

УДК 617-089

**Исследование электрического адмиттанса ультразвуковой колебательной системы
при взаимодействии с биотканями**

***Губайдуллина О.В.**, студент*

*кафедра «Биомедицинские технические системы»,
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

***Вишневая Н.В.**, аспирант*

*кафедра «Биомедицинские технические системы»,
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

Научный руководитель: Карпухин В.А., к.т.н., доцент

Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана

bmt-1@bmstu.ru

Введение

Согласно медицинской статистике, около 60 % заболеваний приходится на долю отоларингологии. С каждым годом количество больных, имеющих хронические воспаления слизистой оболочки носа, глотки и гнойно-коррозионного поражения среднего уха, растет. Причиной тому служит влияние внешней среды, социальный и экономический факторы, нерациональное использование антибиотиков, антисептических и антибактериальных препаратов, которые приводят впоследствии к снижению местной и общей реактивности организма.

Большая социальная значимость хронического воспаления верхних дыхательных путей и среднего уха обусловлена их распространением и осложнениями, возникающими при неблагоприятном течении и обострении данных заболеваний.

На сегодняшний день существуют разные способы лечения лор-органов: консервативное, хирургическое и лечение с использованием различных видов энергии, в том числе ультразвукового излучения.

Консервативное лечение, которое предусматривает местное и парентеральное введение антибиотиков, антибактериальных препаратов, достигает желаемых результатов

лечения, но при этом может способствовать возникновению устойчивых штаммов микроорганизмов, лекарственной аллергии, изменениям реактивности организма больных.

Хирургическое вмешательство при лечении отоларингологических заболеваний также достигает положительных результатов. Но зачастую такой способ лечения не обеспечивает надежной санации биоткани от некротических масс, что в дальнейшем удлиняет срок лечения и не исключает рецидива заболевания [1].

Ультразвуковые методы лечения лишены недостатков методов, перечисленных выше, так как не приводят к развитию устойчивых штаммов микроорганизмов и обладают высоким антимикробным и антибактериальным действием, а также обеспечивают более тщательную санацию от некротических масс. Но, несмотря на ряд преимуществ в сравнении с традиционными методами, ультразвуковые методы не позволяют динамически контролировать дозу, подводимую к обрабатываемым биологическим тканям с учетом акустических характеристик последних. Это особенно критично для ряда областей отоларингологии, например, при гнойно-коррозионном поражении среднего уха, где структуры с различными акустическими характеристиками имеют небольшой размер (геометрические параметры) и близко расположены друг к другу, в том числе к барабанной перепонке.

Для учета акустических характеристик обрабатываемых тканей и оценки значений акустической мощности был предложен метод многочастотного анализа активной электрической мощности, потребляемой пьезокерамическим электроакустическим преобразователем (ПЭАП) [2, 3]. Данный метод предполагает вычисление значений акустических характеристик обрабатываемых биологических тканей в результате оценки изменений значений электрического адмиттанса системы в ненагруженном и нагруженном состояниях [4].

Целью данной работы являлось исследование влияния геометрических параметров обрабатываемых биологических тканей на электрический адмиттанс системы взаимодействия ультразвуковой колебательной системы (УЗКС) и биологических тканей (БТ).

Материалы и методы

Для достижения указанной цели была разработана модель взаимодействия УЗКС с ПЭАП с БТ в модуле MEMS 3D StructuralMechanics / PiezoSolid среды COMSOL Multiphysics 4.0, были заданы начальные и граничные условия, выбран метод расчета (математические уравнения модели).

