



DOI: 10.15593/RZhBiomech/2017.2.06  
УДК 534.64

## УПРУГОСТЬ И ВЯЗКОСТЬ ПОВЕРХНОСТНЫХ ТКАНЕЙ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ЧЕЛОВЕКА

А.И. Дьяченко<sup>1-4</sup>, М.В. Веремьева<sup>1,2</sup>, Е.С. Фомина<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Отдел экологических и медицинских проблем Института общей физики им. А.М. Прохорова РАН, Россия, Москва, ул. Вавилова, 38, e-mail: mar33567736@yandex.ru

<sup>2</sup> Факультет биомедицинской техники Московского государственного технического университета им. Н.Э. Баумана, Россия, Москва, Бригадирский пер., 14, e-mail: fomina153@mail.ru

<sup>3</sup> Лаборатория физиологии и биомеханики кардиореспираторной системы Государственного научного центра РФ – Института медико-биологических проблем РАН, Россия, Москва, Хорошевское шоссе, 76а.

<sup>4</sup> Кафедра физики живых систем Московского физико-технического института (университета), Россия, Долгопрудный, Институтский пер., д. 9., e-mail: alexander-dyachenko@yandex.ru

**Аннотация.** Целью работы являлось определение вязкоупругости поверхностных мягких тканей грудной клетки человека. С помощью вибрационного вискоэластометра ВВЭМ-5 измерили упругость  $E$  и вязкость  $V$  слоя поверхностных мягких тканей, находящегося под индентором, колеблющимся на частоте 40 Гц. При этом использовали реологическую модель Фойгта. Применяя модель однородного вязкоупругого слоя, расположенного на жестком основании, нашли величины модуля сдвига  $\mu$  и коэффициента сдвиговой вязкости  $\eta$  среды слоя поверхностных тканей. В исследованиях участвовали 12 здоровых добровольцев – мужчин в возрасте от 19 до 22 лет. У каждого испытуемого измерили вязкость и упругость, а также толщину слоя поверхностных мягких тканей, расположенных в шести различных точках на правой стороне поверхности грудной клетки. Для более наглядного представления о характере распределения упругости и вязкости тканей по поверхности грудной клетки величины упругости и вязкости представлены как в виде исходных размерных, так и в виде относительных величин, нормированных на средние значения упругости и вязкости данного испытуемого. Всего проведено 323 измерения вязкости и упругости. Обнаружено, что распределения величин вязкости и упругости не являются нормальными, они больше похожи на логнормальные. В пяти из шести точек измерения вязкоупругих свойств у всех испытуемых проводились в фиксированных областях. Исследовали локальные различия вязкости и упругости тканей в этих областях. Обнаружили, что вязкость поверхностных тканей, расположенных ближе к подмышечной впадине, больше, чем в других исследованных областях грудной клетки. Таким образом обнаружены локальные различия вязкости тканей и рассмотрена проблема влияния вязкоупругости поверхностных тканей на результаты измерения вибраций тканей с использованием контактных датчиков.

**Ключевые слова:** сдвиговые вязкость и упругость, вискоэластометр, поверхностные мягкие ткани, грудная клетка, измерение вибраций поверхности, вибрационная вискоэластометрия.

### ВВЕДЕНИЕ

Реологические свойства биологических тканей определяют их напряженно-деформированное состояние при различных механических воздействиях на поверхность тела. В первую очередь, можно говорить об упругости и вязкости тканей,

© Дьяченко А.И., Веремьева М.В., Фомина Е.С., 2017

Дьяченко Александр Иванович, д.т.н., заведующий лабораторией физики живых систем, Москва

Веремьева Мария Владимировна, студент факультета биомедицинской техники, Москва

Фомина Екатерина Сергеевна, студент факультета биомедицинской техники, Москва

рассматриваемых в рамках той или иной реологической модели. Эти параметры важны в диагностических задачах, когда по отклонению от «нормальных» величин или по динамике изменения их можно оценить развитие заболеваний или их лечение [5, 11, 15, 18].

Вязкоупругие свойства поверхностных тканей грудной клетки человека во многом определяют реакцию грудной клетки на вибрационные и перкуSSIONные воздействия. При акустических частотах вязкоупругие свойства влияют на прохождение звука через мягкие ткани и результаты применения акустических методов диагностики заболеваний [3].

Для описания вязкоупругих свойств мягких биологических тканей используются различные реологические модели, а для измерения параметров этих моделей – различные экспериментальные методы [16]. Отметим, что разные методы могут давать сильно различающиеся величины вязкоупругих параметров [4, 16]. Например, методы растяжения мышечной ткани дают модуль Юнга на несколько порядков больше, чем методы вдавливания. Это связывают с меньшими размерами деформирующихся участков в окрестности вдавливаемого индентора и более легким перетеканием внеклеточной жидкости по сравнению с затрудненным перетеканием в больших размерах растягиваемой ткани [16].

При больших деформациях необходимо использовать нелинейные модели мягкой ткани [7], а малые деформации позволяют применять линейные модели, в которых величины напряжений и деформаций, а также их производных по времени связаны линейными уравнениями. На реологических диаграммах такие модели представляются как комбинации нескольких упругих и вязких элементов. Примерами таких моделей вязкоупругости являются модели Фойгта, Максвелла, Кельвина (называемая также моделью Кельвина–Зинера), Бюргерса, Бранкова, содержащие от двух до пяти элементов [10]. Для решения задачи идентификации параметров целесообразно выбирать простые модели, описывающие основные черты поведения ткани при нагрузках. Простейшими являются модели Максвелла и Фойгта, каждая из которых содержит по одному упругому и вязкому элементу. Обе модели описывают свойства упругости и вязкости, наличие сдвига фаз между деформациями и напряжениями, но неадекватно описывают поведение мягких тканей в определенных условиях. Модель Фойгта описывает текучесть до определенной деформации при постоянном напряжении, но в ней не может быть релаксации напряжений при постоянной деформации. В модели Максвелла при постоянном напряжении деформация возрастает неограниченно, а при постоянной деформации напряжение релаксирует до нуля. Для описания свойств мышечной ткани с покрывающим ее слоем кожи и подкожно-жировой ткани модель Фойгта используется наиболее часто [6, 8], хотя модель Максвелла также применяется [10]. Далее мы используем модель Фойгта.

