

УДК 534-8:616-006:616-72

**МОДЕЛИРОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛНОВОДОВ КОЛЬЦЕВОГО ТИПА  
ДЛЯ КОНТРОЛЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО  
ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ***Минченя В. Т., Степаненко Д. А., Бобровская А. И.*

Белорусский национальный технический университет, г. Минск, Республика Беларусь

*В статье представлены результаты моделирования кольцевого волновода-инструмента для ультразвукового воздействия на биологические материалы, в частности, злокачественные опухоли, и контроля их механических свойств. С целью определения геометрических параметров волновода, обеспечивающих его резонанс на заданной частоте возбуждения, выполнен гармонический анализ вынужденных изгибных колебаний волновода с использованием программы ANSYS и языка программирования APDL. Разработанная конечно-элементная модель учитывает взаимодействие между волноводом и тканью опухоли, а также предварительное напряженное состояние ткани, сжатой волноводом в радиальном направлении. Рассчитаны и представлены резонансные кривые волновода в зависимости от его толщины и диаметра. Описан принцип применения разработанной методики моделирования для получения диагностической информации о механических свойствах биологических тканей.*

**Введение**

Ультразвук имеет многочисленные практические применения в медицинской диагностике и терапии, в том числе, в диагностике и лечении онкологических заболеваний. В частности, научными исследованиями доказана высокая эффективность применения ультразвукового воздействия в качестве модификатора лучевой терапии и химиотерапии онкологических заболеваний [1–3]. При этом могут использоваться как тепловые, так и нетепловые биологические эффекты ультразвука. В первом случае достигается эффект, аналогичный эффекту комбинированного воздействия гипертермии и лучевой терапии (химиотерапии). Использование лучевой терапии и химиотерапии в сочетании с вспомогательными методами терапевтического воздействия (гипертермия, ультразвук, магнитное поле и т.п.) в некоторых случаях позволяет обеспечить эффект синергизма, т. е. получить результат, количественно превышающий сумму результатов от воздействия индивидуальных терапевтических факторов. Исследованиями также показано, что различие в свойствах внутриклеточной среды здоровых и раковых клеток может приводить к различию в их чувствительности к воздействию ультразвука, что способствует повышению селектив-

ности терапевтического эффекта. Большинство исследований в области ультразвуковой терапии онкологических заболеваний связано с использованием высокочастотного ультразвука с частотой свыше 1 МГц [1, 2]. В то же время в медицинской практике, например, при обработке инфицированных ран, широко используются низкочастотные ультразвуковые волноводы-инструменты с резонансными частотами в диапазоне от 22 до 44 кГц [4]. Такие инструменты являются приемлемыми для терапии поверхностных опухолей, например рака кожи, который составляет до 25% в общей статистике онкологических заболеваний. Исследования авторов, выполненные совместно со специалистами Республиканского научно-практического центра онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, показали высокую эффективность применения низкочастотного ультразвукового воздействия в сочетании с лучевой терапией для лечения онкологических заболеваний экспериментальных животных [5, 6]. Предложенный способ комбинированной терапии и устройство для его осуществления защищены патентами Республики Беларусь на изобретение [7, 8]. Ультразвуковое воздействие на опухоль производится с помощью инструмента в виде кольца, совершающего резонансные изгибные колебания. Резо-

нанс является необходимым условием, обеспечивающим эффективность терапевтического воздействия. Помимо терапевтических целей ультразвуковой волновод-инструмент также может применяться для контроля механических свойств биологических тканей, так как изменение свойств ткани, играющей для волновода роль акустической нагрузки, приводит к изменению его резонансных характеристик. Резонансные методы контроля механических свойств материалов в настоящее время применяются как в технике, например в ультразвуковых твердомерах, так и в медицинской диагностике, в так называемых резонансных тактильных сенсорах [9, 10]. С учетом вышеизложенного требуется разработать методику моделирования ультразвуковых волноводов-инструментов, позволяющую определять их резонансные характеристики с учетом взаимодействия инструмента с биологической тканью, что является основной задачей данной работы. Моделирование собственных и вынужденных колебаний колец является хорошо известной задачей прикладной теории колебаний [11], однако подобная задача применительно к медицинским инструментам, взаимодействующим с биологической тканью, ранее не рассматривалась, хотя известна конструкция ультразвуковых хирургических инструментов с кольцевидными рабочими окончаниями для иссечения пораженных атеросклерозом стенок кровеносных сосудов [4]. Полученные на основе моделирования результаты могут быть использованы в качестве теоретических предпосылок для разработки многофункционального медицинского прибора для контроля механических свойств биологических материалов и терапевтического воздействия на них.

