917.51	135632.22
	0кг	898.44	134130.14
	5кг/коррелированные	767.94	125405.13

где  $\delta(t)$ - дельта функция,  $P = pN_0$ - величина средней внешней нагрузки, приходящейся на каждую цепочку из саркомеров и, соответственно, на каждый саркомер в цепочке,  $[t]$ - целая часть величины  $t$ ,  $k$  - целое число,  $\tau$ - характерный период возбуждения поперечных мостиков, определяемый механохимическим циклом саркомеров,  $P\tau$  - средний импульс силы, развиваемый поперечными мостиками саркомера при внешней нагрузке  $P$ . В соответствии с этим выражением при моделировании для простоты предполагалось, что возбуждение мостиков происходит в течение промежутков времени существенно меньших по сравнению с периодом возбуждения  $\tau$ , а величина силы зависит от внешней нагрузки.

Неоднородное дифференциальное уравнение (1) с правой частью (7) можно решить методом вариации постоянных. А именно, для любого момента времени  $t$ , удовлетворяющего двойному неравенству

$$n\tau \leq t \leq (n+1)\tau$$

решение имеет вид

$$x_i(t) = \frac{P\tau}{m\gamma} \sum_{k=0}^n \Delta_i(k\tau) \{1 - \exp -\gamma(t - k\tau)\}. \quad (8)$$

Суммарное сокращение всей цепочки саркомеров есть

$$x(t) = \sum_i^K \sum_i x_i,$$

где  $K$  - число саркомеров в модельной цепочке.

При компьютерном моделировании и построении кривых перемещений, показанных на рис.2б и рис.3б, знакопеременная величина  $\Delta_i(k\tau)$  выбиралась случайным образом из интервала значений

$$|\Delta_i(k\tau)| \leq 1. \quad (9)$$

Значение размерного параметра  $\gamma$  выбиралось равным  $10^2 \text{c}^{-1}$ , поскольку характерное время затухания одиночного сокращения мышечного волокна составляет величину порядка 10мс. Период возбуждения перекрестных мостиков полагался равным  $\tau = 50 \text{ мс}$ , что соответствует реальной общей продолжительности одиночного сокращения [25].

Компьютерное моделирование проводилось для цепочки из  $K = 10^3$  саркомеров. При моделировании некоррелированных сокращений знаки флуктуационных функций для двух последовательных ( $k$  и  $k+1$ ) активаций мостиков саркомера выбирались случайным образом. По достижении саркомером растяжения порядка его длины в состоянии покоя (2мкм) генерировалась такая флуктуационная функция, знак которой приводил к последующей компенсации этого критического растяжения. При заданном  $k$  знаки флуктуационных функций для двух соседних саркомеров выбирались противоположными. В этих условиях и при указанном выше числе саркомеров в модельной цепочке суммарные перемещения порядка нескольких микрометров получаются при значении отношения  $p\tau/m\gamma = 1 \text{ мкм}$ .

При моделировании коррелированных сокращений допускалось, что знаки флуктуационных функций для всех саркомеров цепи одинаковы, но случайны для двух

последовательных активаций перекрестных мостиков. При этом сохранялось ограничение на максимальное отклонение саркомера.

На графиках рис. 5-рис. 8 сплошные линии отображают значения спектра мощности, полученные при помощи компьютерного моделирования. Точки соответствуют экспериментально полученным значениям, приведенным на рис.2 и рис.3. Из этих графиков видно, что как аппроксимированные кривые, так и полученные в результате компьютерного моделирования оказываются существенно ниже экспериментальных точек практически для всех частот. В то же время эти кривые хорошо описывают резкое убывание спектров мощности с ростом частоты, что свидетельствует в пользу разработанной флуктуационной модели изометрических мышечных сокращений.

