

Министерство образования Республики Беларусь
Учреждение образования
«Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники»

Факультет компьютерного проектирования

Кафедра электронной техники и технологии

А. В. Чураков

**ПРИНЦИПЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ
И ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПРИБОРОВ
МАГНИТО- И УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ**

*Рекомендовано УМО по образованию в области приборостроения
в качестве учебно-методического пособия для специальности
1-38 80 03 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»*

Минск БГУИР 2019

УДК 615.837-047.58(076)

ББК 53.6-02я73

Ч-93

Рецензенты:

кафедра информационных систем управления
Белорусского государственного университета
(протокол №15 от 21.05.2018);

доцент кафедры нервных и нейрохирургических болезней учреждения
образования «Белорусский государственный медицинский университет»
кандидат медицинских наук, доцент А. В. Борисов

Чураков, А. В.

Ч-93 Принципы моделирования и проектирования приборов магнито-
и ультразвуковой терапии : учеб.-метод. пособие / А. В. Чураков. – Минск :
БГУИР, 2019. – 146 с. : ил.

ISBN 978-985-543-453-6.

Содержит теоретические сведения, методики моделирования и проектирования
приборов магнито- и ультразвуковой терапии.

Предназначено для углубленного изучения современной биофизики и меди-
цинской электроники, освоения практических навыков программного моделирования
методом конечных элементов и анализа моделей комплектующих приборов, выполне-
ния научно-исследовательских работ в области создания систем и изделий медицин-
ского назначения и приобретения практических навыков работы с интегрированной
платформой COMSOL Multiphysics® и COMSOL Server™.

УДК 615.837-047.58(076)

ББК 53.6-02я73

ISBN 978-985-543-453-6

© Чураков А. В., 2019

© УО «Белорусский государственный
университет информатики
и радиоэлектроники», 2019

Практическая работа №1

ОСНОВНЫЕ ЗАКОНЫ ТЕОРИИ ПОЛЕЙ, СОСТАВЛЯЮЩИЕ БИОФИЗИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ МАГНИТОТЕРАПИИ

1.1. Теоретические сведения

Современные эфферентные методы терапии, в том числе с применением магнитного поля (МП), как важнейшие компоненты проводимой терапии начали широко использоваться в клинике и направлены на стимуляцию структурно-функциональных, адаптационно-компенсаторных и восстановительных процессов в клетках тканей организма в зоне повреждения различного генеза. Мнения различных специалистов, занимающихся вопросами медицинской и биологической физики, об области принадлежности методов лечебного экстракорпорального воздействия МП расходятся. Имеются предположения, что данное направление следует рассматривать с позиций классической или квантовой электродинамики. Но классическая электродинамика учитывает только непрерывные свойства электромагнитного поля, а в основе квантовой электродинамики (КЭД) лежит представление о том, что электромагнитное поле обладает также и прерывными (дискретными) свойствами, носителями которых являются кванты поля – фотоны [3, 27]. Квантовая электродинамика – квантовополевая теория электромагнитных взаимодействий, наиболее разработанная часть квантовой теории поля. Взаимодействие электромагнитного излучения с заряженными частицами рассматривается в квантовой электродинамике как поглощение и испускание частицами фотонов [18]. КЭД количественно объясняет эффекты взаимодействия излучения с веществом (испускание, поглощение и рассеяние), а также последовательно описывает электромагнитные взаимодействия между заряженными частицами. К числу важнейших проблем, которые не нашли объяснения в классической электродинамике, но успешно разрешаются КЭД, относятся тепловое излучение тел, рассеяние рентгеновских лучей на свободных (точнее, слабо связанных) электронах (эффект Комптона), излучение и поглощение фотонов атомами и более сложными системами, испускание фотонов при рассеянии быстрых электронов во внешних полях (тормозное излучение) и другие процессы взаимодействия электронов, позитронов и фотонов [18, 25]. Меньший успех и редкая применимость теории при рассмотрении процессов с участием других частиц обусловлены тем, что в этих процессах, кроме электромагнитных взаимодействий, играют важную роль и другие фундаментальные взаимодействия (сильное взаимодействие, слабое взаимодействие) [3, 27]. Однако существуют явления, для объяснения и описания которых требуется более последовательное объединение полевого подхода Фарадея – Максвелла с принципами квантовой механики. Это возможно реализовать при помощи методов квантовой теории поля в квантовой электродинамике.

Классическая электродинамика, основанная на уравнениях Д. К. Максвелла, лежит в основе многочисленных приложений электро- и радиотехники, СВЧ и

оптики [12]. До настоящего времени не было обнаружено ни одного эффекта, который потребовал бы преобразования уравнений. Они оказываются полностью применимы и в квантовой механике, когда изучается и рассматривается движение, например, заряженных частиц во внешних электромагнитных полях. Поэтому уравнения Максвелла являются основой микроскопического описания электромагнитных свойств вещества.

На современном уровне понимания все частицы являются квантами различных полей. Как, например, фотон – это квант электромагнитного поля, а электрон – квант спинорного поля [5]. Поэтому подход, базирующийся на теории поля, предложенный М. Фарадеем и развитый Д. К. Максвеллом, является основой современной физики и её важнейших ответвлений – биологической и медицинской физики. Из этого следует, что лечение с применением МП, возможно, следует отнести к одному из основных направлений квантовой терапии.

Поэтому исследователям необходимо обратить внимание на основные физико-математические законы и правила теории полей, составляющие фундамент для объяснения механизмов лечебного действия магнитных полей, и на основании которых разработаны и будут создаваться новые приборы экстракорпорального воздействия.

Биологическое действие поля ультравысокой частоты (УВЧ) было обнаружено отдельно д'Арсонвалем и Н. Тесла уже через три года после того, как это поле было получено Г. Герцем в 1888 году [15]. За прошедшие более чем 130 лет к вопросу о влиянии МП, а именно переменного электромагнитного поля (ПЭМП), на живой организм посвящено много обобщающих публикаций и различных выводов, но в данном учебно-методическом пособии детально концентрировать внимание на них не будем ввиду их разнонаправленности и противоречивости. Особенно интенсивно биологическое действие ПЭМП различного диапазона изучалось в двадцатых и тридцатых годах прошлого столетия, когда отмечалось, что центральная нервная система (ЦНС) и особенно вегетативная, высоко чувствительны к воздействию волн ультравысокой частоты. Проведённые исследования тех лет подтверждают мнение физиологов, что при формировании мозговой деятельности в процессе эволюции использовались ритмы внешней среды для создания внутренних ритмов организма.

1.1.1. Уравнения Максвелла как основные уравнения классической электродинамики, описывающие эволюцию электромагнитного поля и его взаимодействие с зарядами и токами

Уравнения Максвелла – основные уравнения классической электродинамики, описывающие эволюцию МП и его взаимодействие с зарядами и токами. Нижеуказанные уравнения, а также их краткая интерпретация, были опубликованы Дж. К. Максвеллом в его книге «Трактат об электричестве и магнетизме» в 1873 году [10, 11]. Электрический ток создаёт магнитную индукцию (закон Ампера). Анализируя известные эксперименты, Максвелл получил систему уравнений для электрического и магнитного полей [20–23]. Уравнения Макс-

велла представляют собой систему из восьми (двух векторных с тремя компонентами каждое и двух скалярных) линейных дифференциальных уравнений в частных производных 1-го порядка для 12 компонентов четырёх векторных функций (**D**, **E**, **H**, **B**). Они перечислены в табл. 1.1 в дифференциальной форме [10, 11, 24, 25].

Таблица 1.1

Уравнения Максвелла

Название уравнения	СГС (система единиц, система единиц физических величин, в которой приняты три основные единицы: длины – сантиметр, массы – грамм и времени – секунда)	СИ (международная система измерения. Основные единицы: килограмм, метр, секунда, ампер, кельвин, моль и кандела)	Примерное словесное описание уравнения
Закон Гаусса	$\nabla \cdot \mathbf{D} = 4\pi\rho$	$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho$	Электрический заряд является источником электрической индукции
Закон Гаусса для магнитного поля	$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$	$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$	Не существует магнитных зарядов ^[~ 1]
Закон индукции Фарадея	$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{1}{c} \cdot \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}$	$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}$	Изменение магнитной индукции порождает вихревое электрическое поле ^[~ 1]
Закон Ампера – Максвелла	$\nabla \times \mathbf{H} = \frac{4\pi}{c} \cdot \mathbf{j} + \frac{1}{c} \cdot \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}$	$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{j} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}$	Электрический ток и изменение электрической индукции порождают вихревое магнитное поле

Примечание. В дальнейшем жирным шрифтом обозначаются векторные величины, а курсивом – скалярные.

Введены обозначения:

- ρ – плотность стороннего электрического заряда (в единицах СИ – Кл/м³);
- $\mathbf{j} = \mathbf{u}\rho$ – плотность электрического тока (плотность тока проводимости) (в единицах СИ – А/м²);
- \mathbf{u} – скорость зарядов в данной точке;
- c – скорость света в вакууме (299 792 458 м/с);
- \mathbf{E} – напряжённость электрического поля (в единицах СИ – В/м);
- \mathbf{H} – напряжённость магнитного поля (в единицах СИ – А/м);
- \mathbf{D} – электрическая индукция (в единицах СИ – Кл/м²);
- \mathbf{B} – магнитная индукция (в единицах СИ – Тл = Вб/м² = кг·с⁻²·А⁻¹);
- ∇ – дифференциальный оператор набла.

Нижеприведённая формула (1.1) означает ротор вектора, а формула (1.2) – дивергенцию вектора:

$$\nabla \times \mathbf{E} \equiv \text{rot}\mathbf{E}, \quad (1.1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{E} \equiv \text{div}\mathbf{E}. \quad (1.2)$$

Однако вышеприведённые уравнения Максвелла [10, 11] ещё не составляют полной системы уравнений электромагнитного поля, поскольку не содержат свойств среды, в которой оно действует и распространяется.

Данные уравнения существуют также в других различных формах: интегральной, материальной, ковариантной, спектральной и волновой. Перечисленные формы уравнений представляют собой мнение и интерпретацию различных авторов, а также, пожалуй, еще длительное время будут являться объектом многочисленных дискуссий физиков и математиков. Аксиоматическая точка зрения получения данных уравнений не будет рассматриваться, так как исторически уравнения Максвелла возникли в результате обобщения различных экспериментальных открытий. Теорий и различных точек зрения в данной области много, но более применима именно релятивистская теория, удовлетворяющая требованиям теории относительности – квантовая теория поля.

Эффект воздействия и распространение электрического и магнитного поля непосредственно зависят от формы сигнала создаваемой волны, а точнее его идентичности формам сигналов электрической активности среды, в которую он поступил. Это также зависит и от плотности энергии электрического и магнитного поля распространяемой волны. Основные формы сигналов волны, создаваемые современными приборами магнитного воздействия, – это плоские и поперечные электромагнитные волны, которые гармонизируют в так называемые «сложные» сигналы, исключая интерференцию волн. В последующем после пилотных и клинических испытаний определенные режимы индуцирования МП применяют для магнитотерапии.

Ниже рассмотрим основные физико-математические постулаты, лежащие в основе механизмов биотропного воздействия электромагнитных полей.

Говоря о плотности энергии различных волн электрического и магнитного поля, следует знать их основные математические составляющие и взаимозависимость. Плотности энергии электрического и магнитного поля в плоской волне равны друг другу. Формула (1.3) приведена для СГС, а формула (1.4) – для СИ [24]:

$$w_E = w_H = \frac{\varepsilon}{8\pi} \mathbf{E}, \quad (1.3)$$

$$w_E = w_H = \frac{\varepsilon\varepsilon_0}{8\pi} \mathbf{E}^2. \quad (1.4)$$

1.1.2. Вектор Пойнтинга и его связь с импульсом электромагнитного поля

Вектор Пойнтинга \mathbf{S} (плотность потока энергии) независимо от системы единиц связан с полной плотностью энергии образом, указанным в формуле [8, 24, 28]

$$\mathbf{S} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon\mu}} \mathbf{n}(w_E + w_H), \quad (1.5)$$

где ϵ – диэлектрическая;

μ – магнитная проницаемость.

В релятивистской теории данное соотношение соответствует уравнению связи импульса и энергии для частицы, не имеющей собственной массы. Однако скорость $\frac{c}{\sqrt{\epsilon\mu}}$ в среде меньше, чем скорость света в вакууме c .

Рассматривая именно импульсные электромагнитные поля, необходимо помнить, что вектор Пойнтинга связан с импульсом электромагнитного поля p , где $d\vartheta$ можно вывести из следующей формулы:

$$p = \frac{1}{c^2} \int \mathbf{S} d\vartheta, \quad (1.6)$$

и интегрирование производится по всему пространству.

Электромагнитная волна, поглощаясь или отражаясь от некоторой поверхности, передаёт ей часть своего импульса, что проявляется в форме светового давления.

1.1.3. Циркулярно и линейно поляризованная плоская электромагнитная волна

Плоские и поперечные волны являются математическими абстракциями. Реальные волны конечной апертуры из-за эффекта дифракции можно считать плоскими и поперечными лишь в некотором приближении [8, 9, 16]. Важный частный случай решения в виде плоских волн возникает, когда напряжённости полей являются гармоническими периодическими функциями [2, 28].

Если выбрать координатную ось z вдоль волнового вектора \mathbf{k} , то вектор электрического поля (как, впрочем, и магнитного) будет лежать в плоскости (x, y) , т. е. $\mathbf{E} = (E_x, E_y, 0)$. Но если по каждой проекции в этой плоскости электрическое поле совершает периодические колебания, такая волна называется монохроматической плоской волной:

$$E_x = a \cos(\omega t - \mathbf{k}\mathbf{r} + \varphi_1), \quad (1.7)$$

$$E_y = b \cos(\omega t - \mathbf{k}\mathbf{r} + \varphi_2). \quad (1.8)$$

Сравнение с общим решением для плоской волны приводит к следующей связи между вектором \mathbf{k} и константой ω , которое называется уравнением дисперсии:

$$\mathbf{k} = \mathbf{n} \frac{\sqrt{\varepsilon\mu}}{c} \omega, \quad (1.9)$$

$$\mathbf{k}^2 = \frac{\varepsilon\mu}{c^2} \omega^2, \quad (1.10)$$

где \mathbf{k} – волновой вектор;

ω – круговая частота монохроматической электромагнитной волны.

Модуль волнового вектора и круговая частота связаны с длиной волны λ и её частотой ν соответствующим образом:

$$\mathbf{k} = \frac{2\pi}{\lambda}, \quad (1.11)$$

$$\omega = 2\pi\nu, \quad (1.12)$$

$$\lambda\nu = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon\mu}}. \quad (1.13)$$

Константы φ_1 и φ_2 являются сдвигами фазы, а a и b – амплитудами колебаний вдоль каждой оси.

В фиксированной точке пространства ($\mathbf{kr} = \text{const}$) вектор электрического поля в общем случае описывает в плоскости (x, y) эллипс, поэтому такие волны называются *эллиптически поляризованными*. Их частным случаем являются волны, поляризованные по кругу. Вырожденный в прямую эллипс соответствует колебаниям напряжённости поля вдоль одной прямой в плоскости (x, y) . Такие волны называются *линейно поляризованными* (рис. 1.1). Аналогична ситуация с вектором магнитной индукции, который всё время перпендикулярен напряжённости электрического поля [8, 9, 16, 28].

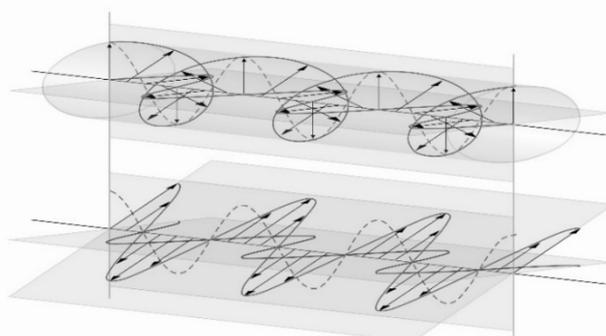


Рис. 1.1. Циркулярно и линейно поляризованная плоская электромагнитная волна

Исследуя лечебные механизмы и предполагая действия магнитных полей на организм человека, а точнее, именно на межклеточные взаимодействия при патологических процессах, можно предположительно и гипотетически рассматривать клетку как тензор электромагнитного поля.

1.1.4. Тензор электромагнитного поля

При помощи производной от 4-го вектора потенциала определяем ковариантный тензор электромагнитного поля [8, 9, 24, 25, 27]:

$$F_{\alpha\beta} = \partial_\alpha A_\beta - \partial_\beta A_\alpha. \quad (1.14)$$

Данный антисимметричный тензор ($F_{\alpha\beta} = -F_{\beta\alpha}$) может быть представлен в следующем виде:

$$F_{\alpha\beta} = \begin{pmatrix} 0 & E_x & E_y & E_z \\ -E_x & 0 & -B_z & B_y \\ -E_y & B_z & 0 & -B_x \\ -E_z & -B_y & B_x & 0 \end{pmatrix}, \quad (1.15)$$

$$F_{\alpha\beta} = \begin{pmatrix} 0 & E_x/c & E_y/c & E_z/c \\ -E_x/c & 0 & -B_z & B_y \\ -E_y/c & B_z & 0 & -B_x \\ -E_z/c & -B_y & B_x & 0 \end{pmatrix}. \quad (1.16)$$

Здесь формула (1.15) приведена для СГС, а формула (1.16) – для СИ.

Временные компоненты тензора составлены из компонентов напряжённости электрического поля, а пространственные – магнитного, что может быть записано следующим образом: $F_{\alpha\beta} = (\mathbf{E}, \mathbf{B})$. В тензоре электромагнитного поля с верхними индексами изменяется знак у нулевых компонентов (т. е. перед компонентами электрического поля): $F^{\alpha\beta} = (-\mathbf{E}, \mathbf{B})$.

Используя определение тензора электромагнитного поля, возможно проверить выполнение тождества из формулы

$$\partial_\alpha F_{\beta\gamma} + \partial_\beta F_{\gamma\alpha} + \partial_\gamma F_{\alpha\beta} = 0 \quad (1.17)$$

и переписать его в более компактном виде, введя дуальный тензор электромагнитного поля:

$$\partial_\alpha \tilde{F}^{\alpha\beta} = 0, \quad (1.18)$$

$$\tilde{F}^{\alpha\beta} = \frac{1}{2} \epsilon^{\alpha\beta\gamma\delta} F_{\gamma\delta}, \quad (1.19)$$

где $\epsilon^{\alpha\beta\gamma\delta}$ – антисимметричный символ Леви-Чивиты ($\epsilon^{0123} = 1$).

Это уравнение является ковариантной записью закона Гаусса для магнитного поля и закона электромагнитной индукции Фарадея. Компоненты дуального тензора $\tilde{F}_{\alpha\beta}$ получаются из тензора $F_{\alpha\beta}$ в результате перестановки электрического и магнитного полей [24, 25, 28]:

$$\tilde{F}_{\alpha\beta} = (\mathbf{B}, -\mathbf{E}), \quad (1.20)$$

$$\tilde{F}^{\alpha\beta} = (-\mathbf{B}, -\mathbf{E}). \quad (1.21)$$

Таким образом, полная система уравнений Максвелла в ковариантной форме имеет вид, представленный в формулах (1.22), (1.23) для СГС и (1.24), (1.25) – для СИ:

$$\partial_\alpha \tilde{F}^{\alpha\beta} = 0, \quad (1.22)$$

$$\partial_\alpha F^{\alpha\beta} = \frac{4\pi}{c} j^\beta, \quad (1.23)$$

$$\partial_\alpha \tilde{F}^{\alpha\beta} = 0, \quad (1.24)$$

$$\partial_\alpha \tilde{F}^{\alpha\beta} = \mu_0 j^\beta. \quad (1.24)$$

По повторяющемуся индексу α проводится суммирование от нуля до трёх, а в правой части второго уравнения находится 4-й вектор тока.

Нулевая компонента этого уравнения соответствует закону Гаусса, а пространственные – закону Ампера – Максвелла.

При помощи тензора электромагнитного поля можно получить законы преобразований компонентов электрического и магнитного полей, измеряемых относительно различных инерциальных систем отсчёта (табл. 1.2) [9, 25].

Таблица 1.2

Законы преобразований компонентов электрического и магнитного полей

СГС	СИ
$E'_y = \gamma(E_y - \frac{u}{c}B_z)$	$E'_y = \gamma(E_y - uB_z)$
$E'_z = \gamma(E_z + \frac{u}{c}B_y)$	$E'_z = \gamma(E_z + uB_y)$
$B'_y = \gamma(B_y + \frac{u}{c}E_z)$	$B'_y = \gamma(B_y + \frac{u}{c^2}E_z)$
$B'_z = \gamma(B_z - \frac{u}{c}E_y)$	$E'_z = \gamma(B_z - \frac{u}{c^2}E_y)$

В табл. 1.2 «штрихованные» величины измеряются непосредственно относительно системы отсчёта, движущейся вдоль оси x со скоростью u относительно системы, в которой измеряются «нештрихованные» компоненты полей, а $\gamma = 1/\sqrt{1 - u^2/c^2}$ – фактор Лоренца. Компоненты полей вдоль направления относительного движения инерциальных систем отсчёта остаются неизменными: $E'_x = E_x, B'_x = B_x$.

Уравнения Максвелла в вакууме инвариантны относительно преобразований Лоренца. Это послужило одной из предпосылок создания специальной теории относительности.

Электрическое и магнитное поля различным образом изменяются при инверсии осей пространственной системы координат. Электрическое поле является полярным вектором, а магнитное – аксиальным вектором. Можно построить две инвариантные величины относительно преобразований Лоренца:

$$F_{\alpha\beta}F^{\alpha\beta} = \text{inv}, \quad (1.26)$$

$$\varepsilon^{\alpha\beta\gamma\delta}F_{\alpha\beta}F_{\gamma\delta} = \text{inv}. \quad (1.27)$$

Первый инвариант является скаляром, а второй – псевдоскаляром, т. е. изменяет свой знак при инверсии координатных осей [8, 9, 24, 28].

Для выполнения практических частей необходимо иметь представления о значении и функции основных элементов при моделировании приборов магнитотерапии.

У ферромагнетиков (железо, кобальт, никель) намагниченными являются целые макрообласти, называемые доменами. Размеры доменов – 0.01–0.1 мм. Считается, что ферромагнетизм обусловлен спиновым магнитным полем электронов в атоме. У ферромагнетиков спиновые магнитные моменты электронов имеют одинаковую ориентацию и суммарное магнитное поле электронов определяет поле домена.

Каждый домен представляет собой маленький магнит. В ненамагниченном ферромагнетике магнитные моменты доменов ориентированы беспорядочно и суммарное магнитное поле, создаваемое ими, равно нулю. При внесении ферромагнетика в магнитное поле магниты доменов ориентируются вдоль линий поля, и индукция магнитного поля в ферромагнетике становится существенно больше индукции поля, в которое он внесён.

В ферромагнетиках остаётся намагниченность при выключении внешнего магнитного поля.

1.2. Практическая часть

1.2.1. Моделирование магнитного поля, окружающего постоянный магнит на примере модели базы данных в среде COMSOL Multiphysics, версии 4-5.3 (0078 The Magnetic Field from a Permanent Magnet)

Данный пример показывает, как смоделировать магнитное поле, окружающее постоянный магнит. Это также вычисляет силу, действующую на сосед-

ний железный стержень. Благодаря симметрии, геометрии и антисимметрии магнитного поля должна быть смоделирована только одна четверть геометрии.

1.2.1.1. Определение модели

В текущем свободном регионе согласно формуле

$$\nabla \times \mathbf{H} = 0 \quad (1.28)$$

возможно определить скалярный магнитный потенциал V_m от отношения из формулы

$$\mathbf{H} = -\nabla V_m. \quad (1.29)$$

Это походит на определение электрического потенциала для статических электрических полей. Используя конститутивное отношение между плотностью магнитного потока и магнитным полем

$$\mathbf{B} = \mu_0(\mathbf{H} + \mathbf{M}), \quad (1.30)$$

вместе с уравнением из формулы

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (1.31)$$

возможно получить уравнение для V_m :

$$-\nabla \cdot (\mu_0 \nabla V_m - \mu_0 \mathbf{M}_0) = 0. \quad (1.32)$$

Модель использует это уравнение путем отбора магнитных полей, интерфейса **No Currents** (отсутствие токов) в модуле **AC/DC**.

1.2.1.2. Граничные условия

Магнитное поле симметрично относительно xy -плоскости и антисимметрично относительно xz -плоскости. Данные плоскости поэтому служат внешними границами к геометрии.

На плоскости симметрии магнитное поле является тангенциальным к границе. Это описано магнитным условием изоляции:

$$\mathbf{n} \cdot (\mu_0 \nabla V_m - \mu_0 \mathbf{M}) = \mathbf{n} \cdot \mathbf{B} = 0. \quad (1.33)$$

В плоскости антисимметрии магнитное поле перпендикулярно границе. Это условие представлено постоянным магнитным скалярным потенциалом.

Модель использует *магнитное скалярное потенциальное условие, равное нулю (нулевое)*.

Если воздушная коробка является достаточно большой, граничное условие, используемое на его остающихся внешних границах, имеет мало влияния на поле около магнита. Несмотря на то что бесконечная область элемента дала бы самые лучшие результаты, данная модель использует магнитное условие изоляции для удобства вычислений.

1.2.1.3. Результаты и обсуждение

Сила на стержне вычисляется внутренне как интеграл поверхностного тензора напряжений по всем границам стержня. Выражение для тензора напряжений будет соответствовать формуле

$$\mathbf{n}^1 T^2 = -\frac{1}{2}(\mathbf{H} \cdot \mathbf{B})\mathbf{n}_1 + (\mathbf{n}_1 \cdot \mathbf{H})\mathbf{B}^T, \quad (1.34)$$

где \mathbf{n}^1 – граничное нормальное обращение из стержня;

T^2 – тензор напряжений воздуха.

Интеграция дает 1.53 Н, который соответствует одной четверти стержня. Фактическая сила на стержне появляется четыре раза с этим значением или со значением 6.11 Н.

1.2.1.4. Алгоритм работы для создания модели

Алгоритм работы для создания модели следующий:

1. Запустить окно мастера модели.
 2. Нажмите **Next**.
 3. В поле **Add physics tree** выберите **AC/DC > Magnetic Fields, No Currents (mfnc)**.
 4. Нажмите **Next**.
 5. Найдите подраздел исследования. В дереве выберите **Preset Studies > Stationary**.
 6. Нажмите **Finish**.
- Геометрия 1*
Импорт 1
1. В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши выделите **Geometry 1** и выберите **Import**.
 2. В окне настроек **Import** определите **Import section**.
 3. Нажмите **Browse button**.
 4. Просмотрите папку **Model Library folder** и двойным нажатием загрузите файл **permanent_magnet.mphbin**.
 5. Вызовите **Import button**.

Импортированная геометрия (рис. 1.2) содержит постоянный магнит и стержень, на который он действует. Следующие инструкции показывают вам, как создать воздушную коробку и удалить часть геометрии, которую вы не хотите включать в модель.

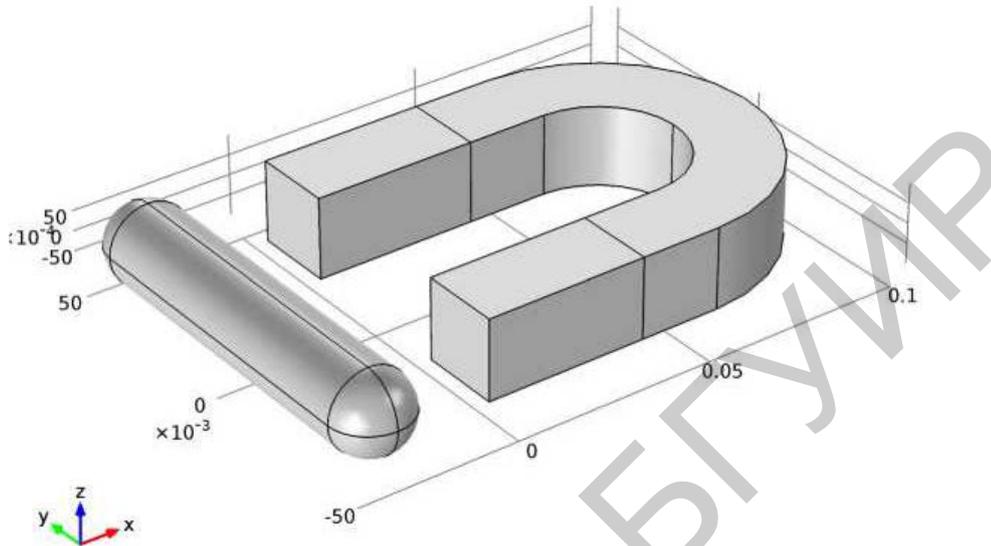


Рис. 1.2. Импортированная геометрия модели

Блок 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши выделите **Geometry 1** и выберите **Block**.