### Методика моделирования

Волновод-инструмент, являющийся объектом исследования данной статьи, представляет собой кольцо с прямоугольным сечением, которое крепится посредством пайки к концентратору продольных колебаний и охватывает по периметру патологическую ткань (рисунок 1а).

Продольные колебания концентратора преобразуются в вынужденные изгибные колебания кольца, которые в свою очередь возбуждают сходящиеся ультразвуковые волны в ткани опухоли.

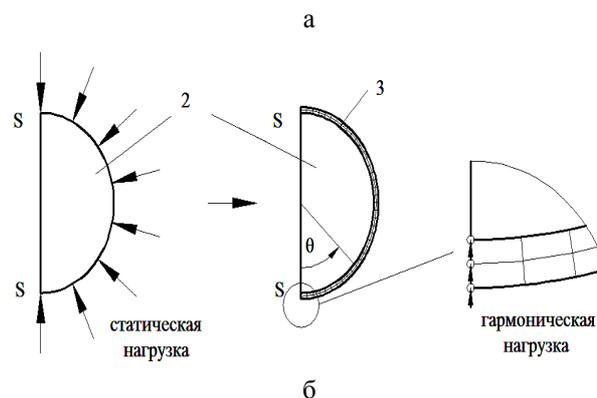
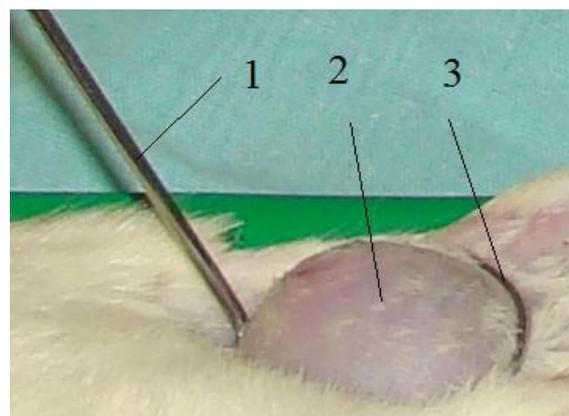


Рисунок 1 – Ультразвуковой волновод-инструмент: 1 – концентратор продольных колебаний; 2 – опухоль; 3 – кольцевой волновод-инструмент

Использование кольца с прямоугольным профилем сечения позволяет минимизировать изгибные колебания в направлении, перпендикулярном плоскости кольца, при условии, что ширина кольца  $b$ , измеряемая в направлении, параллельном его оси, превышает его толщину  $h$ . В качестве метода моделирования вынужденных колебаний кольца был выбран гармонический анализ с помощью метода конечных элементов (МКЭ). Моделирование выполнялось с помощью программы ANSYS 12.0. Учитывая необходимость многократного изменения геометрических параметров волновода-инструмента, моделирование выполнялось в пакетном режиме (batch-режиме) с использованием специально разработанной программы на параметрическом языке программирования APDL (ANSYS Parametric Design Language). Биомеханические свойства патологической ткани описывались линейной моделью упругости, так как при гармоническом анализе не учитываются нелинейные свойства материалов. Моделирование выполнялось для следующих значений параметров: модуль упругости мате-

риала кольца  $E_1 = 2,1 \times 10^{11}$  Па, плотность материала кольца  $\rho_1 = 7800$  кг/м<sup>3</sup>, коэффициент Пуассона материала кольца  $\nu_1 = 0,28$ , модуль упругости ткани  $E_2 = 2,6 \times 10^9$  Па, плотность ткани  $\rho_2 = 1070$  кг/м<sup>3</sup>, коэффициент Пуассона ткани  $\nu_2 = 0,49$  (практически несжимаемый материал). В качестве материала кольца была принята сталь, а приведенные биомеханические свойства ткани примерно соответствуют мышечной ткани. Попытки модального анализа (анализа частот свободных колебаний) нагруженного тканью кольца не дали положительных результатов, так как выделялись лишь крутильные моды колебаний.

