



**XXIV Научная конференция по радиофизике,
посвященная 75-летию радиофизического факультета
Нижний Новгород май 2020 г.**



Возможности эластографии сдвиговой волны в задачах диагностики скелелетных мышц

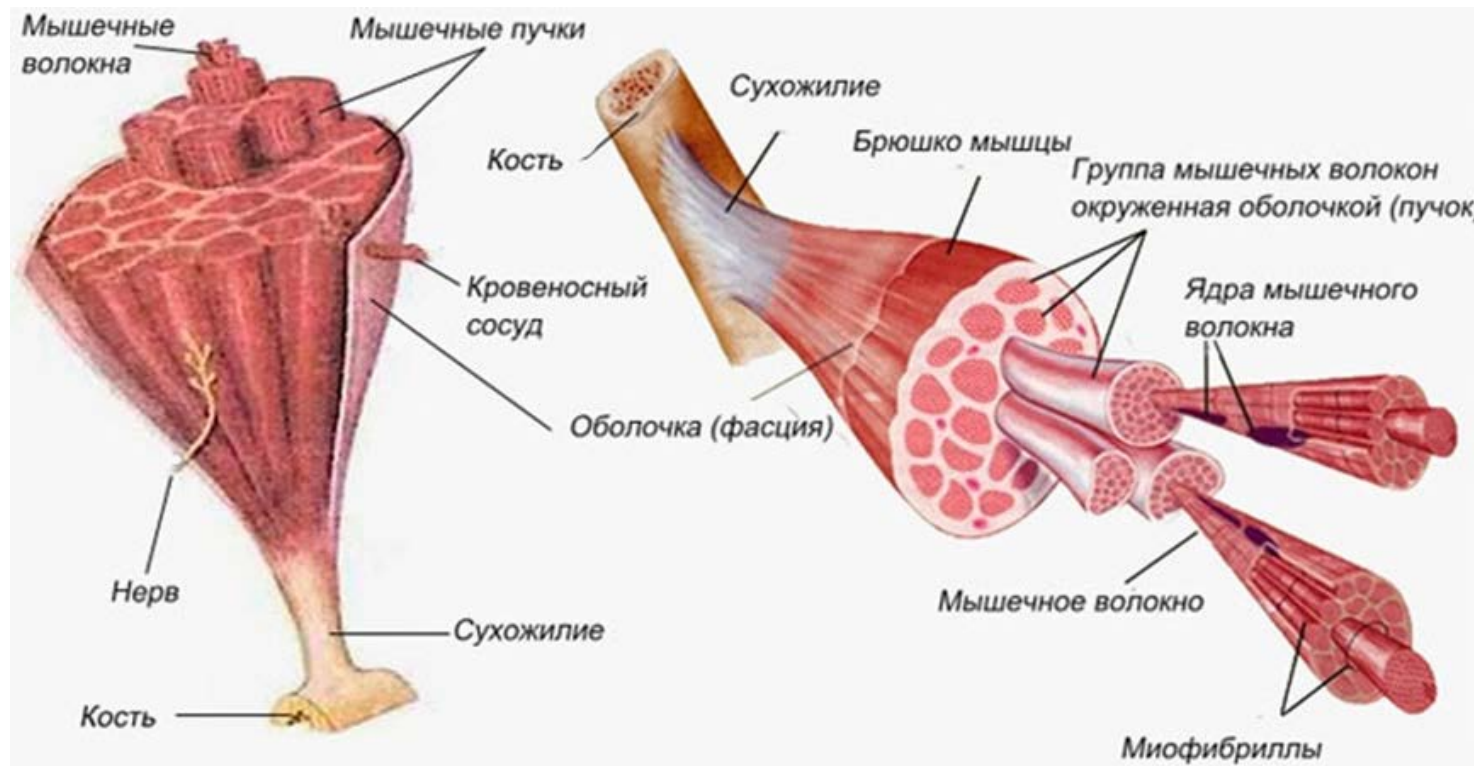
Демин И.Ю., Петрова М.А., Синицын П.М.

***Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского
Радиофизический факультет, кафедра Акустики***



Вязкоупругие свойства мышечной ткани,

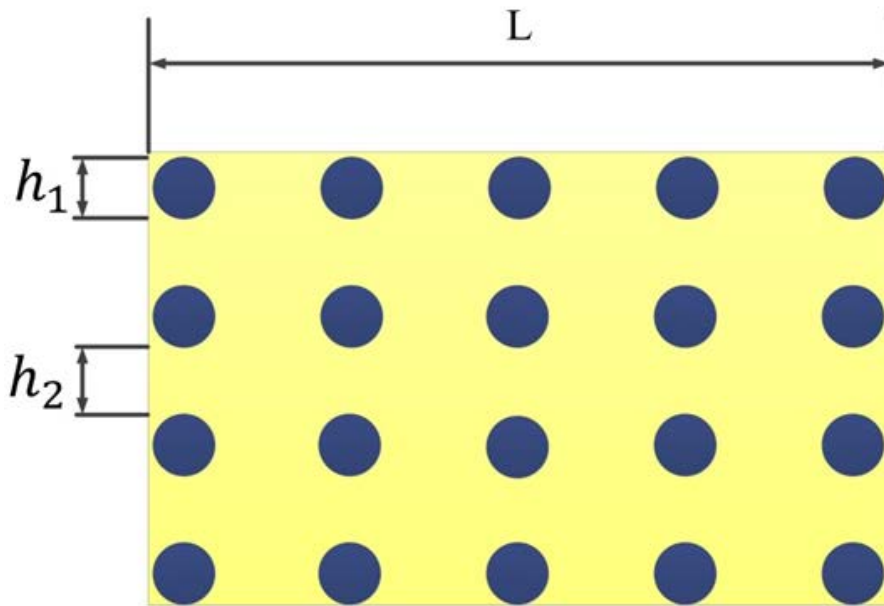
составляющей 40% массы тела, изучены недостаточно. Разброс измерений модуля Юнга: от 1 кПа до 1000 кПа. Мало данных по сдвиговому модулю упругости, являющемуся наиболее информативным параметром при диагностике патологических изменений в мягких тканях. Еще меньше данных по динамической вязкости мышц. Однако недавно наблюдалось интересное явление: значительный (на 2 порядка) рост коэффициента поглощения волны, усиливающийся с ростом напряжения мышцы.



ЭКВИВАЛЕНТНАЯ МОДЕЛЬ ФАНТОМА КАК МЕЛКОСЛОИСТОЙ СРЕДЫ

Руденко О.В., Цюрюпа С.Н., Сарвазян А.П. Скорость и затухание сдвиговых волн в фантоме мышцы – мягкой полимерной матрицы с замороженными натянутыми волокнами // Акустический журнал, 2016, том 62, № 5, с 609-615.