В неинвазивных методах вибрационной диагностики [4–6, 8, 9] на поверхности мягкой ткани создают вибрации, далее измеряют поверхностный импеданс [9] или с помощью ультразвука либо иного средства наблюдения анализируют вибрации участков ткани, находящихся глубоко под поверхностью [6].

Ранее в литературе приводились результаты отдельных измерений вязкоупругих свойств мягких тканей поверхности грудной клетки человека [5, 12], но систематические исследования, тем более по разным участкам поверхности грудной клетки, не были представлены.

Цель нашей работы – с помощью импедансного метода измерить упругость и вязкость мягких тканей в нескольких областях на поверхности грудной клетки здорового человека. Результаты данной работы ранее были представлены на конференции [13].

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### Метод измерения

Вязкоупругие характеристики тканей были определены с помощью аппаратно-программного комплекса «Вибрационный вискоэластометр ВВЭМ-05», разработанного Е.М. Тиманиным [9]. В данном приборе специализированный вибродатчик легко прижимается индентором к поверхности тканей. Цилиндрический индентор диаметром 8 мм колеблется на частоте 40 Гц с амплитудой около 0,1 мм. Вибродатчик содержит акселерометр для регистрации ускорения индентора  $A$ , а также датчики силы для регистрации силы статического давления индентора на ткани  $F$  и силы сопротивления тканей колебательному движению индентора  $P$ . За каждый период колебаний индентора находятся действительная и мнимая части динамической жесткости тканей

$$K = \frac{-\omega^2 P}{A}, \quad (1)$$

где  $\omega$  – круговая частота колебаний индентора, а из них определяются эффективные модули сдвиговой упругости ( $E$ ) и вязкости ( $V$ ) в модели вязкоупругого полупространства (для тела Фойгта):

$$E = \frac{\operatorname{Re} K}{4d}, \quad (2)$$

$$V = \frac{\operatorname{Im} K}{4d\omega}, \quad (3)$$

здесь  $d$  – диаметр индентора. Сила статического давления индентора на ткани  $F$  регистрируется синхронно с величинами  $E$  и  $V$  и используется для стабилизации условий их измерения за счет организации в управляющей программе звуковой биологической обратной связи по  $F$ .

Если слой ткани толстый (полубесконечное пространство) и однородный по механическим свойствам, то эффективные модули сдвиговой упругости  $E$  и вязкости  $V$  равны соответственно модулям сдвиговой упругости  $\mu$  и вязкости  $\eta$  ткани. Если слой ткани однородный и имеет конечную известную толщину  $h$ , то модули упругости  $\mu$  и вязкости  $\eta$  ткани связаны с величинами  $E$ ,  $V$ ,  $h$ ,  $d$  более сложными соотношениями. Они вычислялись с помощью программы  $VEM-5$ , входящей в аппаратно-программный комплекс «Вибрационный вискоэластометр ВВЭМ-05», по модели одного слоя ткани Фойгта постоянной толщины, расположенного на плоской твердой поверхности. По сравнению с податливым слоем мягкой ткани (кожи, подкожной жировой клетчатки) лежащая под этим слоем реберная клетка является твердой. Хотя поверхность реберной клетки не является вполне плоской, расстояние между ребрами в несколько раз больше диаметра индентора и «глубины» межреберных углублений. Поэтому модель слоя мягкой ткани, расположенного на твердом основании, представляется вполне применимой для боковой поверхности грудной клетки.

Толщину слоя мягких тканей на поверхности грудной клетки определяли как половину толщины складки, полученной после легкого защипывания тканей.

### Испытуемые и области измерения вязкоупругости

Измерения вязкоупругих свойств мягких тканей грудной клетки проводили с участием группы здоровых добровольцев – 12 мужчин, имеющих следующие параметры: возраст – 19–22 г., рост –  $179,8 \pm 6,9$  см, вес –  $72,6 \pm 8,9$  кг, индекс массы тела –  $22,4 \pm 2,1$  кг/м<sup>2</sup>. Окружность грудной клетки после максимального вдоха,

спокойного и максимального выдоха равна  $96,3 \pm 5,6$ ;  $91,2 \pm 6,7$ ;  $88,4 \pm 6,9$  см соответственно.

У каждого добровольца измеряли вязкоупругие свойства поверхностных тканей в шести точках на поверхности грудной клетки справа. Одна точка, называемая далее «центральная», выбиралась над межреберным пространством на определенном расстоянии от подмышечной впадины, составлявшем от 8 до 13 см по вертикали и от 0 до 3 см по горизонтали. Затем вокруг центральной точки также над межреберьями выбирались положения других четырех основных точек (рис. 1).