Первоначально использовалась трехмерная геометрическая модель волновода, однако затраты машинного времени на анализ такой модели были слишком велики. В частности, расчет спектра вынужденных колебаний в диапазоне от 500 Гц до 40 кГц с шагом изменения частоты 500 Гц при фиксированных геометрических параметрах волновода на компьютере с двухядерным процессором с тактовой частотой 2,4 ГГц и оперативной памятью 2 Гб занимал около 4 ч. В связи с этим была исследована возможность использования двумерной геометрической модели. Сравнительный анализ точности полученных результатов показал, что значения резонансных частот, полученные с использованием различных геометрических моделей, практически не отличаются друг от друга, в связи с чем в дальнейшем использовалась двумерная модель. Моделирование выполнялось для половины геометрической модели кольца (кольцевого сектора с центральным углом 180°) с наложением симметричных граничных условий на линии разреза (рисунок 16). Патологическая ткань была представлена в виде кругового сектора с центральным углом 180°, охватываемого по периметру волноводом. Перед выполнением гармонического анализа ткань подвергалась предварительной радиальной деформации, имитирующей сжатие ткани кольцом, для чего к узлам, расположенным на наружном круговом контуре тканевого сектора, прикладывалось радиальное перемещение  $\Delta = 10$  мкм и выполнялся статический анализ.

Диаметр недеформированного тканевого сектора задавался равным  $D + 2\Delta$ , чтобы обеспечить беззазорное сопряжение деформированного сектора с кольцом. Для задания радиаль-

ных нагрузок активировалась глобальная цилиндрическая система координат (CSYS, 1) и выполнялся поворот узловых координатных систем в глобальную систему координат. При анализе использовались 4-узловые конечные элементы PLANE42. После выполнения статического анализа статические нагрузки удалялись, а последующий гармонический анализ выполнялся с учетом эффекта предварительного напряжения (PSTRES, ON).

К узлам, расположенным на одной из линий разреза кольца, прикладывались радиальные гармонические перемещения с амплитудой 5 мкм. Такое же перемещение прикладывалось к узлу тканевого сектора, контактирующему с нагруженным сечением кольца.

Контактное взаимодействие между кольцом и тканью моделировалось путем создания на линии их контакта элементов TARGE169 (для тканевого сектора) и CONTA171 (для кольца), образующих контактные пары. Создание геометрической модели волновода и контактных пар выполнялось после статического анализа радиальной деформации тканевого сектора.

## Результаты моделирования и их обсуждение

Так как терапевтические ультразвуковые волноводы-инструменты, как правило, используются в комплекте с ультразвуковым генератором, имеющим ограниченный диапазон настройки частоты, и концентратором продольных колебаний, согласованным по частоте с генератором, то была рассмотрена задача обеспечения резонанса вынужденных колебаний волновода-инструмента на заданной целевой частоте, например, 22 кГц. Для этого была исследована зависимость амплитуды вынужденных колебаний волновода от его геометрических параметров (внутреннего диаметра  $D$  и толщины  $h$ ) при частоте вынуждающего воздействия, равной целевой частоте. Данная зависимость была представлена в виде контурных графиков, линии максимума которых представляют собой резонансные кривые волновода и соответствуют сочетаниям геометрических параметров, обеспечивающим резонанс на целевой частоте.

В качестве примера на рисунке 2 приведен контурный график для частоты вынуждающего воздействия 22 кГц. Диапазон изменения диаметра  $D$  составляет от 10 до 30 мм с шагом

0,25 мм, а толщины  $h$  – от 0,5 до 5 мм с шагом 0,1 мм.

На рисунке 2 видны две линии максимума, соответствующие двум резонансным кривым для различных мод изгибных колебаний.

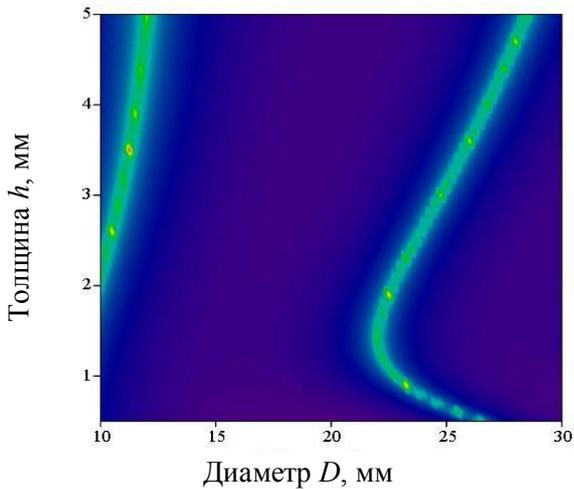


Рисунок 2 – Контурный график зависимости амплитуды вынужденных колебаний волновода от геометрических параметров

Распределение амплитуды по периметру волновода для второй резонансной кривой при толщине кольца 1 мм приведено на рисунке 3а.