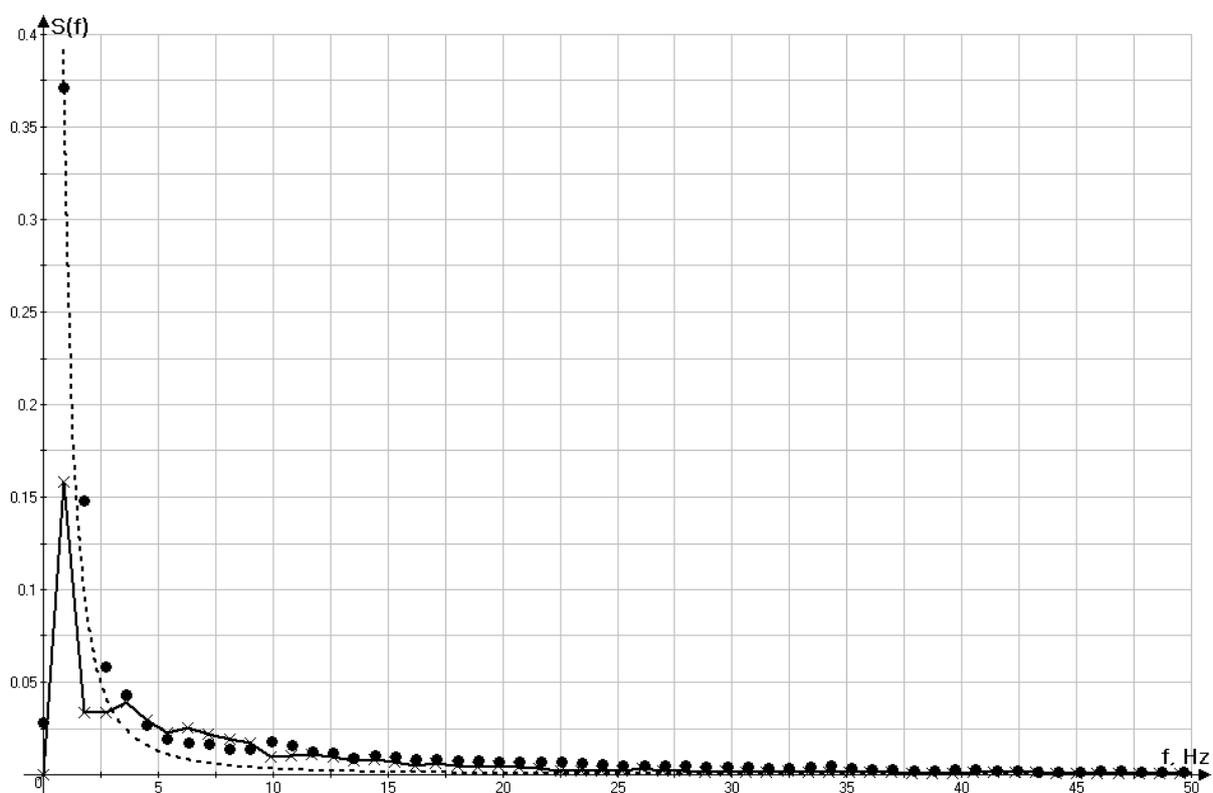


Рис. 5. Спектры мощности перемещений при нагрузке 5кг некоррелированных мышечных сокращений (40 лет)