2. В окне настроек **Block** выделите секцию **Size and Shape**.

3. В поле редактора **Width** введите **0.25**.

4. В поле редактора **Depth** введите **0.1**.

5. В поле **Height edit** введите **0.1**.

6. Найдите секцию **Position**. В редакторе поля **x** введите **0.1**.

7. Нажмите кнопку **Build All**.

Воздушная коробка теперь покрывает только части магнита и стержня, который вы хотите включить в модель. Используйте **булеву геометрию** для избавлений от лишних частей.

Композиция 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши выделите **Geometry 1** и выберите **Boolean Operations > Compose**.

2. Выберите только объекты **impl** и **blk1**.

3. В настройках окна **Compose** найдите секцию **Compose**.

4. В поле редактирования **Set formula** введите **blk1+impl *blk1**.

5. Нажмите кнопку **Build All**.

6. Нажмите кнопку **Zoom Extents** на **Graphics toolbar**.

7. Геометрия теперь содержит воздушный объём и одну четверть импортированных объектов (рис. 1.3).

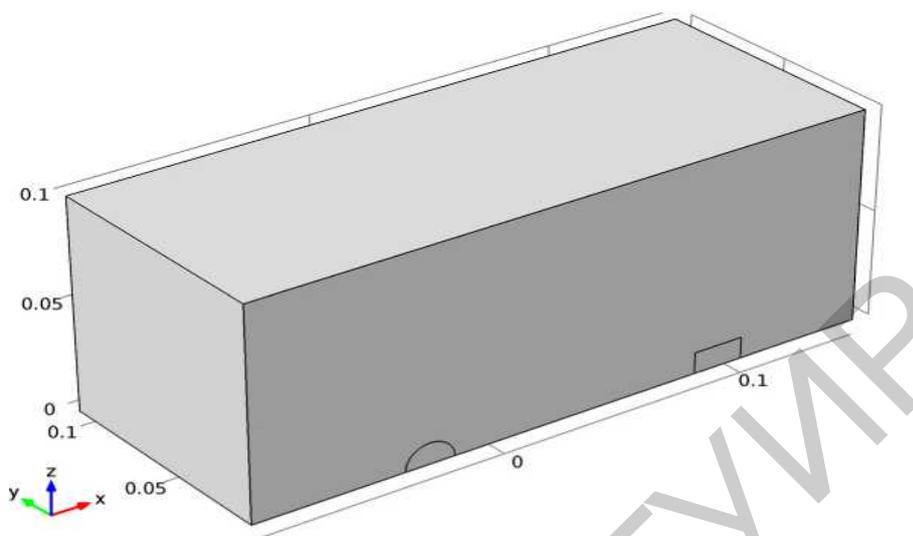


Рис. 1.3. Воздушный объём и одна четверть импортированных объектов геометрии

1.2.1.5. Материалы

Материал 1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши нажмите **Materials** и выберите **Material**.
2. Правой кнопкой мыши нажмите **Material 1** и выберите **Rename**.
3. Зайдите в **Rename Material** диалогового окна, выберите тип **Iron** в поле редактора **New name**.
4. Нажмите **ОК**.
5. Выберите только **Domains 2** и **4**.
6. В окне свойств **Material** выделите секцию **Material Contents**.
7. Из табл. 1.3 введите настройки.

Таблица 1.3

Настройки секции **Material Contents**

Property	Name	Value
Relative permittivity	mur	1

Материал 2

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши выделите **Materials** и выберите **Material**.
2. Правой кнопкой мыши выделите **Material 2** и выберите **Rename**.

3. Перейдите к **Rename Material** диалогового окна и введите тип **Air** в поле редактора **New name**.
4. Нажмите **ОК**.
5. Выберите только **Domains**.
6. В окне свойств **Material** выделите секцию **Material Contents**.
7. Из табл. 1.4 введите настройки.

Таблица 1.4

Следующие настройки секции **Material Contents**

Property	Name	Value
Relative permittivity	mur	4000

1.2.1.6. Магнитные поля, отсутствие токов

Сохранение магнитного потока 2

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши выделите **Model 1 > Magnetic Fields, No Currents** и выберите установку области **Magnetic Flux Conservation**.
2. Выберите только **Domain 3**.
3. В окне настроек **Magnetic Flux Conservation** выделите секцию **Magnetic Field**.
4. Из листа **Constitutive relation** выберите **Magnetization**.
5. Опишите **M** вектор в соответствии с табл. 1.5.

Таблица 1.5

Описание вектора **M**

Напряжение	Ось координат
750 [kA/m]	<i>x</i>
1	<i>y</i>
0	<i>z</i>

Все внешние границы магнитным способом изолируются по умолчанию. Используйте нулевое потенциальное условие на тех границах, где держится антисимметрия.

Нулевой магнитный скалярный потенциал 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши выделите **Magnetic Fields, No Currents** и выберите граничное условие **Zero Magnetic Scalar Potential**.
2. Выберите только граничные условия **2, 8 и 24**.
3. Затем добавьте силовое вычисление на стержне.

Вычисление силы 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши нажмите **Materials**, правой кнопкой мыши выделите **Magnetic Fields, No Currents** и выберите настройку домена **Force Calculation**.

2. Выберите только **Domain 2**.

3. В окне настроек **Force Calculation**, найдите раздел **Force Calculation**.

4. В поле **Force name** введите **rod** (стержень).

1.2.1.7. Сетка

Чтобы получить точное вычисление силы, нужна тонкая сетка, особенно на стержне. Также имеет смысл использовать тонкую сетку в магните и его железном сердечнике, так как именно здесь магнитное поле будет самым высоким.

В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши выделите **Mesh 1** и выберите **Free Tetrahedral**.

Измерение 1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1 > Mesh 1** нажмите **Size**.

2. В окне настроек **Size** найдите раздел **Element Size**.

3. Из листа **Predefined** выберите **Fine**.

Измерение 2

1. В окне **Model Builder** под **Model 1 > Mesh 1** правой кнопкой мыши вызовите **Free Tetrahedral 1** и выберите **Size**.

2. В окне настроек **Size** найдите раздел **Geometric Entity Selection**.

3. Из листа **Geometric entity level** выберите **Domain**.

4. Выберите только **Domains 2–4**.

5. Найдите раздел «**Element Size**». Нажмите кнопку **Custom**.

6. Найдите раздел **Element Size Parameters**. Выберите **Maximum element size**, установите флажок.

7. В соответствующем поле редактирования введите **0.0025**.

8. Нажмите кнопку **Build All**.

1.2.1.8. Исследование 1

Выполните следующие действия:

1. В окне **Model Builder** вызовите **Study 1**.

2. В окне настроек **Study** найдите раздел **Study Settings**.

3. Снимите флажок **Generate default plots**.

4. Нажмите кнопку **Compute**.

1.2.1.9. Результаты

3D-участок 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Results** и выберите **3D Plot Group**.

2. Вызовите правой кнопкой мыши **3D Plot Group 1**, выберите **Slice**.
3. В окне настроек **Slice** вызовите **Replace Expression** в верхнем правом углу раздела **Expression**. Из меню выберите **Magnetic Fields, No Currents > Magnetic > Magnetic flux density norm (mfnc.normB)**.
4. Найдите раздел **Plane Data**. Из листа **Plane** выберите оси $xу$.
5. Из листа **Entry method** выберите **Coordinates**.
6. В поле редактирования координат z введите **0.005**.
7. Найдите разделы **Locate the Coloring** и **Style**. Из листа **Color table** выберите **Thermal**.
8. Нажмите кнопку **Plot**. Вы теперь смотрите на величину потока прямо над плоскостью симметрии. С графиком стрелки вы также видите направление.
9. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **3D Plot Group 1** и выберите **Arrow Volume**.
10. В настройках окна **Arrow Volume** вызовите **Replace Expression** в правом верхнем углу раздела **Expression**. Выберите **Magnetic Fields, No Currents > Magnetic > Magnetic flux density (mfnc.Bx mfnc.Bz)**.
11. Найдите раздел **Arrow Positioning**. Найдите x -точки сетки подраздела. В поле **Points edit field** введите **100**.
12. Найдите y -точки сетки подраздела. В поле **Points edit field** введите **50**.
13. Найдите z -точки сетки подраздела. Из листа **Entry method** выберите **Coordinates**.
14. В поле **Coordinates edit** введите **0.0051**.
15. Нажмите кнопку **Plot**, получите результат (рис. 1.4).
16. Рассмотрим **Slice**, который обозначает норму плотности магнитного потока (T). Здесь стрелка обозначает объём плотности магнитного потока.

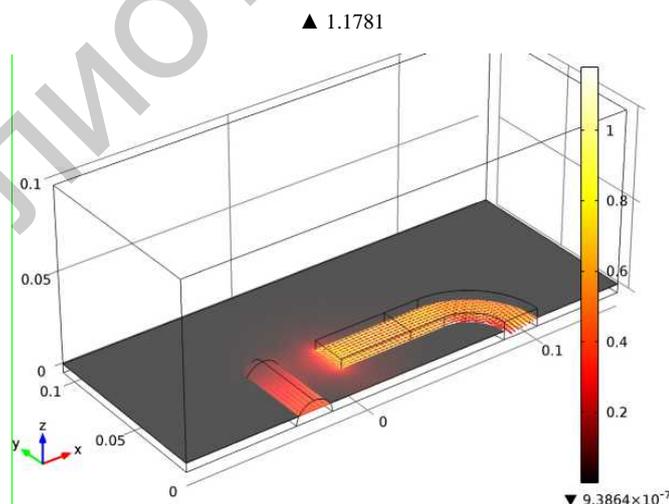


Рис. 1.4. Результат операции **Plot**

В завершение используйте **Global Evaluation** для оценки силы на стержне.

Производные значения

1. В окне **Model Builder** под **Results** правой кнопкой нажмите **Derived Values** и выберите **Global Evaluation**.

2. В окне **Global Evaluation** вызовите **Replace Expression** в правом верхнем углу раздела **Expression**. Из меню выберите **Magnetic Fields, No Currents > Mechanical Group > Electromagnetic force > Electromagnetic force, x component (mfnc.Forcex_rod)**.

3. Нажмите кнопку **Evaluate**. Здесь сила на четверть стержня оценивается в 1.53 Н.

Библиотека БГУИР

Практическая работа №2

ПОНЯТИЕ О КВАНТОВОЙ ТЕОРИИ ПОЛЯ, СВЕРХСИЛЬНЫХ И СВЕРХСЛАБЫХ ПОЛЯХ

2.1. Теоретические сведения

Уравнения Максвелла полностью совместимы с принципами специальной теории относительности. Они также применимы при микроскопическом описании вещества, когда заряженные частицы подчиняются принципам квантовой механики. В этом случае квантовые объекты (например, электроны) описываются уравнением Шрёдингера или уравнением Дирака [8, 9, 24, 28], впрочем, потенциалы взаимодействия в этих уравнениях определяются классическими уравнениями Максвелла.

Однако существуют явления, для описания которых требуется более последовательное объединение полевого подхода Фарадея – Максвелла с принципами квантовой механики. Оно осуществляется при помощи методов квантовой теории поля в квантовой электродинамике. В этом случае форма уравнений Максвелла (лагранжиан) остаётся неизменной, однако поля становятся операторам, а уравнения Максвелла – операторными уравнениями Гейзенберга [19]. Решение подобных уравнений приводит к появлению новых эффектов, отсутствующих в классической теории поля. Эти эффекты существенны, в частности, в следующих физических ситуациях [8, 9, 16, 19, 28]:

1) сверхсильные поля $E \sim m_e^2 c^3 / e\eta$ ($\approx 1.32 \times 10^{18}$ В/м, где m_e – масса электрона, e – его заряд, η – постоянная Планка). Работа такого поля на комптоновской длине волны электрона равна по порядку величине энергии покоя электрона, что приводит к самопроизвольной генерации электрон-позитронных пар из вакуума (эффект Швингера) [26]. В результате возникает эффективное взаимодействие фотонов, которое отсутствует в классической электродинамике, приводящее к эффективному изменению лагранжиана поля (например, в низкоэнергетическом пределе поле описывается лагранжианом Гейзенберга – Эйлера) [17];

2) сверхслабые поля с энергией $\sim \eta\omega$, где ω – частота поля (см. формулу Планка). В этом случае становятся заметными отдельные кванты электромагнитного поля – фотоны;

3) для описания эффектов поглощения и испускания света атомами и молекулами;

4) для описания неклассических, например, сжатых состояний поля [4, 7, 17];

5) на малых расстояниях, сравнимых с комптоновской длиной волны электрона, $\lambda_e = \hbar/m_e c \approx 3.86 \times 10^{-13}$ м, когда в результате вакуумных эффектов, модифицируется, например, закон Кулона [24].

Уравнения Максвелла являются наиболее общими уравнениями для электрических и магнитных полей в покоящихся средах. Они играют в учении об электромагнетизме такую же роль, как законы Ньютона в механике.

Из уравнений Максвелла следует, что переменное магнитное поле всегда связано с порождаемым им электрическим полем, а переменное электрическое поле всегда связано с порождаемым им магнитным, т. е. электрическое и магнитное поля неразрывно связаны друг с другом: они образуют единое электромагнитное поле [6, 8, 9, 16, 28]. Это свойство, вероятно, и определяет механизм разнонаправленного влияния магнитных полей различных диапазонов на клеточном и системном уровнях.

2.2. Практическая часть

2.2.1. Процесс моделирования на примере модели магнитопроницаемой сферы в статическом магнитном поле из базы данных в среде COMSOL Multiphysics, версии 4-5.3 (12735 Magnetically Permeable Sphere in a Static Magnetic Field)

2.2.1.1. Магнитопроницаемая сфера в статическом магнитном поле

2.2.1.1.1. Введение

Сфера относительной проницаемости, большей единицы, подвергается пространственно однородному статическому фоновому магнитному полю. Для решения этой проблемы используются две формулировки, поэтому изучим различия между ними. Напряжённость поля внутри сферы вычисляется и сравнивается с аналитическим решением.

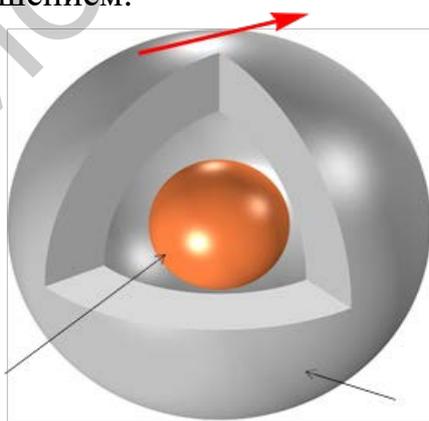


Рис. 2.1. Магнито-проницаемая сфера в пространственно однородном статическом фоновом магнитном поле

2.2.1.1.2. Определение модели

На рис. 2.1 показана модельная установка с сферой диаметром 0.25 мм, помещённой в пространственно однородное фоновое магнитное поле распространённостью один миллилитр. Вычислительная модель состоит из трёх концентрических сфер. Внутренняя часть представляет собой сферу, окружающий сферический объём оболочки – область свободного пространства и внешний объём оболочки – домен бесконечного элемента. Это условие домена, которое аппроксимирует область, которая продолжается до бесконечности. При использовании функций **Infinite Element Domain** граничное условие вне области моделирования не влияет на решение.

Относительная проницаемость сферы варьируется от $\mu_r = 2$ до $\mu_r = 1000$. Аналитическое решение для поля внутри проницаемой сферы, подвергнутого однородному магнитному полю, таково:

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 \left(\frac{3\mu_r}{\mu_r + 2} \right), \quad (2.1)$$

где \mathbf{B}_0 – фоновое магнитное поле.

Существует два способа сформулировать эту проблему. Формула «Магнитные поля, нет токов» решает дифференциальное уравнение в частных производных для магнитного поля скалярного потенциала V_m :

$$\nabla \cdot \mu_r \mu_0 (-\nabla V_m + \mathbf{H}_b) = 0. \quad (2.2)$$

Если фоновое поле задано в терминах \mathbf{H} -поля \mathbf{H}_b , то \mathbf{B} -поле вычисленное из \mathbf{H} -поля, будет $\mathbf{B} = \mu_r \mu_0 \mathbf{H}$. То есть магнитное поле возникает, принимая градиент магнитного скалярного потенциала. Поскольку управляющее уравнение оценивает градиенты скалярного поля, формулируется элемент Лагранжа. В этом случае фоновое поле и граничные условия для этой задачи заданы исключительно в терминах производных V_m -поля. Поэтому при настройке таких моделей магнитный скалярный потенциал должен быть ограничен в одной точке модели, чтобы решение имело уникальное значение.

С другой стороны, формулирование данного магнитного поля решает уравнение для магнитного векторного потенциала \mathbf{A} :

$$\nabla \times \mu_r^{-1} \mu_0^{-1} \nabla \times (\mathbf{A} + \mathbf{A}_b) = 0, \quad (2.3)$$

где \mathbf{B} -поле является завитком $(\mathbf{A} + \mathbf{A}_b)$ -поля. При таком подходе фон, полевые и граничные условия задаются непосредственно через \mathbf{A} -поле. Здесь управляющее уравнение принимает завиток векторного поля, и эта задача решена с использованием формулы **Curl**. Данное формулирование не требует мелкой сетки как при формулировании элемента Лагранжа для достижения такой же точности.

2.2.1.1.3. Результаты и обсуждение

На рис. 2.2 изображено магнитное поле для формулирования магнитных полей без токов, а на рис. 2.3 показаны результаты, рассчитанные с использованием формулы магнитных полей как для случая $\mu_r = 1000$. Поля в области бесконечных элементов не отображаются, так как они не имеют никакого физического значения. На рис. 2.4 показано повышение поля по сравнению с проницаемостью для обоих случаев, параллельно с аналитическим решением. Относительная разница приведена на рис. 2.5. В пределе утончения сетки решения производятся с точностью до цифры.

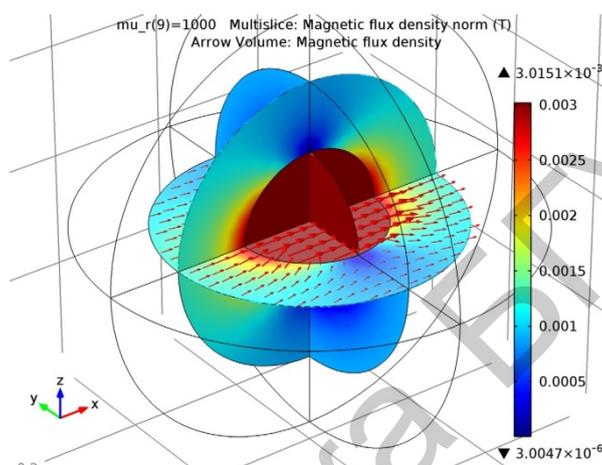


Рис. 2.2. Магнитное поле для формулирования магнитных полей без токов

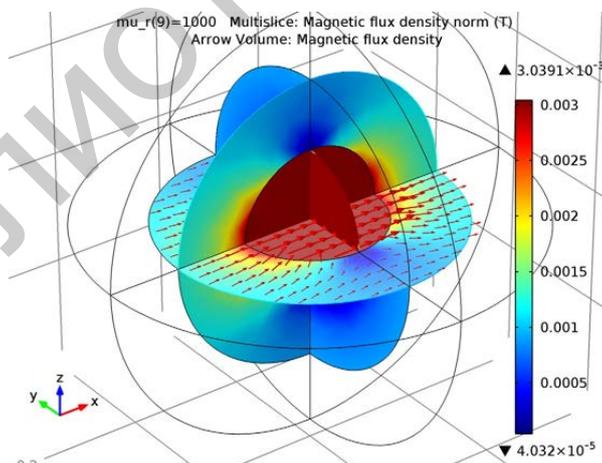


Рис. 2.3. Магнитное поле для формулирования магнитных полей

Point Graph: Magnetic flux density norm (T) Point Graph:
 Analytic solution for the Point Graph: Analytic solution for the field inside
 the permeable sphere Point Graph: Magnetic flux density norm (T)

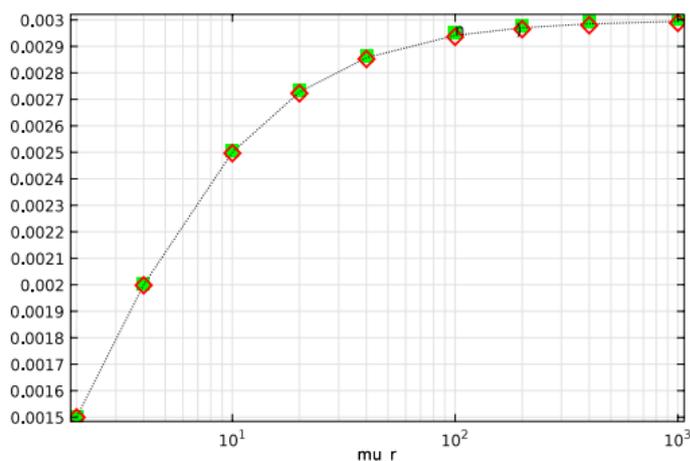


Рис. 2.4. Сравнение численных результатов с аналитическим результатом

Point Graph: (mfnc.normB-B analytic/B analytic (1) Point Graph: (mf.)
 Point Graph: (mfnc.normB-B analytic/B analytic (1)

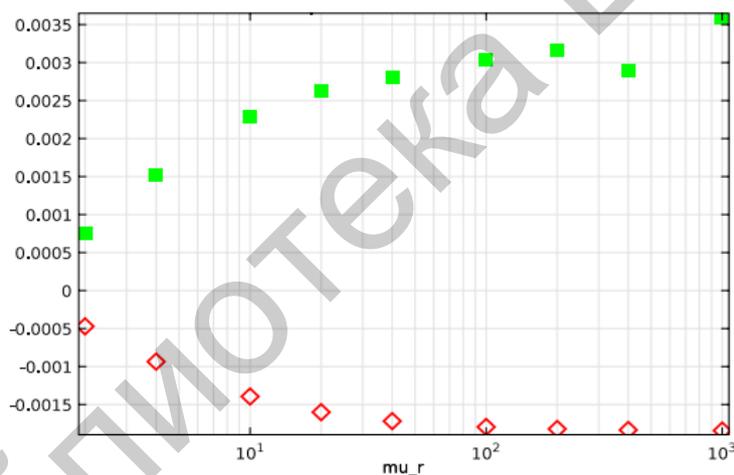


Рис. 2.5. Относительная разница по сравнению с аналитическим решением

Наблюдаются некоторые различия между этими двумя формулировками. Формулирование модуля магнитных полей недостаточно анализирует данные, а формулирование модуля магнитных полей без токов чрезмерно предрассчитывает результаты вычислений для данного случая. Согласование с аналитическим решением для обеих формулировок улучшатся с увеличением утончения сетки. Хотя модуль магнитное поле без токов требует более тонкой сетки примерно на одном уровне точности, его работа использует меньше системной памяти. Его недостатком является то, что он не может быть использован в ситуа-

циях, когда рассматривается любой ток, текущий в модели, а также любое изменение времени.

Инструкция по моделированию

1. Перейдите в окно **Model Wizard**.
2. Нажмите **Next**.
3. В дереве **Add physics** выберите **AC/DC > Magnetic Fields, No Currents (mfnc)**.
4. Нажмите **Add Selected**.
5. Нажмите **Next**.
6. Найдите подраздел **Studies**. В дереве выберите **Preset Studies > Stationary**.
7. Нажмите **Finish**.

Геометрия 1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** нажмите **Geometry 1**.
2. В окне настроек **Geometry** найдите раздел **Units**.
3. В списке **Length unit** выберите **mm**.

2.2.1.1.4. Глобальные определения

Параметры

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Global Definitions** и выберите **Parameters**.
2. В окне настроек **Parameters** найдите раздел **Parameters**.
3. В таблицу введите следующие параметры из табл. 2.1.

Таблица 2.1

Параметры раздела **Parameters**

Name	Expression	Description
r_0	0.125[mm]	Radius, magnetically permeable sphere
μ_r	1000	Relative permeability, magnetically permeable sphere
B_0	1[mT]	Background magnetic fields
B_{analytic}	$\frac{3\mu_r}{(\mu_r + 2)}B_0$	Analytic solution for the field inside the permeable sphere

Геометрия 1

Создайте сферу с двумя определенными слоями. Самый внешний слой представляет собой **Бесконечный элемент домена**, ядро – **проницаемую сферу**, средний уровень – **воздушный домен**.

Сфера1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши вызовите **Geometry 1** и выберите **Sphere**.
2. В окне настроек **Sphere** найдите раздел **Size and Shape**.
3. В поле редактирования **Radius** введите $r_0 * 3$.
4. Разверните раздел **Layers**. В таблицу введите параметры из табл. 2.2.

Таблица 2.2

Параметры раздела **Layers**

Layername	Thickness (mm)
Layer 1	r_0
Layer 2	r_0

5. Нажмите кнопку **Build All**.
 6. Нажмите кнопку **Wireframe Rendering** на панели инструментов **Graphics**.
 7. Нажмите кнопку **Zoom In** на панели инструментов **Graphics**.
- Результат представлен на рис. 2.6.

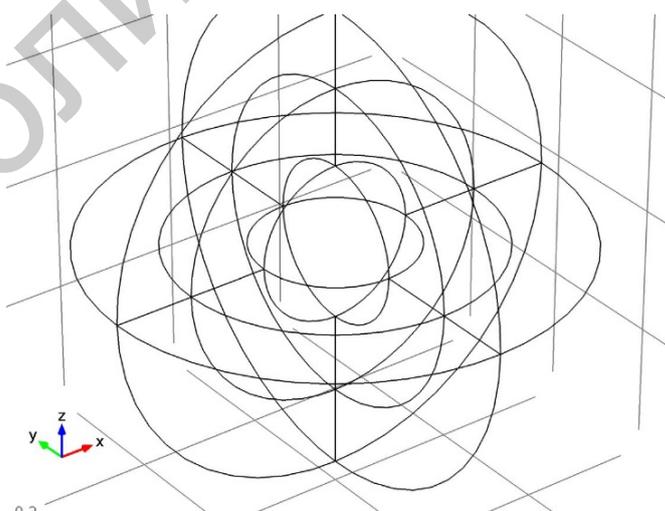


Рис. 2.6. Результат сферы 1

2.2.1.1.5. Определения

Создайте набор параметров перед настройкой физических значений. Сначала создайте выделение для бесконечного элемента домена.

Точность 1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.

2. Выберите только домены **1–4, 10, 11, 14** и **17** (рис. 2.7).