Из рисунка 3а видно, что второй резонансной кривой соответствует мода колебаний, характеризующаяся наличием 4 узловых точек.

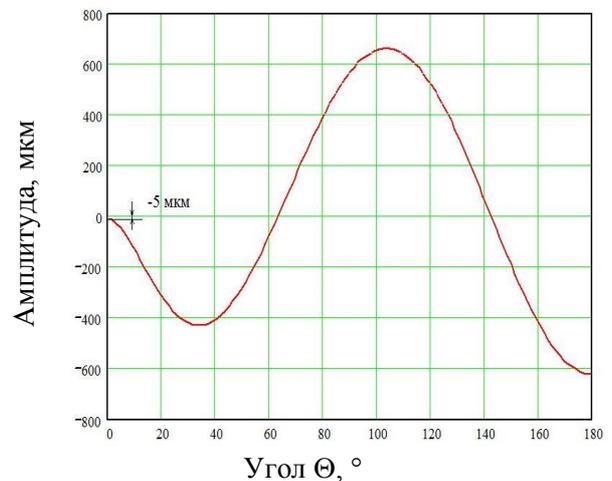
Как следует из Фурье-анализа (рисунок 3б), представленное на рисунке 3а распределение амплитуды может быть представлено в виде суммы собственных форм колебаний кольца с различным количеством волн  $k$ , укладывающихся в длину кольца. При этом преобладает собственная форма, содержащая 2 волны. В результате сложения различных собственных форм колебаний возникает неравномерное распределение амплитуды: при амплитуде вынуждающего воздействия 5 мкм в некоторых сечениях кольца теоретически могут возникать колебания с амплитудой до 650 мкм. В действительности амплитуда колебаний не будет достигать столь больших значений, так как для любых реальных материалов и структур свойственно демпфирование колебаний, которое не учитывалось в данной модели.

Если представить резонансные кривые в виде зависимости  $D(h)$ , то, как видно из рисунка 2, данная функция имеет глобальный минимум. Для качественного объяснения такого

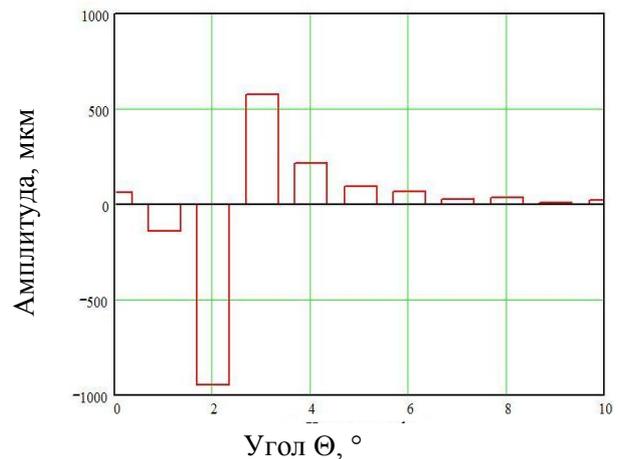
характера зависимости можно воспользоваться известной из теории колебаний формулой, выражающей связь между резонансным диаметром и толщиной свободного (не нагруженного тканью) кольца [12]:

$$D_k(h) = \sqrt{\frac{hk(k^2 - 1)}{\pi f}} \sqrt[4]{\frac{E_1}{3(k^2 + 1)\rho_1}} - h = \sqrt{\frac{2k(k^2 - 1)}{\pi f}} \sqrt[4]{\frac{K_1(h)(1 - \nu_1^2)}{(k^2 + 1)\rho_1 h}} - h, \quad (1)$$

где  $k$  – число полуволн собственной формы, на которой происходят колебания кольца;  $K_1(h) = E_1 h^3 / 12(1 - \nu_1^2)$  – цилиндрическая жесткость кольца.



