

ДВУХФАЗНАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ОЦЕНКИ АКУСТОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОМПОНЕНТ, ФОРМИРУЮЩИХ МЫШЕЧНУЮ ТКАНЬ

А. А. ЗЕМЛЯКОВА¹, В. Н. ОЛИЙНЫК²

¹ *Национальный технический университет Украины “КПИ”, Киев*

² *Институт гидромеханики НАН Украины, Киев
ул. Желябова, 8/4, 03680, Киев-180, ГСП, Украина
тел. 456-69-83; e-mail: v_oliynik@yahoo.com*

Проведено упрощенное моделирование пространственных акустомеханических свойств мышечной ткани на основе результатов, полученных для мелкослоистых сред. Такой подход, наряду с постулированием модельной среды как двухфазной, состоящей из изотропных компонент, позволил свести соотношения для оценки упругих свойств мышечной ткани к элементарным формулам для фазовых скоростей упругих волн. При этом в качестве основных рассмотрены два случая: распространение волн перпендикулярно слоям и распространение волн в направлении, параллельном плоскости укладки слоев. Поскольку модуль сдвига в мягких биотканях (волокно и соединительная “матрица”) варьируется сильнее всего, его неоднородность была выбрана в качестве параметра, контролирующего анизотропию. Согласно известным экспериментальным данным о динамических модулях сдвига и скоростях поперечных волн, в направлениях вдоль и поперек волокон эти величины могут различаться в нескольких раз (иногда на порядок). Анализ, проведенный на основе упрощенной модели двухфазной слоистой среды, показал, что для формирования такой анизотропии модули сдвига волокна и “матрицы” должны различаться, как минимум, на один-два порядка.

ВСТУПЛЕНИЕ

В настоящее время повышение интереса к теме распространения волн в упругих периодических средах вызвано активным развитием современных медицинских технологий, связанных с регистрацией и обработкой акустических сигналов, порожденных деятельностью человеческого организма [1]. Известно, что биологические ткани обладают весьма сложной структурой, определяющей специфику их акустомеханических свойств. Ярким примером этого может служить мышечная ткань (рис. 1). Действительно, мышцы являются биокomпозитом, имеют четко выраженную волокнистую структуру и обладают анизотропией физических свойств в направлениях вдоль и поперек укладки волокон, играющих роль своеобразных армирующих элементов [2]. К сожалению, непосредственное моделирование динамики волокнистых композитов сопряжено с определенными трудностями, связанными с отсутствием хорошо развитых аналитических описаний их свойств [3, 4].

Исходя из сказанного, попытаемся упростить геометрию исследованной модели, ограничившись рассмотрением только идеально периодических двухкомпонентных сред. При этом нас будет интересовать, насколько проявляется анизотропия величин

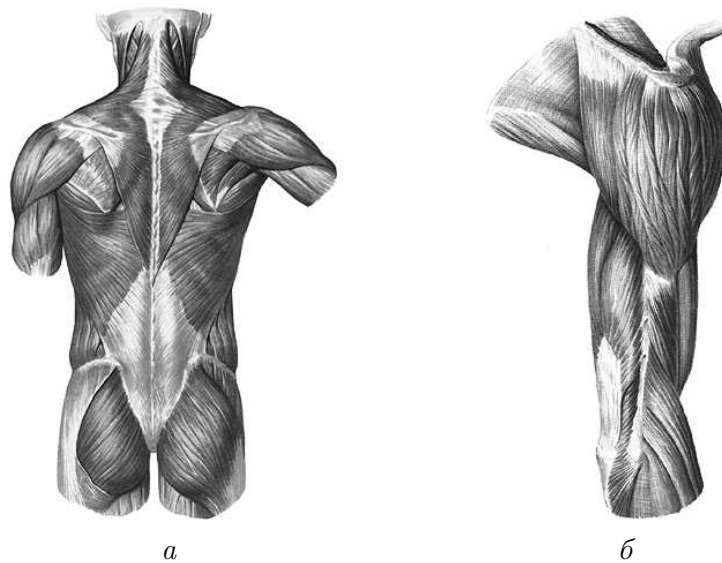


Рис. 1. Мышцы туловища (а) и руки (б) человека

фазовых скоростей волн, распространяющихся в разных направлениях, в зависимости от неоднородности физических свойств волокна и межволоконной “матрицы”.