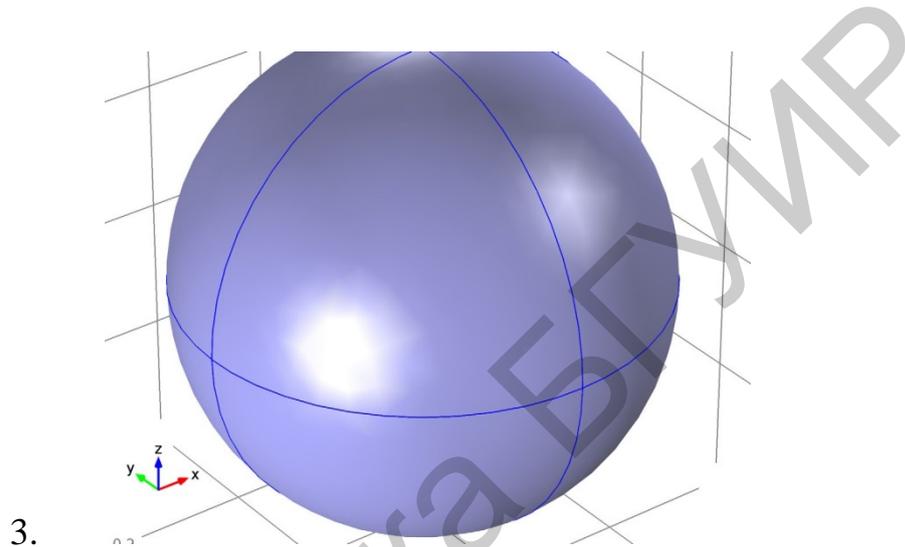


Рис. 2.7. Результат выбора определённых доменов в разделе **Explicit**

4. Правой кнопки мыши вызовите **Model 1 > Definitions > Explicit 1** и выберите **Rename**.

5. Перейдите в диалоговое окно **Rename Explicit** и введите **IED** в поле **New name**.

6. Добавьте выбор для областей анализа – это дополнение выбора к **Бесконечному элементу домена**.

Дополнение 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Complement**.

2. В окне настроек **Complement** найдите раздел **Input Entities**.

3. Под **Selections to invert** нажмите **Add**.

4. Перейдите в диалоговое окно **Add**.

5. В списке **Selections to invert** выберите **IED**.

6. Нажмите кнопку **ОК**. Результат выбора операции **IED** представлен на рис. 2.8.

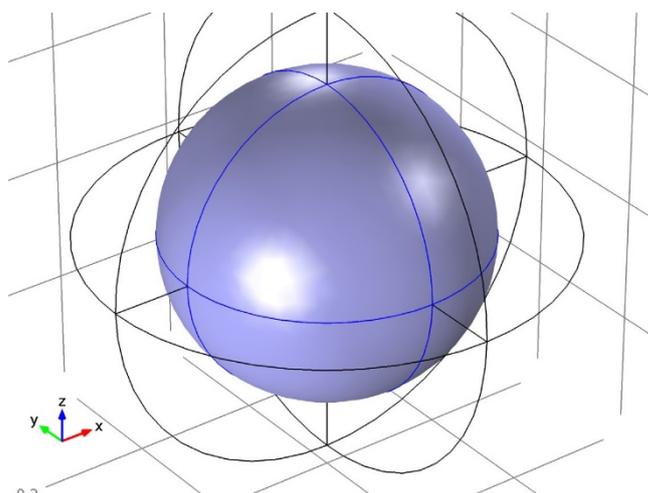


Рис. 2.8. Результат выбора операции **IED**

7. Правой кнопкой мыши вызовите **Model 1 > Definitions > Complement 1** и выберите **Rename**.

8. Перейдите **Rename Complement** диалогового окна и выберите **Analysis domain** в **New name**.

9. Нажмите **ОК**.

Бесконечный элемент Домен 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Infinite Element Domain**.

2. В окне настроек **Infinite Element Domain** найдите раздел **Domain Selection**.

3. Из списка **Selection** выберите **IED**.

4. Найдите раздел **Geometry**. Из списка **Type** выберите **Spherical**.

Просмотр 1

Сожмите некоторые области, настраивая физические параметры, чтобы получить лучший вид, и рассмотрите результаты сетки.

1. В окне **Model Builder** под **Model 1 > Definitions** правой кнопкой мыши вызовите **View 1** и выберите **Hide Geometric Entities**.

2. Выберите только домены **2, 6, 11** и **13** (рис. 2.9).

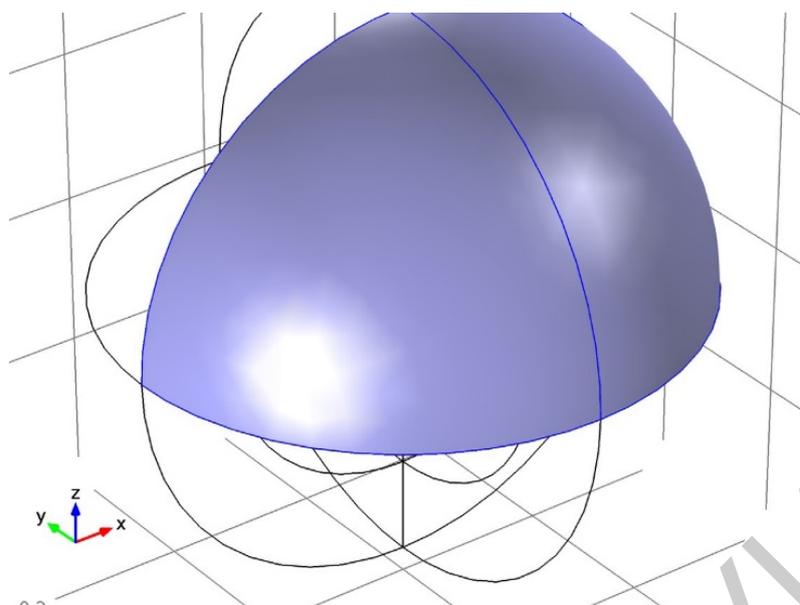


Рис. 2.9. Результат выбора определенных доменов в разделе **Hide Geometric Entities**

2.3. Магнитные поля без токов

Запустите первым следующий физический параметр: **Magnetic Fields, No Currents**. Начните задавать значения, определив фоновое магнитное поле.

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** нажмите **Magnetic Fields, No Currents**.

2. В окне настроек **Magnetic Fields, No Currents** найдите раздел **Background magnetic field**.

3. Из списка **Solve for** выберите **Reduced field**.

4. В таблице **Hb** введите следующие настройки из табл. 2.3.

Таблица 2.3

Параметры **Hb**

Значение	Ось координат
B_0/μ_0_const	x
0	y
0	z

Добавьте точку ограничения для магнитного скалярного потенциала.

Нулевой магнитный скалярный потенциал 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Magnetic Fields, No Currents** и выберите **Points > Zero Magnetic Scalar Potential**.

2. Выберите только пункт **8** (рис. 2.10).

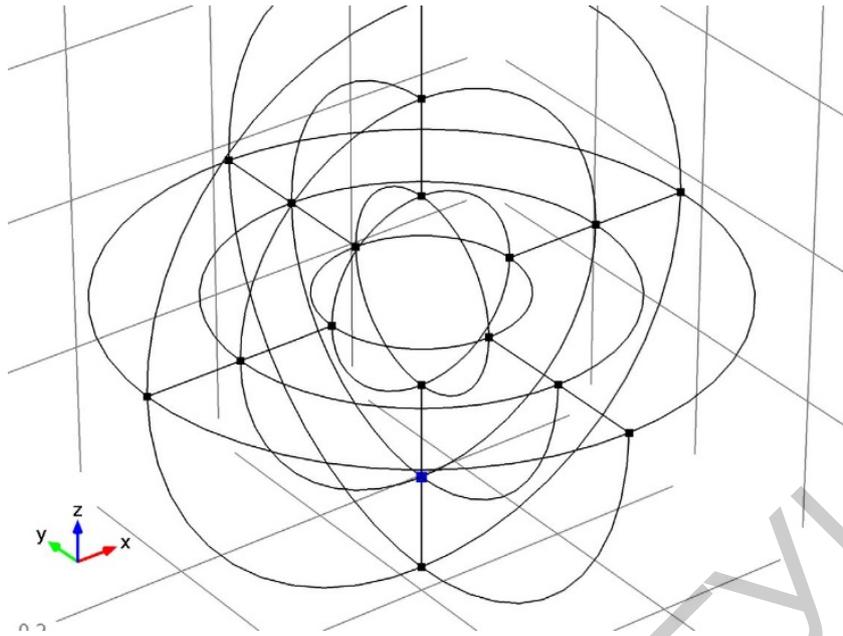


Рис. 2.10. Результат работы с Нулевым магнитным
Скалярным потенциалом 1

Материалы

Затем назначьте свойства материала. Во-первых, задайте значения для воздуха для всех доменов.

Браузер материалов

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши вызовите **Materials** и выберите **Open Material Browser**.
2. В окне **Material Browser** найдите раздел **Materials**.
3. В дереве выберите **Built-In > Air**.
4. Правой кнопкой мыши вызовите меню и выберите **Add Material to Model**.

Проверните основную сферу пронизываемым материалом.

Материал 2

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Materials** и выберите **Material**.
2. Выберите только домен **9** (рис. 2.11).

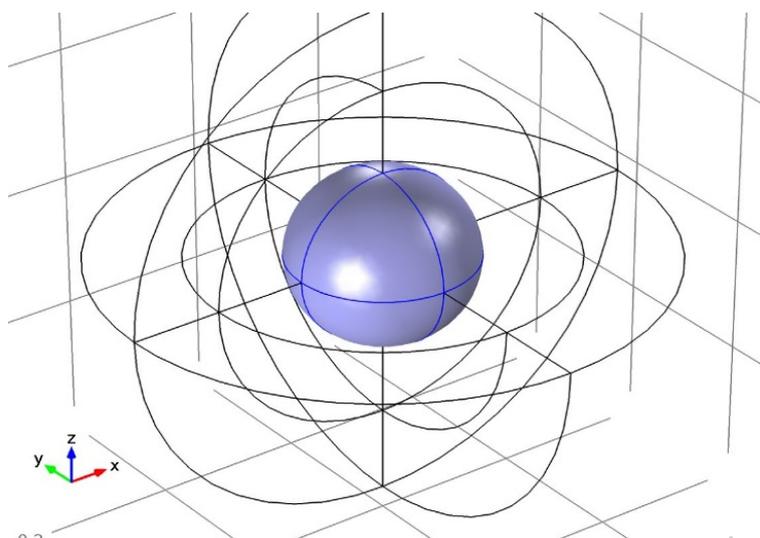


Рис. 2.11. Результат выбора определённого домена в разделе **Material**

3. В окне настроек **Material** найдите раздел **Material Contents**.
4. В таблицу введите следующие настройки из табл. 2.4.

Таблица 2.4

Раздел **Material Contents**

Property	Name	Value
Relative permeability	mur	mu_r

Сетка 1

Выберите тонкую сетку для домена **Analysis** и используйте **swept mesh** для **Infinite Element Domain**.

Свободный четырёхгранный 1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** правой кнопкой мыши вызовите **Mesh 1** и выберите **Free Tetrahedral**.
2. В окне настроек **Free Tetrahedral** выберите раздел **Domain Selection**.
3. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.
4. Из списка **Selection** выберите **Analysis domain**.

Размер

1. В окне **Model Builder** под **Model 1 > Mesh 1** нажмите **Size**.
2. В окне настроек **Size** выберите раздел **Element Size**.
3. Из списка **Predefined** выберите **Finer**.
4. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Mesh 1** и выберите **Swept**.
5. Нажмите кнопку **Build All**.

Результат представлен на рис. 2.12.

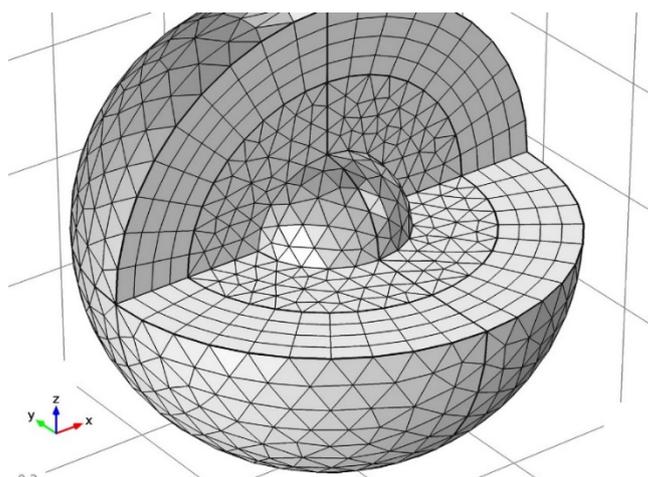


Рис. 2.12. Результат операции **Build All**

Исследование 1

Шаг 1: постоянный

1. В окне **Model Builder** разверните узел **Study 1**, затем нажмите **Step 1: Stationary**.
2. В окне настроек **Stationary** разверните раздел **Study Extensions**.
3. Установите флажок **Continuation**.
4. Нажмите **Add**.
5. В таблицу введите следующие параметры из табл. 2.5.

Таблица 2.5

Параметры раздела **Study Extensions**

Continuation parameter	Parameter value list								
mu_r	2	4	10	20	40	100	200	400	1000

6. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Study 1** и выберите **Compute**.

2.2.1.1.7. Результаты

Плотность магнитного потока

График по умолчанию показывает плотность магнитного потока для всех доменов. Добавив выбор на текущем решении, вы можете визуализировать только интересующий вас домен.

Data Sets

1. В окне **Model Builder** разверните узел **Results > Data Sets**.
2. Правой кнопкой мыши вызовите **Solution 1** и выберите **Add Selection**.
3. В окне настроек **Selection** найдите раздел **Geometric Entity Selection**.
4. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.
5. Из списка **Selection** выберите **Analysis domain**.

Плотность магнитного потока

Добавьте график стрелки, показывающий направление плотности магнитного потока.

1. В окне **Model Builder** под **Results** правой кнопкой мыши вызовите **Magnetic flux density** и выберите **Arrow Volume**.
2. В окне настроек **Arrow Volume** найдите раздел **Arrow Positioning**.
3. Найдите пункт **x gridpoints**. В поле редактирования **Points** введите **20**.
4. Найдите пункт **y gridpoints**. В поле редактирования **Points** введите **20**.
5. Найдите пункт **z gridpoints**. В поле редактирования **Points** введите **1**.
6. Найдите раздел **Coloring and Style**. Из списка **Color** выберите **Red**.
7. Нажмите кнопку **Plot**.

Следующим действием будет добавление нового физического значения **Магнитное поле**.

Модель 1

В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Model 1** и выберите **Add Physics**.

Разработка модели

1. Перейдите в окно **Model Wizard**.
2. В дереве **Add physics** выберите **AC/DC > Magnetic Fields (mf)**.
3. Нажмите **Add Selected**.
4. Нажмите **Next**.
5. Найдите подраздел **Studies**. В дереве выберите **Preset Studies for Selected Physics > Stationary**.
6. Нажмите **Finish**.

Введите физический параметр **Magnetic Fields**. Укажите **Background magnetic vector potential**.

Настройте физические значения для **Magnetic Fields**. Укажите фоновый магнитный векторный потенциал.

Магнитные поля

1. В окне **Model Builder** под **Model 1** нажмите **Magnetic Fields**.
2. В окне настроек **Magnetic Fields** найдите раздел **Background Field**.
3. Из списка **Solve for** выберите **Reduced field**.
4. В таблицу для **Ab** введите следующие настройки из табл. 2.6.

Таблица 2.6

Параметры **Ab**

Значение	Ось координат
0	x
0	y
$V_0 \cdot y$	z

2.2.1.1.8. Материалы

Материал 2

Назначьте свойства материала в основной сфере.

1. В окне **Model Builder** под **Model 1 > Materials** нажмите **Material 2**.
2. В окне настроек **Material** найдите раздел **Material Contents**.
3. В таблицу введите настройки из табл. 2.7.

Таблица 2.7

Параметры раздела **Material Contents**

Property	Name	Value
Electrical conductivity	sigma	0
Relative permittivity	epsilon	1

Модель 1

Добавьте сетку для второго физического значения.

В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Model 1** и выберите **Mesh**.

Сетка 2

Free Tetrahedral 1

1. В окне **Model Builder** под **Model 1 > Meshes** правой кнопкой мыши вызовите **Mesh 2** и выберите **Free Tetrahedral**.
2. В окне настроек **Free Tetrahedral** найдите раздел **Domain Selection**.
3. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.
4. Из списка **Selection** выберите **Analysis domain**.

Swept 1

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Mesh 2** и выберите **Swept**.

2. В окне **Settings** нажмите **Build All** (рис. 2.13).

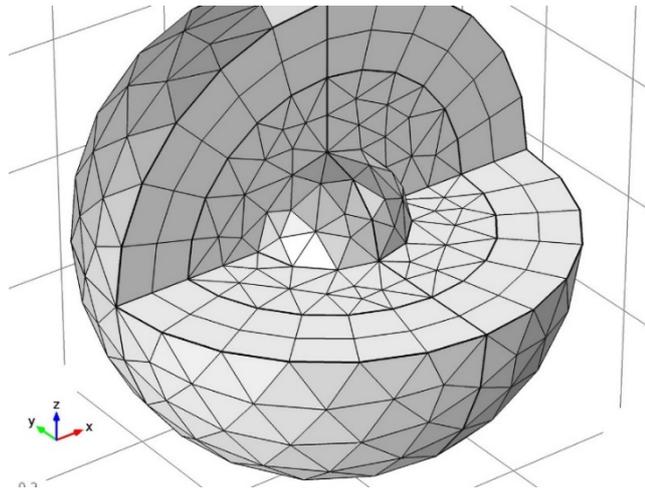


Рис. 2.13. Результат операции **Build All**

STUDY 2

Step 1: Stationary

1. В окне **Model Builder** под **Study 2** нажмите **Step 1: Stationary**.
2. В окне настроек **Stationary** найдите раздел **Physics and Variables Selection**.
3. В таблицу введите следующие настройки из табл. 2.8.

Таблица 2.8

Настройки раздела **Physics and Variables Selection**

Physics	Solve for
Magnetic Fields, No Currents	x

4. Разверните раздел **Mesh Selection**. В таблицу введите следующие настройки из табл. 2.9.

Таблица 2.9

Настройки раздела **Mesh Selection**

Geometry	Mesh
Geometry 1	mesh 2

5. Разверните раздел **Study Extensions**. Установите флажок на **Continuation**.
6. Нажмите **Add**.
7. В таблицу введите параметры из табл. 2.10.

Параметры раздела **Study Extensions**

Continuation parameter	Parameter value list								
mu_r	2	4	10	20	40	100	200	400	1000

8. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Study 2** и выберите **Compute**.

2.2.1.1.9. Результаты

Наборы данных

1. В окне **Model Builder** разверните узел **Results > Data Sets**.
2. Правой кнопкой мыши вызовите **Solution 2** и выберите **Add Selection**.
3. В окне настроек **Selection** найдите раздел **Geometric Entity Selection**.
4. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.
5. Из списка **Selection** выберите **Analysis domain**.
6. Добавьте определения **3D** точки **Cut** для обоих физических значений. В начале координат указаны численные и аналитические результаты.
7. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Data Sets** и выберите **Cut Point 3D**.
8. В окне настроек **Cut Point 3D** найдите раздел **Point Data**.
9. В поле редактирования x введите **0**.
10. В поле редактирования y введите **0**.
11. В поле редактирования z введите **0**.
12. Правой кнопкой мыши вызовите **Data Sets** и выберите **Cut Point 3D**.
13. В окне настроек **Cut Point 3D** найдите раздел **Data**.
14. Из списка **Data set** выберите **Solution 2**.
15. Найдите раздел **Point Data**. В поле редактирования x введите **0**.
16. В поле редактирования y введите **0**.
17. В поле редактирования z введите **0**.

Нормы плотности магнитного потока

1. В окне **Model Builder** под **Results** правой кнопкой мыши вызовите **Magnetic flux density norm** и выберите **Arrow Volume**.
2. В окне настроек **Arrow Volume** в верхнем правом углу раздела **Expression** нажмите **Replace Expression**. В меню выберите **Magnetic Fields > Magnetic > Magnetic flux density (mf.Bx, mf.By, mf.Bz)**.
3. Найдите секцию **Arrow Positioning**. Найдите пункт x **grid points**. В поле редактирования **Points** введите **20**.
4. Найдите пункт y **gridpoints**. В поле редактирования **Points** введите **20**.

5. Найдите пункт z **gridpoints**. В поле редактирования **Points** введите 1.
 6. Найдите раздел **Coloring and Style**. Из списка **Color** выберите **Red**.
 7. Нажмите кнопку **Plot**.
- Воспроизводимый график должен выглядеть так, как показано на рис. 2.3.
- 1D Plot Group 3*
1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Results** и выберите **1D Plot Group**.
 2. В окне настроек **1D Plot Group** разверните раздел **Axis**.
 3. Установите флажок **x-axis log scale**.
 4. Правой кнопкой мыши вызовите **Results > 1D Plot Group 3** и выберите **Point Graph**.
 5. В окне настроек **Point Graph** выберите раздел **Data**.
 6. Из списка **Dataset** выберите **Cut Point 3D 1**.
 7. Найдите раздел **y-Axis Data**. В поле редактирования **Expression** введите **mfnc.normB**.
 8. Разверните раздел **Coloring and Style**. Найдите подраздел **Line style**. Из списка **Line** выберите **None**.
 9. Из списка **Color** выберите **Green**.
 10. В **Width** установите значение 4.
 11. Найдите подраздел **Line markers**. Из списка **Marker** выберите **Point**.
 12. Из списка **Positioning** выберите **In data points**.
 13. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **1D Plot Group 3** и выберите **Point Graph**.
 14. В окне настроек **Point Graph** найдите раздел **Data**.
 15. Из списка **Data set** выберите **Cut Point 3D 1**.
 16. Найдите раздел **y-Axis Data**. В поле редактирования **Expression** введите **B_analytic**.
 17. Разверните раздел **Coloring and Style**. Найдите подраздел **Line style**. Из списка **Line** выберите **Dotted**.
 18. Из списка **Color** выберите **Black**.
 19. Правой кнопкой мыши вызовите **1D Plot Group 3** и выберите **Point Graph**.
 20. В окне настроек **Point Graph** найдите раздел **Data**.
 21. Из списка **Data set** выберите **Cut Point 3D 2**.
 22. Найдите раздел **y-Axis Data**. В поле редактирования **Expression** введите **mf.normB**.
 23. Разверните раздел **Coloring and Style**. Найдите подраздел **Line style**. Из списка **Line** выберите **None**.
 24. Из списка **Color** выберите **Red**.
 25. Для **Width** установите значение 4.
 26. Найдите подраздел **Line markers**. Из списка **Marker** выберите **Diamond**.
 27. Из списка **Positioning** выберите **In data points**.
 28. Нажмите кнопку **Plot**.

1D Plot Group 4

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Results** и выберите **1D Plot Group**.

2. В окне настроек **1D Plot Group** разверните раздел **Axis**.

3. Установите флажок на **x-axis log scale**.

4. Правой кнопкой мыши вызовите **Results > 1D Plot Group 4** и выберите **Point Graph**.

5. В окне настроек **Point Graph** найдите раздел **Data**.

6. Из списка **Data set** выберите **Cut Point 3D 1**.

7. Найдите раздел **y-Axis Data**. В поле редактирования **Expression** введите **(mfnc.normB-B_analytic) / B_analytic**.

8. Разверните раздел **Coloring and Style**. Найдите подраздел **Line style**. Из списка **Line** выберите **None**.

9. Из списка **Color** выберите **Green**.

10. В **Width** установите значение **4**.

11. Найдите подраздел **Line markers**. Из списка **Marker** выберите **Point**.

12. Из списка **Positioning** выберите **In data points**.

13. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **1D Plot Group 4** и выберите **Point Graph**.

14. В окне настроек **Point Graph** найдите раздел **Data**.

15. Из списка **Dataset** выберите **CutPoint 3D 2**.

16. Найдите раздел **y-Axis Data**. В поле редактирования **Expression** введите **(mf.normB-B_analytic) / B_analytic**.

17. Разверните раздел **Coloring and Style**. Найдите подраздел **Line style**. Из списка **Line** выберите **None**.

18. Из списка **Color** выберите **Red**.

19. Для **Width** установите значение **4**.

20. Найдите подраздел **Line markers**. Из списка **Marker** выберите **Diamond**.

21. Из списка **Positioning** выберите **In data points**.

22. Нажмите кнопку **Plot**.

Практическая работа №3

МЕХАНИЗМЫ ЛЕЧЕБНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ И ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В СОВРЕМЕННОЙ ПРАКТИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЕ

3.1. Теоретические сведения

При воздействии магнитными полями на различные ткани и среды организмов происходят именно системные сдвиги важнейших механизмов регуляции гомеостаза, в основе которых лежат биологические, физические и биохимические механизмы, закономерность которых в определенном диапазоне уже изучена и продолжает исследоваться.

Именно пространственно-временная неоднородность МП формирует разнонаправленные механические моменты в течение первой и второй фазы колебания, что усиливает конвекционные процессы в клетках и движущихся средах, создавая условия для физико-химического взаимодействия клеток, активации их метаболизма, локального образования биологически активных субстанций и регуляции межклеточных взаимоотношений, а также активирует центральные и периферические звенья нейроэндокринной регуляции функций.

Таким образом, на основании известных и полученных результатов можно отметить и предположить следующие основные физиологические и физико-химические механизмы действия МП, обуславливающие положительные лечебные эффекты в зависимости от локализации зоны и среды воздействия:

1) определенные диапазоны ПЭМП могут ориентировать атомные группы и молекулы, изменять процессы диффузии через клеточную мембрану. Также индуцируются дополнительные комбинационные переходы между электронными состояниями с разной спиновой мультиплетностью, что в конечном итоге проявляется в виде макроэффектов на клеточном и организменном уровнях;

2) физический принцип, известный как закон Фарадея, гласит, что МП воздействует на движущийся поток ионов. В соответствии с этим в зоне действия МП в жидких средах под влиянием так называемых сил Лоренца, вызывающих боковое движение заряженных частиц, имеющих своё собственное МП (спин), создаются микровихри. Именно поэтому клетки крови, элементы клеточных мембран, полимерные цепи и прочее в МП разворачиваются перпендикулярно силовым линиям МП, в результате чего происходит сепарация заряженных частиц по массе, скорости, знаку и величине заряда;

3) первичными физико-химическими эффектами магнитотерапии являются ориентационная перестройка обладающих собственным магнитным моментом (спином) химически свободных молекул радикалов, жидкокристаллических структур макромолекул, металлопротеидов (гемоглобин, каталаза, витамины) и молекул воды с наличием клатратных структур. В 1959 году Нобелевским лауреатом, известным биохимиком Л. Полингом была предложена так называемая

клатратная модель структуры воды. Клатраты, также их называют ассоциатами – это объединения молекул воды в объёмные многогранники, внутренняя полость которых сравнима по величине как с молекулами воды, так и с молекулами некоторых газообразных веществ, например, метана. В конце 2005 года некоторые российские исследователи провели расчёт энергетических характеристик, необходимых для перехода свободных молекул воды из несвязанного состояния в полость клатрата и обратно. С помощью этих расчётов они показали, что структурой воды, количеством свободных молекул воды в полостях клатратов и вне их, можно управлять с помощью давления, температуры, магнитного поля и т. д. Причём «заряженная» таким образом вода сохраняет свою структуру в течение длительного времени и может использоваться в медицинских целях как самостоятельно, так и в качестве «упаковки» для молекул лекарственных веществ. Такой «упаковкой», способной донести лекарства до внутренних органов пациента, не растратив их по пути, служат клатраты, в полостях которых могут быть размещены лекарственные молекулы при определённых режимах их приготовления;

4) действие магнитного поля на ионы Ca^{++} ;

5) действие магнитного поля в инактивации кальцийзависимой протеиназы кальпаина-1, приводящей к расстройству функций цитоскелета в регуляции поверхности нейронов через уменьшение количества специфических рецепторов постсинаптических мембран. Под влиянием магнитного поля с индукцией малой интенсивности снижается тонус церебральных сосудов, улучшается кровоснабжение мозга, происходит активация азотистого и углеводно-фосфорного обменов, что повышает устойчивость мозга к гипоксии;

6) нормализация гемостазиологических показателей, стабилизация процессов перекисного окисления липидов, повышение антиоксидантной активности;

7) перфузия и трофика тканей за счёт оптимизации тканевого дебита кислорода, деблокирования цикла Кребса, изменения динамики окисленных субстратов во внеклеточном секторе, дегрануляции тучных клеток и выброса свободного гепарина;

8) ощелачивание среды объясняется тем, что под действием магнитного поля ускоряется транспорт электронов по цепи дыхательных ферментов (цитохромов) в митохондриях, что приводит к усилению процессов окислительного фосфорилирования и накоплению АТФ внутри клетки. За счёт механизмов конкурентного ингибирования при этом происходит торможение гликолиза и ощелачивание тканей;

9) гемореокорректирующее действие;

10) сосудорасширяющее действие;

11) эритропоэтиноподобное действие;

Обобщение результатов применения эфферентных методов терапии, опубликованных к настоящему времени, позволяет сделать следующие выводы: использование МП, в отличие от ультрафиолетового и лазерного воздействий, является наименее агрессивным, наиболее контролируемым и эффективным из современных эфферентных методов терапии при различных заболеваниях.