Вдоль того же межреберья, где была расположена центральная точка, на расстояниях  $5,1 \pm 0,5$  и  $5,0 \pm 0,8$  см (среднее  $\pm SD$ ) располагались соответственно точки «верхняя вдоль» и «нижняя вдоль». Перпендикулярно к межреберью, где была расположена центральная точка, на расстояниях  $4,5 \pm 1,0$  и  $4,6 \pm 1,0$  см от центральной точки располагались соответственно точки «верхняя поперек» и «нижняя поперек». У каждого добровольца, кроме указанных пяти точек, расположенных систематически, на правой стороне грудной клетки произвольно выбиралась еще одна точка, где измеряли вязкоупругие свойства тканей. Так как у разных испытуемых расположения точек измерения немного различались, то при анализе групповых данных будем говорить о соответствующих областях на поверхности правой стороны грудной клетки.

#### Измерения и обработка данных

В выбранных точках оператор прижимал вибродатчик к поверхности грудной клетки с силой прижатия  $20 \pm 2$  г. В каждой точке проводили по 2–6 тестов (записи величин  $E$  и  $V$ ) суммарной длительностью 2–3 мин. При этом в каждом тесте

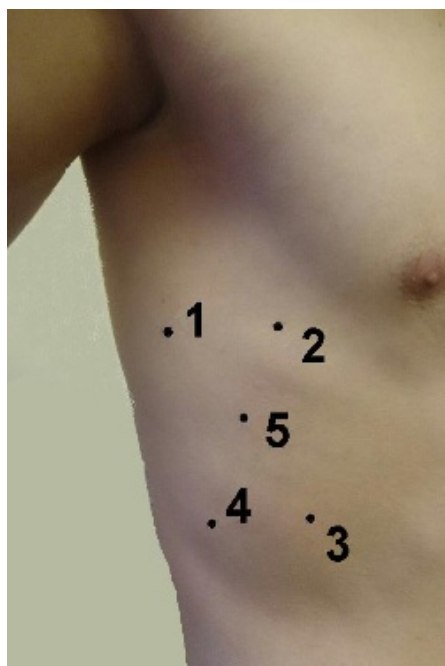


Рис. 1. Характерное расположение пяти основных точек измерения вязкоупругих свойств поверхностных тканей на грудной клетке (на примере одного из добровольцев). Цифрами обозначены точки: 1 – «верхняя вдоль», 3 – «нижняя вдоль», 2 – «верхняя поперек», 4 – «нижняя поперек», 5 – центральная

получали от 10 до 400 значений величин  $E$  и  $V$ , в среднем примерно по 100 значений на тест. В каждом отдельном тесте в программе *VEM5* вычисляли средние по данному тесту величины  $E$ ,  $V$  и  $SD$  (стандартное отклонение) величин  $E$ ,  $V$ .

Далее по данным каждого теста в программе *VEM-5* определяли модуль сдвиговой упругости  $\mu$  и коэффициент сдвиговой вязкости  $\eta$  в однослойной модели вязкоупругой мягкой ткани (тело Фойгта), находящейся на твердой поверхности.

Затем для каждой точки на поверхности грудной клетки и каждого испытуемого нашли характеристики распределений величин  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$  (максимальные и минимальные величины, медианы, квартили, средние значения, межквартильный разброс и  $SD$ ).

Далее полученные медианы и средние  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$ , а также межквартильный разброс и  $SD$  величин  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$ , определенные для каждой точки поверхности грудной клетки у каждого человека, рассматривались как первичные экспериментальные данные. Для их статистической обработки использовали непараметрические методы и пакет *Statistica 8*. В качестве границы статистической значимости выбрана величина  $p = 0,05$ .

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Всего у 12 человек во всех шести (в пяти основных и одной дополнительной) областях поверхности грудной клетки было проведено 323 измерения вязкости и упругости.

Для более наглядного представления о характере распределения упругости и вязкости тканей по поверхности грудной клетки величины упругости и вязкости представлены также в виде относительных, «нормированных» величин. Для этого у каждого человека найдены средние индивидуальные  $E$ ,  $V$  по всем значениям, измеренным на поверхности его грудной клетки, т.е.  $E_{\text{сринд}}$ ,  $V_{\text{сринд}}$  у каждого испытуемого. Затем найдены

$$E_n = \frac{E}{E_{\text{сринд}}}, \quad (4)$$

$$V_n = \frac{V}{V_{\text{сринд}}}, \quad (5)$$

которые и являются «нормированными» значениями  $E$ ,  $V$ .

Результаты по всем полученным данным представлены в табл. Разброс данных вызван в основном различиями упругости и вязкости в разных областях поверхности грудной клетки у разных людей. При фиксированной точке измерения у одного человека в среднем по всем точкам и испытуемым межквартильные расстояния равны 0,76 кПа, 1,37 Па·с, 0,31 кПа и 0,64 Па·с для  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$  соответственно. Видно, что это значительно меньше, чем соответствующие межквартильные расстояния в таблице.

Распределения параметров вязкости и упругости  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$  и соответствующих нормированных параметров не являются нормальными (гауссовыми) и лучше соответствуют логнормальным функциям. Так, оценка по критерию хи-квадрат показала, что вероятность соответствия распределения  $\mu$  нормальному распределению меньше, чем  $10^{-5}$ , а вероятность соответствия логнормальному распределению равна 0,19. Для той же величины  $\mu$  по критерию Колмогорова–Смирнова статистика критерия  $D$  равна соответственно 0,041 (отличия не значимы,  $p > 0,05$ ) и 0,099 (отличия значимы,  $p < 0,01$ ) для логнормального и нормального распределений.

Распределения нормированной и ненормированной упругости представлены на рис. 2, 3. Видно, что распределения не являются нормальными, они больше похожи на логнормальные. Далее будем рассматривать данные, полученные в указанных пяти основных областях поверхности грудной клетки. Распределения нормированных величин упругости и вязкости по этим областям представлены на рис. 4.