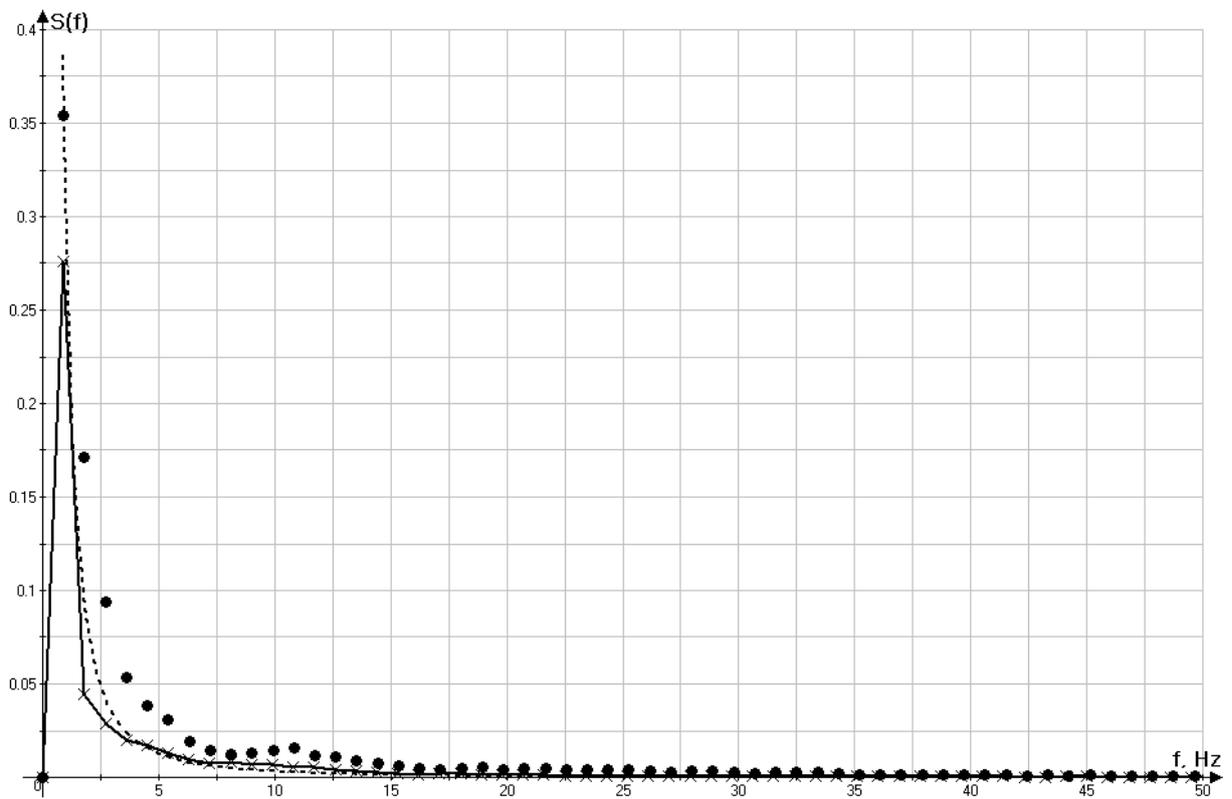


Рис. 6. Спектры мощности перемещений при нагрузке 5кг коррелированных мышечных сокращений (40 лет)