Современные области применения:

- 1) неврология: диагностика и лечение поражений центральной и периферической нервной системы, а именно сосудистой и вертеброгенной патологии, невралгий, демиелинизирующих заболеваний, цереброваскулярных заболеваний, ОНМК;
- 2) эпилептология: изучение эпилепсии путем неинвазивной локализации эпилептических фокусов и определение латерализации центра речи до операции на мозге;
- 3) нейрохирургия: лечение тяжелой черепно-мозговой травмы, субарахноидальных кровоизлияний нетравматического генеза;
- 4) травматология и ортопедия: лечение травматических повреждений костей, позвоночника, мышц, суставов, остеохондроза позвоночника и его осложнений;
- 5) педиатрия и детская неврология: исследование состояния кортикоспинального тракта у детей с церебральным параличом;
- 6) пульмонология: стимуляция диафрагмального нерва для изучения ответа диафрагмы;
- 7) офтальмология: использование при частичной атрофии зрительного нерва вследствие любой этиологии;
- 8) кардиология: лечение артериальной гипертензии и системного атеросклероза;
- 9) эндокринология: сахарный диабет;
- 10) нефрология: хроническая почечная недостаточность (ХПН).

3.2. Практическая часть

3.2.1. Моделирование 3D индуктора на примере модели базы данных в среде COMSOL Multiphysics, версии 4-5.3 (10299 Modeling of a 3D Inductor)

Катушки индуктивности используются во многих приложениях для фильтрации низких частот или для импеданса на соответствие преобладающих ёмкостных нагрузок. Они используются в широком частотном диапазоне воздействия, статичном до нескольких мегагерцев. Катушка индуктивности обычно имеет магнитный сердечник, который увеличивает индуктивность при сохранении её размера маленьким.

Магнитный сердечник также уменьшает электромагнитные помехи с другими устройствами, поскольку магнитный поток имеет тенденцию оставаться в пределах него. Поскольку существуют только аналитические или эмпирические формулы, доступные для вычисления импедансов, компьютерные моделирования или измерения необходимы для проектирования катушек индуктивности. Моделирование катушки индуктивности является, в общем, более сложным, чем моделирование резисторов и конденсаторов, но приме-

няются подобные принципы. Эта модель использует проект, созданный во внешнем программном обеспечении CAD, импортирован для анализа статической и частотной области в модуле AC/DC.

Геометрия катушки индуктивности продемонстрирована на рис. 3.1.

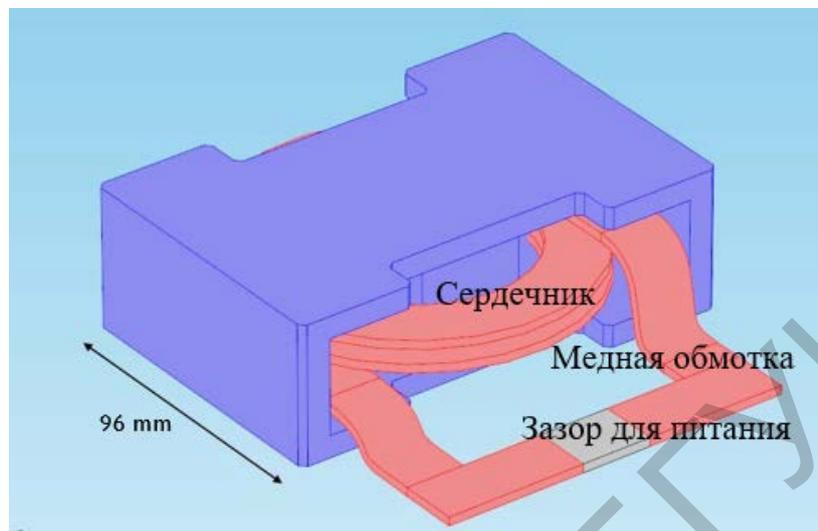


Рис. 3.1. Геометрия катушки индуктивности

Сначала магнитостатическое моделирование выполняется для получения индуктивности DC (переменного тока). На низких частотах ёмкостные эффекты незначительны. Соответствующая эквивалентная модель схемы является идеальным индуктором последовательно связанным с идеальным резистором.

Оба параметра – индуктивность и сопротивление – вычислены в магнитостатическом моделировании. На высоких частотах ёмкостные эффекты становятся значительными. Эквивалентная модель схемы включает соединение идеального конденсатора параллельно с цепью постоянного тока.

Параметры схемы могут быть получены анализом частотно-зависимого импеданса, полученного из моделирования частотной области.

В этой обучающей программе мы выполняем анализ AC (постоянного тока) для вычислений частотно-зависимого импеданса.

Модуль AC/DC также имеет физический интерфейс для моделирования электрических цепей, который демонстрируется в магнитостатической части этой модели.

3.2.2. Алгоритм работы в программе разработчике модели

Эти пошаговые инструкции помогут вам провести детальное моделирование индуктора в 3D. Сначала выполните симуляцию DC.

1. Дважды щёлкните на значке **COMSOL Multiphysics** экрана.
2. В **Model Wizard** нажмите кнопку **3D**, затем нажмите **Next**.

3. В **Add Physics tree** выберите **AC/DC > Magnetic** и **Electric Fields (mef)**.
4. Нажмите **Add Selected**.
5. Нажмите **Next**.
6. В **Studies tree** выберите **Preset Studies > Stationary**.
7. Нажмите **Finish**.

3.2.2.1. Геометрия 1

Основная геометрия импортируется из файла. Воздушные домены, как правило, не являются частью геометрии *CAD*, поэтому они добавляются в модель. Для удобства в файле *CAD* определены три дополнительных домена. Они используются для определения диаметра зазора подачи, где применяется возбуждение.

Импорт 1

1. Под узлом **Model 1 (mod1)** правой кнопкой мыши вызовите **Geometry 1** и выберите **Import**.
2. В окне **Settings** под **Import** нажмите **Browse**.
3. Затем перейдите к своим установкам **COMSOL Multiphysics**, локализуйте подпапку **\models\ACDC_Module\Tutorial_Models**, select the file **inductor_3d.mphbin** и нажмите **Open**.
4. Нажмите **Import** (рис. 3.2).

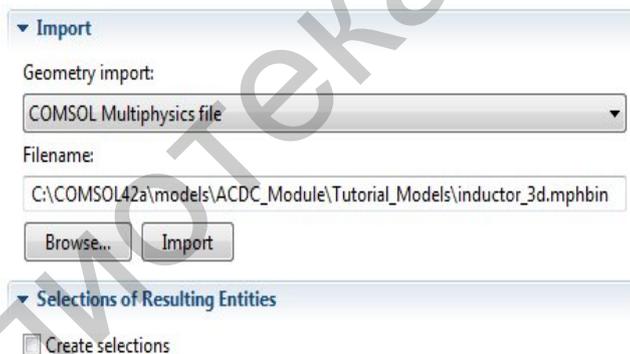


Рис. 3.2. Импорт изображения

Сфера 1

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Geometry 1** и выберите **Sphere**.
2. Зайдите в окно **Settings** для **Sphere**.
3. Найдите разделы **Size** и **Shape**. В поле редактирования **Radius** введите **0.2**.
4. Нажмите, чтобы развернуть, раздел **Layers**.
5. В связанной таблице под **Thickness** введите **0.05**.
6. Нажмите кнопку **Build All** (рис. 3.3).

▼ Object Type
Type: Solid

▼ Size and Shape
Radius: 0.2 m

▼ Position
x: 0 m
y: 0 m
z: 0 m

▼ Axis
Axis type: Cartesian
x: 0
y: 0
z: 1

▼ Rotation Angle
Rotation: 0 deg

▼ Layers

Layer name	Thickness (m)
Layer 1	0.05
Layer 2	

↑ ↓ ✕

▼ Selections of Resulting Entities
 Create selections

Рис. 3.3. Действия для *Сферы 1*

Форма объединения

1. В **Model Builder** выберите **Form Union**.
2. В окне **Settings** вызовите **Build All**.
3. Нажмите кнопку **Zoom Extents** на графической панели инструментов.
4. Нажмите кнопку **Wireframe Rendering** на графической панели инструментов.

Геометрия должна выглядеть, как фигура на рис. 3.4.

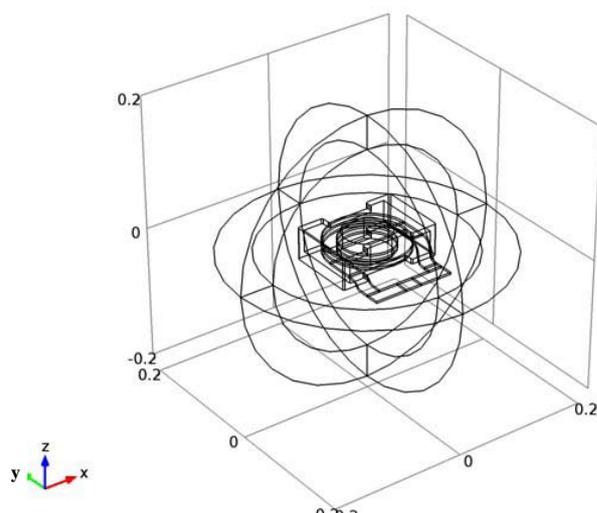


Рис. 3.4. Результат геометрических преобразований

3.2.2.2. Описания

Определите выбор, чтобы облегчить настройку материалов и физических параметров. Необходимо начать с определения группы доменов для обмотки индуктора и продолжать добавление других полезных вариантов.

Обмотка

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Model 1(mod1) > Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.
2. Выберите только **Domains 7, 8 и 14** (рис. 3.5).

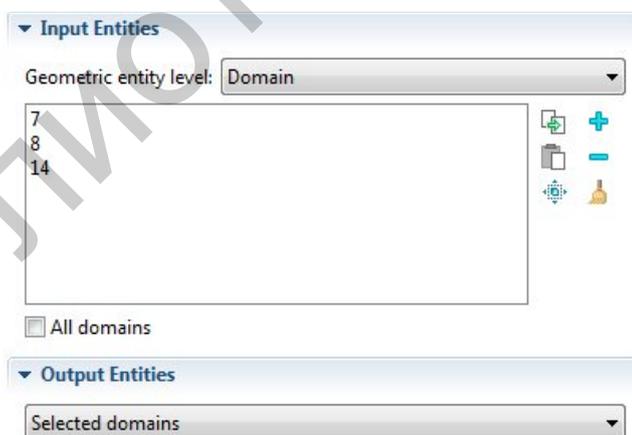


Рис. 3.5. Действия для *Обмотки* в разделе **Domain**

3. Правой кнопкой мыши отметьте **Explicit 1** и выберите **Rename**.
4. Перейдите к диалоговому окну **Rename Explicit** и введите **winding** в поле редактирования **New name**.
5. Нажмите **ОК**.

Интервал

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.
2. Выберите только **Domain 9** (рис. 3.6).

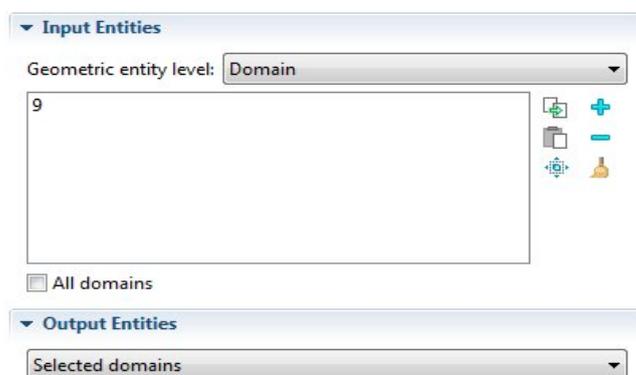


Рис. 3.6. Действия для *Интервала* в разделе **Domain**

Правой кнопкой мыши вызовите **Explicit** и выберите **Rename**.

1. Перейдите в диалоговое окно **Rename Explicit** и введите **Интервал** в поле редактора **New name**.
2. Нажмите **ОК**.

Сердечник

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.
2. Выберите только **Domain 6** (рис. 3.7).



Рис. 3.7. Действия для *Сердечника* в раздел **Domain**

3. Правой кнопкой мыши вызовите **Explicit** и выберите **Rename**.
4. Перейдите в диалоговое окно **Rename Explicit** и введите **Сердечник** в поле редактора **New name**.
5. Нажмите **ОК**.

Бесконечные элементы

1. Правой кнопкой вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.
2. Выберите только **1–4** и **10–13** (рис. 3.8).

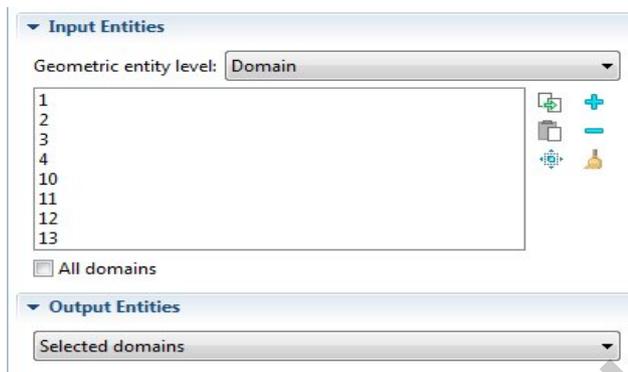


Рис. 3.8. Действия для *Бесконечных элементов* в разделе **Domain**

3. Правой кнопкой вызовите **Explicit 4** и выберите **Rename**.
4. Перейдите в диалоговое окно **Rename Explicit** и введите **Бесконечные элементы** в поле редактора **New name**.
5. Нажмите **ОК**.

Непроводящие

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.
2. Выберите только **Domains 1–6** и **9–13** (рис. 3.9).

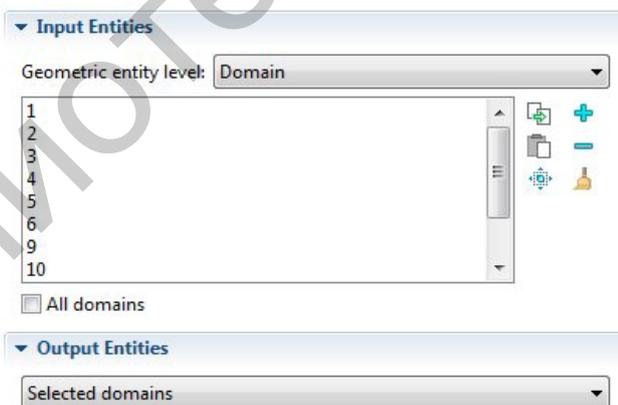


Рис. 3.9. Действия для *Непроводящих* в разделе **Domain**

3. Правой кнопкой вызовите **Explicit** и выберите **Rename**.
4. Перейдите в диалоговое окно **Rename Explicit** и введите **Непроводящие** в поле редактора **New name**.
5. Нажмите **ОК**.

Непроводящие бесконечные элементы

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.

2. Выберите только **Domains 5, 6 и 9** (рис. 3.10).

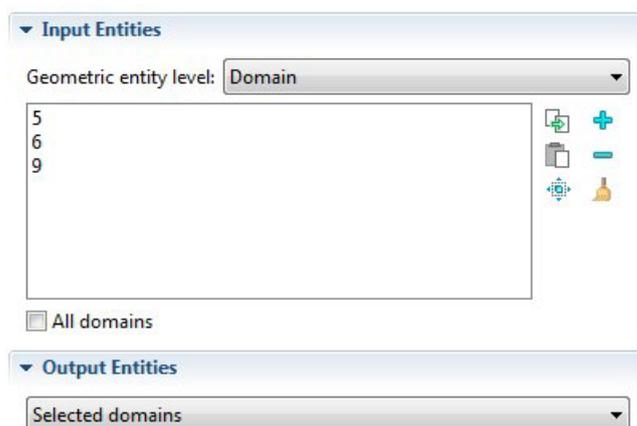


Рис. 3.10. Действия для *Непроводящих бесконечных элементов* в разделе **Domain**

3. Правой кнопкой мыши вызовите **Explicit** и выберите **Rename**.
4. Перейдите в диалоговое окно **Rename Explicit** и введите **non_cond_wo_IE** в поле редактора **New name**.
5. Нажмите **ОК**.

3.2.2.3. Материалы индуктора

Теперь определите настройки материала для разных частей индуктора. Используйте определения из предыдущего раздела.

Медь

1. В **Model Builder** нажмите правой кнопкой мыши **Model 1 (mod1) > Materials** и откройте **Material Browser**.
2. Перейдите в окно **Material Browser**.
3. Выделите раздел **Materials**. В дереве **Materials** выберите **AC/DC > Copper** (рис. 3.11).

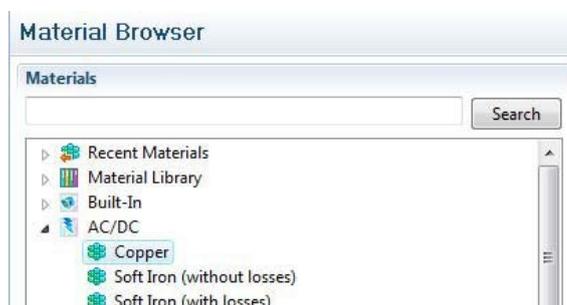


Рис. 3.11. Раздел **Material**

4. Нажмите правой кнопкой мыши **Add Material to Model** из меню.
5. В **Model Builder** нажмите **Copper**.

6. Перейдите в окно **Settings** для **Material**.
7. Выберите раздел **Geometric Entity Selection** из списка **Selection**, выберите **winding** (рис. 3.12).

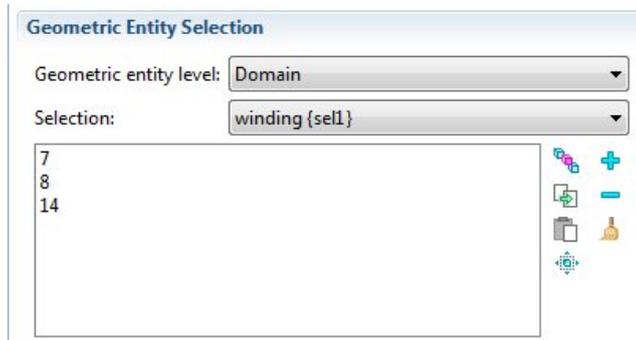


Рис. 3.12. Раздел **Selection**

Воздух

1. Перейдите в окно **Material Browser**.
2. Найдите раздел **Materials**. В дереве **Materials** выберите **Built-In > Air** (рис. 3.13).

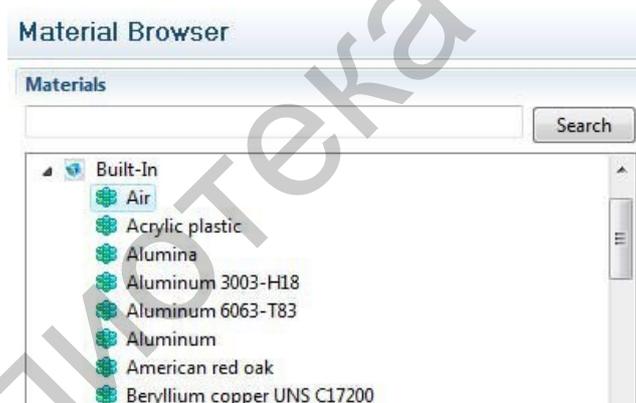


Рис. 3.13. Выбор **Built-In > Air**

3. Правой кнопкой мыши выберите **Add Material to Model** из меню.
4. В **Model Builder** щёлкните на **Air**.
5. Перейдите в окно **Settings** для **Material**.
6. Выделите раздел **Geometric Entity Selection**. Из списка **Selection list** выберите **non_conducting** (рис. 3.14).

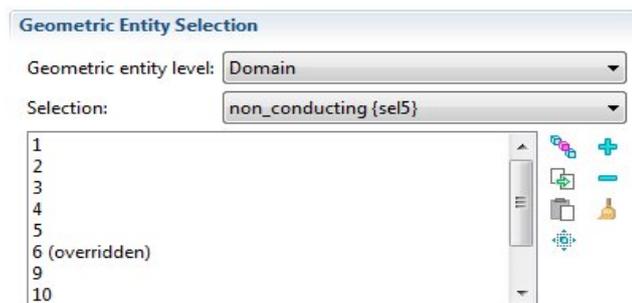


Рис. 3.14. Выбор Selection list > non_conducting

3.2.2.4. Раздел Material 3

Материал *Сердечника* не является частью библиотеки материалов, поэтому он вводится как пользовательский материал.

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Materials** и выберите **Material**.

2. Перейдите в окно настройки **Settings Material**.

3. Выберите раздел **Geometric Entity Selection**. Из списка **Selection** выберите **core**.

4. Выберите раздел **Material Contents section**. В таблице **Material contents** введите настройки из рис. 3.15.

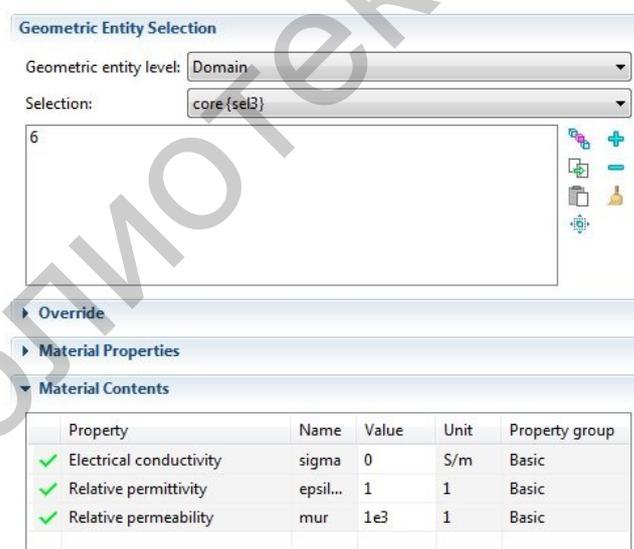


Рис. 3.15. Настройки для Material contents

5. Правой кнопкой мыши выделите **Material 3** и найдите **Rename**.

6. Перейдите в диалоговое окно **Rename Material** и введите **Core** в **New name** поля редактора.

7. Нажмите **ОК**.

3.2.2.5. Модель Magnetic and electric fields (MEF)

Модель решается целиком, за исключением области зазора подачи. Сохраняя это пространство, граничные условия по умолчанию будут поддерживать поверхностные токи, закрывающие текущий цикл. В моделировании индуктора крайне важно соблюдать текущее сохранение, поскольку это закон природы (закон Ампера).

1. В **Model Builder** нажмите **Model 1 (mod1) > Magnetic and Electric Fields (mef)**.

2. Выберите только **Domains 1–8** и **10–14** (все домены кроме 9).

Закон Ампера 1

Текущее уравнение сохранения электрического потенциала применимо только к проводящим частям геометрии. Для воздушного пространства достаточно применить закон Ампера.

1. В **Model Builder** установите расширение **Magnetic and Electric Fields (mef)**.

2. Правой кнопкой мыши вызовите **Model 1 (mod1) > Magnetic and Electric Fields (mef)** и выберите **Ampere's Law**.

3. Перейдите к **Settings window** для **Ampere's Law**.

4. Выберите **Domain Selection**. В **Selection list** выберите **non_conducting** (рис. 3.16).

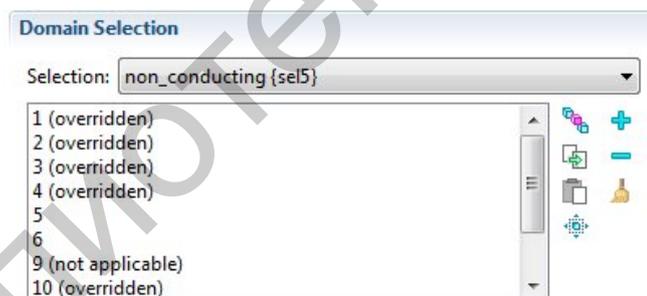


Рис. 3.16. Выбор **Selection list > non_conducting**

Бесконечные элементы 1

Для эмулирования бесконечного открытого пространства, окружающего индуктор, используются бесконечные элементы.

1. В **Model Builder** правой кнопкой выделите **Magnetic and Electric Fields (mef)** и выберите **Infinite Elements**.

2. Перейдите в окно **Settings** для **Infinite Elements**.

3. Выберите раздел **Domain Selection**. Из списка **Selection** выберите **infinite_elements**.

4. Выберите раздел **Geometric Settings**. Из списка **Type** выберите **Spherical** (рис. 3.17).

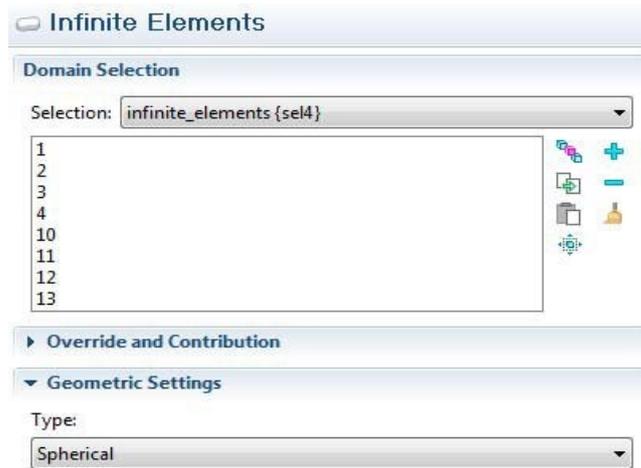


Рис. 3.17. Выбор **Type > Spherical**

Закон Ампера 1

1. Правой кнопкой вызовите **Infinite Elements 1** и выберите **Ampere's Law**.
2. Перейдите в окно **Settings** для закона Ампера.
3. Выберите раздел **Domain Selection**. Из списка **Selection** выберите **infinite_elements** (рис. 3.18).

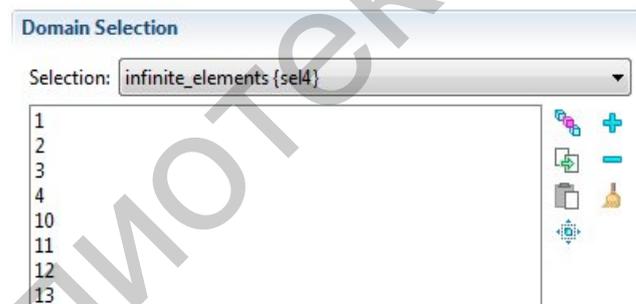


Рис. 3.18. Выбор **Selection > infinite_elements**

4. Затем добавьте функции для возбуждения и заземления.

Терминал 1

1. В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Magnetic Insulation 1** и выберите **Terminal**.
2. Выберите в **Boundary** только **58**.
3. Перейдите в окно **Settings** для **Terminal**.
4. Выберите раздел **Terminal**. В поле редактора **I₀**, введите **1** (рис. 3.19).