В области «вверх вдоль» величины вязкости расположены в основном в правой половине плоскости рисунка, а в области «центр» смещены влево. В области «вниз поперек» только одно значение  $E_n$  больше единицы, остальные расположены в нижней половине плоскости рисунка. Эти наблюдения позволяют предположить, что в разных областях поверхности грудной клетки свойства тканей могут различаться.

**Величины эффективных модулей сдвиговой упругости  $E$  и вязкости  $V$ , модули сдвиговой упругости  $\mu$  и вязкости  $\eta$  ткани, а также величины, нормированные индивидуальные средние значения этих параметров  $E_n, V_n, \mu_n, \eta_n$ , всего 323 измерения в шести точках поверхности грудной клетки у 12 человек**

Переменная	Среднее	Медиана	Минимум	Максимум	$LQ$	$HQ$	Стандартное отклонение	$HQ-LQ$
$E$ , кПа	4,3	3,8	0,9	17,4	2,4	5,6	2,4	3,2
$V$ , Па·с	9,1	8,4	2,3	41,6	6,5	10,8	4,0	4,23
$\mu$ , кПа	1,39	1,16	0,16	5,70	0,83	1,72	0,84	0,89
$\eta$ , Па·с	2,9	2,7	0,10	17,7	1,70	3,7	2,0	2,0
$E_n$	1,00	0,91	0,30	3,39	0,71	1,17	0,42	0,46
$V_n$	1,00	0,95	0,35	2,23	0,82	1,13	0,29	0,31
$\mu_n$	1,00	0,95	0,22	2,80	0,73	1,18	0,41	0,45
$\eta_n$	1,00	0,95	0,09	2,64	0,71	1,20	0,42	0,49

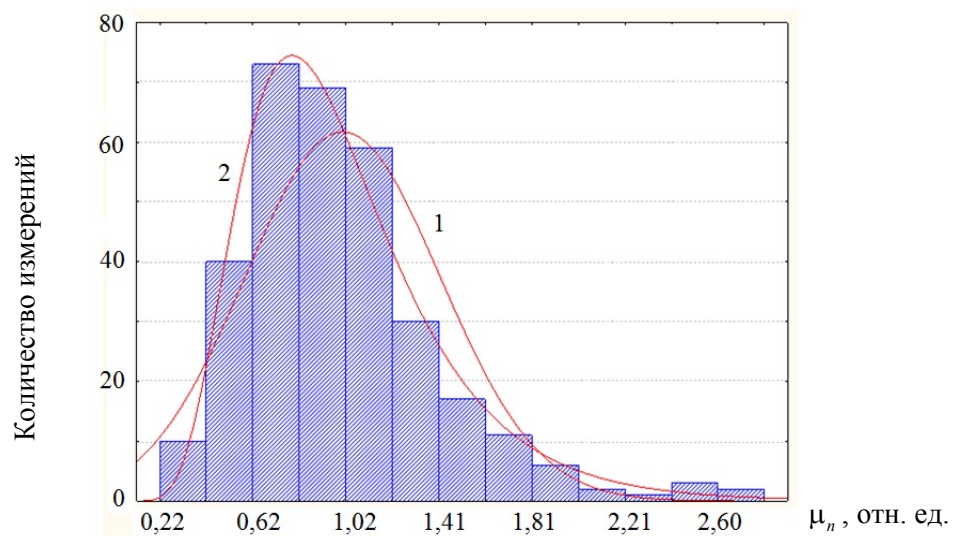


Рис. 2. Гистограмма распределения нормированной величины модуля сдвига и кривые наилучшей нормальной 1 и логнормальной 2 аппроксимаций ( $n = 323$ )