а



б

Рисунок 3 – Результаты расчета амплитуды вынужденных колебаний для волновода с резонансными геометрическими параметрами: а – зависимость амплитуды от угловой координаты; б – амплитуды гармоник ряда Фурье по угловой координате

Согласно уравнению (1) при  $h \rightarrow 0$  диаметр  $D$  должен стремиться к нулю. При этом можно показать, что функция  $D(h)$ , определяемая уравнением (1), имеет глобальный максимум. В действительности характер зависимости  $D(h)$  для свободного кольца оказывается качественно схожим с приведенной на рисунке 2 зависимостью для нагруженного кольца и отличается смещением резонансной кривой в сторону больших значений диаметра. Данное противоречие объясняется ограниченным диапазоном применимости формулы (1), которая получена на основе допущения о нерастяжимости нейтральной линии кольца и учитывает только цилиндрическую жесткость. В действительности кольцо также обладает мембранной жесткостью  $K_2 = E_1 h / (1 - \nu_1^2)$ , характеризующей растяжение нейтральной линии. Если рассматривать резонансный диаметр кольца как функцию отношений  $K_1 / \rho_1 h$  и  $K_2 / \rho_1 h$ , то видно, что при  $h \rightarrow 0$  резонансное значение диаметра отлично от нуля и зависит от мембранной жесткости, так как отношение  $K_1 / \rho_1 h$  стремится к нулю, а отношение  $K_2 / \rho_1 h$  остается отличным от нуля. Формула (1) также дает некорректные результаты при очень больших значениях толщины, так как при  $h \rightarrow \infty$  диаметр стремится к минус бесконечности.

Как видно из рисунка 2, для совокупности резонансных кривых характерно наличие «мертвых зон», т. е. диапазонов изменения диаметра, в которых резонанс на целевой частоте может быть обеспечен лишь при очень больших, неприемлемых с практической точки зрения значениях толщины. В то же время размер встречающихся на практике опухолей представляет собой непрерывную случайную величину. Поэтому необходимо за счет управления какими-либо дополнительными параметрами обеспечить возможность смещения резонансных кривых в «мертвую зону». При этом также необходимо учитывать практические ограничения на толщину кольца. Например, при слишком большой толщине кольца амплитуда его колебаний может оказаться недостаточной для достижения терапевтического эффекта, а кольца с очень малой толщиной являются нетехнологичными в изготовлении и эксплуатации вследствие своей нежесткости. В связи с этим следует ограничить диапазон изменения толщины кольца, например, от 0,5 до 1,5 мм. При таком ограничении волноводы-

инструменты с диаметром от 10 до 30 мм могут иметь резонанс на целевой частоте 22 кГц лишь в узком диапазоне изменения диаметра от 22 до 26,5 мм. Существует два возможных способа решения этой проблемы. Первый способ состоит в том, что при достаточно широком диапазоне настройки ультразвукового генератора (например, от 22 до 28 кГц) или наличии у него дискретного переключения частоты для возбуждения волноводов-инструментов может использоваться набор сменных концентраторов продольных колебаний с дискретным набором резонансных частот, например, 22 и 28 кГц. При этом резонансная частота волноводов-инструментов может принимать любое значение, соответствующее значениям резонансных частот сменных концентраторов, т. е. реализуется модульный принцип построения акустической системы. Изменение резонансной частоты приводит к смещению резонансных кривых и заполнению «мертвых зон». В качестве примера на рисунке 4 изображены резонансные кривые для моды, характеризующейся наличием 4 узловых точек, для целевых частот 22 и 28 кГц (кривые 1 и 2).

