

Разработка метода для исследования грудной клетки с помощью низкочастотных упругих волн

Аннотация

Разработан лабораторный макет аппаратно-программного комплекса (АПК), обеспечивающего управляемое и контролируемое постукивание грудной клетки и регистрацию отклика на постукивание. АПК включает в себя постукивающий вибратор с акселерометром, второй акселерометр и электронный блок для генерации ударов по грудной клетке и регистрации вибраций грудной клетки. Измеряется ускорение индентора ударника и второго акселерометра, приклеиваемого к поверхности грудной клетки на расстоянии 2...10 см от места воздействия. По измеренным ускорениям найдены зависимости от частоты модуля и фазы локальной передаточной функции у здоровых добровольцев. Найдены групповая скорость и зависимость фазовой скорости упругих волн от частоты. Данные методы определения локальных биомеханических характеристик грудной клетки с помощью низкочастотных упругих волн предлагаются для апробации в задачах биомедицинской диагностики состояния органов грудной клетки человека.

Существуют различные инструментальные методы вибрационной диагностики состояния мягких биологических тканей [1]. В той части, которая касается возбуждения резонансных колебаний органов и тканей, эти инструментальные методы имеют общие черты с методом перкуссии [2]. Обследуя состояние органов и тканей человеческого тела методом перкуссии, врач совершает легкие удары по поверхности тела человека и выслушивает возникающие при этом звуки. С целью заменить врача разрабатывается аппаратная перкуссия как диагностический метод, основанный на объективных данных о перкуторных звуках [3]. Среди многочисленных методов акустической диагностики состояния дыхательного тракта человека [4] вибрационная диагностика занимает особое место, так как в ней имеется возможность контролировать прошедшее и исходное вибрационные воздействия. Мы полагаем, что целесообразно разрабатывать такую аппаратуру и методы вибрационной диагностики, которые бы реализовывали данную возможность. Аппаратура должна включать в себя ударник-вибратор для генерации «перкуSSIONных» вибраций поверхности грудной клетки, датчики вибраций и методы их анализа. Во время перкуSSIONных постукиваний, кроме собственных колебаний грудной клетки, возникают и упругие волны, распространяющиеся по грудной клетке от места нанесения перкуSSIONного удара. Измерение характеристик низкочастотных упругих волн может дать важную информацию о биомеханических свойствах грудной клетки.

Целью рассматриваемой работы была разработка аппаратно-программного комплекса и методов для исследования биомеханических характеристик грудной клетки с помощью низкочастотных упругих волн.

Макет аппаратно-программного комплекса и методы исследования

Разработанный лабораторный макет аппаратно-программного комплекса (АПК), предназначенного для исследования биомеханических характеристик грудной клетки с помощью низкочастотных упругих волн, включает в себя следующие компоненты:

- 1) электронный блок для подачи управляющего сигнала на ударник-вибратор и регистрации отклика грудной клетки, обеспечивающий измерение ускорения поверхности грудной клетки на некотором расстоянии от вибратора;
- 2) управляемый ударник-вибратор, содержащий цилиндрический индентор (пуансон), смонтированный на подвижной индуктивной катушке, расположенной в поле неподвижного постоянного магнита, и акселерометр, обеспечивающий измерение ускорения подвижного вибратора;
- 3) акселерометр с диаметром 2,5 см и массой 5,5 г, обеспечивающий измерение ускорения поверхности грудной клетки на некотором расстоянии от вибратора.

На рис. 1 показан пример расположения акселерометра и ударника-вибратора, прижимаемого рукой исследователя к грудной клетке обследуемого человека.