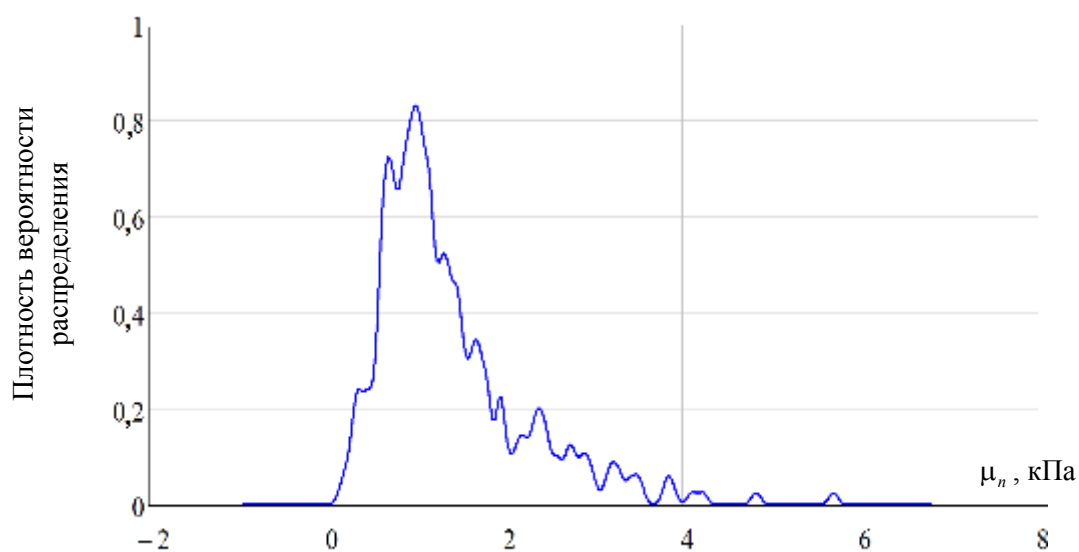


Рис. 3. Функция плотности вероятности распределения величины  $\mu$

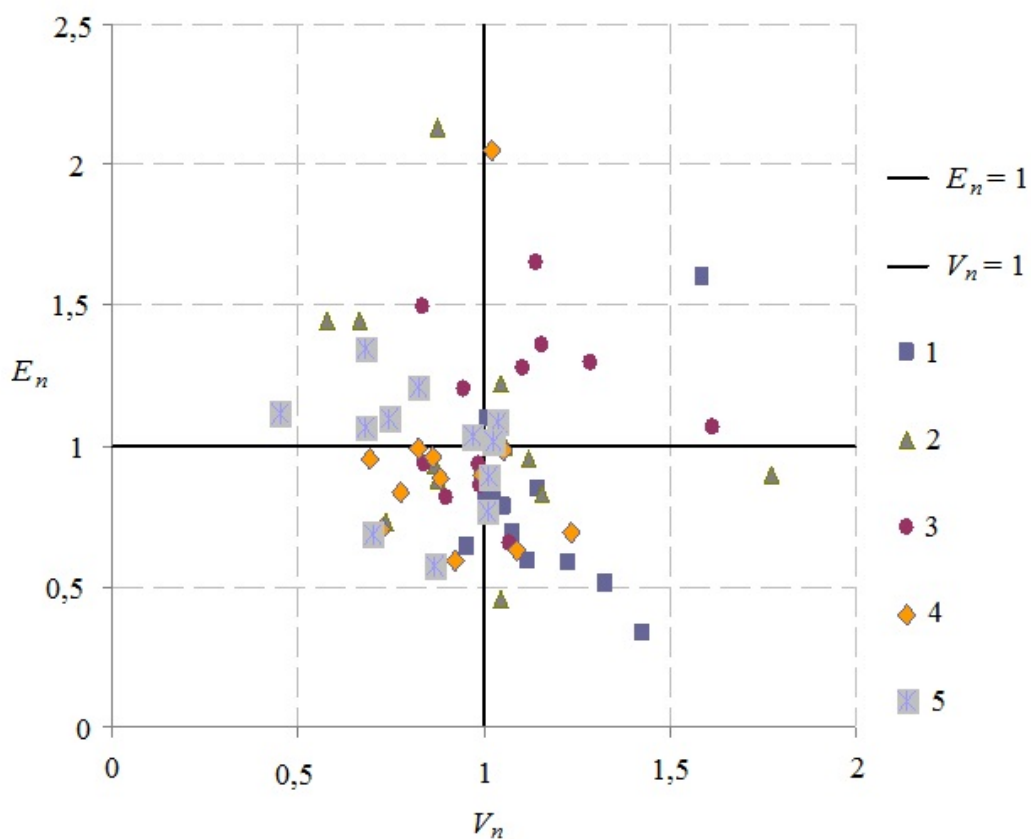


Рис. 4. Нормированные величины упругости и вязкости в пяти областях правой стороны поверхности грудной клетки: 1 – вверх вдоль; 2 – вверх поперек; 3 – вниз вдоль; 4 – вниз поперек; 5 – центр

Для анализа статистической значимости различий вязкоупругих свойств мягких тканей по поверхности грудной клетки использовали ранговый дисперсионный анализ Фридмана – непараметрический вариант дисперсионного анализа повторных измерений [1, 14].

Применяя критерий Фридмана, полученные в разных точках у одного испытуемого величины рассматривали как повторные измерения у одного и того же человека. Величины, определенные в одной области правой стороны грудной клетки у всех 12 человек, образуют одну выборку, состоящую из 12 чисел. Другую выборку образуют величины, определенные в другой области у тех же 12 человек. Таким образом, мы имеем связанные выборки. И так далее по всем областям на поверхности грудной клетки. В итоге получили по пять выборок данных для каждого из рассматриваемых параметров  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$  и соответствующих нормированных величин. Выборки нормированных величин представлены на рис. 5.

Вероятность нулевой гипотезы (того, что измеренные величины во всех пяти областях на поверхности грудной клетки принадлежат одной генеральной совокупности данных) для величин  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$  составляет  $p = 0,16$ ;  $0,0044$ ;  $0,47$ ;  $0,026$  соответственно. Коэффициенты конкордации соответственно равны  $0,14$ ;  $0,32$ ;  $0,07$ ;  $0,23$ . Вероятность нулевой гипотезы и коэффициенты конкордации для нормированных величин такие же, как для ненормированных. В данном случае для величин  $V$ ,  $V_n$ ,  $\eta$ ,  $\eta_n$  малые вероятности  $0,0044$  и  $0,026$  меньше  $0,05$  и предполагают, что данные не входят в генеральную совокупность, т.е. в разных областях грудной клетки эти параметры различаются. На рис. 5 видно, что вязкость в области «вдоль вверх» больше, а в области «центр» меньше, чем в других областях.

Применение критерия Фридмана к данным, в которых исключена одна из областей, показывает, что для параметров  $V$ ,  $V_n$  после исключения области «вдоль вверх» вероятность нулевой гипотезы больше  $0,05$ , а после исключения любой другой области, кроме «вдоль вверх», вероятность нулевой гипотезы меньше  $0,05$ . Таким образом, значения параметров  $V$ ,  $V_n$  в области «вдоль вверх» отличаются от значений в других областях, которые между собой статистически не различаются, в том числе и в области «центр». Аналогичные оценки для параметров  $\eta$ ,  $\eta_n$  показывают, что исключение любой области (в том числе «верхней вдоль» и «центральной») увеличивает вероятность появления нулевой гипотезы до величины, большей  $0,05$ , поэтому нельзя указать одну определенную область, которая достоверно отличается от остальных параметрами  $\eta$ ,  $\eta_n$ .

Таким образом, критерий Фридмана указывает на регионарные различия модулей эффективной вязкости  $V$ ,  $V_n$  и модулей вязкости  $\eta$ ,  $\eta_n$ .