Целью данной работы является моделирование пространственных акустомеханических свойств мышечной ткани на основе результатов, полученных С. М. Рытовым для мелкослоистых сред [5, 6]. При рассмотрении прохождения волн в слоистых средах рассмотрим два случая: распространение волн перпендикулярно слоям и распространение волн в направлении, параллельном плоскости укладки слоев.

1 МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МЫШЕЧНОЙ ТКАНИ

Мышца, которая является активным элементом аппарата движения, состоит из поперечно-полосатых мышечных волокон, которые окружены соединительнотканной оболочкой – эндомиозием, а более крупные комплексы окружены рыхлой соединительной тканью – внутренним перимиозием [7]. Из этого можно сделать вывод, что плотность армирующего волокна больше плотности соединительной ткани. Впрочем, это различие незначительно и плотности всех компонент мышечной ткани можно считать примерно равными средней плотности ρ . Общеизвестно, что плотность мышечных тканей ненамного превышает плотность воды. Поэтому при постановке модельной задачи примем $\rho = 1100 \text{ кг/м}^3$.

Поскольку точное физическое моделирование волокнистой структуры довольно затруднительно, попытаемся ограничиться двухкомпонентной моделью: “армирующее волокно – соединительная матрица”. При этом первоочередным является вопрос об определении объемных долей указанных компонент в мышечной ткани (параметрам, относящимся к матрице, присвоим индекс “1”, а к волокну – “2”). Анализируя фотографии и зарисовки различных мышц человеческого организма (см. рис. 1), делаем вывод о том, что отношение средней толщины волокна h_2 к характерному размеру соединительного слоя h_1 составляет порядка 4 : 1 [2].

Таблица 1. Модули сдвига и скорости поперечных волн вдоль и поперек волокон

	c_{xy} , М/с	c_{xz} , М/с	μ_{xy} (10^5 Па)	μ_{xz} (10^5 Па)	σ^2
Бычья мышца [9]	23.55	16.51	6.100	3.000	2.03
Бычья мышца [10]	28.00	10.00	8.624	1.100	7.84
Бицепс человека [10]	12.00	3.00	1.584	0.099	16.00

Мышцы, как и все консолидированные мягкие ткани, слабо сжимаемы и обладают достаточно высокой изгибной податливостью. Это подтверждается экспериментальными оценками длинноволновых, по сравнению с толщиной волокна, скоростей продольных и поперечных волн в мышцах – 1500 м/с и $1 \div 15$ м/с соответственно. Такое соотношение фазовых скоростей позволяет считать, что $\lambda \gg \mu$, где λ и μ – константы Ламе материала. Для приближения изотропной мягкой ткани такая оценка впервые была дана в работе [8]. Очевидно, что аналогичные соотношения должны быть справедливы и для отдельных компонент: $\lambda_1 \gg \mu_1$ и $\lambda_2 \gg \mu_2$. Что касается сдвигового модуля, то μ_1 , который соответствует соединительной ткани, должен быть меньше, чем μ_2 для армирующего волокна. Наименее исследованным остается вопрос о физической природе и величине затухания в мягких биотканях. Однако на этапе исследования анизотропии свойств мышечной ткани целесообразно ограничиться рассмотрением среды без затухания.

В работах [9, 10] даны результаты экспериментов на бычьей мышце и на бицепсе человека. Измеренные скорости сдвиговых волн и модули сдвига в направлениях вдоль и поперек волокон приведены в табл. 1.

2 ВЫРАЖЕНИЯ ДЛЯ ФАЗОВЫХ СКОРОСТЕЙ

Полная математическая формулировка задачи о распространении упругих волн в слоистой двухкомпонентной среде дана С. М. Рытовым [5, 6].