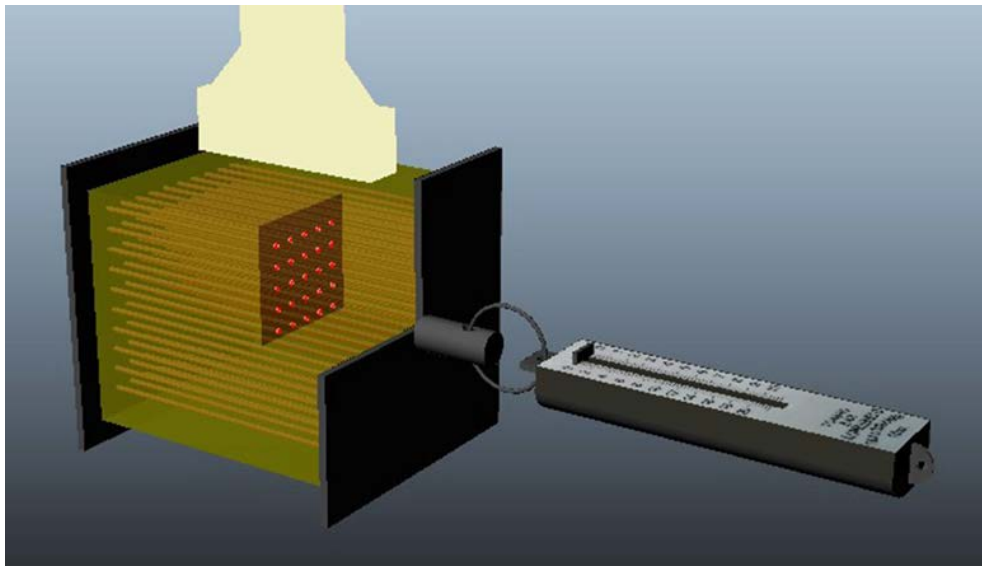
Мелкослоистая среда моделировалась периодически чередующимися слоями толщиной h_1 и h_2 , сдвиговые упругости и плотности которых равны μ_1 , ρ_1 и μ_2 , ρ_2 соответственно.



$$C_{par} = \sqrt{\frac{\mu_1 h_1 + \mu_2 h_2}{\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2}}$$

$$C_{ort} = \sqrt{\frac{\mu_1 \mu_2 (h_1 + h_2)^2}{(\mu_2 h_1 + \mu_1 h_2)(\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2)}}$$

Обратная задача – по измеренным C_{par} и C_{ort} восстановить (рассчитать) модули сдвига μ_1 и μ_2



леска диаметром 0.12 мм

Положение датчика относительно волокон	Скорость сдвиговой волны, м/с (после разреза)	Значение модуля Юнга, кПа (после разреза)
Вдоль	6,87 (5,44)	142,3 (90,5)
Поперек	5,84	103,0

леска диаметром 0.45 мм

Модуль Юнга E, кПа
(в зависимости от положения датчика)



Обратная задача – по измеренным

$$C_{par} = 6,87 \text{ м/с} \text{ и } C_{ort} = 5,84 \text{ м/с}$$

восстановить (рассчитать) модули сдвига

$$\mu_1 = 8,53 \text{ кПа} \text{ и } \mu_2 = 1,69 \text{ МПа}$$

КЛИНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

Клинические исследования проведены в Приволжском окружном медицинском центре ФМБА России (Нижний Новгород) на ультразвуковых сканерах Acuson S2000 (Siemens, Германия) с линейным датчиком 9L4 (4-9 МГц) и Aixplorer (SuperSonic Imagine S.A., Франция) с линейным датчиком SL15-4 (4-15 МГц), оснащенных методикой точечной и двухмерной эластографии сдвиговой волной.

Объектом исследования были двуглавая мышца плеча (*musculus biceps brachii*) и икроножная мышца (*musculus gastrocnemius*). Измерение жесткости мышечной ткани проводилось до физической нагрузки и после нее в различные временные интервалы при разной величине нагрузки и осуществлялось на уровне наибольшей толщины мышцы в ее центральных отделах при продольном и поперечном к мышечным волокнам сканировании.



Результаты:

Обследовано 25 волонтеров-спортсменов, как занимавшихся систематически спортом с высокой физической нагрузкой, так и студентов, не имевших регулярной физической нагрузки.

Установлено, что показатели жесткости мышцы различаются при измерении на разных сканерах. **Модуль Юнга двуглавой мышцы плеча в свободном состоянии при продольном и поперечном измерении на сканере Acuson составил соответственно $17,12 \pm 3,58$ кПа и $5,24 \pm 0,73$ кПа, а на сканере Aixplorer $23,31 \pm 2,18$ кПа и $8,24 \pm 1,11$ кПа.** Это количественное расхождение в определении жесткости мягких биологических тканей может быть обусловлено различиями в технологии точечной (Acuson) и двухмерной (Aixplorer) эластографии сдвиговой волной и требует введения поправочного коэффициента.