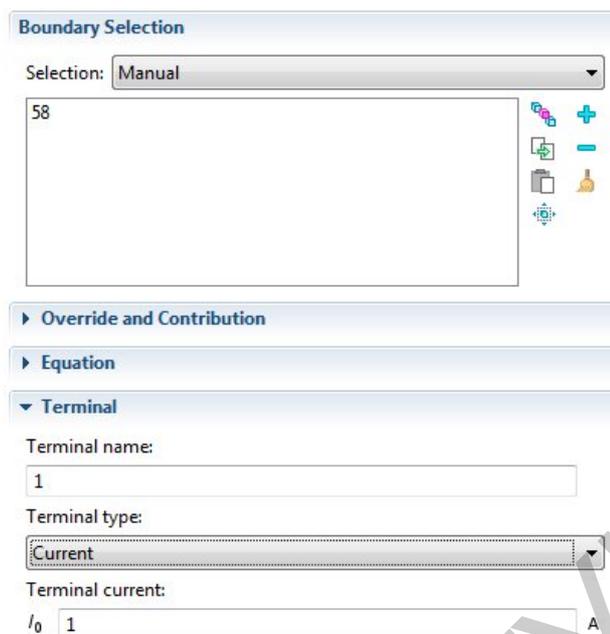


Рис. 3.19. Раздел **Boundary Selection**

Земля 1

1. В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Magnetic Insulation 1** и выберите **Ground**.
2. Выберите только **Boundary**.

Сетка 1

Для серьёзного радиального масштабирования области бесконечных элементов требуется охваченная сетка для поддержания хорошего качества эффективного элемента.

Свободный треугольник 1

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Model 1 (mod1) > Mesh 1** и выберите **More Operations > Free Triangular**.
2. Выберите **Boundaries** только **9–12, 68, 69, 73, и 76** (рис. 3.20).

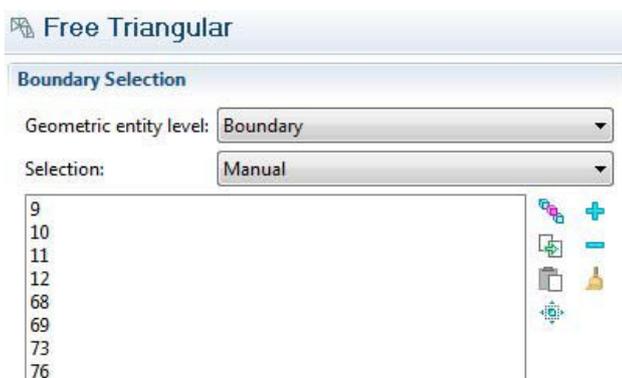


Рис. 3.20. Раздел **Boundaries**

Size

1. В **Model Builder** вызовите **Size**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Size**.
3. Выберите раздел **Element Size**. Из списка **Predefined** выберите **Coarser** (рис. 3.21).

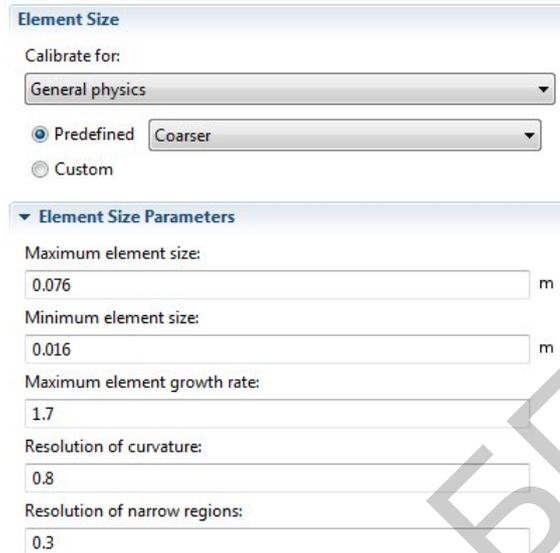


Рис. 3.21. Раздел **Element size**

Свободный треугольник 1

- В **Model Builder** вызовите правой кнопкой мыши **Free Triangular 1** и выберите **Build Selected**.

Swept 1

1. Правой кнопкой мыши щёлкните на **Mesh** и выберите **Swept**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Swept**.
3. Выделите раздел **Domain Selection**. Из списка **Geometric entity level**, выберите **Domain**.
4. Из списка **Selection** выберите **infinite_elements** (рис. 3.22).

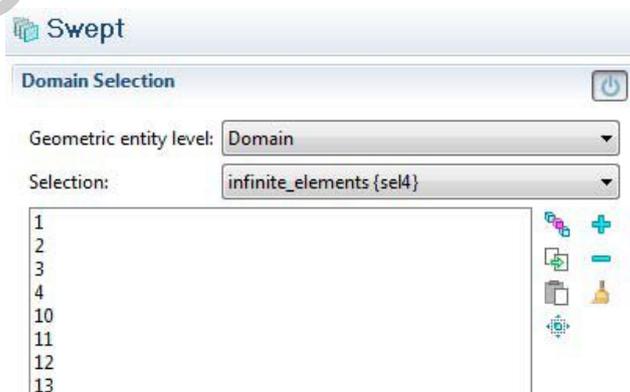


Рис. 3.22. Выбор **Selection > infinite_elements**

Распределение 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Swept** и выберите **Distribution**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Distribution**.
3. Выделите **Distribution** раздел. В **Number of elements** в поле редактора, введите **4**.

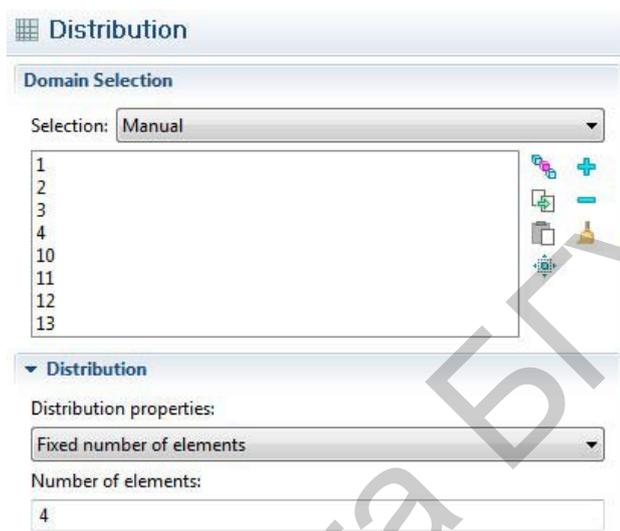


Рис. 3.23. Выбор **Number of elements**

Отметка 1

В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Swept 1** и выберите **Build Selected**.

Свободный тетраэдр 1

1. Правой кнопкой выделите **Mesh 1** и выберите **Free Tetrahedral**.
2. В **Model Builder** правой кнопкой мыши выделите **Free Tetrahedral 1** и выберите **Build Selected**.

Study 1

Теперь магнитостатическая модель готова к решению.

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши щёлкните **Study 1** и выберите **Compute**.

3.2.2.6. Результаты проведенных действий

Плотность магнитного потока

Группа параметров по умолчанию показывает норму плотности магнитного потока (рис. 3.24). Здесь важно обнаружить возможные ошибки моделирования.

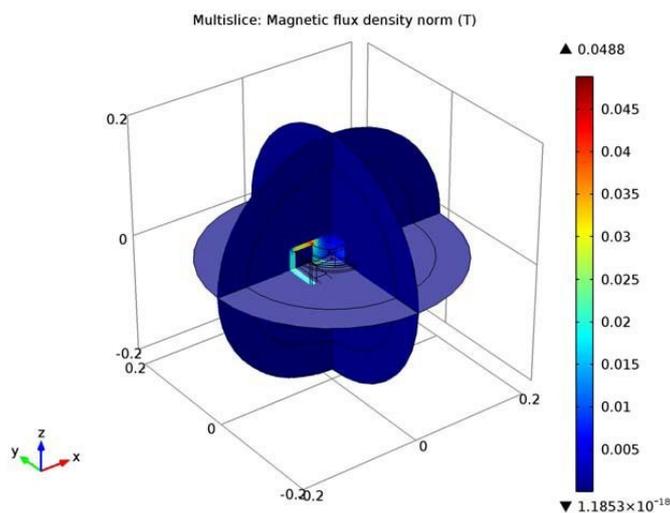


Рис. 3.24. Многослойная плотность магнитного потока (Т)

3.2.2.7. Наборы и выборы данных

Добавляя выбор в узле **Results**, можно создавать более интересные графики.

1. В **Model Builder** добавьте **Results > Data Sets node**.
2. Правой кнопкой мыши найдите **Solution 1** и выберите **Duplicate**.
3. Правой кнопкой мыши найдите **Solution 2** и выберите **Add Selection**.
4. Перейдите в окно **Settings** для **Selection**.
5. Выберите раздел **Geometric Entity Selection**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.
6. Из списка **Selection** выберите **winding** (рис. 3.25).

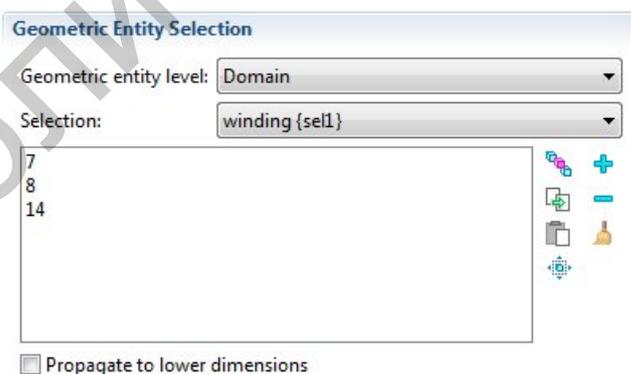


Рис. 3.25. Выбор **Selection > winding**

7. В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Solution 1** и **Duplicate**.
8. Правой кнопкой мыши выделите **Solution** и выберите **Add Selection**.
9. Перейдите в окно **Settings** для **Selection**.

10. Найдите раздел **Geometric Entity Selection**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.

11. Из листа **Selection** выберите **core** (рис. 3.26).

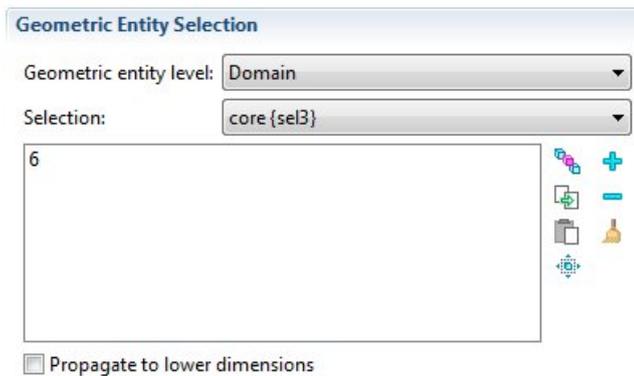


Рис. 3.26. Выбор **Selection** > **core**

3D-План. Группа 2

1. В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Results** и выберите **3D Plot Group**.

2. Правой кнопкой вызовите **Results** > **3D Plot Group 2** и выберите **Volume**.

3. Перейдите в окно **Settings** для **Volume**.

4. Найдите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Solution 2**.

5. Выберите раздел **Coloring and Style**. Из списка **Color table** выберите **Thermal** (рис. 3.27).

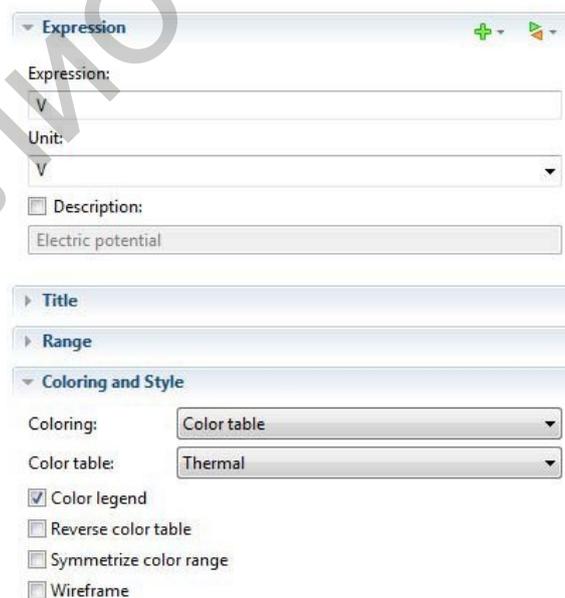


Рис. 3.27. Выбор **Color table** > **Thermal**

6. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **3D Plot Group 2** и выберите **Volume**.

7. Перейдите в окно **Settings** для **Volume**.

8. Выберите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Solution 3**.

9. В правом верхнем углу раздела **Expression** нажмите **Replace Expression**.

10. Из меню выберите **Magnetic and Electric Fields (Magnetic Fields) > Magnetic flux density norm (mef.normB)** (рис. 3.28).

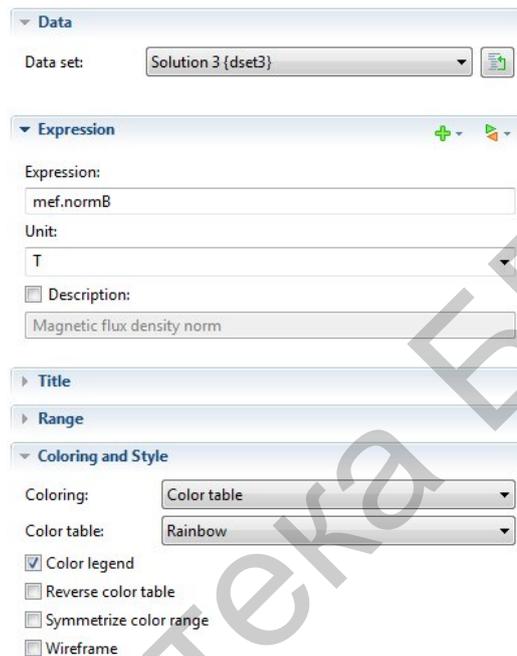


Рис. 3.28. Результат выбора **mef.norm B**

11. Нажмите кнопку **Plot**.

12. Нажмите кнопку **Zoom In** дважды на графическом окне инструментов (рис. 3.29).

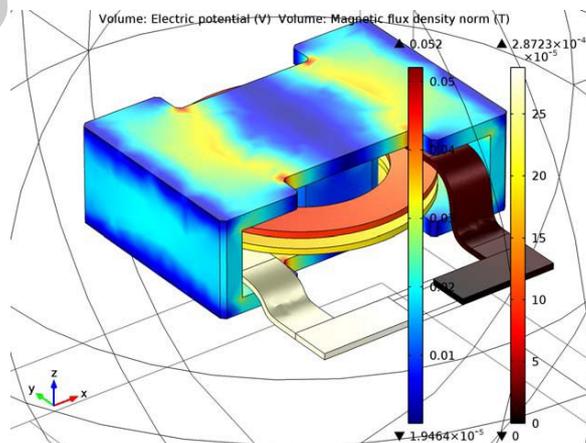


Рис. 3.29. Результат операции **Zoom In**

3.2.2.8. Производные значения

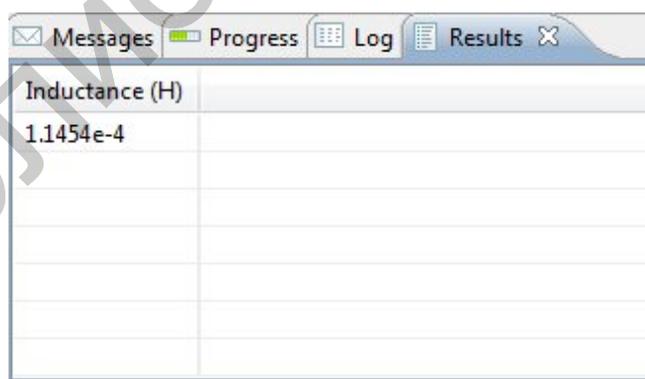
Индуктивность катушки и сопротивление доступны в виде предопределенных переменных. Чтобы отобразить их значения, действуйте следующим образом.

1. В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Results > Derived Values** и выберите **Global Evaluation**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Global Evaluation**.
3. В верхнем правом углу раздела **Expression** нажмите **Replace Expression**.
4. Из меню выберите **Magnetic and Electric Fields (Electric Currents) > Inductance (mef.L11)** (рис. 3.30).



Рис. 3.30. Результат выбора **mef.L11**

5. Нажмите кнопку **Evaluate** (рис. 3.31).



Inductance (H)
1.1454e-4

Рис. 3.31. Результат операции **Evaluate**

6. В **Model Builder** правой кнопкой выделите **Derived Values** и выберите **Global Evaluation**.
7. Перейдите в окно **Settings** для **Global Evaluation**.
8. В верхнем правом углу **Expression** раздела нажмите **Replace Expression**.

9. Из меню выберите **Magnetic and Electric Fields (Electric Currents) > Resistance (mef.R11)** (рис. 3.32).



Рис. 3.32. Результат выбора **mef.R11**

10. Нажмите кнопку **Evaluate** (рис. 3.33).

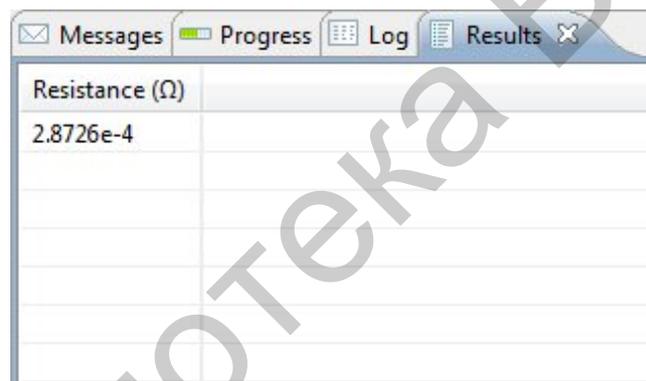


Рис. 3.33. Результат операции **Evaluate**

Вы должны получить около 0.11 МГц и 0.29 мОм соответственно.

3.2.2.9. Магнитные и электрические поля (МЭП)

Как видно из графика плотности магнитного потока, его эффективность содержится в ядре. Таким образом, в этой модели не должно быть необходимости использовать бесконечные элементы. Решите модель без бесконечных элементов, чтобы проверить эту гипотезу.

1. В **Model Builder** нажмите **Model 1 (mod1) > Magnetic and ElectricFields (mef)**.

2. Выберите **Domains** только **5–8** и **14**.

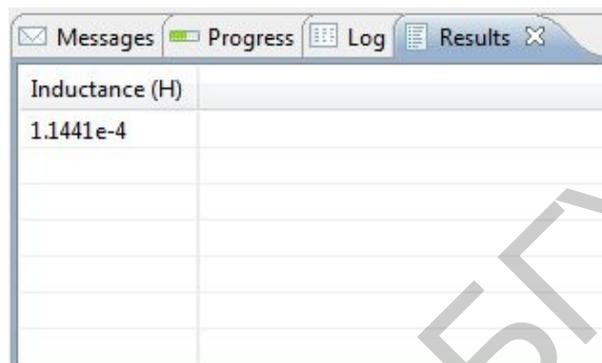
Исследование 1

В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Study 1** и выберите **Compute**.

3.3.2.10. Результаты действий

Производные значения

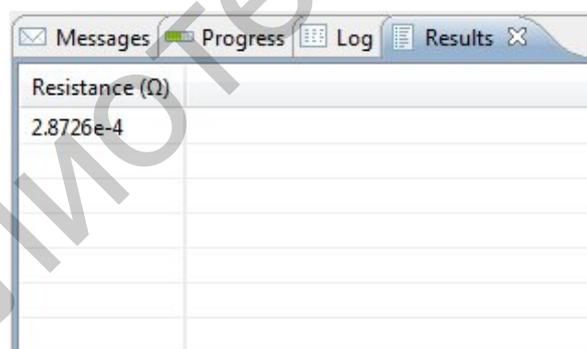
В **Model Builder** вызовите **Results > DerivedValues > Global Evaluation**.
Нажмите кнопку **Evaluate** (рис. 3.34).



Inductance (H)
1.1441e-4

Рис. 3.34. Результат операции **Evaluate**

1. В **Model Builder** вызовите **Global Evaluation 2**.
2. Нажмите кнопку **Evaluate** (рис. 3.35).



Resistance (Ω)
2.8726e-4

Рис. 3.35. Результат операции **Evaluate**

Значения должны меняться очень незначительно.

Мастер модели

Добавьте простую схему к модели.

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши нажмите **Model 1 (mod1)** и выберите **Add Physics**.
2. Перейдите в окно **Model Wizard**.
3. В дереве **Add physics** выберите **AC/DC > Electrical Circuit (cir)**.
4. Нажмите **Add Selected**.
5. Нажмите **Finish**.

Магнитные и электрические поля (МЭП)

Измените возбуждение поля, чтобы была возможность подключиться к электрической части модели.

Терминал 1

1. В **Model Builder** нажмите **Model 1 (mod1) > Magnetic and Electric Fields (mef) > Magnetic Insulation 1 > Terminal 1**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Terminal**.
3. Найдите раздел **Terminal**. Из списка **Terminal type** выберите **Circuit**.

3.2.2.11. Электрическая цепь (cir)

Добавьте резистор последовательно с катушкой индуктивности и включите источник напряжения.

Источник напряжения 1

В **Model Builder** правой кнопкой кликните **Model 1 (mod1) > Electrical Circuit (cir)** и выберите **Voltage**.

Источник

Настройки по умолчанию соответствуют типу **DC**, и источник 1В будет между узлами 1 и 0 в цепи сети (рис. 3.36).

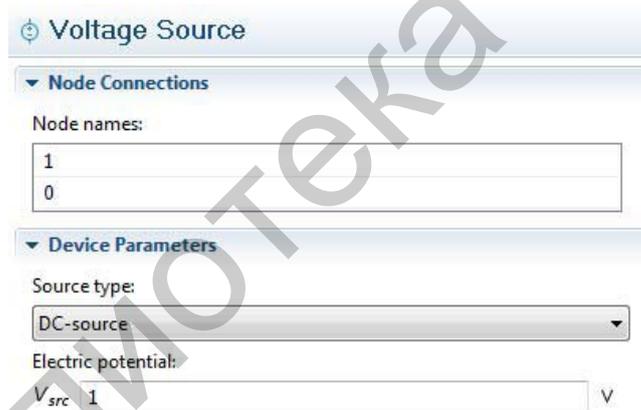


Рис. 3.36. Выбор источника напряжения

Сохраните эти настройки.

Резистор 1

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Electrical Circuit (cir)** и выберите **Resistor**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Resistor**.
3. Найдите раздел **Node Connections**. В таблице **Node names** введите настройки в соответствии с изображением рядом.
4. Найдите раздел **Device Parameters**. В поле редактора **R** введите **100[mohm]** (рис. 3.37).



Рис. 3.37. Параметры редактора **R**

Внешний I Vs. U I

Это особенность подключения схемы к модели конечных элементов.

1. В **Model Builder**, правой кнопкой мыши кликните **Electrical Circuit (cir)** и выберите **External I Vs. U**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **External I Vs. U**.
3. Выберите раздел **External Device**. Из списка **V** выберите **Terminal voltage (mef/term1)** (рис. 3.38).

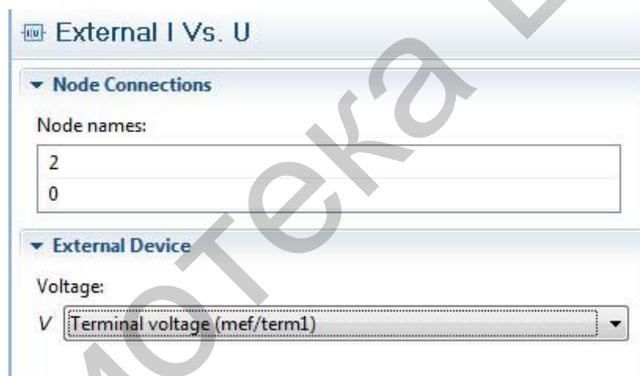


Рис. 3.38. Параметры редактора **V**

4. Выберите раздел **Node Connections**. В таблице **Node names** введите настройки в соответствии с изображением рядом.

Исследование 1

Шаг 1: Стационарный

В **Model Builder** правой кнопкой **Study 1** и выберите **Compute**.

3.2.2.12. Результаты действий

Ток теперь ограничен приблизительно в 10 А внешним резистором, который имеет гораздо большее сопротивление, чем сопротивление обмотки (рис. 3.39).

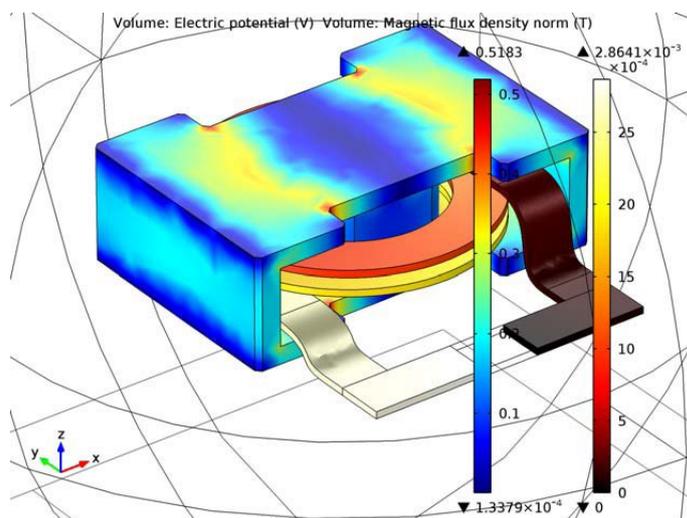


Рис. 3.39. Результат моделирования

3.2.2.13. Мастер модели

Теперь настройте модель для вычисления частотного зависимого импеданса. На высоких частотах электрический потенциал становится менее значимым, и рекомендуется использовать интерфейс магнитных полей, решая только магнитный векторный потенциал.

1. В **Model Builder** правой кнопкой **Model 1 (mod1)** и выберите **Add Physics**.
2. Перейдите в окно **Model Wizard**.
3. В дереве **Add physics** выберите **AC/DC > Magnetic Fields (mf)**.
4. Нажмите **Add Selected** и **Next**.
5. В дереве **Studies** выберите **Preset Studies > Frequency Domain**.
6. Нажмите **Finish**.

3.2.2.14. Определения для модели

На высоких частотах проблему проникновения медного проводника в обмотке становится трудно решить. Средство состоит в том, чтобы исключить внутренность медного домена из моделирования и вместо этого представить обмотку граничным условием, вводя поверхностные потери через эквивалентный поверхностный импеданс. Для этого добавьте выбор границы и связанный с ней поверхностный материал.

Границы проводника

1. В **Model Builder** правой кнопкой нажмите **Model 1 (mod1) > Definitions** и выберите **Selections > Explicit**.
2. Выберите **Domains** только **7, 8** и **14**.
3. Перейдите в окно **Settings** для **Explicit**.
4. Найдите раздел **Output Entities**. Из списка **Output entities** выберите **Adjacent boundaries** (рис. 3.40).

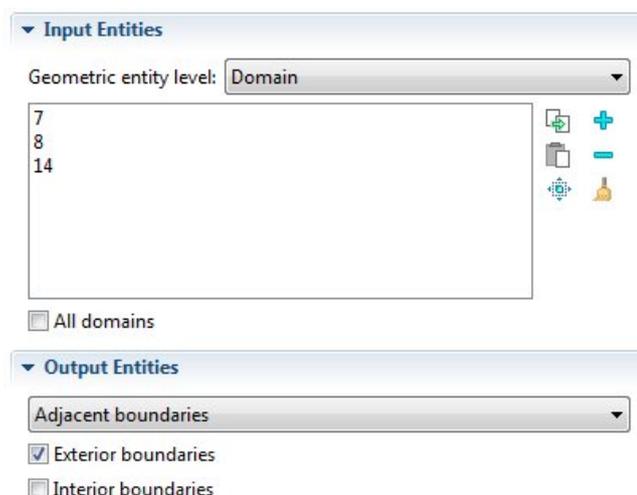


Рис. 3.40. Выбор **Output entities > Adjacent boundaries**

5. Правой кнопкой нажмите **Explicit 7** и вызовите **Rename**.
6. Перейдите в диалоговое **Rename Explicit** и введите границы проводника в **New name** поля редактора.
7. Нажмите **ОК**.

3.2.2.15. Изменения в материалах

Медь 2

1. Перейдите в окно **Material Browser**.
2. Выберите раздел **Materials**. В дереве **Materials** выберите **AC/DC > Copper**.
3. Правой кнопкой нажмите и выберите **Add Material to Model from the menu**.
4. В **Model Builder** нажмите **Copper 2** (рис. 3.41).