Здесь мы воспользуемся окончательными выражениями для фазовых скоростей продольных и поперечных волн, распространяющихся в разных направлениях (геометрия модели отражена на рис. 2). Так, для скорости волн сжатия при распространении параллельно слоям справедливо

$$c_{xx}^2 = \frac{1 + 4\varepsilon(1 - \varepsilon) \frac{(\mu_1 - \mu_2)[(\lambda_1 - \lambda_2) + (\mu_1 - \mu_2)]}{(\lambda_1 + 2\mu_1)(\lambda_2 + 2\mu_2)}}{\rho \left(\frac{\varepsilon}{\lambda_1 + 2\mu_1} + \frac{1 - \varepsilon}{\lambda_2 + 2\mu_2} \right)}, \quad \varepsilon = \frac{h_1}{h_1 + h_2}, \quad (1)$$

а при распространении перпендикулярно –

$$c_{zz}^2 = \frac{1}{\rho \left(\frac{\varepsilon}{\lambda_1 + 2\mu_1} + \frac{1 - \varepsilon}{\lambda_2 + 2\mu_2} \right)}. \quad (2)$$

Аналогично, для поперечных волн, распространяющихся вдоль волокон

$$c_{xy}^2 = \frac{s\mu_1 + (1 - s)\mu_2}{\rho}. \quad (3)$$

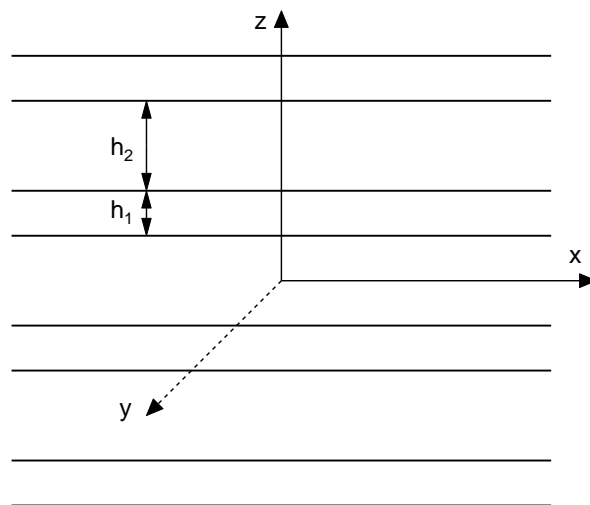


Рис. 2. Геометрия модельной слоистой среды

Таблица 2. Отношение сдвиговых модулей $m = \mu_1/\mu_2$

	$\varepsilon = 0.7$ ($h_1/h_2 = 0.43$)	$\varepsilon = 0.8$ ($h_1/h_2 = 0.25$)	$\varepsilon = 0.9$ ($h_1/h_2 = 0.11$)
Бычья мышца [9]	0.1480	0.1230	0.0760
Бычья мышца [10]	0.0289	0.0224	0.1280
Бицепс человека [10]	0.0136	0.0104	0.0060

а для волн, распространяющихся перпендикулярно –

$$c_{xz}^2 = \frac{1}{\rho \left(\frac{\varepsilon}{\mu_1} + \frac{1-\varepsilon}{\mu_2} \right)}. \quad (4)$$

3 АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Поскольку модуль сдвига в мягких биотканях (волокно и соединительная “матрица”) варьируется сильнее всего, его неоднородность была выбрана в качестве параметра, определяющего анизотропию:

$$\sigma^2 = \frac{\mu_{xy}}{\mu_{xz}} = \frac{c_{xy}^2}{c_{xz}^2} = \frac{1}{m} [(1-\varepsilon)m + \varepsilon] [(1-\varepsilon) + \varepsilon m], \quad m = \frac{\mu_1}{\mu_2}. \quad (5)$$

Анализ, проведенный на основе модели двухфазной слоистой среды, показал, что для формирования степени анизотропии, предсказываемой экспериментами [9, 10], модули сдвига волокна и “матрицы” должны различаться, как минимум, на один – два порядка (рис. 3). Эти же данные для реалистичного диапазона значений геометрической неоднородности $0.7 \leq \varepsilon \leq 0.9$ представлены в табл. 2.