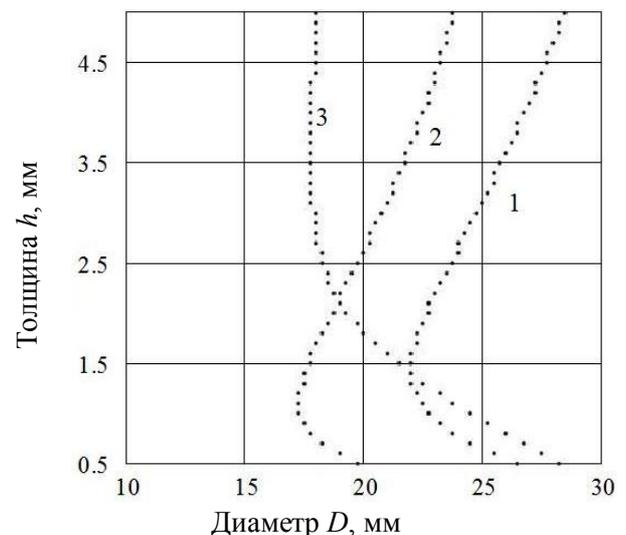


Рисунок 4 – Резонансные кривые волновода:  
 1 – цельный волновод, целевая частота 22 кГц;  
 2 – цельный волновод, целевая частота 28 кГц;  
 3 – составной волновод, целевая частота 22 кГц

Из рисунка 4 видно, что резонанс на целевой частоте 28 кГц может быть обеспечен в диапазоне изменения диаметра от 17,25 до 19,75 мм. Второй способ состоит в использовании составных колец с внешним металлическим слоем, позволяющим производить пайку кольца к концентратору продольных колеба-

ний, и внутренним слоем из материала, существенно отличающегося по своим акустическим свойствам, например, полимерного материала с малыми внутренними потерями. В этом случае резонансная частота волновода-инструмента будет зависеть от толщины обоих слоев, т. е. по сравнению со случаем цельного кольца появляется дополнительный конструктивный параметр, позволяющий управляемым образом изменять резонансную частоту. В качестве примера на рисунке 4 изображены резонансные кривые для моды, характеризующейся наличием 4 узловых точек, для целевой частоты 22 кГц для цельного и составного кольца (кривые 1 и 3). Внутренний слой кольца изготовлен из эбонита и имеет толщину, равную толщине наружного металлического слоя. Как видно, для составного кольца резонанс на целевой частоте 22 кГц может быть обеспечен в диапазоне изменения диаметра от 17,75 до 28,25 мм.

Для получения данных о влиянии биомеханических свойств ткани на резонансные характеристики волновода-инструмента, представляющих интерес для контрольно-диагностического применения волновода, необходимо в описанной модели зафиксировать геометрические параметры, в частности, принять значение диаметра  $D$  равным диаметру опухоли, а в качестве варьируемых параметров принять частоту  $f$  колебаний и модуль упругости  $E$  ткани. Это позволит определять величину модуля упругости ткани на основе результатов измерения амплитудно-частотного спектра колебаний волновода-инструмента. Подобная методика по своему принципу сходна с резонансной ультразвуковой спектроскопией, которая используется для контроля упругих свойств инженерных и биологических материалов путем регистрации амплитудно-частотного спектра вынужденных колебаний образца исследуемого материала [13].

### Направления дальнейших исследований

Как отмечалось выше, для терапевтических применений могут иметь значение как тепловые, так и нетепловые биологические эффекты ультразвука. В связи с этим представляет интерес исследование пространственного распределения дозы ультразвуковой энергии, поглощаемой тканью. Одной из моделей поглощения энергии ультразвука биологическими тканями является гистерезисная модель, рас-

сматривающая поглощение как результат механического гистерезиса, связанного с вязкоупругим характером деформации ткани [14]. Гистерезисная модель успешно объясняет основные экспериментальные зависимости, связанные с поглощением ультразвука, в частности амплитудно- и частотно-зависимый характер поглощения. Эта модель также используется для моделирования процесса ультразвуковой сварки полимерных материалов [15].

Моделирование механического гистерезиса при помощи ANSYS потребует использования вязкоупругой модели биологической ткани. Современные конечные элементы, например, PLANE182, являющийся усовершенствованным вариантом элемента PLANE42, допускают раздельное задание упругих и релаксационных свойств. Релаксационные свойства ткани могут описываться при помощи рядов Прони, т. е. путем представления релаксационной функции в виде суммы экспоненциальных функций с различными постоянными времени. Упругие свойства ткани могут описываться линейной моделью упругости или в более предпочтительном варианте различными моделями гиперупругости, например, моделью Муни–Ривлина, используемой при описании свойств практически несжимаемых резиноподобных материалов. Экспериментальные данные по нелинейным вязкоупругим свойствам нормальных биологических тканей имеются в ряде работ, посвященных проблемам компьютерной симуляции хирургических процедур [16]. Данные о свойствах патологических тканей, несмотря на свой более ограниченный характер, также приводятся в ряде исследований. Например, в работах [17, 18] исследованы упругие свойства патологических тканей молочной железы *ex vivo*.