Для того чтобы уточнить, от каких областей отличается область «вдоль вверх», сравнили все параметры в парах: область «вверх поперек» и остальные четыре области, применяя критерий Уилкоксона с поправкой Бонферрони [1, 14]. Поскольку было четыре сравнения, то правка Бонферрони заключалась в том, что значимыми считали величины вероятности нулевой гипотезы, удовлетворяющие условию  $4 \cdot p < 0,05$ . Выявлено, что значения параметров  $V$ ,  $V_n$  в области «вдоль вверх» достоверно больше, чем в областях «вниз поперек» и «центр». А значения  $\eta$ ,  $\eta_n$  в области «вдоль вверх» достоверно больше, чем в области «центр». Другие области по остальным рассматриваемым параметрам между собой статистически не различаются.



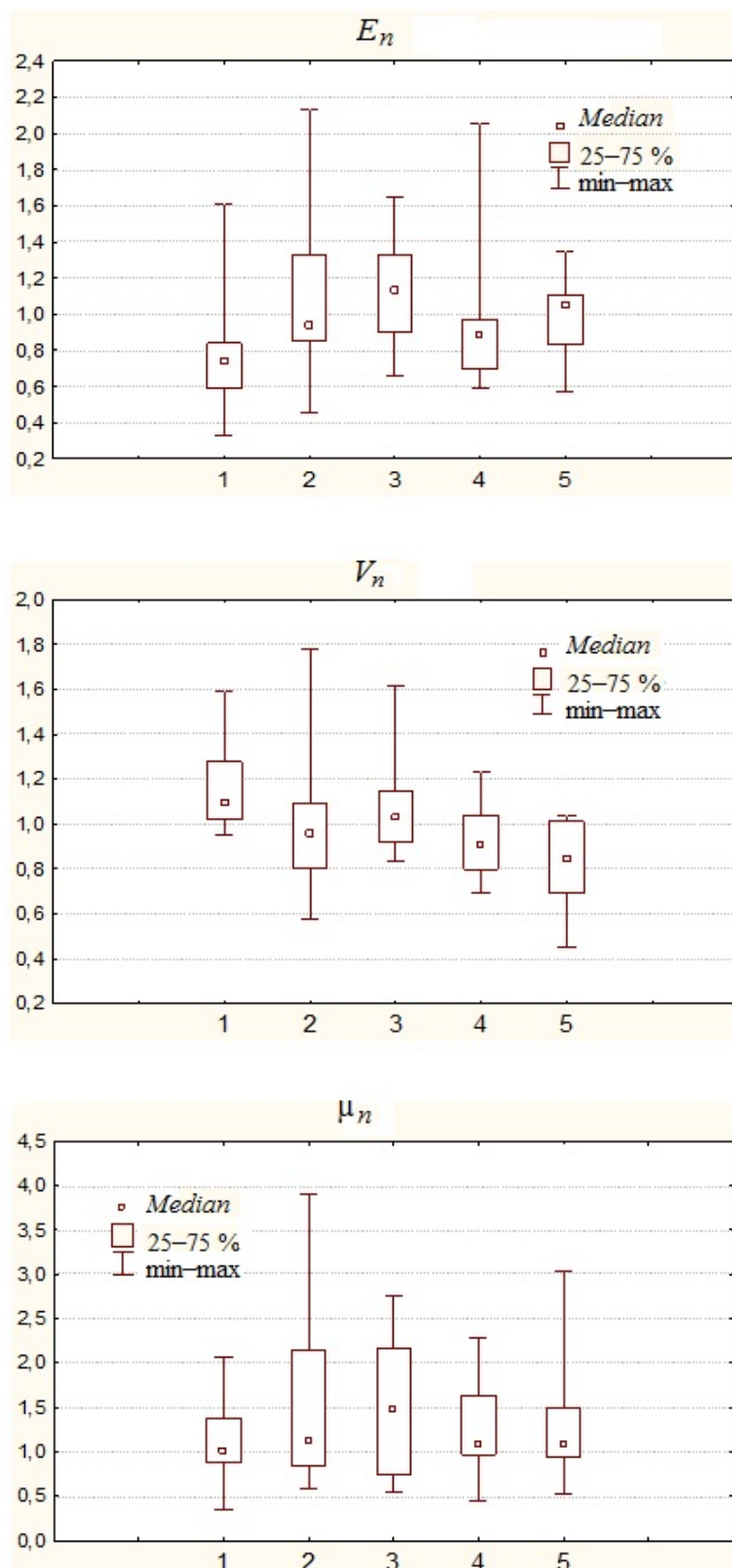


Рис. 5. Значения нормированных величин  $E$ ,  $V$ ,  $\mu$ ,  $\eta$  в пяти областях правой половины грудной клетки: 1 – вверх вдоль; 2 – вверх поперек; 3 – вниз вдоль; 4 – вниз поперек; 5 – центр