Рис. 1. Пример расположения акселерометра и ударника-вибратора, прижимаемого рукой исследователя к грудной клетке обследуемого человека

В ходе разработки методов нанесения перкуSSIONного постукивания индентора ударника-вибратора по поверхности грудной клетки мы сравнили три режима воздействия: 1) постукивание производится непосредственно по поверхности кожи грудной клетки; 2) постукивание производится по плессиметру, т. е. прикрепленной к поверхности грудной клетки пластинке; 3) с помощью двусторонней липкой ленты обеспечивается хороший постоянный механический контакт индентора ударника-вибратора с вибрационной пластинкой (т. е. с плессиметром) и плессиметра с поверхностью грудной клетки обследуемого. Качество контакта определяется визуально по следующим признакам: видно, как поверхность кожи грудной клетки перемещается в сторону грудной клетки и обратно; амплитуда перемещений плессиметра равна примерно 0,5 мм.

Второй, отдельный, акселерометр всегда прикрепляется к поверхности грудной клетки с помощью двусторонней липкой ленты.

В первом режиме возможно перемещение ударника-вибратора по поверхности грудной клетки с одновременной регистрацией ускорения индентора и отдельного акселерометра. Поэтому первый режим позволяет быстрее обеспечить постукивание грудной клетки в разных участках и тем самым быстрее решить задачу исследования распределения биомеханических характеристик грудной клетки.

Во втором режиме постукивание получается более резким, что обеспечивает большую насыщенность спектра постукивания высокими частотами.

В первом и втором режимах во время обратного хода индентора возможен его отход от поверхности грудной клетки, поэтому ускорение, измеряемое акселерометром ударника-вибратора, может отличаться от ускорения поверхности в месте удара.

Третий режим гарантирует равенство ускорений индентора и поверхности тела в зоне удара.

На основе элементов сейсмодатчика СВ-10Ц (постоянный магнит и катушка) изготовлен ударник-вибратор, обеспечивающий получение импульсных и гармонических вибраций индентора. Ударник-вибратор содержит встроенный акселерометр, обеспечивающий контроль колебаний индентора. Максимальная амплитуда ускорения индентора составляет порядка 10 м/с^2 . Электронный блок для подачи сигнала вибраций на ударник-вибратор, усиления и оцифровки сигналов акселерометров включает в себя звуковую карту SB Creative Connect с одним задействованным каналом ЦАП и двумя каналами АЦП, а также усилители сигналов. Параметры усилителей обеспечивают возможность задания импульсных (ударных) воздействий на объект с частотами от 5 до 200 Гц и с регистрацией вибраций в полосе до 4 кГц. Управление АПК осуществляется посредством программы SpectraLab, версия 4.32. Предварительно на персональный компьютер устанавливаются драйверы для SB Creative Connect и файл с калибровками акселерометров.

Разработаны методика и алгоритмы проведения исследования при фиксированном положении ударника-вибратора и второго акселерометра. Обследуемый выполняет заданный дыхательный маневр, после которого задерживает дыхание. Оператор легко прижимает вибратор к вибрационной пластине и запускает программу, создающую колебания вибратора и регистрацию ускорений. В течение 10...15 с регистрируются ускорение индентора и ускорение отдельного акселерометра в виде звукового файла .wav. Динамика ускорений и подробности используемых дыхательных маневров представлены в наших работах [5], [6].

Результаты и обсуждение

С помощью разработанного макета аппаратно-программного комплекса исследовано распространение низкочастотных упругих волн на поверхности грудной клетки у здоровых добровольцев, мужчин в возрасте от 20 до 21 года. По сигналам ускорения индентора и отдельного акселерометра с помощью программы SpectraPlus определена когерентность ускорения соответствующих участков поверхности грудной клетки, а также найдены модуль и фаза передаточной функции распространения механического возбуждения. Для анализа используется диапазон частот, в котором у второго акселерометра амплитуда сигнала превышает амплитуду шума не менее чем на 20 дБ. В большинстве исследований это выполнялось в диапазоне частот от 20 до 1500 Гц.

Полный анализ полученных результатов является предметом других статей. В нашей работе [5] анализируется зависимость модуля передаточной функции от частоты, характеризующая биомеханические свойства грудной клетки. Здесь мы опишем разработанные методы определения фазовой и групповой скоростей упругих волн и представим характерные результаты, полученные у ряда испытуемых.