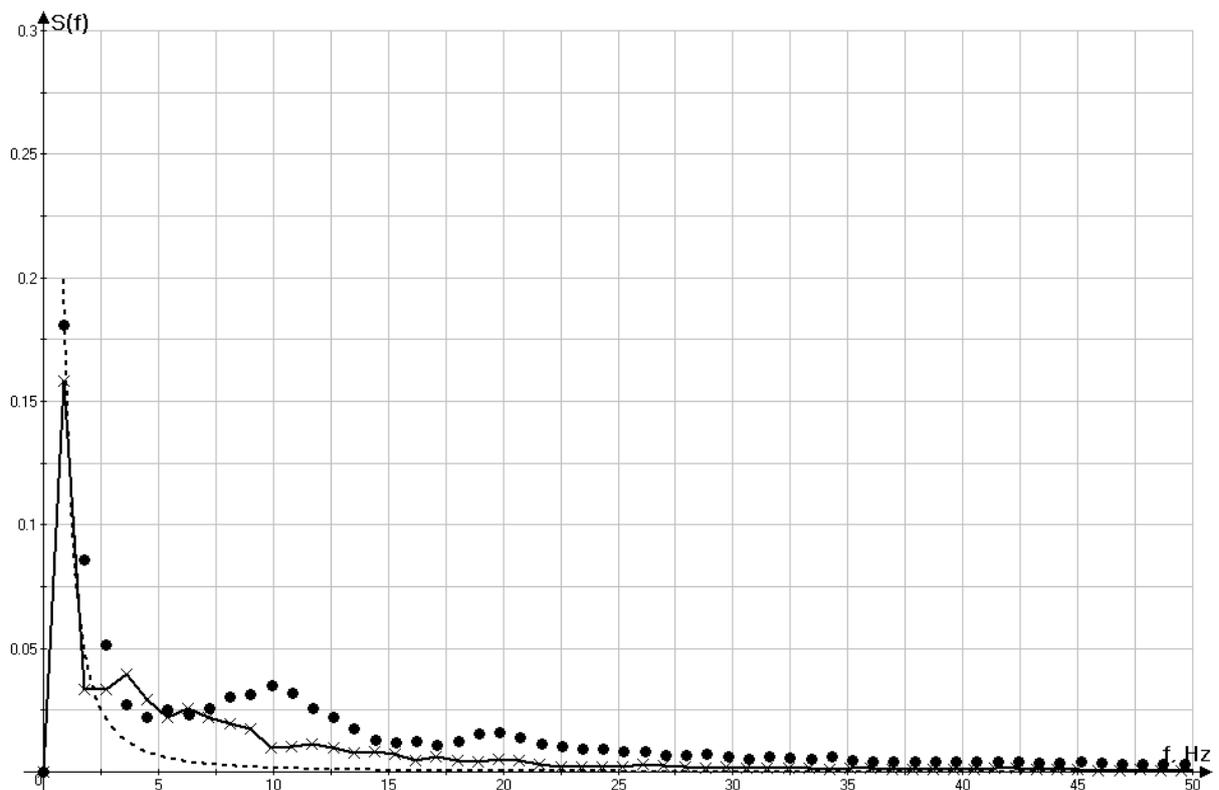


Рис. 7. Спектры мощности перемещений при нагрузке 5кг некоррелированных мышечных сокращений (21 год).

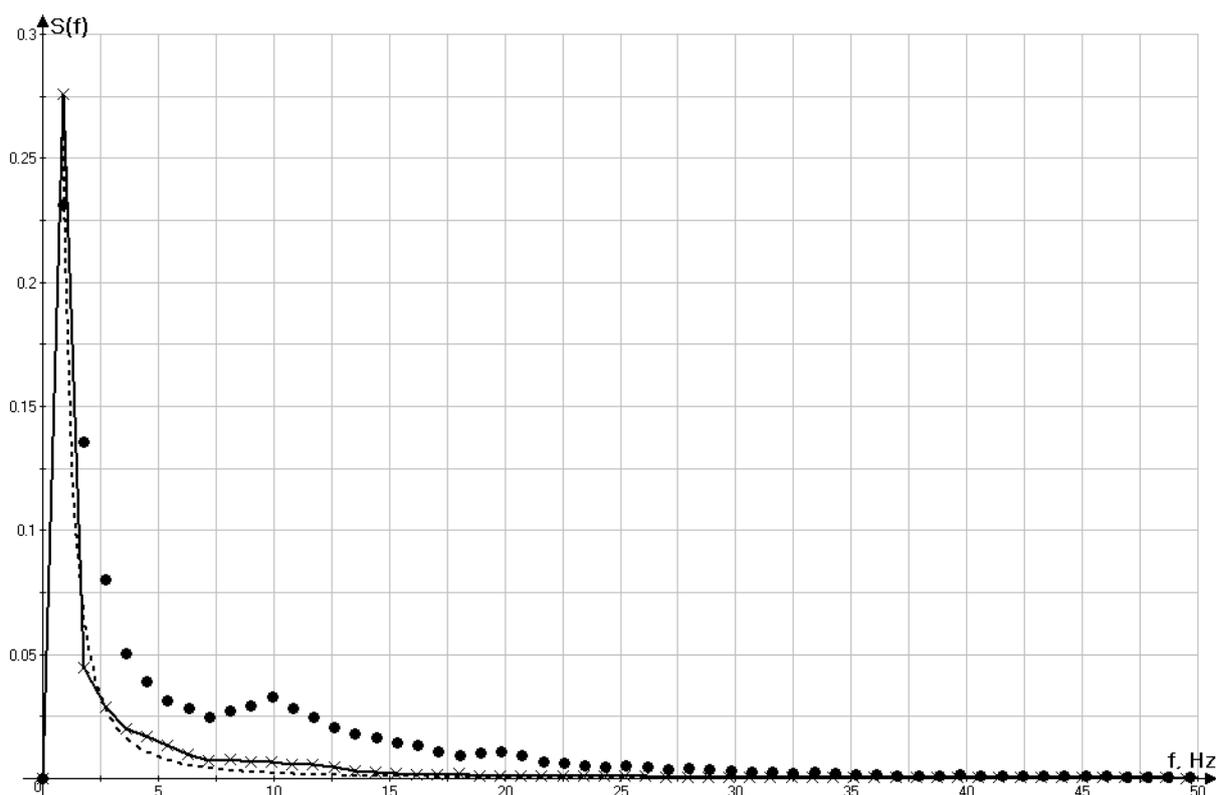


Рис. 8. Спектры мощности перемещений при нагрузке 5кг коррелированных мышечных сокращений (21 год).