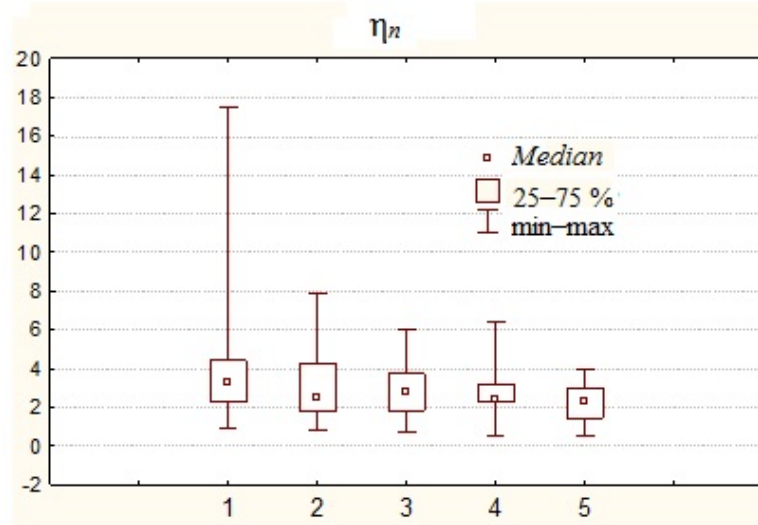


Рис. 5. Окончание

### ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные результаты показывают, что существуют регионарные различия вязкости тканей на поверхности грудной клетки. По-видимому, это связано с регионарными различиями свойств кожи и/или подкожно-жировой клетчатки. Гистологические исследования могут прояснить причины таких различий.

Как мы уже указывали во введении, в литературе имеются только отдельные данные о вязкоупругих свойствах поверхностных тканей грудной клетки. Величины вязкоупругости, полученные нами ранее тем же методом и прибором, которые использовались в настоящей работе, соответствуют новым данным.

Динамический модуль упругости поверхностных тканей был измерен в нескольких точках на поверхности грудной клетки одного человека методом регистрации сопротивления тканей крутильным колебаниям [5]. При этом в каждой точке поверхности проводили по одному измерению. В разных точках поверхности грудной клетки величины модуля различались на пять порядков, что практически не дает возможности сравнить наши результаты с результатами работы [5].

Поэтому сравниваем полученные величины вязкости и упругости с найденными для других участков поверхности тела человека.

Используя модель Фойгта и вискоэластометр такой же модели, как и в наших исследованиях, нашли характерные величины упругости  $E$  и вязкости  $V$  различных мышц, покрытых кожей и подкожно-жировой клетчаткой (трапециевидных мышц шеи, бицепсов плеча, квадрицепсов бедра, икроножных мышц), в состоянии релаксации и после мышечной нагрузки, в норме и при болезни Паркинсона, составляющие соответственно около 5–30 кПа и 10–90 Па·с [8]. Полученные нами величины упругости и вязкости поверхностных тканей грудной клетки близки к нижним границам указанных диапазонов для мышц.

Определение механических свойств вязкоупругого слоя ткани Фойгта на основе импедансных измерений в диапазоне частот от 120 до 260 Гц [6] для поверхностных тканей предплечья штампом диаметром 8 мм дало величину модуля Юнга 8 кПа. Пренебрегая малой объемной сжимаемостью ткани, при которой модуль сдвига в три раза меньше модуля Юнга, из данных [6] получаем  $\mu = 2,7$  кПа. Для этого же штампа в соответствии с данными этой же статьи  $\eta = 2,9$  Па·с. Таким образом, величины

сдвиговой вязкости поверхностных тканей грудной клетки, полученные нами, и сдвиговой вязкости тканей предплечья, оцененные в [6], совпадают.

Полученные величины вязкости и упругости поверхностных тканей грудной клетки, возможно, будут полезны в решении задач диагностики состояния этих тканей. Диагностическое значение вязкоупругости показано для многих тканей [10, 11, 16–18]. При наличии более 50 % злокачественных клеток в тканях предстательной железы их модуль Юнга в несколько раз больше, чем в норме, различие увеличивается с частотой в 2,1 раза на частоте 0,1 Гц и 2,5 раза на частоте 150 Гц [15]. В среднем комплексный модуль Юнга злокачественной ткани в 3,1 раза больше, чем доброкачественной ткани из той же предстательной железы [18]. Следует отметить, что в работах [15, 18] использовали модифицированную модель Фойгта.

Вязкоупругие свойства поверхностных тканей важны не только для оценки их состояния. Они во многом определяют возможность регистрации вибрации поверхностных тканей с помощью контактных датчиков [3]. Датчики обладают некоторой массой, вязкоупругие ткани служат вязкоупругим подвесом, на котором находится корпус датчика [3]. Поэтому колебания датчика отличаются от колебаний ткани, которые были до прикрепления датчика. Наличие вязкоупругого подвеса корпуса датчика не всегда учитывается при анализе возможности регистрации легочных звуков контактными датчиками [2]. Оценки показали, что вязкоупругие свойства поверхностных тканей грудной клетки количественно и качественно влияют на амплитудно-частотные и фазочастотные характеристики контактных датчиков в диапазоне частот перкуSSIONных колебаний грудной клетки и легочных шумов [13].

Вязкоупругие свойства поверхностных тканей важны также для оценки звукового поля, возникающего на поверхности ткани в результате воздействия глубинных или поверхностных источников звуковых колебаний.

### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

Измерили вязкоупругость поверхностных мягких тканей грудной клетки человека и оценили возможные искажения при использовании контактных методов регистрации вибраций этих тканей. С помощью вибрационного вискоэластометра ВВЭМ-5 на частоте 40 Гц измерена упругость  $E$  и вязкость  $V$  поверхностных мягких тканей грудной клетки человека. Выявлены межиндивидуальный разброс параметров упругости и вязкости и локальные различия вязкости тканей. Обсуждена проблема влияния вязкоупругости поверхностных тканей на результаты измерения вибраций тканей с использованием контактных датчиков.

### **БЛАГОДАРНОСТИ**

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 15-01-06246.