При разработке дальнейших моделей также необходимо учесть внутреннее демпфирование колебаний в материале кольца, что позволит получить более реалистичные значения амплитуды вынужденных колебаний.

Также представляет интерес сравнение результатов моделирования с помощью МКЭ с результатами, полученными при помощи других методов, например, путем анализа дифференциальных уравнений колебаний волновода. Один из способов моделирования колебаний кольца, взаимодействующего с упругим материалом, состоит в рассмотрении данного материала как винклеровского основания, деформа-

ция которого при колебаниях кольца приводит к воздействию на кольцо радиальных нагрузок, пропорциональных величине деформации [19]. Для определения коэффициента жесткости основания может быть полезным рассмотрение задачи о потери устойчивости кольца, взаимодействующего с упругой средой, которая возникает, например, при исследовании механики дыхательных путей [20]. В этом случае коэффициент жесткости зависит от порядка потери устойчивости и может быть определен при помощи рядов Фурье по угловой координате из общего решения плоской задачи теории упругости в полярных координатах [21]. В случае задачи о колебаниях кольца, взаимодействующего с упругим основанием, коэффициент жесткости основания будет зависеть от собственных частот колебаний и порядка моды колебаний. Возможность проведения аналогии между двумя рассмотренными задачами определяется совпадением их собственных функций (косинусоидальное распределение деформаций или амплитуды деформаций по периметру кольца).

### Заключение

1. Разработана методика расчета резонансных характеристик кольцевых волноводов-инструментов для ультразвукового воздействия на биологические материалы, в частности злокачественные опухоли, и контроля их механических свойств.

2. Построены резонансные кривые, координаты точек которых соответствуют значениям диаметра и толщины инструмента, обеспечивающим его резонанс на заданных частотах (22 и 28 кГц).

3. Установлено существование в плоскости резонансных кривых «мертвых зон», т. е. диапазонов изменения значений геометрических параметров, при которых не может быть достигнут резонанс инструмента на заданной частоте. Показано, что смещение резонансных кривых в «мертвые зоны» может быть обеспечено путем изменения рабочей частоты или путем использования составного инструмента, содержащего два слоя из материалов с существенно различающимися акустическими свойствами.

4. Описан принцип применения разработанной методики моделирования для получения диагностической информации о механических свойствах биологических тканей.

### Благодарности

Работа поддержана Белорусским республиканским фондом фундаментальных исследований (договор № Т11ЛИТ-030).

### Список использованных источников

1. *Jernberg, A.* Ultrasound, ions and combined modalities for increased local tumour cell death in radiation therapy: PhD thesis / A. Jernberg. Karolinska Institutet, Stockholm, – 2007 – 35 p.
2. *Luo, L.* Ultrasound absorption and entropy production in biological tissue: a novel approach to anticancer therapy / L. Luo [et al.] // *Diagnostic Pathology.* – 2006. – Vol. 1.– Article 35.
3. *Lejbkowitz, F.* Distinct sensitivity of normal and malignant cells to ultrasound *in vitro* / F. Lejbkowitz, S. Salzberg. // *Environmental Health Perspective.* – 1997. – Vol. 105, Suppl. 6.– P. 1575–1578.
4. *Николаев, Г.А.* Ультразвуковая технология в хирургии / Г.А. Николаев, В.И. Лоцилов. М., 1980. 272 с.
5. *Пономаренко, Н.В.* Возможности применения низкоинтенсивного ультразвука в качестве модификатора лучевой терапии экспериментальных опухолей штаммов саркомы М-1 и альвеолярного рака печени РС-1 / Н. В. Пономаренко, Н.И. Крутилина, Е.Н. Александрова. // *Онкологический журнал.* – 2008. – Т. 2, № 4 (8).– С. 41–48.
6. *Чиж, Д.В.* Сочетанное влияние переменного магнитного поля, низкочастотного ультразвука и ионизирующего излучения на перевиваемые опухоли (М-1, РС-1) в эксперименте / Д.В. Чиж, Н.И. Крутилина, Л.Б. Пархоменко. // *Ars Medica.* – 2010. – № 1 (21).– С. 84–88.
7. Способ комбинированной терапии саркомы у крысы : пат. Республики Беларусь на изобретение № 13765, МПК А61N 5/06, 7/00. / Н.В. Пономаренко [и др.] – Заявл. 31.07.2008; опубл. 30.10.2010; приоритет 31.07.2008.
8. Устройство для ультразвукового воздействия на опухоль : пат. Республики Беларусь на изобретение № 13801, МПК А61N 7/00. / Н.В. Пономаренко [и др.] – Заявл. 31.07.2008; опубл. 30.12.2010; приоритет 31.07.2008.
9. *Frank, S.* Portable hardness testing – principles and applications / S. Frank // *NDT.net – The e-Journal of Nondestructive Testing.* – 2002. – Vol. 7, №. 10. Online:<http://www.ndt.net/article/ecndt02/109/109.htm>
10. *Hemsel, T.* Resonant vibrating sensors for tactile tissue differentiation / T. Hemsel [et. al.] // *Journal of Sound and Vibration.* –2007. – Vol. 308. – P. 441–446.