Модель представляет собой последовательный набор цилиндров со следующими параметрами: преобразователь реализован как два последовательных противоположно

ориентированных кварцевых цилиндра радиусом 0,007 м и высотой 0,003 м, волновод реализован как цилиндр из изотропного материала плотностью 7850 кг/м^3 радиусом 0,007 м и высотой 0,056 м, биологическая ткань – цилиндр радиусом от 0,005 м до 0,2 м, высотой 0,02 м. При моделировании был взят аналог мягкой ткани лор-органов – глицерин, характеристики которого (плотность: 1260 кг/м^3 , модуль упругости: 4500 МПа) схожи с указанной биотканью и встроены в библиотеку программы. Были заданы следующие граничные условия: торцы элементов – усилие равно нулю или перемещение торца последующего элемента равно перемещению свободного торца предыдущего; цилиндрические поверхности – симметричность движения относительно осей симметрии; на внешних торцах ПЭАП – электрический потенциал значением 15 В; на внутренних торцах ПЭАП – заземление.

В качестве геометрического параметра, влияние которого на электрический адмиттанс системы оценивалось, был выбран радиус БТ. Выбор радиуса в качестве геометрического параметра обусловлен соизмеримостью различных структур лор-органов по толщине. При этом в радиусе действия инструмента УЗКС при проведении процедур находится большое количество структур с различными характеристиками.

Исследование влияния радиуса модели БТ на электрический адмиттанс системы взаимодействия в среде COMSOL Multiphysics проводились согласно следующим этапам:

- проводился расчет значений собственной резонансной частоты продольных колебаний: определялись собственные резонансные частоты модели и выбиралась первая мода продольных колебаний (рис.1);

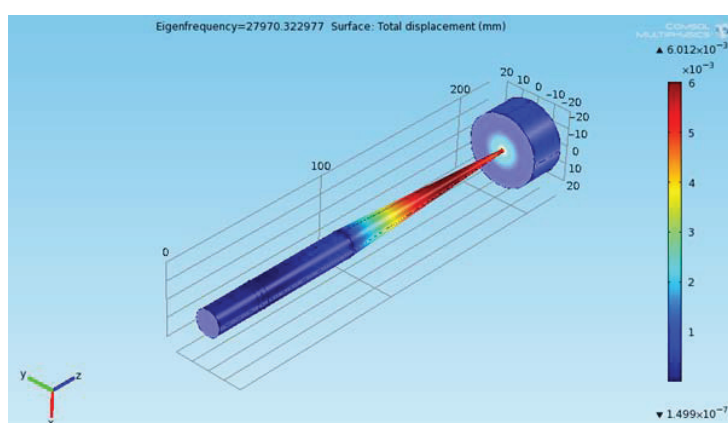


Рис. 1. Расчет модели УЗКС в нагруженном состоянии в среде COMSOL Multiphysics на собственные резонансные частоты, распределение смещения на собственной резонансной частоте продольных колебаний – 27970,322977 Гц (толщина нагрузки – 20 мм, радиус нагрузки – 20 мм)

- проводился расчет на вынужденные колебания с учетом значения первой моды собственной резонансной частоты продольных колебаний системы;
- проводились расчет и построение зависимости электрического адмиттанса системы от частоты воздействующего сигнала напряжения, приложенного к ПЭАП (рис.2).

