

Метод акустической стимуляции дыхательной системы**Аннотация**

Изложен метод акустической стимуляции дыхательной системы для повышения жизненной емкости легких, основанный на взаимодействии акустической волны сканирующей частоты, синхронизированной с ритмом дыхания, с дыхательной системой человека. Диапазон сканирования частоты определяется по результатам измерения частотно-зависимого коэффициента поглощения дыхательной системы и выбирается на уровне -3 дБ относительно максимального значения коэффициента поглощения акустических колебаний.

Введение

Приоритетным направлением повышения функциональных резервов организма человека в настоящее время является применение нелекарственных технологий, к числу которых относятся технологии акустической стимуляции дыхательной системы [1]-[3].

Между легкими и грудной клеткой имеется плевральная полость – щелевидное пространство, выстланное плеврой. Плевра защищает легкие и не дает воздуху просачиваться в грудную полость, а также уменьшает трение между легкими и стенками грудной клетки. Плевральная полость непроницаема для воздуха, и давление в ней на $3...4$ мм рт. ст. ниже, чем в легких. Отрицательная разность давлений в плевральной полости и в легких поддерживается на протяжении всего вдоха, что позволяет альвеолам расправляться и заполнять любое дополнительное пространство, возникающее при расширении грудной клетки. При увеличении давления в альвеолах градиент давлений между плевральной полостью и легкими увеличивается, что, в свою очередь, приводит к более полному раскрытию альвеол. Так, при формировании падающей волны на входе респираторного тракта 130 дБ ($63,2$ Па) изменения градиента давления между легкими и плевральной полостью составляют $4...16\%$, следовательно, можно ожидать пропорционального увеличения жизненной емкости легких (ЖЕЛ).

Акустическая стимуляция дыхательной системы основана на взаимодействии высокоинтенсивной звуковой волны с ротовой полостью. Воздействие на дыхательную систему высокоинтенсивными акустическими колебаниями на резонансных частотах обеспечивает прохождение звукового давления во все воздухоносные пути, что способствует увеличению ЖЕЛ за счет открытия резервных альвеол и увеличения диаметра бронхиол.

Методика

Теоретической основой акустической стимуляции дыхательной системы являются модельные представления респираторного тракта как резонансного звукопоглотителя типа резонатора Гельмгольца [4]-[6].

Математической моделью легких служит резонатор Гельмгольца сложной формы, учитывающей дихотомический принцип построения легочных структур. При этом предполагается, что суммарный объем легких (глубина воздухоносных путей вплоть до альвеол) определяет реактивную компоненту импеданса, а геометрические характеристики воздухоносных путей определяют активную компоненту импеданса. Для исследования резонансных частот дыхательной системы используется акустическая импедансометрия, основанная на модифицированном методе двух микрофонов [7]-[10]. Измеряя компоненты импеданса, можно определить резонансные характеристики легких в процессе дыхания и биофизические характеристики легочных тканей. Активные компоненты импеданса дыхательной системы на разных частотах будут существенно различаться между нормой и патологией [4]-[6], [11], [12]. При распространении акустической волны в бронхах, радиус которых больше 3 мм, активная компонента импеданса –

резистанс (R_1) имеет частотно-зависимый вид, т. е. с увеличением частоты акустических колебаний сопротивление возрастает [13]-[18]. В бронхах, радиус которых меньше 3 мм, формируется так называемое течение Пуазейля, а резистанс от частоты не зависит [13]-[20].

Вид частотной зависимости резистанса может быть использован в качестве диагностического критерия. Для здоровых легких, у которых все воздухоносные пути свободны и открыты, резистанс с увеличением частоты возрастает. Если воздухоносные пути сужены или заполнены мокротами, то происходит вязкостное поглощение акустической волны и резистанс от частоты не зависит. Поведение резистанса на самых низких частотах, когда длина волны вязкости сопоставима с радиусом бронхов, также может служить индикатором состояния бронхов.

Измерение резистанса легких на высоких частотах можно использовать для оценивания состояния легочной ткани. Если резистанс в каком-либо диапазоне частот не увеличивается, это свидетельствует о том, что диаметр бронхов сопоставим с длиной вязкой волны для этой частоты. Такое сопоставление позволяет оценить состояние бронхов высоких порядков и локализовать их патологические изменения.

Для выявления связи измеренного значения резонансной частоты по критерию равенства нулю реактанса дыхательной системы ($Y_1 = 0$) с его геометрическими характеристиками рассмотрим простейший резонатор Гельмгольца. Значение резонансной частоты ($f_{\text{рез}}$) имеет вид

$$f_{\text{рез}} = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{LV}},$$

где c – скорость звука в воздухе; S – площадь сечения «горла» резонатора Гельмгольца диаметра d ($S = \pi d^2 / 4$) или площадь поперечного сечения всех воздухоносных путей; L – длина воздухоносных путей легочной ткани (длина горла резонатора Гельмгольца), м; V – объем резонатора (жизненная емкость легких), м³. Учитывая, что длина воздухоносных путей является константой, изменение резонансной частоты может быть вызвано изменением объема V или площади поперечного сечения воздухоносных путей S .