### ВЫВОДЫ

Экспериментально выявленные и модельные амплитудно-частотные характеристики работы активных элементов мышечных саркомеров и, как следствие, миофибрилл и тканей при коррелированных и некоррелированных изометрических мышечных контракциях носят одинаковый характер. Это обстоятельство свидетельствует о том, что механо-химический цикл работы саркомеров является универсальным, а амплитуда мышечных контракций определяется только степенью коррелированности сокращения саркомеров и миофибрилл.

Компьютерное моделирование в рамках разработанной флуктуационной модели, опирающейся на теорию «скольжения» филаментов Хаксли, достаточно хорошо описывает случайный характер сокращений мышечных саркомеров и миофибрилл во время изометрических контракций. Аналогичным образом, проведенное компьютерное моделирование и численная аппроксимация спектральных характеристик мышечных контракций указывают на общую применимость модели для объяснения наблюдаемых данных.

Расхождения между модельными и экспериментальными спектрами могут быть связаны с двумя факторами. Во-первых, флуктуации числа мостиков в саркомере не являются, очевидно, белым шумом, а должны отражать спектральные характеристики сигналов управления их работой. Во-вторых, в настоящем виде представленная модель не учитывает упругих свойств мышечных филаментов. Для выяснения вклада этих механизмов в спектральные характеристики мышечных контракций необходимы дальнейшие исследования.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Characterization of plaque components with intravascular ultrasound elastography in human femoral and coronary arteries *in vitro* / C.L. de Korte, G. Pasterkamp, A.F.W. van der Steen, [et al.] // *Circulation*. – 2000. – V. 102. – P. 617-623.
2. Sonographic elasticity imaging of acute and chronic deep venous thrombosis in humans / J.M. Rubin, H. Xie, K. Kim, [et al.] // *J. Ultrasound Med.* – 2006. – V. 25, N9. – P. 1179-1186.
3. Elastography: imaging the elastic properties of soft tissues with ultrasound / J. Ophir, S.K. Alam, B.S. Garra, [et al.] // *J. Med. Ultrason.* – 2002. – V. 29, N4. – P. 155-171.
4. The estimation of elasticity and viscosity of soft tissues *in vitro* using the data of remote acoustic palpation / S. Girnyk, A. Barannik, E. Barannik, [et al.] // *Ultrasound Med. Biol.* – 2006. – V. 32, N2. – P. 211-219.
5. The influences of viscosity on the shear remotely induced by focused ultrasound in viscoelastic media / E.A. Barannik, S.A. Girnyk, V.V. Tovsniak, [et al.] // *JASA*. – 2004. V.115. – P.2358-2364.
6. Barry D.T. Muscle sounds at the resonant frequencies of skeletal muscle / D.T. Barry, N.M. Cole // *IEEE Trans Biomed Eng.* – 1990. – V. 37, N 5. – P.525-531.
7. Levinson S.F. Doppler myography – detecting and imaging intrinsic muscle sounds / S.F. Levinson, H. Kanai, H. Hasegawa // *Proceedings of the Fourth International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity*. – Lake Travis, Austin, Texas, USA. – 2005. – P. 100.
8. Tissue Doppler imaging for detecting onset of muscle activity / N. Pulkovski, P. Shenk, N.A. Maffiuletti, A.F. Mannion // *Muscle Nerve*. – 2008. – V. 37. – P.638-649.
9. Skeletal muscle contraction in healthy volunteers: assessment with Doppler tissue imaging / N.R. Grubb, A. Fleming, G.R. Sutherland, K.A. Fox // *Radiology* – 1995. – V.194. – P. 837-42.
10. Muscle sound frequencies of the frog are modulated by skeletal muscle tension / N.M. Cole, D.T. Barry // *Biophys J.* – 1994. – V. 66. – P. 1104-14.
11. Phonomyography and mechanomyography can be used interchangeably to measure neuromuscular block at the adductor pollicis muscle / T.M. Hemmerling, G. Michaud, G. Trager, [et al.] // *Anesthesia & Analgesia*. 2004. – V.98. – P. 377-381.