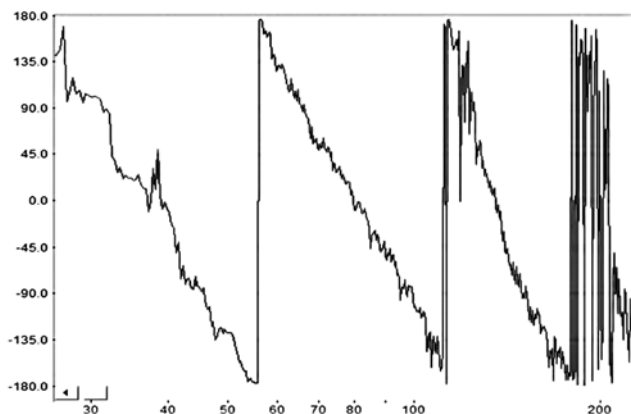


Рис. 2. Пример экспериментальной зависимости фазы передаточной функции от частоты: по оси абсцисс – частота, Гц; по оси ординат – фаза, град

В диапазоне низких (от 30 до 100 Гц) и средних (от 100 до 200 Гц) частот у большинства испытуемых найдена высокая когерентность на уровне 0,8...0,9 и характерное снижение фазы передаточной функции с частотой (рис. 2). У некоторых испытуемых и в диапазоне высоких частот от 200 до 400 Гц области когерентности остаются на уровне 0,6...0,7 и наблюдается такое же характерное снижение фазы передаточной функции с частотой. Такая зависимость фазы передаточной функции от частоты соответствует бегущей волне. Действительно, записывая фазу одномерной бегущей волны в комплексном виде как $e^{i(\omega t - kx)}$, получаем для гармонической волны разность фаз ϕ двух участков поверхности грудной клетки, находящихся на расстоянии x : $\phi = -2\pi x / \lambda = -\omega \cdot x / c$, где t – время; ω – угловая частота; c – фазовая скорость; λ – длина волны; $\pi = 3,14$. Если частота изменяется, то сдвиг фазы тоже изменяется: $\Delta\phi = -\Delta\omega \cdot x / c$. Когда фаза достигает $-\pi = -180^\circ$, происходит перескок фазы до $+\pi = +180^\circ$.

В диапазоне частот от 20 до 500 Гц выбраны частотные диапазоны протяженностью от 20 до 200 Гц с хорошей когерентностью и наличием четкого снижения фазы с частотой. В этих диапазонах частот проведена линейная аппроксимация зависимости фазы от частоты. Найдены достоверность аппроксимации и коэффициенты линейной регрессии зависимости фазы от частоты. Достоверность аппроксимации R^2 показывает, насколько линейна зависимость фазы от частоты. Полностью линейной зависимости соответствует $R^2 = 1$. Далее по уравнению $c = -\Delta\omega \cdot x / \Delta\phi$ найдены величины фазовой скорости. Таким образом, для каждого вычисленного значения фазовой скорости получали также «достоверность ее вычисления». На рис. 3 для одного из испытуемых показаны фазовая скорость и достоверность аппроксимации R^2 как функция средней частоты выбранного частотного диапазона. Видно, что на низких и средних частотах до 200 Гц достоверность R^2 близка к 1, а в диапазоне высоких частот свыше 200 Гц достоверность R^2 снижается. Таким образом, в диапазоне низких и средних частот зависимость фазы от частоты хорошо описывается как фаза бегущей волны. По рис. 3 также видно, что существует значительная дисперсия фазовой скорости упругих волн на поверхности грудной клетки. Представлены линейная и сте-