Результаты и обсуждение

Процедура акустической стимуляции дыхательной системы была проведена на группе из 7 испытуемых – спортсменов мужского и женского пола (двое мужчин и пять женщин). Стимуляция производилась в течение пяти дней подряд. В один день испытуемый перед тренировками подвергался трехкратной акустической стимуляции, общая продолжительность которой составляла 11 мин: каждый сеанс длился по 3 мин с минутным перерывом между сеансами.

Испытуемый берет загубник, соединенный с волноводом, в рот, делает полный вдох, и начинается режим стимуляции [21], [22]. Дыхание во время воздействия осуществляется только через нос, с тем чтобы исключить дыхание с пониженным содержанием кислорода и нарастающим содержанием углекислого газа во вдыхаемом воздухе. Испытуемый регулирует очередность и длительность фаз дыхания в соответствии со све-

товым сигналом. На световом табло, установленном перед испытуемым, загораются два светодиода: синий цвет – фаза вдоха, красный цвет – фаза выдоха. При возрастании частоты акустических колебаний дается сигнал на выдох, а при снижении частоты – сигнал на вдох. Диапазон сканирования частоты определяется по результатам измерения частотно-зависимого коэффициента поглощения дыхательной системы и выбирается на уровне –3 дБ относительно максимального значения коэффициента поглощения акустических колебаний.

Воздействие длится 3 мин, в течение которых испытуемый дышит в заранее определенном для него ритме. По окончании 3-минутного цикла воздействия наступает пауза продолжительностью в 1 мин, во время которой у испытуемого измеряют ЖЕЛ. Затем воздействие продолжается с теми же установками и поддержанием ритма дыхания испытуемого.

До и во время воздействия врач контролирует и заносит в карту испытуемого значения частоты сердечных сокращений, уровень оксигемоглобина и ЖЕЛ. При этом частота сердечных сокращений может изменяться в диапазоне $\pm 20\%$, а уровень оксигемоглобина, регистрируемый пульсоксиметром, не должен снижаться более чем на 5%. В ближайшей перспективе регистрацию показателей состояния испытуемых предполагается реализовать неинвазивно, с применением бесконтактных технологий [23]-[25].

Перед каждым курсом акустической стимуляции осуществляли измерение импедансных характеристик, определяли резонансную частоту, а затем стимулировали дыхательную систему акустической волной на сканирующей частоте в диапазоне максимального поглощения звука на уровне –3 дБ от максимального значения коэффициента поглощения, т. е. от резонансной частоты дыхательной системы испытуемых.

Результаты измерения свидетельствуют, что резонансные частоты дыхательной системы обследованной группы спортсменов находятся в диапазоне 22...40 Гц. В результате проведения акустической стимуляции практически у всей группы испытуемых отмечено увеличение резонансной частоты и резистанса дыхательной системы. Обращают внимание измерения резистанса перед стимуляцией у двух испытуемых с симптомами бронхоспазма и хронического тонзиллита, которые исчезли после стимуляции.

Для контроля ЖЕЛ использовали портативный сухой спирометр, позволяющий регистрировать ЖЕЛ с точностью до 0,1 л. В табл. 1 приведены результаты изменения ЖЕЛ у обследованной группы спортсменов после каждого дня акустической стимуляции дыхательной системы.

Таблица 1

Изменения показателей ЖЕЛ (%) в обследованной группе после акустической стимуляции по сравнению с фоновыми значениями

День стимуляции	Среднее значение, %	Индивидуальное максимальное значение, %	Индивидуальное минимальное значение, %
1-й день	7,4	21,2	0,0
2-й день	1,1	6,7	-4,4
3-й день	0,7	6,4	-9,1
4-й день	2,5	7,1	-2,1
5-й день	3,1	4,8	2,2
Max/начало	12,2	21,2	3,5

В столбце 2 табл. 1 приведены значения изменения ЖЕЛ после трех сеансов стимуляции по сравнению с фоновыми значениями, зарегистрированными перед соответствующим сеансом стимуляции в среднем по группе. В столбцах 3 и 4 приведены индивидуальные максимальные и минимальные значения изменения ЖЕЛ в группе.

Наибольшие изменения произошли после первого дня акустической стимуляции. Величина ЖЕЛ в среднем по группе увеличилась по сравнению с фоновыми значениями на 7,4%,

при этом ее максимальное значение составило 21,2%, а минимальное осталось без изменения.