11. *Lang, T.E.* Vibration of thin circular rings. Part I. Solution for modal characteristics and forced excitation. / T.E. Lang –Jet Propulsion Laboratory Technical Report №. 32–261. – Pasadena, 1962. – 21 p.
12. *Тимошенко, С.П.* Колебания в инженерном деле. / С.П. Тимошенко. – М., 1967. – 444 с.
13. *Zadler, B.J.* Resonant ultrasound spectroscopy: theory and application / B.J. Zadler [et. al.] // International Journal of Geophysics. – 2004.– Vol. 156. – P. 154–169.
14. *Ebina, K.* Investigation of frequency characteristics in cutting of soft tissue using prototype ultrasonic knives / K. Ebina, H. Hasegawa, H. Kanai // Japanese Journal of Applied Physics. – 2007. – Vol. 46, №. 7B.– P. 4793–4800.
15. *Yang, S.Q.* Simulation of heating process in ultrasonic welding of plastics / S.Q. Yang [et al.]// Acta Metallurgica Sinica (English Letters). – 2000. – Vol. 13.– P. 80–83.
16. *Lim, Y.-J.* In situ measurement and modeling of biomechanical response of human cadaveric soft tissues for physics-based surgical simulation / Y.-J. Lim [et. al.] // Surgical Endoscopy. – 2009. – Vol. 23. – P. 1298–1307.
17. *Samani, A.* Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples / A. Samani, J. Zubowits, D. Plewes // Physics in Medicine and Biology. – 2007. – Vol. 52.– P. 1565–1576.
18. *O'Hagan, J.J.* Measurement of the hyperelastic properties of 44 pathological *ex vivo* breast tissue samples / J.J. O'Hagan, A. Samani // Physics in Medicine and Biology. – 2009. – Vol. 54. – P. 2557–2569.
19. *Soedel, W.* Vibrations of shells and plates. 3<sup>rd</sup> Edition. / . W. Soedel. – N.Y.: Marcel Dekker, Inc. – 2004. – 553 p.
20. *Hill, M.J.* Effects of surface tension and intraluminal fluid on mechanics of small airways / M.J. Hill, T.A. Wilson, R.K. Lambert // Journal of Applied Physiology. – 1997. – Vol. 82.– P. 233–239.
21. *Тимошенко, С.П.* Теория упругости / С.П. Тимошенко, Дж. Гудьер. – М., 1975. – 576 с.

---

Minchenya V. T., Stepanenko D. A., Bobrovskaya A. I.

### **Modelling of ring-shaped ultrasonic waveguides for testing of mechanical properties and therapeutic treatment of biological tissues**

The article presents results of modelling of ring-shaped waveguide tool for ultrasonic treatment of biological materials, particularly malignant tumours, and testing of their mechanical properties. Harmonic analysis of forced flexural vibration of the waveguide using ANSYS software and APDL programming language was implemented for determination of waveguide geometric parameters providing its resonance for the given excitation frequency. The developed finite element model accounts for interaction between the waveguide and tumour tissue as well as initial prestressing of tissue radially compressed by the waveguide. Resonant curves of the waveguide in terms of its thickness and diameter are calculated and presented. Principle of application of the developed modeling technique for extraction of diagnostic data on mechanical properties of biological tissues is described.

*Поступила в редакцию 09.02.2011.*