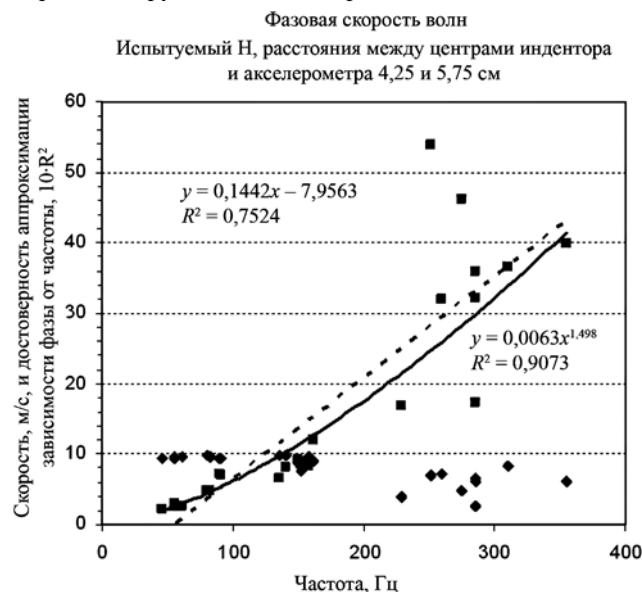


Рис. 3. Зависимость фазовой скорости распространения упругой волны от частоты (квадраты), а также достоверность значений скорости (ромбы) у одного из испытуемых. По оси абсцисс – частота, Гц; по оси ординат – скорость, м/с, и достоверность значений скорости, представленная в единицах $10R^2$, где R^2 – достоверность линейной аппроксимации зависимости фазы от частоты. Представлены также два уравнения регрессии зависимости скорости от частоты: слева сверху – линейная зависимость; справа внизу – степенная зависимость. Здесь R^2 – достоверность соответствующей аппроксимации

пенная аппроксимации зависимости скорости от частоты. Найденные нами значения фазовой скорости волн на поверхности грудной клетки сравним с данными прижизненных ультразвуковых измерений фазовой скорости волн на поверхности легких, находящихся внутри грудной клетки [7]. Для одного человека на частоте 100 Гц в работе [7] получено значение скорости на поверхности легких 2,41 м/с, а оценка скорости волны на поверхности грудной клетки на частоте 100 Гц, по нашим данным, дает 7 м/с. Хотя измерения были проведены на разных людях, можно предположить, что фазовая скорость волн на поверхности грудной клетки значительно превышает фазовую скорость волн на поверхности легких.

Время прохождения упругой волны по поверхности грудной клетки, равное временной задержке между сигналами двух акселерометров, вычисляли с использованием функции кросс-корреляции в программном пакете Origin. Величины задержки, измеренные у 10 добровольцев на нижнем и/или верхнем участках грудной клетки, зависят от объема легких (рис. 4). Задержка при объеме легких, равном функциональной остаточной емкости (ФОЕ), значимо больше задержки при жизненной емкости легких (ЖЕЛ) с открытыми (ЖЕЛ1) и закрытыми (ЖЕЛ2) дыхательными путями ($p = 0,012$ – критерий Уилкоксона). Среднее значение (SD) для ЖЕЛ1 составило 7,9 (3,2) мс, для ЖЕЛ2 – 8,4 (3,1) мс и для ФОЕ – 10,7 (3,7) мс. По-видимому, увеличение времени прохождения волны при ФОЕ вызвано тем, что упругость легочной ткани и грудной клетки меньше при ФОЕ, чем при ЖЕЛ. На одном из испытуемых для нескольких расстояний между индентором и вторым акселерометром определили, что для адекватной оценки скорость волны следует оценивать как отношение задержки к расстоянию между центрами индентора и второго акселерометра. Средняя групповая скорость распространения упругой волны по поверхности грудной клетки этого испытуемого составила 3,8 м/с.

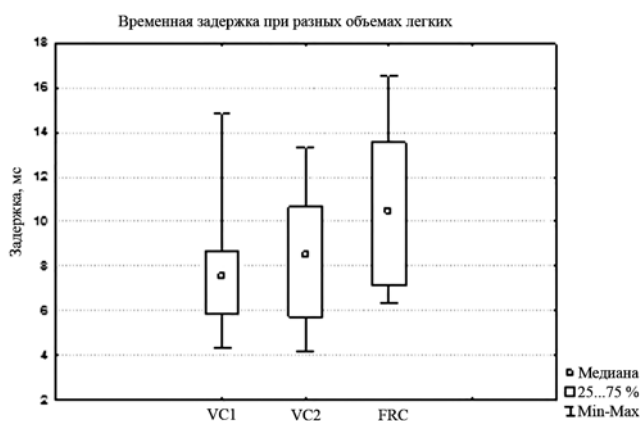


Рис. 4. Время прохождения упругой волны по поверхности грудной клетки (временная задержка между сигналами двух акселерометров): по оси абсцисс – обозначение объема легких, при котором производились измерения: VC1 – ЖЕЛ 1; VC2 – ЖЕЛ 2; FRC – ФОЕ. Показан разброс по группе из 10 человек