В следующих строках приведены соотношения ЖЕЛ (в процентах), зарегистрированной после окончания стимуляции текущего дня, к значению, зарегистрированному перед стимуляцией.

В последней строке приведено соотношение максимально зарегистрированного значения ЖЕЛ за весь срок обследования к результатам первичных, фоновых измерений.

Результаты измерения ЖЕЛ свидетельствуют, что при акустической стимуляции дыхательной системы испытуемых произошло увеличение ЖЕЛ.

Кроме того, результаты субъективного опроса по состоянию дыхательной системы свидетельствуют, что после сеансов акустической стимуляции шесть из семи обследованных отметили улучшение и облегчение дыхания.

В соответствии с теоретическими представлениями о резонансных системах, одновременное увеличение объема, т. е. ЖЕЛ и резонансной частоты дыхательной системы, возможно лишь при увеличении площади поперечного сечения воздухоносных путей, т. е. увеличении диаметра воздухоносных путей. Об увеличении диаметра бронхов свидетельствуют результаты измерения импеданса. После нескольких сеансов стимуляции резистанс повышается и приобретает четкую зависимость от частоты, что свидетельствует об отсутствии влияния вязкой волны на процесс поглощения звука.

Заключение

Таким образом, при воздействии на дыхательную систему сканирующими синхронно с ритмом дыхания низкочастотными высокоинтенсивными звуками на резонансных частотах обеспечивается прохождение звукового давления во все воздухоносные пути, что приводит к увеличению ЖЕЛ за счет открытия резервных альвеол и увеличению диаметра бронхов. Важной особенностью и преимуществом разработанного метода является обеспечиваемая возможность неинвазивного увеличения функциональных резервов дыхательной системы, что определяет перспективность его применения в спортивной медицине и в пульмонологии. Однако для широкого использования метода необходимы дополнительные исследования на более репрезентативной группе испытуемых.

Список литературы:

1. Vogel J., Smidt U. Impulse oscillometry: Analysis of lung mechanics in general practice and the clinic, epidemiology and experimental research. – Frankfurt am Main: Pmi Verlagsgruppe GmbH, 1994. 351 p.
2. Ерофеев Г.Г. Влияние биоакустической стимуляции дыхательной системы спортсменов на жизненную емкость легких // Исследования и практика в медицине. 2018. Т. 5. № 2. С. 80-85.
3. Ерофеев Г.Г., Разинкин С.М., Драган С.П., Петрова В.В., Шулепов П.А. Оценка влияния физической нагрузки на частотные характеристики дыхательной системы у спортсменов лыжников // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2018. Т. 95. № 2-2. С. 53-54.
4. Богомолов А.В., Драган С.П., Ерофеев Г.Г. Математическая модель поглощения звука легкими при акустической стимуляции дыхательной системы // Доклады Академии наук. 2019. Т. 487. № 1. С. 97-101.
5. Драган С.П., Богомолов А.В. Метод акустической импедансометрии дыхательного тракта // Медицинская техника. 2015. № 5 (293). С. 19-21.
6. Богомолов А.В., Драган С.П. Математическое обоснование акустического метода измерения импеданса дыхательного тракта // Доклады Академии наук. 2015. Т. 464. № 5. С. 623.
7. Драган С.П., Лебедева И.В. Определение акустических характеристик в трубах с помощью двух микрофонов // Измерительная техника. 1988. № 8. С. 52.