### **СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Гланц С. Медико-биологическая статистика: пер. с англ. — М.: Практика, 1998. — 459 с.
2. Гончарова И.Ю. Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона // Акустический вестник — 2000. — Т. 3, № 2. — С. 56–62.
3. Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Дьяченко А.И., Костив А.Е. Сравнение характеристик акустических датчиков различных типов при регистрации звуков, проведенных из полости рта на поверхность грудной клетки человека // Акустический журнал. — 2013. — Т. 59, № 4. — С. 530–538.
4. Пасечник В.И., Бодрова Н.Б., Модянова Е.А. О влиянии процесса измерения на реологические характеристики биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: сб. науч. тр. — Горький, 1989. — С. 92–104.

5. Пашовкин Т.Н., Сарвазян А.П. Механические характеристики мягких биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: сб. науч. тр. – Горький, 1989. – С. 105–115.
6. Сковорода А.Р., Аглямов С.Р. Определение механических свойств вязкоупругого слоя на основе импедансных измерений // Математическое моделирование. – 1997. – Т. 9, № 8. – С. 119–126.
7. Тиманин Е.М. Нелинейные упругие свойства поверхностных тканей тела человека, наблюдаемые методом вдавливания индентора // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 2. – С. 147–157.
8. Тиманин Е.М., Густов А.В., Александрова Е.А., Устимкина М.А. Виброакустические методы и аппаратно-программный комплекс для неврологической диагностики // Фундаментальные науки медицины. Биофизические медицинские технологии. – М.: МАКС Пресс, 2015. – Т. 2. – С. 194–215.
9. Тиманин Е.М., Еремин Е.В. Аппаратно-программные комплексы для вибрационной вискоэластометрии биологических мягких тканей // Альманах клинической медицины. – 2008. – Т. XVII. Часть 2. III Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине». – М.: МОНИКИ, 2008. – С. 143–146.
10. Федоров А.Е., Лохов В.А. О применении теории вязкоупругости в эстетической хирургии // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 4. – С. 34–46.
11. Щуров В.А. Динамика биомеханических свойств кожных покровов, стенок артерий и скелетных мышц при увеличении продольных размеров конечности // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 2. – С. 221–229.
12. Dyachenko A., Timanin E., Vasiliev V., Mikhaylovskaya A., Semenov Yu. Elastic waves and viscoelasticity of the surface tissues on the human chest wall // 7th World Congress of Biomechanics, Boston, 6–11 July 2014. – Boston, USA: Organ Biomechanics. – P. 731.
13. Dyachenko A., Veremyeva M., Fomina E. Elasticity and viscosity of human chest wall surface tissues and their effect on registration of lung sounds // 41st Annual Conference of International Lung Sounds Association, 7–8th October 2016. – Tokyo, Japan. – P. 20.
14. Electronic statistics textbook [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.statsoft.com/textbook> (дата обращения: 25.09.2016).
15. Hoyt K., Castaneda B., Zhang M., Nigwekar P., di Sant’Agnese A., Joseph J.V., Strang J., Rubens D.J., Parker K.J. Tissue elasticity properties as biomarkers for prostate cancer // Cancer Biomark. – 2008. – Vol. 4, № 4–5. – P. 213–225.
16. McKee C.T., Last J.A., Russell P., Murphy C.J. Indentation versus tensile measurements of Young’s modulus for soft biological tissues // Tissue engineering: Part B. – 2011. – Vol. 17, № 3. – P. 155–164.
17. Nemoto T., Kubota R., Murasawa Y., Isogai Z. Viscoelastic Properties of the human dermis and other connective tissues and its relevance to tissue aging and aging-related disease [Электронный ресурс] – URL: <http://www.intechopen.com/books/viscoelasticity-from-theory-to-biological-applications/viscoelastic-properties-of-the-human-dermis-and-other-connective-tissues-and-its-relevance-to-tissue> (дата обращения: 25.10.2016).
18. Zhang M., Nigwekar P., Castaneda B., Hoyt K., Joseph J.V., di Sant’Agnese A., Messing E.M., Strang J.G., Rubens D.J., Parker K.J. Quantitative characterization of viscoelastic properties of human prostate correlated with histology // Ultrasound in Medicine and Biology. – 2008. – Vol. 34, № 7. – P. 1033–1042.

## **ELASTICITY AND VISCOSITY OF SURFACE TISSUES OF THE HUMAN CHEST WALL**

**A.I. Dyachenko, M.V. Veremyeva, E.S. Fomina (Moscow, Russia)**

The purpose of this work was a study of viscoelasticity of the human chest wall soft tissues. By virtue of vibrational viscoelastometer VVEM-5, we have measured elasticity and viscosity of soft tissue surface layer beneath an indenter, oscillating at a frequency 40 Hz. Voight rheological model was accepted. A shear elasticity modulus  $\mu$  and a shear viscosity  $\eta$  of a soft tissue surface layer attached to a rigid basement were obtained. Twelve normal male volunteers aged from 19 to 22 years participated in the study. In 6 different locations of the right chest wall surface of each volunteer, we measured viscosity, elasticity and thickness of

the soft tissue layer. To provide more vivid presentation of soft tissue elasticity and viscosity distributions over chest wall surface, we presented elasticity and viscosity in the original dimensional data as well as in relative values normalized to mean elasticity and viscosity of each test subject. In total, we obtained 323 values of elasticity and viscosity of chest wall surface tissues. Distributions of elasticity and viscosity were not normal, they resembled log-normal distributions. In all test subjects, there were the same five locations of measurements. We searched if there are differences of elasticity and viscosity in those five locations and observed these differences. Viscosity of chest wall surface tissues located closer to an axillary crease was greater than viscosity in other studied positions over chest wall surface. We considered effects of chest wall surface tissue viscoelasticity on measurements of soft tissue vibrations by virtue of contact sensors.

**Key words:** shear elasticity and viscosity, viscoelastometer, surface soft tissue, chest wall, surface vibration measurement, vibrational viscoelastometry.

*Получено 23 марта 2017*