Таким образом, нами разработан аппаратно-программный комплекс, обеспечивающий создание управляемого и контролируемого механического воздействия на поверхность грудной клетки и измерение отклика на это воздействие на различных расстояниях от места воздействия. Найдена передаточная функция распространения механического возбуждения по поверхности грудной клетки. Разработаны следующие методы: определение фазовой скорости в диапазоне низких и средних частот, включая зависимость скорости от частоты; определение групповой скорости распространения перкуторного удара по поверхности грудной клетки; определение зависимости модуля передаточной функции от частоты (т. е. фактически зависимости от частоты ослабления передачи перкуторного удара на некоторое расстояние). Разработанные АПК и методы предлагаются для апробации в задачах биомедицинской диагностики состояния органов грудной клетки человека.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 10-07-00486-а.

Список литературы:

1. Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей. Сб. научн. тр. ИПФ АН СССР. – Горький, 1989. 156 с.
2. Кулаков Ю.В. Акустическая диагностика заболеваний легких: возможности методов и перспективы развития // Тихоокеанский медицинский журнал. 2008. № 3. С. 65-68.
3. Батищев Э.М., Бойко И.А., Коренбаум В.И., Костив А.Е., Кулаков Ю.В., Мокеев Д.Н., Почекутова И.А., Тагильцев А.А. Акустическая интраскопия легких на основе спектрального анализа перкуторных звуков // Вестн. нов. мед. технологий. 2003. Т. 10. № 1-2. С. 8-9.
4. Дьяченко А.И., Михайловская А.Н. Респираторная акустика (обзор) // В кн.: Лазерная и акустическая биомедицинская диагностика. Труды ИОФАН. – М.: Наука, 2012. Т. 68. С. 136-181.
5. Dyachenko A., Mikhailovskaya A., Semenov Yu., Timanin E., Vasiliev V. Elastic waves propagation on the surface of the human chest wall // M. Long (Ed.): World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering // IFMBE Proceedings. 2012. Vol. 39. PP. 238-241.
6. Дьяченко А.И., Тиманин Е.М., Васильев В.Н., Михайловская А.Н., Семенов Ю.С. Разработка аппаратно-программного комплекса для исследования распространения упругих волн на поверхности грудной клетки человека / V Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине» (ТКМФ-5). 4-8 июня 2012. Сборник материалов. Т. 2. С. 154-156.
7. Zhang X., Qiang B., Hubmayr R.D., Urban M.W., Kinnick R., Greenleaf J.F. Noninvasive ultrasound image guided surface wave method for measuring the wave speed and estimating the elasticity of lungs: A feasibility study // Ultrasonics. 2011. Vol. 51. PP. 289-295.

Александр Иванович Дьяченко,
д-р техн. наук, зав. лабораторией,
Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН,
ведущий научный сотрудник,
ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН,
профессор,
МГТУ им. Н.Э.Баумана,
г. Москва,
Евгений Михайлович Тиманин,
д-р техн. наук, ведущ. научный сотрудник,
Институт прикладной физики РАН,
г. Нижний Новгород,
Виктор Николаевич Васильев,
начальник научно-производственного отдела,
ООО НПФ «Винар»,
аспирант,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Анна Никитична Михайловская,
мл. научный сотрудник,
Юрий Сергеевич Семенов,
аспирант МФТИ (ГУ),
лаборант,
ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН,
г. Москва,
e-mail: alexander-dyachenko@yandex.ru