8. Драган С.П., Лебедева И.В. Определение интенсивности плоской звуковой волны // Акустический журнал. 1992. Т. 38. № 1. С. 174-178.
9. Драган С.П., Лебедева И.В. Нелинейное звукопоглощение // Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия. 1994. Т. 35. № 6. С. 104-113.
10. Драган С.П., Ерофеев Г.Г., Богомолов А.В., Шулепов П.А. Акустическая импедансометрия в задачах определения резонансных характеристик респираторного тракта для биоакустической стимуляции легких спортсменов // Медицинская наука и образование Урала. 2018. Т. 19. № 3 (95). С. 50-55.
11. Дьяченко А.И., Михайловская А.Н. Респираторная акустика (обзор) // Труды ИОФАН. 2012. Т. 68. С. 136-181.
12. Кулаков Ю.В., Коренбаум В.И. Новые акустические методы в диагностике заболеваний легких // Тихоокеанский медицинский журнал. 2002. № 3 (10). С. 63-64.
13. Дьяченко А.И. Биомеханика вибраций в грудной клетке человека // Ульяновский медико-биологический журнал. 2016. № 54. С. 31.
14. Коренбаум В.И., Почекутова И.А., Сафронова М.А. Оценка областей бронхиального дерева здорового человека, вовлеченных в формирование свистов форсированного выдоха // Физиология человека. 2015. Т. 41. № 1. С. 65-73.
15. Дьяченко А.И., Веремьева М.В., Фомина Е.С. Упругость и вязкость поверхностных тканей грудной клетки человека // Российский журнал биомеханики. 2017. Т. 21. № 2. С. 188-200.
16. Кулаков Ю.В., Коренбаум В.И. Значение акустических методов в диагностике пневмонического очага // Тихоокеанский медицинский журнал. 2017. № 4 (70). С. 87-89.
17. Ширяев А.Д., Коренбаум В.И. Частотные характеристики воздушно-структурного и структурного звукопроводения в легких человека // Акустический журнал. 2013. Т. 59. № 6. С. 759.
18. Коренбаум В.И., Нужденко А.В., Тагильцев А.А., Костин А.Е. Исследование прохождения сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека // Акустический журнал. 2010. Т. 56. № 4. С. 537-544.
19. Ржевский С.Н. Курс лекций по теории звука. – М.: МГУ, 1960. 336 с.
20. Кравчун П.Н. Генерация и методы снижения шума и звуковой вибрации. – М.: Изд-во МГУ, 1991. 184 с.
21. Драган С.П., Богомолов А.В., Разинкин С.М., Корчажкина Н.Б., Ерофеев Г.Г., Иваших В.А. Устройство для звуковой стимуляции дыхательной системы / Патент на полезную модель RUS 154260, 27.01.2015.
22. Драган С.П., Богомолов А.В., Ерофеев Г.Г. Устройство для импедансных исследований функции внешнего дыхания / Патент на полезную модель RUS 148484, 31.07.2014.
23. Алехин М.Д., Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. Методики анализа паттернов дыхания при бесконтактном мониторинге психофизиологических состояний операторов эргатических систем // Авиакосмическая и экологическая медицина. 2019. Т. 53. № 2. С. 99-101.
24. Alekhin M.D., Anishchenko L.N., Tataraidze A.B., Ivashov S.I., Parashin V.B., Korostovtseva L.V., Sviryaev Y.V., Bogomolov A.V. A novel method for recognition of bioradiolocation signal breathing patterns for noncontact screening of sleep apnea syndrome // International Journal of Antennas and Propagation. 2013. Vol. 2013. PP. 96-98.
25. Алехин М.Д., Анищенко Л.Н., Журавлев А.В., Ивашов С.И., Коростовцева Л.С., Свиряев Ю.В., Конради А.О., Парашин В.Б., Богомолов А.В. Исследование диагностической информативности биорадиолокационной пневмографии в бесконтактном скрининге синдрома апноэ во сне // Медицинская техника. 2013. № 2 (278). С. 36-38.

Сергей Павлович Драган,
д-р техн. наук, зав. лабораторией,
Сергей Михайлович Разинкин,
д-р мед. наук, профессор, зав. отделом,
Геннадий Григорьевич Ерофеев,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
Государственный научный центр Российской
Федерации – Федеральный медицинский
биофизический центр им. А.И. Бурназяна,
г. Москва,
e-mail: s.p.dragan@rambler.ru

М.А. Соловьев, А.А. Воротников, А.А. Гринь, Д.Д. Климов, Ю.В. Подураев, В.В. Крылов

Концепция построения многофункционального устройства для измерения сил и моментов при проведении нейрохирургических операций

Аннотация

Описана концепция построения многофункционального устройства, позволяющего измерять силы и моменты, возникающие при взаимодействии разных сменных хирургических инструментов с различными тканями при проведении нейрохирургических операций. Описан процесс проектирования сменных хирургических инструментов для операции транспедикулярной фиксации позвоночника. Показан проект конструкции и системы обработки данных многофункционального устройства с многокомпонентным силомоментным датчиком.

Введение

В настоящее время в области нейрохирургии происходят качественные изменения, связанные с использованием мехатронных и робототехнических систем. Обеспечивая точность, недоступную обычными, мануальными методами, данные системы дают возможность перехода к минимально инвазивным методам хирургического вмешательства. Такой подход позволяет значительно уменьшить травму, наносимую пациенту, тем самым снижая риск возникновения послеоперационных осложнений и обеспечивая качественно более высокий уровень безопасности, а также ускоряя реабилитацию пациента [1]-[3]. Уже сейчас существует ряд систем, как применяе-

мых в клинической практике, так и находящихся на стадии тестирования [4]-[6]. Помимо этого, разрабатываются и устройства, призванные упростить различные этапы хирургического вмешательства. К примерам подобных разработок можно отнести мехатронное устройство для фиксации инструмента, способное удерживать положение медицинских инструментов относительно операционного поля для их дальнейшего точного хирургического внедрения в живую ткань пациента [7]. В связи с высокой потребностью повышения качества лечения и безопасности пациентов требования, предъявляемые к системам подобного типа, постоянно повышаются. Поэтому возникает потребность в проектировании все более совершенных медицинских робототехнических и мехатронных сис-