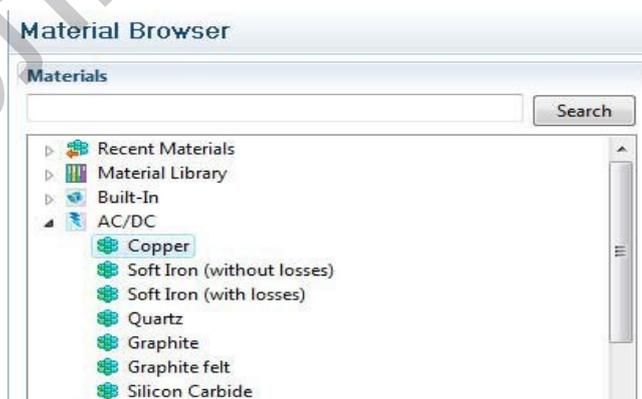


Рис. 3.41. Выбор раздела **Cooper**

5. Перейдите в окно **Settings** для **Material**.

6. Найдите раздел **Geometric Entity Selection**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

7. Из списка **Selection** выберите **conductor_boundaries** (рис. 3.42).

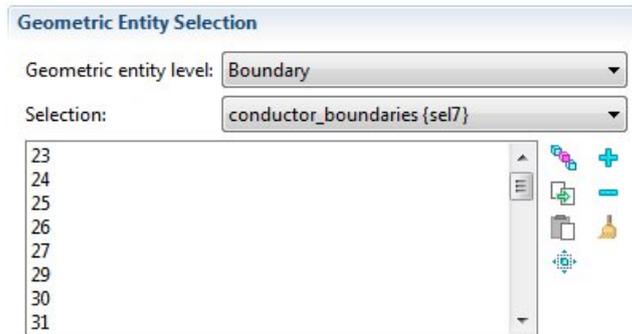


Рис. 3.42. Выбор **Selection** > **conductor_boundaries**

3.2.2.16. Магнитные поля (mf)

1. В **Model Builder** нажмите **Model 1 (mod1)** > **Magnetic Fields (mf)**.

2. Перейдите в окно **Settings** для магнитных полей.

3. Найдите раздел **Domain Selection**. Из списка **Selection** выберите **non_cond_wo_IE** (рис. 3.43).

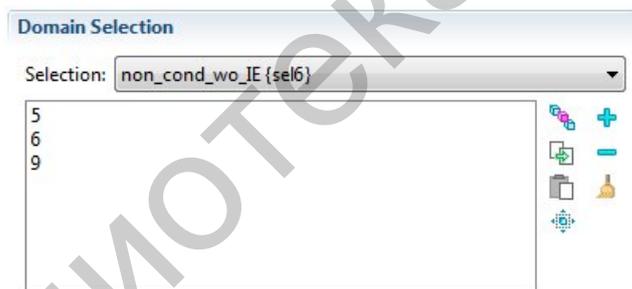


Рис. 3.43. Выбор **Selection** > **non_cond_wo_IE**

Закон Ампера 2

Помимо потери поверхности в медном проводнике, в ядре также будут потери переменного тока. Потеря в ядре вводится как эффективная касательная потеря. Для этого требуется дополнительное уравнение конститутивного отношения.

1. В **Model Builder** расширьте **Magnetic Fields (mf)** узел.

2. Правой кнопкой вызовите **Magnetic Fields (mf)** и выберите закон Ампера.

3. Перейдите в окно **Settings** для закона Ампера.

4. Найдите раздел **Domain Selection**. Из списка **Selection** выберите **core**.

5. Найдите раздел **Electric Field**. Из списка ϵ выберите **User defined**. В связанном поле редактора наберите $1-5e-4*j$ (рис. 3.44).

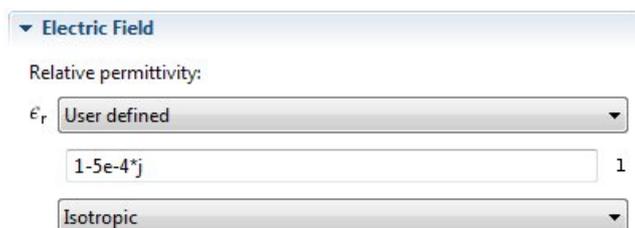


Рис. 3.44. Раздел **Electric Field**

Граничное условие импеданса 1

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши нажмите **Magnetic Fields (mf)** и выберите **Impedance Boundary Condition**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Impedance Boundary Condition**.
3. Выделите раздел **Boundary Selection**. Из списка **Selection** выберите **conductor_boundaries** (рис. 3.45).

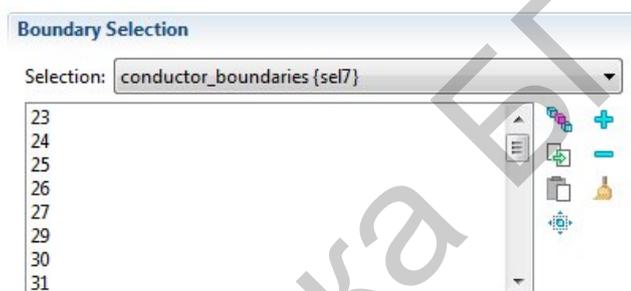


Рис. 3.45. Выбор **Selection > conductor_boundaries**

3.2.2.17. Общий порт 1

Электрический потенциал недоступен в этом физическом интерфейсе, поэтому для возбуждения модели необходимо использовать другую граничную особенность, более подходящую для высокочастотного моделирования.

1. В **Model Builder** щелкните правой кнопкой мыши на **Magnetic Fields (mf)** и выберите **LumpedPort**.
2. Выберите только **Boundaries 59–62**. Набор геометрические параметров границы необходимо ввести вручную.
3. Перейти в окно **Settings** для **Lumped Port**.
4. Найдите раздел **Port Properties**. Из списка **Type of port** выберите **User defined**.
5. В поле редактора h_{port} введите **0.024**.
6. В поле редактора w_{port} введите **0.046**.
7. Укажите вектор a_h в соответствии с рис. 3.46.

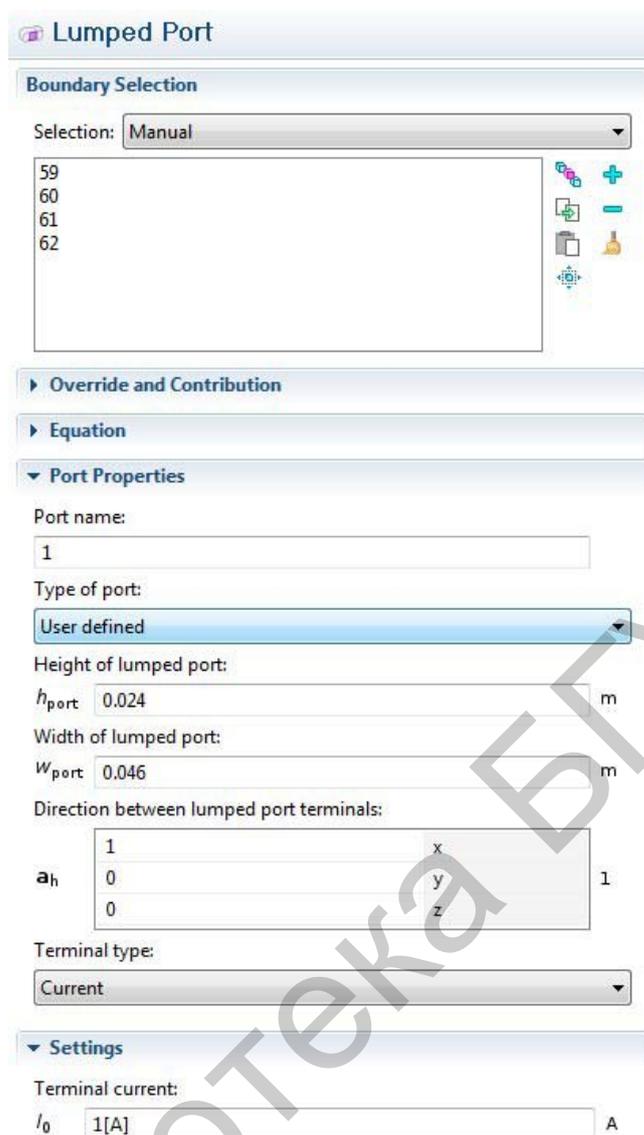


Рис. 3.46. Параметры раздела **Lumped Port**

8. Из списка **Terminal type** выберите **Current**.

3.2.2.18. Исследование 1

Ранее добавленные физические задачи по умолчанию были решены на всех этапах исследования. В данном случае это нежелательно, поэтому необходимо применять ручную коррекцию.

Шаг 1: Постоянство

1. В **Model Builder** щёлкните **Study 1 > Step 1: Stationary**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **Stationary**.
3. Найдите раздел **Physics Selection**. В связанной таблице введите данные в соответствии с рис. 3.47.

▼ Physics Selection		
Physics interface	Use	Discretization
Magnetic and Electric Fields {...}	✓	Physics settings ▼
Electrical Circuit {cir}	✓	Physics settings ▼
Magnetic Fields {mf}	✗	Physics settings ▼

Рис. 3.47. Раздел **Physics Selection**

Исследование 2

Шаг 1: Область частоты

1. В **Model Builder** расширьте узел **Study 2**, щёлкнув на **Step 1: Frequency Domain**.

2. Перейдите в окно **Settings** для **Frequency Domain**.

3. Выделите раздел **Physics Selection**. В связанной таблице введите настройки в соответствии с рис. 3.48.

4. Настройте частотную развертку с **1–10 МГц** с шагом **1 МГц**.

5. Выберите раздел **Study Settings**. Нажмите кнопку **Range**.

6. Перейдите в диалоговое окно **Range**.

7. В поле редактора **Start** введите **1e6**.

8. В поле редактора **Stop** введите **1e7**.

9. В поле редактора **Step** введите **1e6**.

10. Нажмите кнопку **Replace**.

Проблема точности вычислений становится более значимой вблизи резонансной частоты. Если бы не было потерь, она даже была бы единственной, поскольку полевое решение тогда приблизилось бы к бесконечности. Таким образом, для высокого Q-фактора итеративный решатель может не сходиться, а затем должен использоваться прямой решатель. Здесь достаточно настроить итеративный решатель, чтобы использовать другой прекондиционер.

11. В **Model Builder** правой кнопкой нажмите **Study 2**, выберите **Show Default Solver**.

12. Расширьте узел **Study 2 > Solver Configurations**.

Решающее устройство 2

1. В **Model Builder** расширьте узел **Study 2 > Solver Configurations > Solver 2**.

2. В **Model Builder** расширьте узел **Stationary Solver 1**.

3. В **Model Builder** нажмите **Stationary Solver 1 > Iterative 1**.

4. Перейдите в окно **Settings** для **Iterative**.

5. Выделите раздел **General**. Из списка **Preconditioning** выберите **Right** (рис. 3.48).



Рис. 3.48. Выбор **Preconditioning > Right**

6. В **Model Builder** правой кнопкой щёлкните на **Study 2** и выберите **Compute**.

3.2.2.19. Результаты вычислений

Плотность магнитного потока

Снова по умолчанию проверьте график на наличие любых ошибок моделирования. Обратите внимание, что плотность магнитного потока внутри медной обмотки не вычисляется по мере исключения этого домена (рис. 3.49).

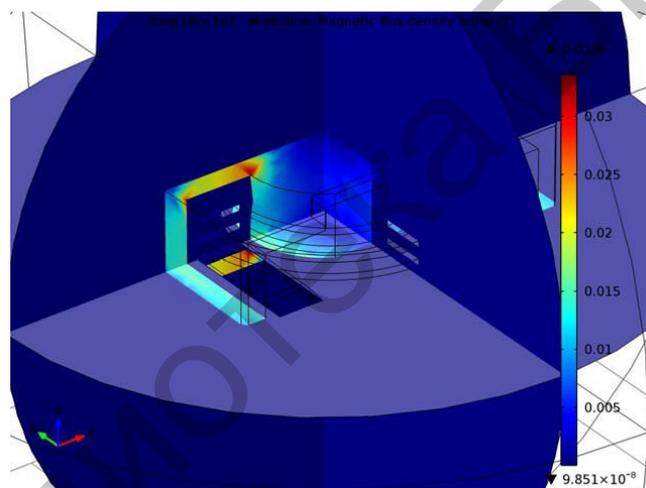


Рис. 3.49. Плотность магнитного потока

Распланируйте распределение поверхностного тока на наименьшей частоте. Эта частота ниже резонанса и устройство все ещё имеет индуктивный характер.

Набор данных

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Results Data Sets > Solution 4** и выберите **Duplicate**.
2. Правой кнопкой мыши нажмите **Solution 5** и добавьте **Selection**.
3. Перейдите в окно **Settings** для **Selection**.
4. Найдите раздел **Geometric Entity Selection**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.
5. Из списка **Selection** выберите **conductor_boundaries** (рис. 3.50).

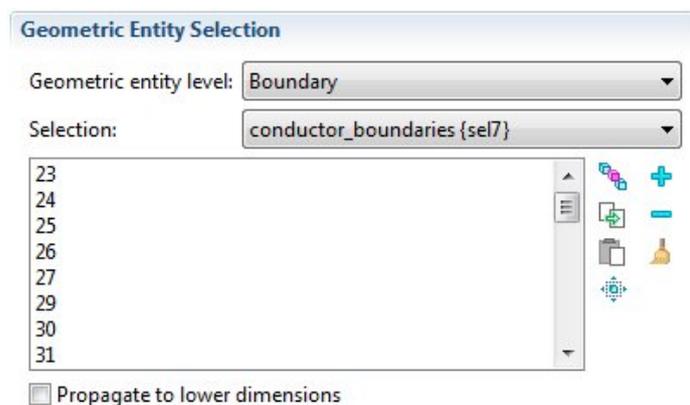


Рис. 3.50. Выбор **Selection** > **conductor_boundaries**

3D-участок. Группа 4

1. В окне **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Results** и выберите **3D Plot Group**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **3D Plot Group**.
3. Выберите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Solution 5**.
4. Из списка **Parameter value (freq)** выберите **10e5** (рис. 3.51).

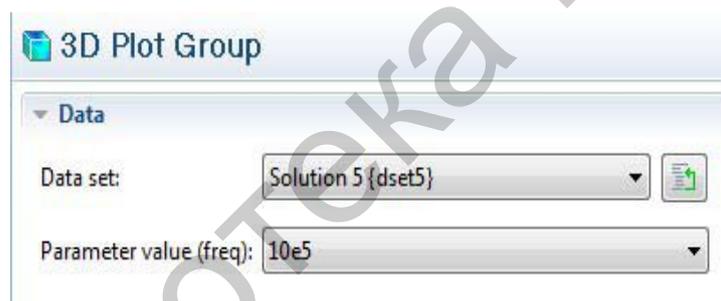


Рис. 3.51. Выбор **Parameter value (freq)** > **10e5**

5. Правой кнопкой мыши нажмите **Results** > **3D Plot Group** и выберите **Surface**.
6. Перейдите в окно **Settings** для **Surface**.
7. В правом верхнем углу раздела **Expression** наберите **Replace Expression**.
8. Из меню выберите **Magnetic Fields** > **Currents and charge** > **Surface current norm (mf.normJs)** (рис. 3.52).

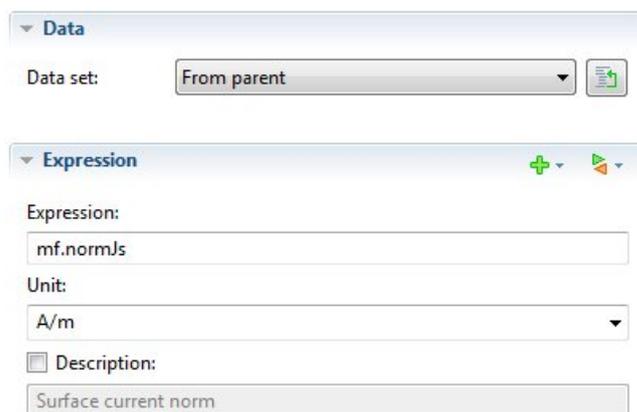


Рис. 3.52. Выбор **mf.normJs**

9. Нажмите **Plot**. Проект теперь должен соответствовать рисунку 3.53.

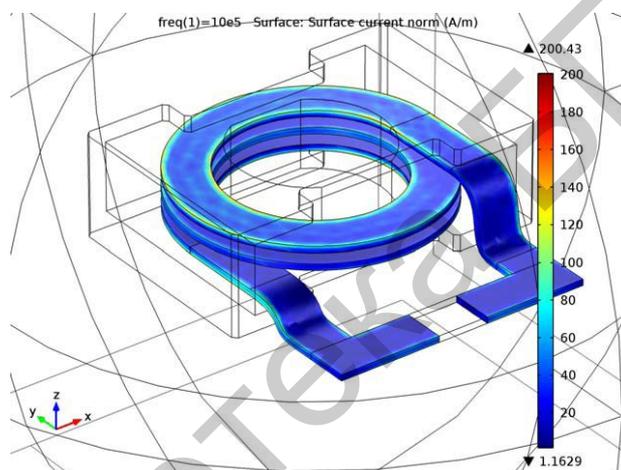


Рис. 3.53. Результат предыдущих операций

Перейдите на самую высокую частоту для расчётов и сравните результаты. Завершите сеанс моделирования, построив реальную и мнимую части импеданса катушки.

1D-участок. Группа 5

1. В **Model Builder** правой кнопкой вызовите **Results** и выберите **1D Plot Group**.

2. Перейдите в окно **Settings** для **1D Plot Group**.

3. Выберите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Solution 4** (рис. 3.54).

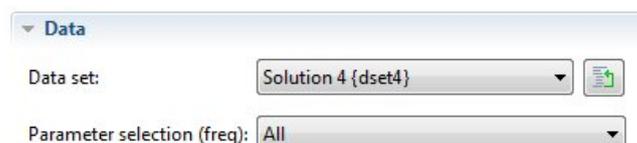


Рис. 3.54. Выбор **Data set > Solution 4**

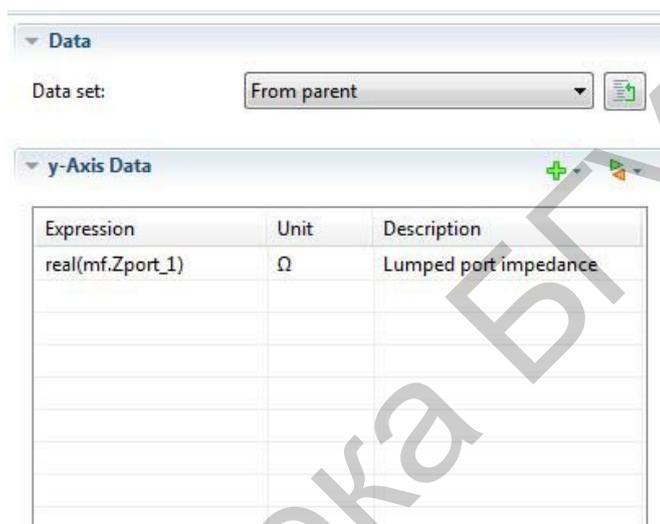
4. Правой кнопкой мыши вызовите **Results > 1D Plot Group 5** и выберите **Global**.

5. Перейдите в окно **Settings** для **Global**.

6. В правом верхнем углу раздела **y-Axis Data** выберите **Replace Expression**.

7. Из меню выберите **Magnetic Fields > Ports and terminals > Lumped port impedance (mf.Zport_1)**.

8. Выделите раздел **y-Axis Data section**. В таблице **y-axis data** сделайте изменение согласно картинке рядом (рис. 3.55).



Expression	Unit	Description
real(mf.Zport_1)	Ω	Lumped port impedance

Рис. 3.55. Параметры таблицы **y-Axis Data**

9. Нажмите кнопку **Plot**.

На рис. 3.56 видно, что резистивная часть импеданса катушки достигает пика на резонансной частоте.

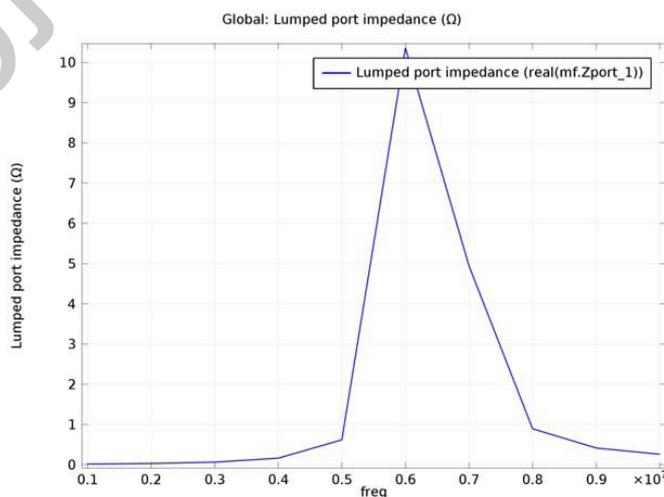


Рис. 3.56. Вычисленный импеданс

1D-участок группы 6

1. В **Model Builder** правой кнопкой мыши вызовите **Results** и выберите **1D Plot Group**.
2. Перейдите в окно **Settings** для **1D Plot Group**.
3. Выделите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Solution 4** (рис. 3.57).

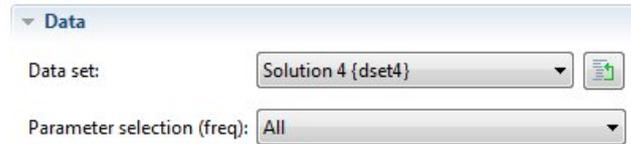


Рис. 3.57. Выбор **Dataset > Solution 4**

4. Правой кнопкой мыши вызовите **Results > 1D Plot Group 6** и выберите **Global**.
5. Перейдите в окно **Settings** для **Global**.
6. В правом верхнем углу раздела **y-Axis Data** нажмите **Replace Expression**.
7. Из меню выберите **Magnetic Fields > Ports and terminals > Lumped port impedance (mf.Zport_1)** (рис. 3.58).

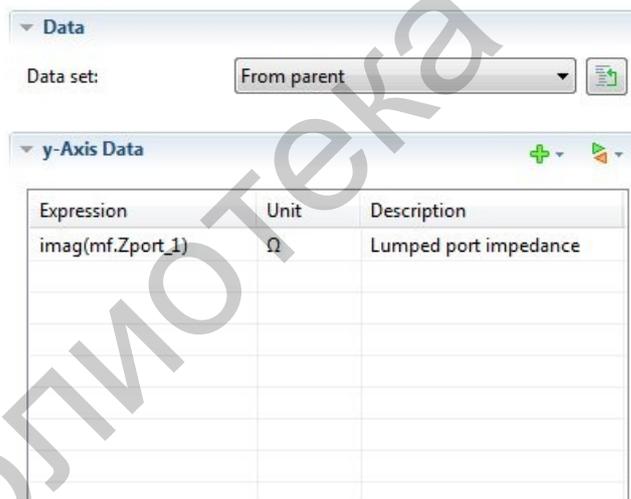


Рис. 3.58. Выбор **mf.Zport_1**

8. Выделите раздел **y-Axis Data**. В таблице **y-Axis Data** сделайте изменения, как на картинке рядом.
 9. Нажмите кнопку **Plot**.
- На рис. 3.59 видно, что реактивная часть импеданса катушки меняет знак при прохождении через резонансную частоту, исходя из индуктивности и ёмкости.

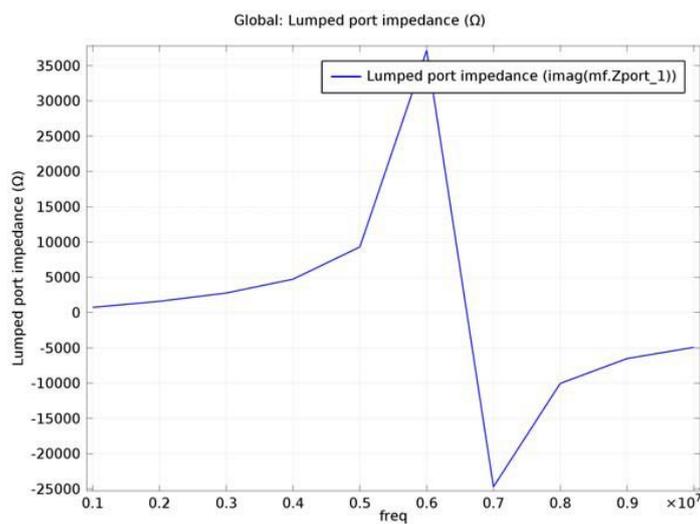


Рис. 3.59. График импеданса

В качестве последнего шага выберите наилучшее изображение, чтобы использовать его в качестве миниатюры модели.

10. В **Model Builder** нажмите **Results > 3D Plot Group 2**.

11. Из меню **File** выберите **Save Model Thumbnail**.

Библиотека ФГУМР

Практическая работа №4

ФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКА. ОСНОВЫ ТЕОРИИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН

4.1. Теоретические сведения

Ультразвук – это механические колебания, находящиеся выше области частот, слышимых человеческим ухом (обычно 20 кГц). Ультразвуковые колебания перемещаются в форме волны, подобно распространению света. Однако в отличие от световых волн, которые могут распространяться в вакууме, ультразвук требует упругую среду, такую как газ, жидкость или твердое тело, и колебания частиц находятся в той же плоскости, что и направление распространения энергии (рис. 4.1).

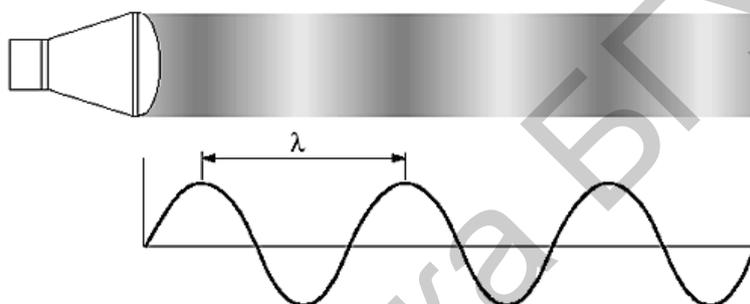


Рис. 4.1. Визуальное и графическое представление изменений давления и плотности в ультразвуковой волне

Волна переносит энергию, но не материю. В отличие от электромагнитных волн (свет, радиоволны и т. д.) для распространения звука необходима среда – он не может распространяться в вакууме. Как и все волны, звук можно описать рядом параметров. Это *частота, длина волны, скорость распространения в среде, период, амплитуда и интенсивность*. Частота, период, амплитуда и интенсивность определяются источником звука, скорость распространения – средой, а длина волны – и источником звука, и средой. *Частота* – это число полных колебаний (циклов) за период времени в 1 секунду. На рис. 4.2 графически показаны колебания в виде двух циклов в $1 \text{ с} = 2 \text{ Гц}$.

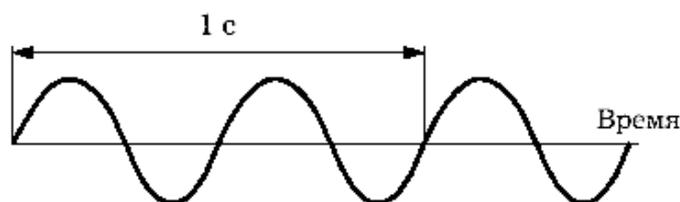


Рис. 4.2. Частота ультразвуковой волны

Единицами измерения частоты являются герц (Гц) и мегагерц (МГц). Один герц – это одно колебание в секунду. $1 \text{ МГц} = 1\,000\,000 \text{ Гц}$. Применяя термин «ультра», имеем в виду частоту колебаний. Колебания с частотой 1–20 Гц называются инфразвуковыми; при частоте от 20 Гц до 16–20 кГц колебания создают слышимые звуки. Ультразвуковые колебания соответствуют частотам от 16–20 кГц до 10^8 Гц, а колебания с частотой более 10^8 Гц получили название гиперзвуков [1].

В современных ультразвуковых приборах для получения изображения используется ультразвук частотой от 2 МГц и выше. *Период* – это время, необходимое для получения одного полного цикла колебаний (рис. 4.3).