12. Comparison of phonomyography with balloon pressure mechanomyography to measure contractile force at the corrugator supercilii muscle / T.M. Hemmerling, G. Michaud, D. Babin, [et al.] // *Can. J. Anaesth.* V. 51. – V. 2. – 2004. – P. 116-121.
13. Доплеровская миография: локальная регистрация мышечной активности при статическом нагружении / А.А. Кулибаба, С.А. Гирнык, Д.А. Толстолужский, Е.А. Баранник // *Біофізичний вісник* – 2008. – Вип. 1. – С.79-87. /Doplerovskaja miografija: lokal'naja registracija myshechnoj aktivnosti pri staticheskom nagruzenii / A.A. Kulibaba, S.A. Girnyk, D.A. Tolstoluzhskij, E.A. Barannik // *Biofizichnij visnik* – 2008. - Vip. 1. – S.79-87./
14. Displacement Spectra Under Isometric Muscle Contraction: Spectral Doppler Study and Theoretical Models of Ultrasound Response and Muscle Contraction / E.A. Barannik, A.A. Kulibaba, S.A. Girnyk, [et al.] // *J Ultrasound Med.* – 2012. – V.31. – P.1959-1972.
15. Wells P.N. Doppler studies of the vascular system / P.N. Wells // *Eur J Ultrasound*. – 1998. – V. 7. – P. 3-8.
16. Transcutaneous measurement and spectrum analysis of hart wall vibrations / H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa, N. Chubachi // *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr. Freq. Control*. – 1996. – V. 43. – P. 791-810.
17. Mashiyama T. Designing beam steering for accurate measurement of intima-media thickness at carotid sinus / T. Mashiyama, H. Hasegava, H. Kanai // *Jap. J. Appl. Phys.* – 2006. – V. 45, N5B. – P. 4722-4726.
18. Скресанова И.В. К теории спектрального анализа ультразвукового доплеровского отклика при изометрических мышечных сокращениях / И.В. Скресанова, Е.А. Баранник // *Біофізичний вісник* – 2010 – Вип. 24 (1). – С. 92-102. /Skresanova I.V. K teorii spektral'nogo analiza ultrazvukovogo doplerovskogo otklika pri izometricheskikh myshechnykh sokrashhenijah / I.V. Skresanova, E.A. Barannik // *Biofizichnij visnik* – 2010 – Vip. 24 (1). – S. 92-102./
19. Huxley A.F. Muscle structure and theories of contraction / A.F. Huxley // *Prog. Biophys. Biophys. Chem.* – 1957 – V. 7. – P. 255-318.
20. Hill T.L. On the sliding-filament model of muscular contraction, IV. Calculation of the force-velocity curves / T.L. Hill, J.M. White // *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*. – 1968. – V. 61(3). – P. 889-96.
21. Eckersley R.J. Methodology for imaging time-dependent phenomena / Ed. by C.R. Hill, J.C. Bamber, G.R. ter Haar. – *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2nd ed. Chichester, England: John Wiley & Sons. – 2004. – P. 303–335.
22. Ультразвуковая система для определения вязкоупругих свойств мягких тканей / С.А. Гирнык, Е.А. Баранник, А.Е. Баранник, [и др.] // *Вісн. ХНУ № 637. Біофізичний вісник*. – 2004. - Вип. 1-2. – С.94-

101. /Ul'trazvukovaja sistema dlja opredelenija vjazkouprugih svojstv mjagkih tkanej / S.A. Girnyk, E.A. Barannik, A.E. Barannik, [i dr.] // Visn. HNU № 637. Biofizichnij visnik. – 2004. - Vip. 1-2. – S.94-101./

23. Doppler ultrasound detection of shear waves remotely induced in tissue phantoms and tissue in vitro / E.A. Barannik, S.A. Girnyk, V.V. Tovstiak, [et al.] // Ultrasonics. – 2002. – V. 40. – P. 849-852.

24. Ultrasound Doppler monitoring of soft tissues in vitro and tissue phantoms heating and thermal destruction induced by acoustic remote palpation / S.A. Girnyk, A.E. Barannik, V.V. Tovstiak, [et al.] // Ultrasound. Med. Biol. – 2009. – V. 34. – P. 764-772.

25. Martini F.H. Fundamentals of anatomy and physiology / F.H. Martini, W.C.Ober, C.W. Garrison, [et al.] // Prentice Hall, New Jersey. – 2001.