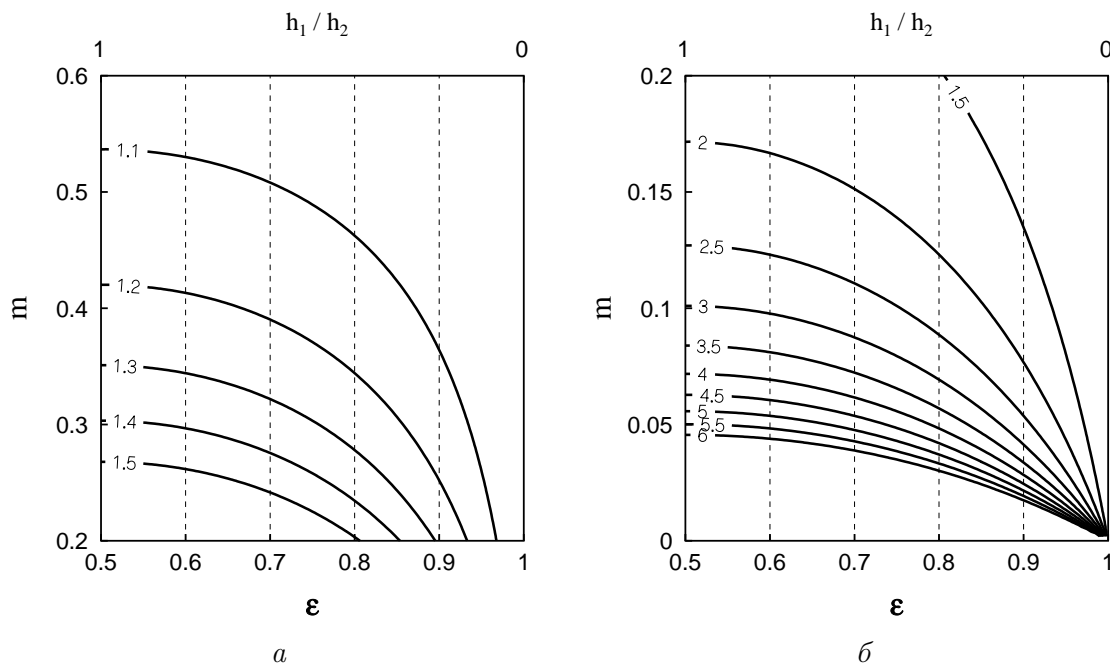


Рис. 3. Зависимость показателя анизотропии скорости поперечной волны от геометрического (ε) и физического (m) параметров неоднородности среды

Заметим, что в силу соотношений между величинами $\lambda_{1,2}$ и $\mu_{1,2}$, с точностью до трех–четырёх значащих цифр справедливо $c_{xx} \approx c_{zz}$ (скорость продольных волн не является эффективным индикатором анизотропии свойств мягких тканей).

ВЫВОДЫ

Проведено упрощенное моделирование пространственных акустомеханических свойств мышечной ткани на основе результатов, полученных С. М. Рытовым для мелкослоистых сред. Такой подход, наряду с постулированием модельной среды как двухфазной, состоящей из изотропных компонент, позволил свести соотношения для оценки упругих свойств мышечной ткани к элементарным формулам для фазовых скоростей упругих волн. Показано, что для формирования наблюдаемой анизотропии динамических упругих свойств мышц модули сдвига волокна и “матрицы” должны различаться на несколько порядков.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Вовк І. В., Гринченко В. Т., Олейник В. Н.* Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. ж.– 1995.– **41**, N 5.– С. 758–768.
2. *Свиридов О. І.* Анатомія людини.– К.: Вища школа, 2001.– 399 с.
3. *Кристинсен Р.* Введение в механику композитов.– М.: Мир, 1982.– 334 с.

4. *Рущицький Я. Я., Цурпал С. І.* Хвилі в матеріалах з мікроструктурою.– К.: Ін-т механіки ім. С. П. Тимошенка НАНУ, 1998.– 377 с.
5. *Рытов С. М.* Акустические свойства мелкослоистой среды // Акуст. ж.– 1956.– **2**, N 1.– С. 71–80.
6. *Бреховских Л. М.* Волны в слоистых средах.– М.: Наука, 1973.– 344 с.
7. *Большая медицинская энциклопедия.* Том 2.– М.: Сов. энцикл, 1975.– С. 366–368.
8. *Oestreicher H. L.* Field and impedance of an oscillating sphere in a viscoelastic medium with an application to biophysics // J. Acoust. Soc. Amer.– 1951.– **23**, N 6.– P. 707–714.
9. *Лебедева Л. П.* Измерение динамического комплексного модуля сдвига тканей животных // Акуст. ж.– 1965.– **11**, N 2.– С. 197–200.
10. *Gennisson J.-L., Catheline S., Chaffai S., Fink M.* Transient elastography in anisotropic medium: Application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles // J. Acoust. Soc. Amer.– 2003.– **114**, N 1.– P. 536–540.