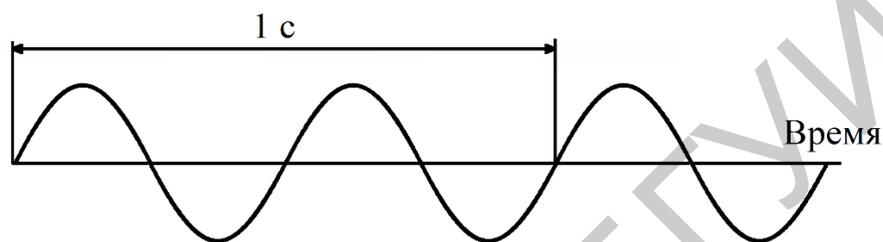


Рис. 4.3. Период ультразвуковой волны

Единицами измерения периода являются секунда (с) и микросекунда (мкс). $1 \text{ мкс} = 0,000\,001 \text{ с}$ (микросекунда является одной миллионной долей секунды). *Период* (мкс) равен единице, делённой на частоту (МГц). *Длина волны* – это длина, которую занимает в пространстве одно колебание (рис. 4.4).

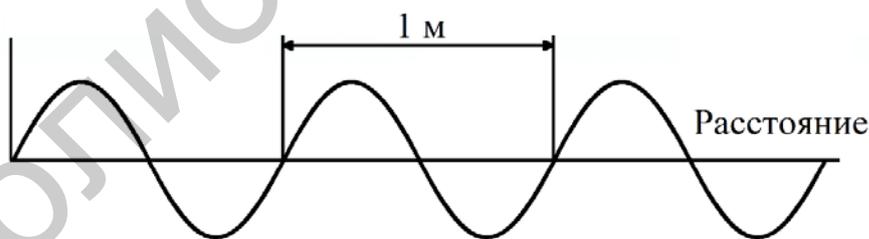


Рис. 4.4. Длина волны

Единицы измерения – метр (м) и миллиметр (мм). *Скорость распространения* ультразвука – это скорость, с которой волна перемещается в среде. Единицами скорости распространения ультразвука являются метр в секунду (м/с) и миллиметр в микросекунду (мм/мкс).

Скорость распространения ультразвука определяется плотностью и упругостью среды.

4.1.1. Основы теории распространения ультразвуковых волн

Основное предположение в теории распространения ультразвуковых волн – линейность, т. е. прямая пропорциональность между приложенным к среде напряжением в акустической волне и соответствующим смещением её частиц. Однако уравнения механики жидкости по нескольким причинам изначально нелинейны. Например, нелинейность может проявиться в уравнениях без потерь или с потерями, вызванными поглощением. Таким образом, говоря о нелинейности, необходимо определить задачу и конкретный механизм. Хотя многие явления, встречающиеся в медицинской эхо-импульсной диагностике, могут быть описаны в линейном режиме, но появляется ряд существенных отклонений от линейности. В частности, учёт нелинейности требуется для описания радиационного давления – основы одного из простейших и удобных методов измерения полной усредненной по времени мощности направленного акустического излучения.

4.1.2. Разновидности и визуализация ультразвуковых волн

Большинство методов ультразвукового исследования использует либо продольные, либо поперечные волны. Также существуют и другие формы распространения ультразвука, включая поверхностные волны и волны Лэмба.

Продольные ультразвуковые волны – волны, направление распространения которых совпадает с направлением смещений и скоростей частиц среды.

Поперечные ультразвуковые волны – волны, распространяющиеся в направлении, перпендикулярном плоскости, в которой лежат направления смещений и скоростей частиц тела, то же, что и сдвиговые волны (рис. 4.5).

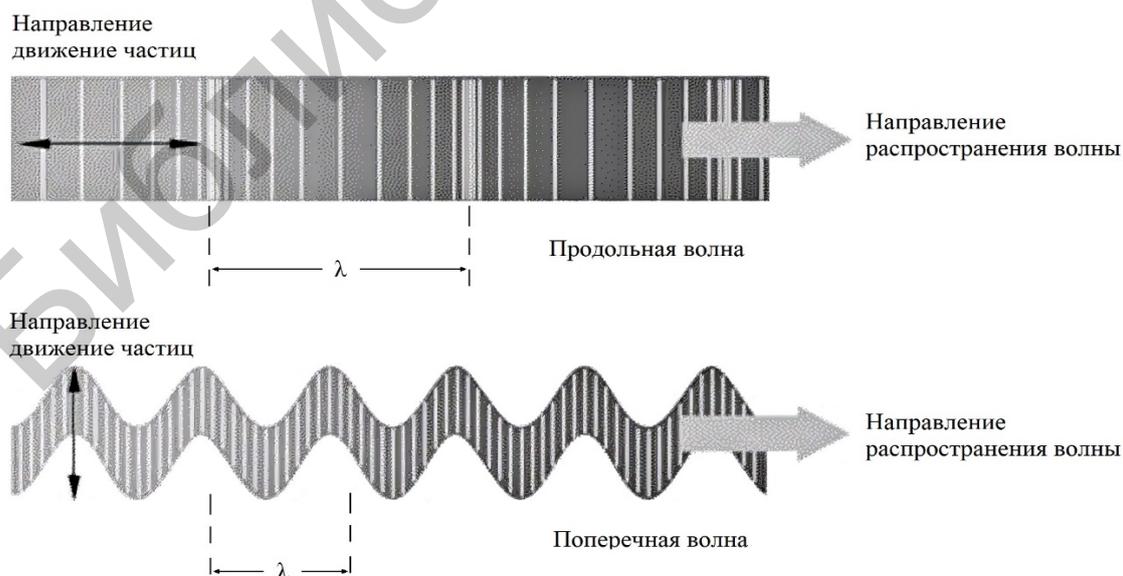


Рис. 4.5. Движение частиц в продольных и поперечных ультразвуковых волнах

Поверхностные (рэлеевские) ультразвуковые волны имеют эллиптическое движение частиц и распространяются по поверхности материала. Их скорость приблизительно составляет 90 % скорости распространения поперечной волны, а их проникновение вглубь материала равно примерно одной длине волны.

Волна Лэмба – упругая волна, распространяющаяся в твёрдой пластине (слое) со свободными границами, в которой колебательное смещение частиц происходит как в направлении распространения волны, так и перпендикулярно плоскости пластины. Так как эти волны должны удовлетворять не только уравнениям теории упругости, но и граничным условиям на поверхности пластины, картина движения в них и их свойства более сложны, чем у волн в неограниченных твёрдых телах.

4.1.3. Интенсивность и мощность, затухание ультразвука. Интерференция и дифракция ультразвуковых волн

Интенсивность звука (сила звука) – средняя по времени энергия, переносимая звуковой волной через единичную площадку, перпендикулярную направлению распространения волны, в единицу времени. Для периодического звука усреднение производится либо за промежуток времени, больший по сравнению с периодом, либо за целое число периодов. Интенсивность ультразвука – величина, которая выражает мощность акустического поля в точке.

Для плоской синусоидальной бегущей волны интенсивность ультразвука I определяется по формуле

$$I = \frac{pv}{2} = \frac{p^2}{2\rho c} = \frac{v^2\rho c}{2}, \quad (4.1)$$

где p – амплитуда звукового давления, Па;

v – амплитуда колебательной скорости частиц, м/с;

ρ – плотность среды, кг/м³;

c – скорость звука, м/с.

В *сферической бегущей волне* интенсивность ультразвука обратно пропорциональна квадрату расстояния от источника. В *стоячей волне* $I = 0$, т. е. потока звуковой энергии в среднем нет. Интенсивность ультразвука в *гармонической плоской бегущей волне* равна плотности энергии звуковой волны, умноженной на скорость звука. Поток звуковой энергии характеризуют так называемым **вектором Умова** – вектором плотности потока энергии звуковой волны, который можно представить как произведение интенсивности ультразвука на вектор волновой нормали, т. е. единичный вектор, перпендикулярный фронту волны. Если звуковое поле представляет собой суперпозицию гармонических волн различной частоты, то для вектора средней плотности потока звуковой энергии имеет место аддитивность составляющих.

Для излучателей, создающих плоскую волну, говорят об **интенсивности излучения**, понимая под этим **удельную мощность излучателя**, т. е. излучаемую мощность звука, отнесённую к единице площади излучающей поверхности.

Интенсивность звука измеряется в системе единиц СИ в Вт/м². В ультразвуковой технике интервал изменения интенсивности ультразвука очень велик – от пороговых значений $\sim 10^{-12}$ Вт/м² до сотен кВт/м² в фокусе ультразвуковых концентраторов.

Мощность звука – энергия, передаваемая звуковой волной через рассматриваемую поверхность в единицу времени. Различают мгновенное значение мощности ультразвука и среднее за период или за длительное время. Наибольший интерес представляет среднее значение мощности ультразвука, отнесённое к единице площади, так называемая **средняя удельная мощность звука**, или интенсивность звука.

В табл. 4.1 представлены свойства некоторых распространённых материалов.

Таблица 4.1

Свойства некоторых распространённых материалов

Материал	Плотность, кг/м ³	Скорость продольной волны, м/с	Скорость поперечной волны, м/с	Акустический импеданс, 10 ³ кг/(м ² ·с)
Акрил	1180	2670	–	3.15
Воздух	0.1	330	–	0.00033
Алюминий	2700	6320	3130	17.064
Латунь	8100	4430	2120	35.883
Медь	8900	4700	2260	41.830
Стекло	3600	4260	2560	15.336
Никель	8800	5630	2960	49.544
Полиамид (нейлон)	1100	2620	1080	2.882
Сталь (низколегированный сплав)	7850	5940	3250	46.629
Титан	4540	6230	3180	26.284
Вольфрам	19100	5460	2620	104.286
Вода (293 К)	1000	1480	–	1.480

Интерференция звука – неравномерность пространственного распределения амплитуды результирующей звуковой волны в зависимости от соотношения между фазами волн, складывающихся в той или иной точке пространства. При сложении гармонических волн одинаковой частоты результирующее пространственное распределение амплитуд образует независимую от времени интерференционную картину, которая соответствует изменению разности фаз составляющих волн при переходе от точки к точке. Для двух интерферирую-

щих волн эта картина на плоскости имеет вид чередующихся полос усиления и ослабления амплитуды величины, характеризующей звуковое поле (например, звукового давления). Для двух плоских волн полосы прямолинейны с амплитудой, меняющейся поперёк полос соответственно изменению разности фаз. Важный частный случай интерференции – сложение плоской волны с её отражением от плоской границы; при этом образуется стоячая волна с плоскостями узлов и пучностей, расположенными параллельно границе. **Дифракция звука** – отклонение поведения звука от законов геометрической акустики, обусловленное волновой природой звука. Результат дифракции звука – расхождение ультразвуковых пучков при удалении от излучателя или после прохождения через отверстие в экране, загибание звуковых волн в область тени позади препятствий, больших по сравнению с длиной волны, отсутствие тени позади препятствий, малых по сравнению с длиной волны, и т. п. Звуковые поля, создаваемые дифракцией исходной волны на препятствиях, помещённых в среду, на неоднородностях самой среды, а также на неровностях и неоднородностях границ среды, называются рассеянными полями. Для объектов, на которых происходит дифракция звука, больших по сравнению с длиной волны, степень отклонений от геометрической картины зависит от значения волнового параметра:

$$P = \sqrt{\lambda r/D}, \quad (4.2)$$

где D – поперечник объекта (например, поперечник ультразвукового излучателя или препятствия);

r – расстояние точки наблюдения от этого объекта.

4.1.4. Характеристики и применение излучателей ультразвука

Излучатели ультразвука – устройства, применяемые для возбуждения ультразвуковых колебаний и волн в газообразных, жидких и твёрдых средах. Излучатели ультразвука преобразуют в энергию звукового поля энергию какого-либо другого вида. Наибольшее распространение в качестве излучателей ультразвука получили электроакустические преобразователи. В подавляющем большинстве излучателей ультразвука этого типа, а именно в пьезоэлектрических и магнитострикционных преобразователях, электродинамических, электромагнитных и электростатических излучателях, электрическая энергия преобразуется в энергию колебаний твёрдого тела (излучающей пластинки, стержня, диафрагмы и т. п.), которое и излучает в окружающую среду акустические волны. Все перечисленные преобразователи, как правило, линейны, и, следовательно, колебания излучающей системы воспроизводят по форме возбуждающий электрический сигнал; лишь при очень больших амплитудах колебаний вблизи верхней границы динамического диапазона излучателя ультразвука могут возникнуть нелинейные искажения. В преобразователях, предназначенных для излучения монохроматической волны, используется явление резонанса: они

работают на одном из собственных колебаний механической колебательной системы, на частоту которого настраивается генератор электрических колебаний, возбуждающий преобразователь. Электроакустические преобразователи, не обладающие твердотельной излучающей системой, применяются в качестве излучателей ультразвука сравнительно редко; к ним относятся, например, излучатели ультразвука, основанные на электрическом разряде в жидкости или на электрострикции жидкости. К основным характеристикам излучателей ультразвука относятся их частотный спектр, излучаемая мощность звука, направленность излучения. В случае моночастотного излучения основными характеристиками являются рабочая частота излучателя ультразвука и его частотная полоса, границы которой определяются падением излучаемой мощности в два раза по сравнению с её значением на частоте максимального излучения. Для резонансных электроакустических преобразователей рабочей частотой является *собственная частота* f_0 преобразователя, а *ширина полосы* Δf определяется его *добротностью* Q :

$$\Delta f = f_0/Q. \quad (4.3)$$

Излучатели ультразвука (электроакустические преобразователи) характеризуются чувствительностью, электроакустическим коэффициентом полезного действия и собственным электрическим импедансом. Чувствительность излучателя ультразвука – отношение звукового давления в максимуме характеристики направленности на определённом расстоянии от излучателя (чаще всего на расстоянии 1 м) к электрическому напряжению на нём или к протекающему в нём току. Эта характеристика применяется к излучателям ультразвука, используемым в системах звуковой сигнализации, в гидролокации и других подобных устройствах. Для излучателей технологического назначения, применяемых, например, при ультразвуковых очистке, коагуляции, воздействии на химические процессы, основной характеристикой является мощность. Наряду с общей излучаемой мощностью (Вт), излучатели ультразвука характеризуют удельной мощностью, т. е. средней мощностью, приходящейся на единицу площади излучающей поверхности, или усреднённой интенсивностью излучения в ближнем поле (Вт/м²).

Эффективность электроакустических преобразователей, излучающих акустическую энергию в озвучиваемую среду, характеризуют величиной их электроакустического коэффициента полезного действия, представляющего собой отношение излучаемой акустической мощности к затрачиваемой электрической. В акустоэлектронике для оценки эффективности излучателей ультразвука используют так называемый коэффициент электрических потерь, равный отношению (в децибелах) электрической мощности к акустической. Эффективность ультразвуковых инструментов, используемых при ультразвуковой сварке, механической обработке, характеризуют так называемым коэффициентом эффективности, представляющим собой отношение квадрата амплитуды колеба-

тельного смещения на рабочем конце концентратора к электрической мощности, потребляемой преобразователем. Иногда для характеристики преобразования энергии в излучателях ультразвука используют эффективный коэффициент электромеханической связи.

Звуковое поле преобразователя делят на две зоны: ближнюю зону и дальнюю зону. **Ближняя зона** – это район прямо перед преобразователем, где амплитуда эха проходит через серию максимумов и минимумов. Ближняя зона заканчивается на последнем максимуме, который располагается на расстоянии N от преобразователя. Известно, что расположение последнего максимума является естественным фокусом преобразователя. **Дальняя зона** – это район, находящийся за N , где давление звукового поля постепенно уменьшается до нуля (рис. 4.6).

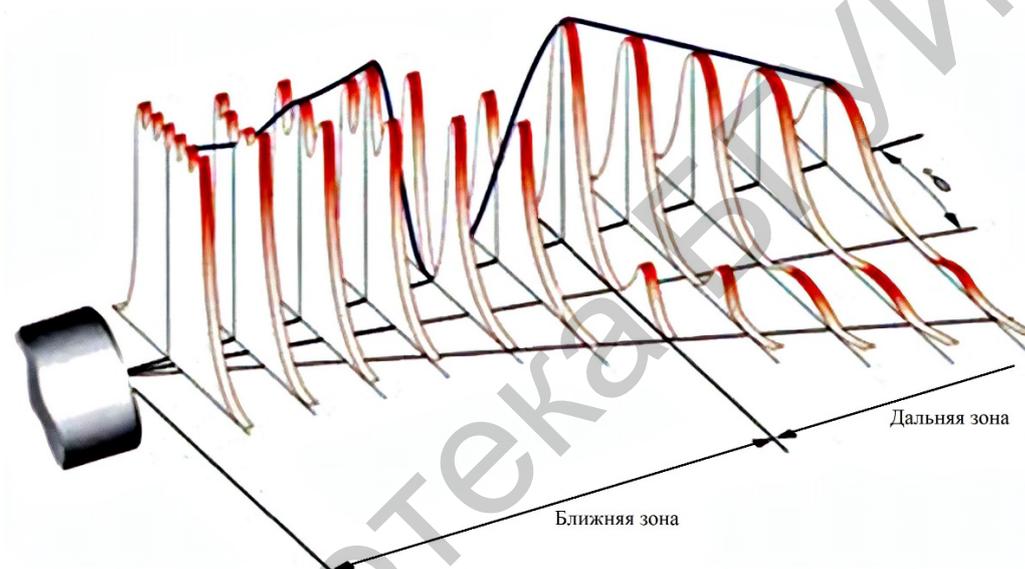


Рис. 4.6. Ближняя и дальняя зоны звукового поля

Положение последнего максимума N на акустической оси в свою очередь зависит от диаметра и длины волны и для дискового круглого излучателя (рис. 4.7) выражается формулой

$$N = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda}, \quad (4.4)$$

где N – длина ближней зоны, м;

D – диаметр излучателя, м;

λ – длина волны, м.

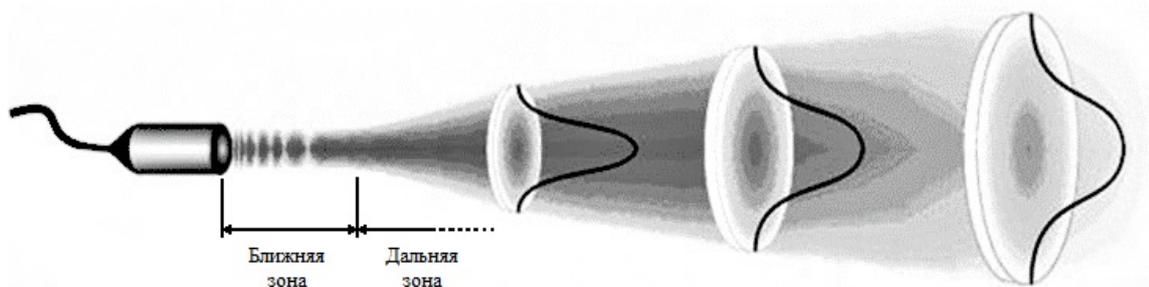


Рис. 4.7. Звуковое поле круглого излучателя

Однако поскольку D обычно значительно больше, уравнение можно упростить и привести к формуле

$$N = \frac{D^2}{4\lambda}. \quad (4.5)$$

Характеристики звукового поля определяются конструкцией ультразвукового преобразователя. Следовательно, от его формы зависит распространение звука в исследуемой области и чувствительность датчика. Характеристики звукового поля определяются конструкцией ультразвукового преобразователя. Следовательно, от его формы зависит распространение звука в исследуемой области и чувствительность датчика. Многообразные применения ультразвука, при которых используются различные его особенности, можно условно разбить на три направления. Первое связано с получением информации посредством ультразвуковых волн, второе – с активным воздействием на вещество, и третье – с обработкой и передачей сигналов (направления перечислены в порядке их исторического становления). При каждом конкретном применении используется ультразвук определённого частотного диапазона.

Получение информации с помощью ультразвуковых методов. Ультразвуковые методы широко используются в научных исследованиях для изучения свойств и строения веществ, для выяснения проходящих в них процессов на макро- и микроуровнях. Эти методы основаны главным образом на зависимости скорости распространения и затухания акустических волн от свойств веществ и от процессов, в них происходящих.

Воздействие ультразвука на вещество. Активное воздействие ультразвука на вещество, приводящее к необратимым изменениям в нём, или воздействие ультразвука на физические процессы, влияющее на их ход, обусловлено в большинстве случаев нелинейными эффектами в звуковом поле. Такое воздействие широко используется в промышленной технологии; при этом решаемые с помощью ультразвуковой технологии задачи, а также и сам механизм ультразвукового воздействия различны для разных сред.

Обработка и передача сигналов. Ультразвуковые устройства применяются для преобразования и аналоговой обработки электрических сигналов в

различных отраслях радиоэлектроники, например, в радиолокации, связи, вычислительной технике, и для управления световыми сигналами в оптике и оптоэлектронике. В устройствах для управления электрическими сигналами используются следующие особенности ультразвука: малая по сравнению с электромагнитными волнами скорость распространения; малое поглощение в кристаллах и, соответственно, высокая добротность резонаторов. Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека. Собственно, получение изображения можно разделить на две части. Первая – излучение коротких ультразвуковых импульсов, направленное в исследуемые ткани, и второе – формирование изображения на основе отраженных сигналов. Понимание принципа работы ультразвуковой диагностической установки, знание основ физики ультразвука и его взаимодействия с тканями тела человека помогут избежать механического, бездумного создания и использования прибора, и, следовательно, более грамотно подходить к процессу диагностики и лечения.

4.2. Практическая часть

4.2.1. Моделирование ультразвукового флоуметра

4.2.1.1. Введение

Понятие скорости движущейся жидкости важно во всех случаях, когда жидкость используется для транспортировки материала или энергии. Так происходит потому, что этот процесс имеет основополагающее значение для большей части взаимодействующих задач, которые мы выполняем в нашей повседневной жизни: от промышленных применений в производстве продуктов питания, напитков, препаратов и других химических веществ до личных задач, таких как измерение расхода воды в вашем доме или определение того, сколько газа было закачено в ваш автомобиль, в медицинские приложения, такие как определение потока крови в венах или вдыхание воздуха в легкие. Поэтому для определения скорости потока было разработано большое разнообразие методов.

В методе времени пролета или времени прохождения для определения скорости потока ультразвуковой сигнал передается по основному потоку в трубе, чтобы неинвазивно определять его скорость. Передавая сигнал под углом относительно основного потока, ультразвуковой сигнал будет двигаться быстрее, чем скорость звука, если он движется в направлении основного потока, или медленнее, чем скорость звука, если он движется против него. Разница во времени движения в двух направлениях линейно возрастает со скоростью основного потока. Поэтому можно указать скорость основного потока, не добавляя в него никаких физических объектов. Флоуметры этого типа находят много применений, особенно в промышленных условиях, где их неинвазивность является преимущественной, а примеры включают абразивные, коррозионные и сани-

тарные потоки, а на самом деле все потоки, в которых погруженные объекты ухудшатся или значительно затруднят поток.

Единственным серьезным ограничением использования ультразвуковых флоуметров в контроле времени прохождения является жидкость, содержащая значительные количества пузырьков или взвешенных частиц. Причина в том, что ультразвук будет значительно ослаблен объектами, что приведёт к очень слабому сигналу, поступающему на датчик через основную трубу. Для измерения скорости потока в этих случаях один комбинированный передатчик и приемник излучает ультразвук, который отражается от взвешенных объектов, а скорость потока может быть рассчитана из доплеровского сдвига между испускаемым и принятым сигналами. Разберём, как моделировать ультразвуковой флоуметр в COMSOL Multiphysics. Ультразвуковые флоуметры имеют специальную сигнальную трубку для ультразвукового сигнала, и поэтому все устройство установлено на промышленной установке. Также существуют портативные зажимные ультразвуковые флоуметры, которые устанавливаются снаружи основной трубы во время работы; этот тип флоуметра менее точен из-за ультразвуковых помех, возникающих в результате передачи сигнала через стенку трубы. Созданная данная модель решит проблему переходного процесса, проходящего по потоку вниз по течению. Сигнал, движущийся вверх по потоку, предварительно вычисляется и импортируется как данные. Разница во времени прибытия используется для оценки скорости основного потока. Из-за высокой частоты используемого сигнала (~2,5 МГц) мы будем использовать **Convected Wave Equation**.

Примечание. Для этого приложения требуются как *модуль акустики*, так и *модуль CFD*.

4.2.1.2. Определение модели

Схематическая иллюстрация смоделированного ультразвукового флоуметра с использованием одной плоскости симметрии с аннотациями и геометрией показана на рис. 4.8.

Меньшая сигнальная трубка длиной L_1 находится под углом относительно основной трубы, которая содержит исследуемый поток.

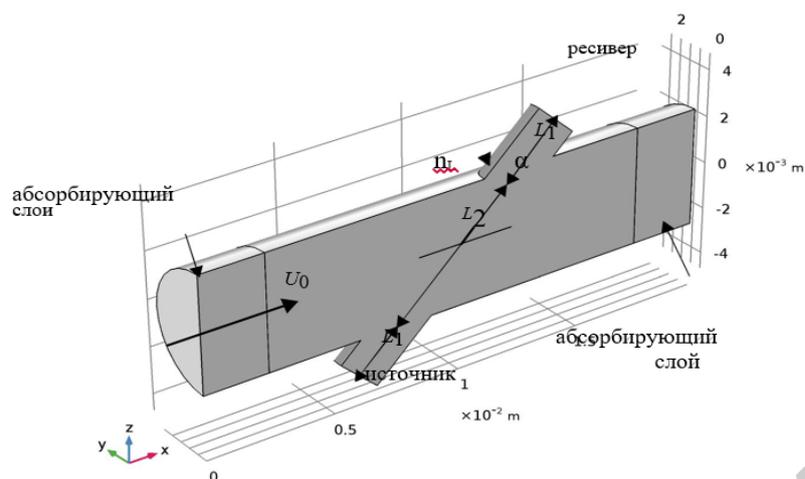


Рис. 4.8. Схематическая иллюстрация ультразвукового флоуметра

Флоуметр состоит из основной трубы и меньшей сигнальной трубки (канал преобразователя), которая расположена под некоторым углом α относительно основной трубы. Диаметр D основной трубы составляет 5 мм, а сигнальная трубка имеет диаметр 2 мм и под углом $\alpha = 45^\circ$ относительно основной трубы. Длина сигнальной трубки равна $L = 2L_1 + L_2$. Жидкость принимается за воду при нормальных атмосферных условиях, а средняя скорость фонового потока принимается равной $U_0 = 10$ м/с. Эта модель решает полную трехмерную проблему. Осевая симметрия используется для вычислительной эффективности, поэтому моделируется только половина канала.

4.2.1.3. Основа потока. Модуль CFD

Первым шагом в процедуре моделирования является установление реалистичного фонового потока (p_0, u_0). Этот поток считается стационарным и получен с использованием моделирования CFD. Предполагается, что фоновый поток будет турбулентным с числом Рейнольдса (Re) около $5 \cdot 10^4$ в рабочих условиях. Поток моделируется с использованием интерфейса Turbulent Flow, k - ϵ модуля CFD. Проблемы и особенности настройки CFD аналогичны настройке, описанной в модели Flow Through Pipe Elbow из модуля CFD.

4.2.1.4. Акустика. Уравнение соединенных волн, реальное время

В акустической задаче сигнал ультразвукового опроса задается на конце преобразовательного (сигнального) сигнальной трубки. Метод времени пролета требует, чтобы сигнал посылался с обоих концов, поэтому в реальных устройствах оба этих конца действуют как передатчик, так и приёмник. В текущей модели мы моделируем только сигнал, движущийся вниз по течению, в то время как сигнал, движущийся вверх по потоку, импортируется из файла данных.

Данные могут быть легко сгенерированы путём простого переключения границ источника и приёмника.