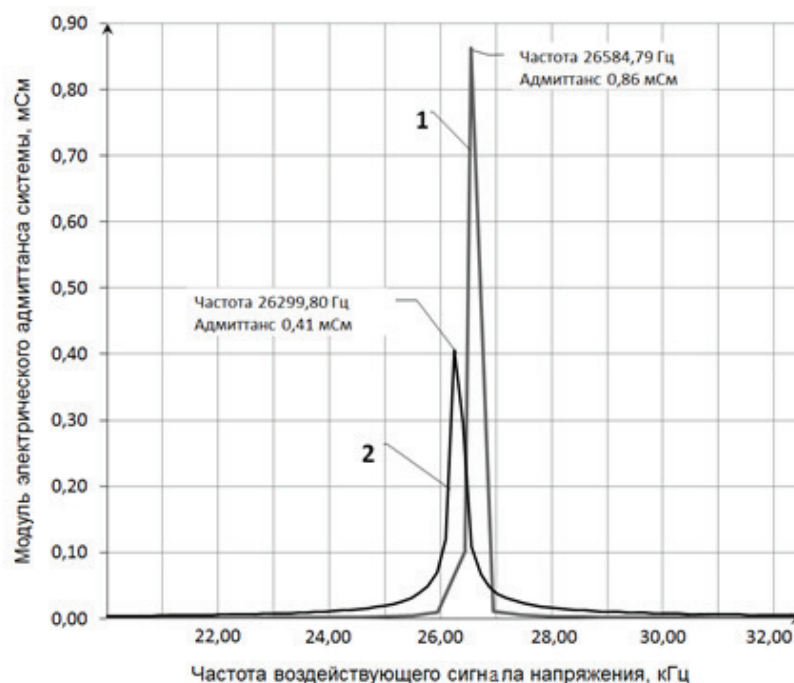


Рис. 2. Зависимость значений электрического адмиттанса УЗКС в нагруженном состоянии от частоты:

1 – модель НЧ УЗКС в ненагруженном состоянии; 2 – модель НЧ УЗКС – БТ (линейно-упругая модель БТ, радиус 25 мм, толщина 30 мм)

Результаты

В результате проведенных исследований были получены графики зависимостей значений первых мод собственных резонансных частот продольных колебаний (рис.3) и электрического адмиттанса системы (рис.4) от радиуса БТ.

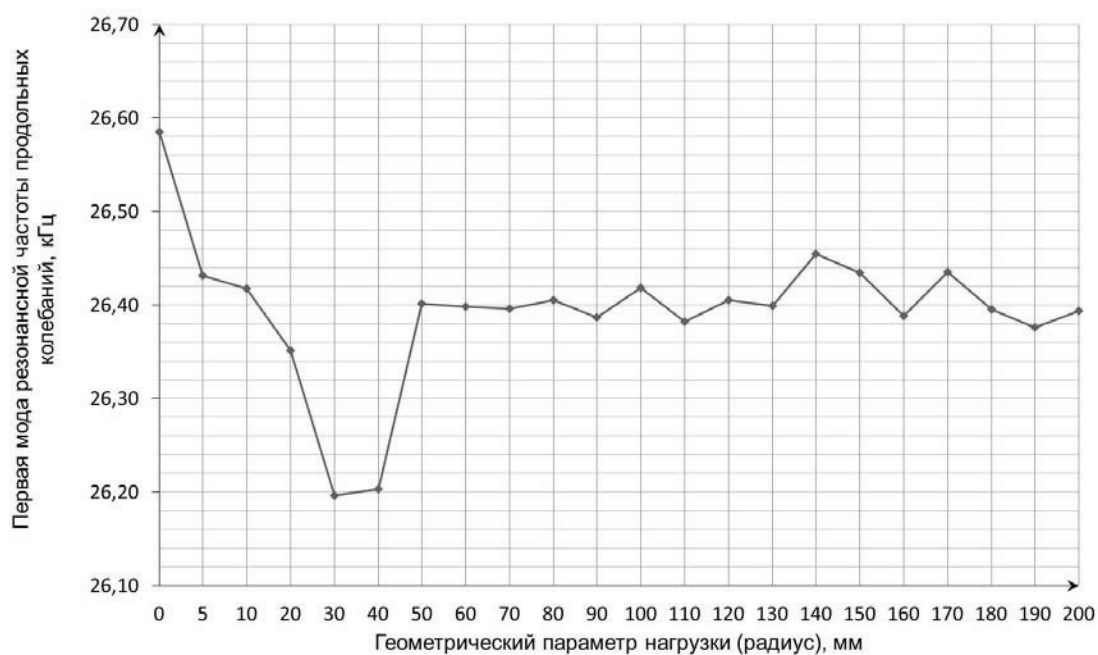


Рис. 3. Зависимость значений собственной резонансной частоты УЗКС от радиуса биоткани

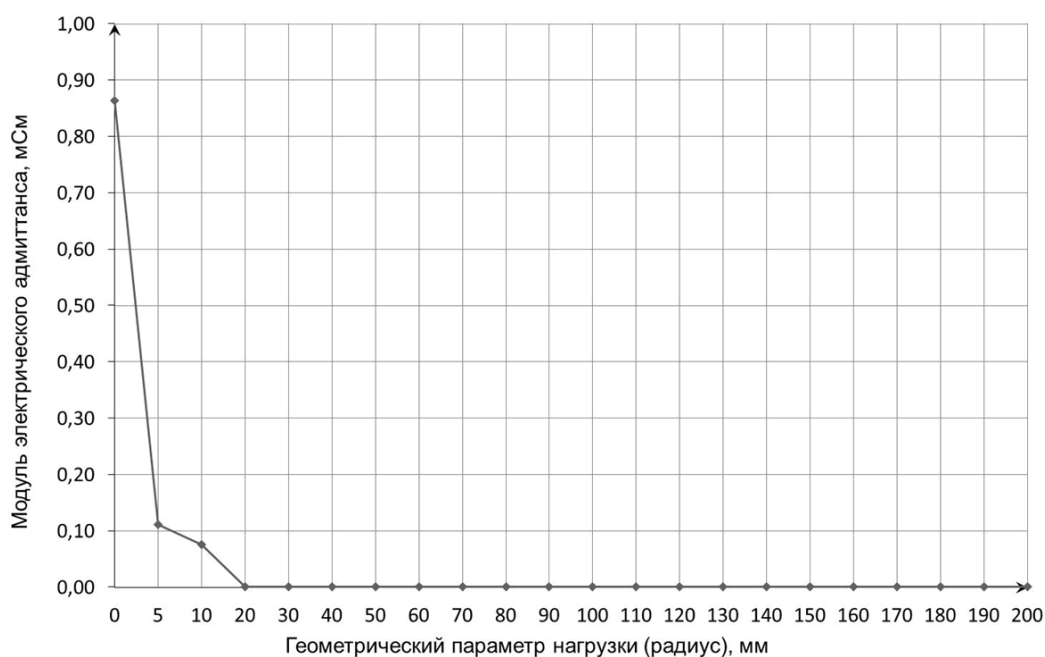


Рис. 4. Зависимость значений электрического адмиттанса УЗКС в нагруженном состоянии от радиуса биоткани

Обсуждение

Анализ полученных результатов показал, что:

- при расчете значений собственных резонансных частот продольных колебаний модели взаимодействия УЗКС и БТ согласно предложенным этапам модель линейно-

упругой БТ с радиусом более 50 мм можно считать бесконечной, так как изменение значений резонансной частоты при увеличении радиуса не превышает 0,3%;

- при расчете значений модуля электрического адмиттанса модели взаимодействия УЗКС и БТ согласно предложенным этапам модель линейно-упругой БТ с радиусом более 20 мм можно считать бесконечной, так как изменение значений резонансной частоты при увеличении радиуса не превышает 0,1%;
- анатомические и акустические характеристики структур за пределами указанных значений радиуса не оказывают существенного влияния на эффективность лечебного воздействия.

Список литературы

1. Лечение заболеваний лор-органов с применением комплекса озон/NO-ультразвукового терапевтического отоларингологического «Тонзилор-3ММ»: Методические рекомендации/ Под общей ред. В.В. Педдера, Ю.М. Овчинникова. Омск, 2010. 48 с.
2. Карпухин В.А., Петренко О.В. Метод определения механических характеристик биологических тканей при ультразвуковом воздействии // Акустический журнал. 1995. Т.41. №3. С. 511-512.
3. Карпухин В.А., Петренко О.В., Колгушкин Д.М. Некоторые аспекты синтеза биоуправляемой ультразвуковой аппаратуры силового воздействия. // М.: Вестник МГТУ, 1993. №4. С. 72-73.
4. Карпухин В.А., Вишнева Н.В., Косоруков А.Е. Алгоритм многочастотного анализа электрической мощности пьезопреобразователя при ультразвуковой обработке биологических тканей// Биомедицинская радиоэлектроника: журнал. М.: 2011. №10. С. 15-20.