Сигнал контроля представляет собой синусоидальную волну, модулированную гауссовским импульсом. Он моделируется путем предписывания нормальной скорости v_n на границе источника:

$$v_n(t) = A e^{-(f_0(t-3T_0)^2)} \sin(\omega_0 t), \quad (4.6)$$

где A , равная 0.1 мм, – амплитуда сигнала;

$$\omega_0 = 2\pi f_0;$$

$$f_0 = 2.5 \text{ МГц};$$

$$T_0 = 1/f_0.$$

Сигнал в уравнении (4.6) имеет ширину полосы примерно f_0 , которая совпадает с частотой несущего сигнала. Используя Convected Wave Equation, Time Explicit interface, сетка должна иметь размер примерно в два раза меньше самой маленькой длины волны λ_0 (наибольшая частота), которая должна быть разрешена. Это так, поскольку интерфейсы по умолчанию используют функции формы четвертого порядка. Эта комбинация размеров и формы сетки даёт оптимальную производительность для прерывистого метода Галеркина, на котором основан интерфейс.

4.2.1.5. Оценка скорости потока

Можно построить оценку времени, в течение которого два сигнала достигают своих приёмников на противоположной стороне. Эта оценка может быть использована для получения приблизительного выражения для средней скорости фонового потока U_0 . Фактически это принцип работы ультразвуковых флоуметров: необходимо измерить временную разность T между двумя испускаемыми сигналами и использовать это время для получения средней скорости потока, возможно, скорректированной поправочным коэффициентом, как описано ниже.

Фоновый поток преимущественно находится в основной трубке с очень малыми скоростями в сигнальной трубке (см. рис. 4.8). Расстояние сигнальной трубки по основной трубе обозначается L_2 , а часть, проходящая с обеих сторон, имеет осевую длину L_1 (боковые ветви). Таким образом, полная длина сигнальной трубки выглядит как $L = 2L_1 + L_2$. Направление сигнальной трубки обозначается nL , причем угол между сигнальной трубкой и основной трубой является вышеупомянутым α . Предполагая, что фоновым потоком в боковых ветвях можно пренебречь, время T_1 , которое требуется для прохождения, соответствует $T_1 = L_1/c_0$, независимо от того, движется ли ультразвуковой сигнал вверх или вниз по течению. Теперь, полагая, что фоновый поток является постоянным по основной трубе (это может быть разумным приближением для очень турбулентных потоков), поле скоростей мы можем записать как $u_0 = U_0 e_x$. Время T_2 ,

которое принимает сигнал для распространения расстояния L_2 , зависит от того, движется ли он вверх или вниз по течению. Время T_2 , согласно сделанным предположениям, соответствует уравнениям

$$T_{2,upstream} = \frac{L_2}{c_0 + n_L \cdot u_0} = \frac{L_2}{c_0 + U_0 \cos \alpha}, \quad (4.7)$$

$$T_{2,downstream} = \frac{L_2}{c_0 - n_L \cdot u_0} = \frac{L_2}{c_0 - U_0 \cos \alpha}, \quad (4.8)$$

где c_0 – скорость звука.

Следовательно, ожидаемая разница во времени T между двумя сигналами представлена уравнением

$$\Delta T = T_{2,downstream} - T_{2,upstream} = \frac{2L_2 U_0 \cos \alpha}{c_0^2 + U_0^2 \cos^2 \alpha}, \quad (4.9)$$

Это выражение может быть использовано для оценки среднего потока на основе измерения разности времени T :

$$U_0 = \frac{L_2}{\Delta T \cos \alpha} \left(1 - \sqrt{1 - \frac{\Delta T^2 c_0^2}{L_2^2}} \right). \quad (4.10)$$

Заметим, что критическое упрощающее предположение для уравнения (4.10) состоит в том, что фоновый поток является постоянным по всей трубке. В действительности большинство фоновых потоков не являются постоянными по основной магистрали. Крайний случай – ламинарный поток, где профиль потока будет параболой, но типичный турбулентный поток также будет иметь переменный профиль скорости.

4.2.1.6. Результаты и обсуждение

Фоновый средний поток сначала моделируется с использованием интерфейса Turbulent Flow из модуля CFD. Амплитуда скорости и профиль потока показаны соответственно на рис. 4.9 и 4.10.

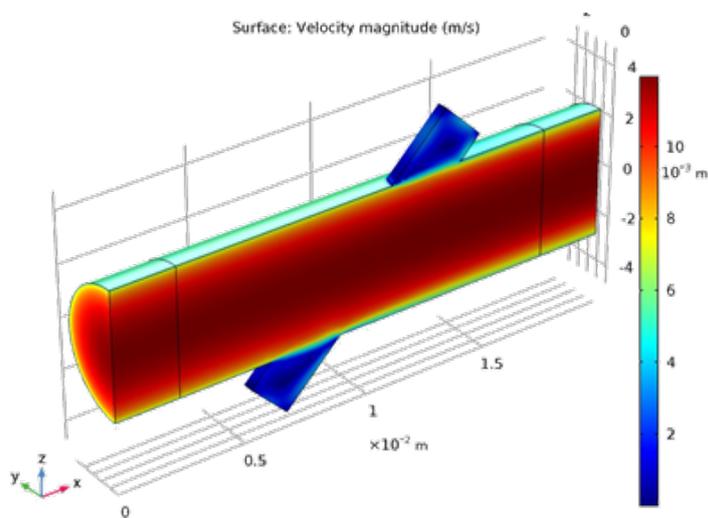


Рис. 4.9. Фоновая величина среднего расхода в флюометре

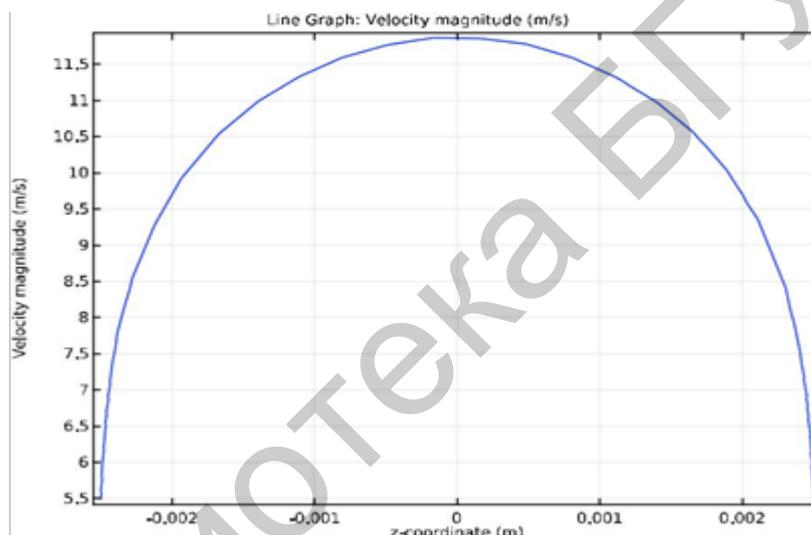


Рис. 4.10. Фоновый средний профиль потока, нанесённый через поперечное сечение основного канала

Акустическое давление в плоскости симметрии флюометра изображено в течение четырех периодов времени на рис. 4.11. Эта последовательность (включая все сохраненные времена) может быть анимирована внутри COMSOL в узле **Export** при выборе **Animation > Player**. Это дает очень интуитивный способ визуализации распространяющегося импульса.

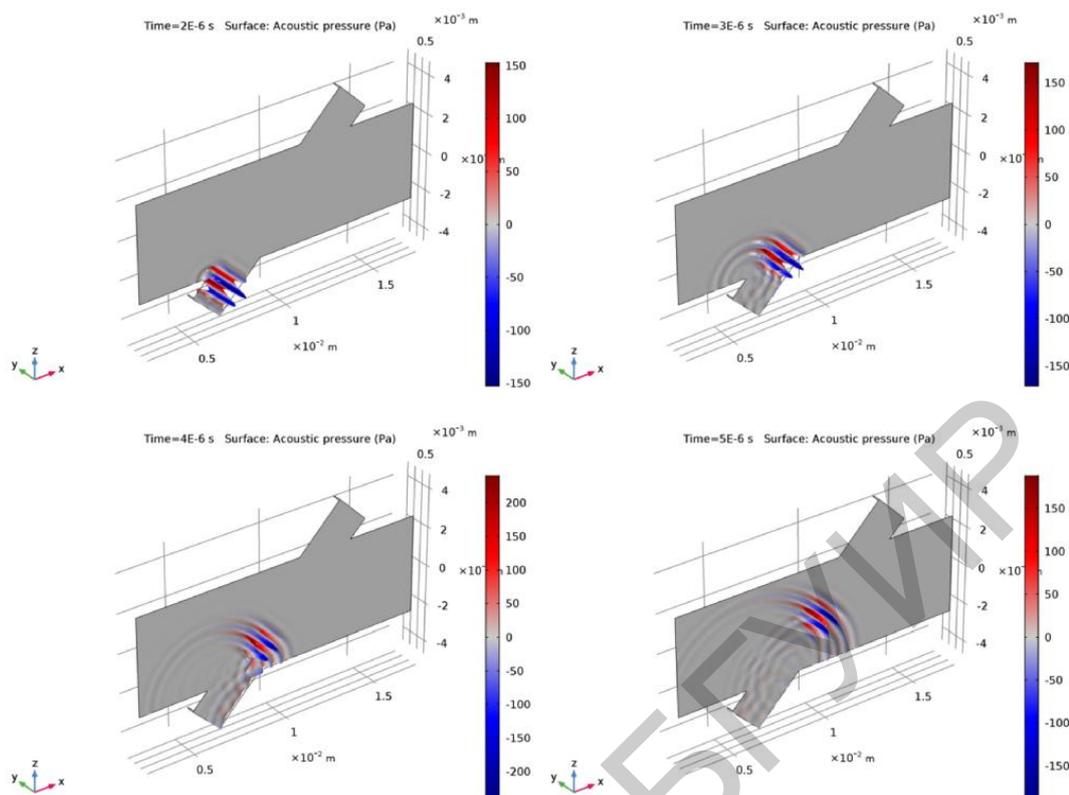


Рис. 4.11. Сигнал давления в плоскости симметрии ультразвукового флоуметра

Скорость акустических частиц в момент времени $t = 8 \cdot 10^{-6}$ с непосредственно перед тем, как импульс достигает приёмника, изображен на рис. 4.12. Мгновенная амплитуда интенсивности и векторы интенсивности (нормированные) изображены на рис. 4.13 в том же примере, что и акустическая скорость на рис. 4.12. График интенсивности позволяет лучше визуализировать поток энергии акустического сигнала в системе флоуметра.

На рис. 4.12 акустическая мгновенная амплитуда интенсивности отображена цветом, а нормализованные векторы интенсивности – белыми стрелками, изображение которых зафиксировано непосредственно перед тем, как сигнал достигает приёмника.

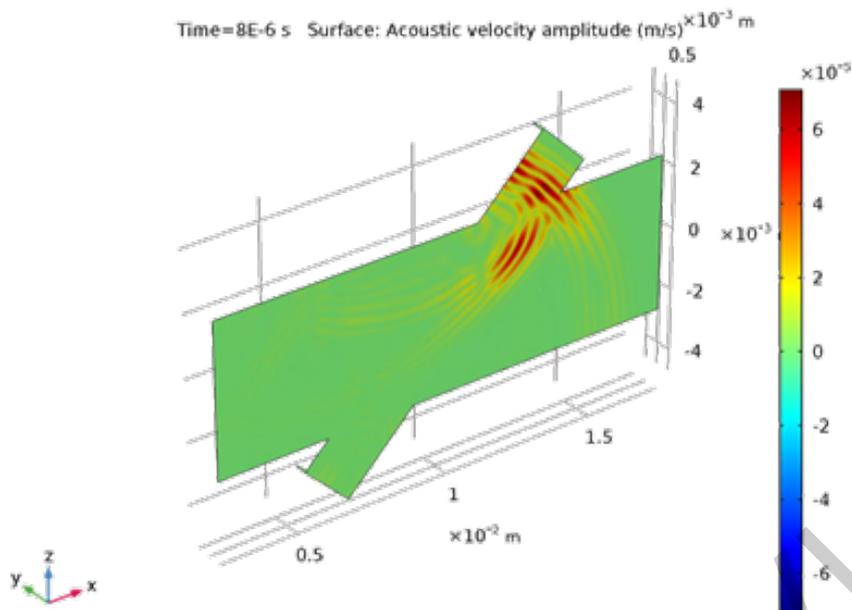


Рис. 4.12. Скорость акустической частицы в плоскости симметрии флуометра

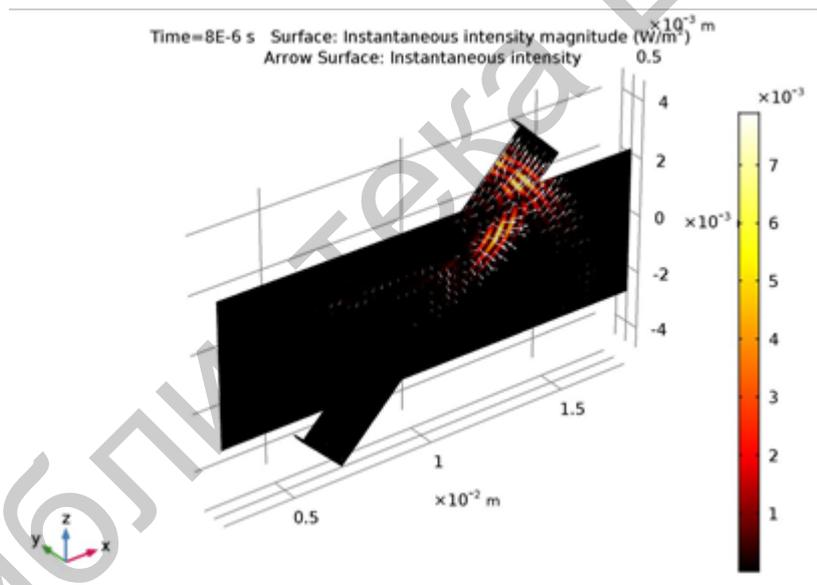


Рис. 4.13. Акустическая мгновенная амплитуда интенсивности и нормализованные векторы интенсивности

На рис. 4.14 сигнал давления изображён в момент времени $t = 4 \cdot 10^{-6}$ с вдоль основной оси трубки преобразователя (см. рис. 4.8). Наконец, на рис. 4.15 представлен один из важных результатов этой модели. Среднее давление, записанное на приёмнике для сигнала, движущегося вниз по потоку, и сигнала, движущегося вверх по течению. Последние данные импортируются, но могут быть легко сгенерированы путем переключения выбора источника и приёмника. Используя этот рисунок, можно измерить разницу во времени между двумя

сигналами. Посредством масштабирования на фигуре визуальным контролем можно найти $T_{\text{simulated}} = 4.9 \cdot 10^{-8} \text{с}$ (это сохраняется в параметре DT_simulated).

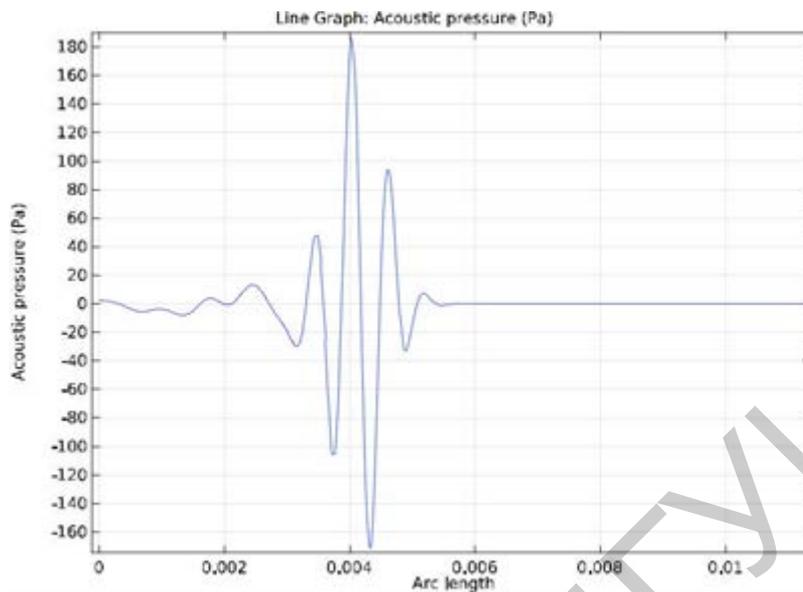


Рис. 4.14. Сигнал акустического давления, изображенный вдоль центральной оси преобразователя

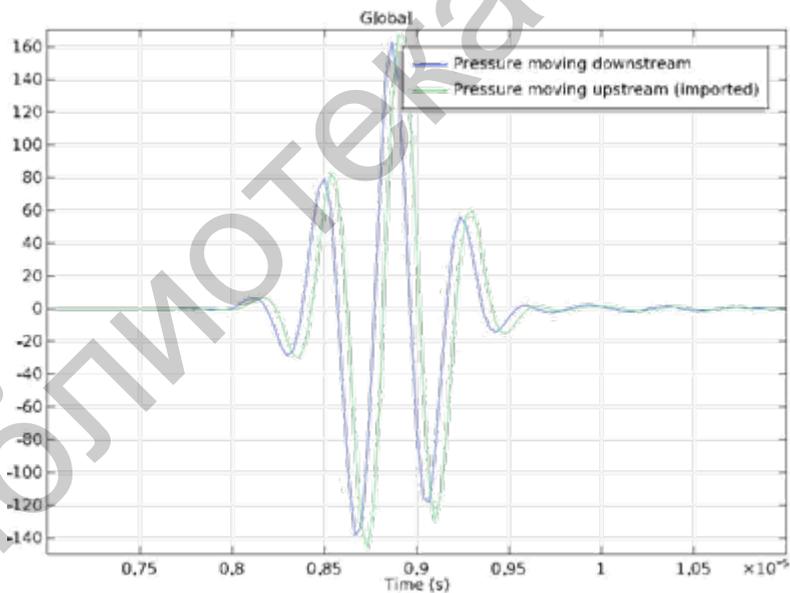


Рис. 4.15. Среднее акустическое давление на приёмник для сигнала, движущегося вниз по течению, и сигнала, движущегося вверх по потоку

Эту смоделированную разницу во времени можно сравнить с ожидаемой разностью во времени, которая может быть рассчитана для известного профиля потока $u_0(x)$ (профиль потока, конечно, обычно не известен в измерениях).

T_{calc} задается выражением

$$\Delta E_{calc} = \int_0^L \left[\frac{1}{c_0 - n_L \cdot u_0(x)} - \frac{1}{c_0 + n_L \cdot u_0(x)} \right] dl. \quad (4.11)$$

Этот интеграл оценивается в разделе **Results > Derived Values**, и он даёт $T_{calc} = 4.947 \cdot 10^{-8}$ с – очень близкое, имитированное (визуально прочитанное) значение, упомянутое выше (T_{calc} хранится в параметре **DT_calc**).

Теперь, используя симулированную разницу во времени $T_{simulated}$ в выражении для расчётной средней скорости потока, вы получите $U_{0est} = 10.75$ м/с. Это значение оценивается (как для моделируемых, так и для расчётных разностей во времени) по узлу **Results > Derived Values**.

4.2.1.7. Фактор коррекции профиля потока

Ошибка оценки U_0 из упрощённой модели, описанной выше, является одной из центральных проблем с анализом данных для ультразвуковых флоуметров, Ref. 1. Обычно это описывается поправочным коэффициентом профиля потока (*FPCF*):

$$FPCF = \frac{\text{Измеренная средняя скорость потока вдоль трубы}}{\text{Фактическая средняя скорость потока}}.$$

Проблема при определении *FPCF* теоретически заключается в том, что фоновый поток вообще неизвестен; это особенно верно для турбулентных потоков. Кроме того, профиль потока по сигнальной трубке, вероятно, зависит как от акустической среды, скорости потока, угла тангажа, так и от конструктивных параметров, таких как радиусы основной трубы и сигнальной трубки. В этой модели не делается никаких явных предположений о точном профиле скорости в сигнальной трубке. Взамен это определяется симуляцией CFD и поэтому явно включает вклады от всех неизвестных факторов, перечисленных выше. Таким образом, COMSOL Multiphysics можно использовать для расчёта *FPCF*, специфичного для прибора, что приводит к получению более точных инструментов при различных скоростях потока и геометрии. Проведем расчёты для конкретного случая, приведённого выше:

$$FPCF = \frac{10.75 \text{ м/с}}{10.0 \text{ м/с}} = 1.075, \quad (4.12)$$

и модель может быть легко расширена, чтобы охватить, например, скорость потока и, таким образом, получить *FPCF* для каждой ситуации. Табуляция этих значений позволит исследователю получить правильный результат в разных условиях работы; такие таблицы могут быть легко включены в программное обеспечение для анализа данных, поставляемое с прибором. Другие факторы,

влияющие на работу расходомера, также могут быть исследованы и смоделированы. Например, интерес представляет геометрия сигнальных трубок и то, как они сужаются в главном канале. Следует избегать ненужных отражений и дифракций. Модификация излучаемого акустического сигнала по профилю потока (из-за градиентов в потоках или даже градиентах плотности) также может быть изучена и использована для улучшения метода обнаружения и обеспечения лучшего прогнозирования профиля потока.

4.2.2. Процесс моделирования на примере модели «Ультразвуковой измеритель потока с общим временем конфигурации потока» из базы данных в среде COMSOL Multiphysics версии 4-5.3 (Models.aco.ultrasound_flow_meter_generic)

4.2.2.1. Предварительные действия для исследования

В меню **File** выберите **New**.

Новый

В окне **New** нажмите **Model Wizard**.

Мастер модели

1. В окне **Model Wizard** нажмите **2D Axisymmetric**.
2. В дереве **Select Physics** выберите **Fluid Flow > Single-Phase Flow > Turbulent Flow > Turbulent Flow, k - ϵ (spf)**.
3. Нажмите **Add**.
4. Нажмите **Study**.
5. В дереве **Select Study** выберите **Empty Study**.
6. Нажмите **Done**.

4.2.2.2. Глобальные определения

Параметры

1. В окне **Model Builder** под **Global Definitions** нажмите **Parameters**.
2. Для **Parameters** в окне **Settings** найдите раздел **Parameters**.
3. Нажмите **Load from File**.
4. Перейдите в папку **model's Application Libraries** и дважды щёлкните на **ultrasound_flow_meter_generic_parameters.txt**.

4.2.2.3. Геометрия 1

Прямоугольник 1 (r1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Primitives** и выберите **Rectangle**.
2. Для **Rectangle** в окне **Settings** найдите раздел **Size and Shape**.
3. В текстовом поле **Width** введите **D/2**.
4. В текстовом поле **Height** введите **100*D**.
5. Нажмите **Build All Objects**.

4.2.2.4. Материалы

На панели инструментов **Home** нажмите **Windows** и выберите **Add Material from Library**.

Добавить материал

1. Перейдите в окно **Add Material**.
2. В дереве выберите **Built-In > Water, liquid**.
3. Нажмите **Add to Component 1**.

Вода, жидкость (mat1)

На панели инструментов **Home** нажмите **Add Material** для закрытия окна **Add Material**.

4.2.2.5. Турбулентный поток k - ϵ (SPF)

Вход 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Inlet**.
2. Выберите только **Boundary 2**.
3. В окне **Settings** для **Inlet** найдите раздел **Velocity**.
4. В текстовом поле U_0 введите U_0 .

Выход 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Outlet**.
2. Выберите только **Boundary 3**.

4.2.2.6. Сетка 1

Распределение 1

1. В окне **Model Builder** под **Component 1 (comp1)** правой кнопкой мыши вызовите **Mesh 1** и выберите **Mapped**.
2. Правой кнопкой мыши вызовите **Mapped 1** и выберите **Distribution**.
3. Выберите только **Boundary 3**.
4. Для **Distribution** в окне **Settings** найдите раздел **Distribution**.
5. Из списка **Distribution properties** выберите **Predefined distribution type**.
6. В текстовом поле **Number of elements** введите **15**.
7. В текстовом поле **Element ratio** введите **10**.
8. Установите флажок на **Reverse direction**.

Распределение 2

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Mapped 1** и выберите **Distribution**.
2. Выберите только **Boundary 4**.
3. Для **Distribution** в окне **Settings** найдите раздел **Distribution**.
4. В текстовом поле **Number of elements** введите **50**.

Подключение 1

1. В окне **Model Builder** под **Component 1 (comp1) > Mesh 1** нажмите **Mapped 1**.

2. Для **Mapped** в окне **Settings** нажатием разверните раздел **Advanced settings**.

3. Найдите раздел **Advanced Settings**. Установите флажок на **Adjust evenly distributed edge mesh**.

4. Нажмите **Build All**.

4.2.2.7. Определения для модели

Общая экструзия 1 (genext1)

1. На панели **Definitions** нажмите **Component Couplings** и выберите **General Extrusion**.

2. Для **General Extrusion** в окне **Settings** найдите раздел **Source Selection**.

3. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Выберите только **Boundary 3**.

5. Найдите раздел **Destination Map**. В текстовом поле **r-expression** введите $\sqrt{y^2+z^2}$.

6. Очистите текстовое поле **z-expression**.

7. Найдите раздел **Source**. Установите флажок **Use source map**.

8. Очистите текстовое поле **z?-expression**.

Основа

На панели инструментов **Home** нажмите **Component** и выберите **Add Component > 3D**.

4.2.2.8. Геометрия 2

В окне **Model Builder** под **Component 2 (comp2)** нажмите **Geometry 2**.

Цилиндр 1 (cyl1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Cylinder**.

2. Для **Cylinder** в окне **Settings** выберите раздел **Size and Shape**.

3. В текстовом поле **Radius** введите $D/2$.

4. В текстовом поле **Height** введите L .

5. Выберите раздел **Axis**. Из списка **Axis type** выберите **x-axis**.

6. Разверните раздел **Layers**. В таблицу введите параметры из табл. 4.2.

Таблица 4.2

Параметры раздела **Layers**

Layer name	Thickness (mm)
Layer 1	$0.5*D$

7. Снимите флажок **Layers on side**.

8. Установите флажок **Layers on bottom**.

9. Установите флажок **Layers on top**.

Цилиндр 2 (cyl2)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Cylinder**.
2. Для **Cylinder** в окне **Settings** найдите раздел **Size and Shape**.
3. В текстовом поле **Radius** введите **D_transducer/2**.
4. В текстовом поле **Height** введите **L_transducer**.
5. Найдите раздел **Position**. В текстовом поле **x** введите **L/2**.
6. В текстовом поле **z** введите **L_transducer/2**.

Поворот 1 (rot1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Transforms** и выберите **Rotate**.

2. Выберите только объект **cyl2**.
3. Для **Rotate** в окне **Settings** найдите раздел **Rotation Angle**.
4. В текстовом поле **Rotation** введите **alpha**.
5. Найдите раздел **Point on Axis of Rotation**. В текстовом поле **x** введите **L/2**.
6. Найдите раздел **Axis of Rotation**. Из списка **Axis type** выберите **y-axis**.
7. Нажмите **Build All Objects**.

Союз 1 (uni1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Booleans and Partitions** и выберите **Union**.

2. Нажмите в окне **Graphics**, а затем нажмите **Ctrl+A**, чтобы выбрать оба объекта.

3. Для **Union** в окне **Settings** нажмите **Build All Objects**.

Рабочая плоскость 1 (wp1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Work Plane**.
2. Для **Work Plane** в окне **Settings** найдите раздел **Plane Definition**.
3. Из списка **Plane** выберите **zx-plane**.

Объекты перегородки 1 (par1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Booleans and Partitions** и выберите **Partition Objects**.

2. Выберите только объекты **uni1**.
3. Для **Partition Objects** в окне **Settings** найдите раздел **Partition Objects**.
4. Из списка **Partition with** выберите **Work plane**.
5. Нажмите **Build All Objects**.

Удалить объекты 1 (dell)

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Partition Objects 1 (par1)** и выберите **Delete Entities**.

2. Переключитесь на рендеринг каркаса, чтобы легче видеть домены внутри модели (при выборе).

3. Нажмите кнопку **Wireframe Rendering** на панели инструментов **Graphics**.

4. Для **Delete Entities** в окне **Settings** найдите раздел **Entities or Objects to Delete**.

5. Из списка **Geometric entity level** выберите **Domain**.
6. На объекте **par1** выберите только домены **1, 3, 5, 7, 9** и **11**.

7. Нажмите **Build All Objects**.

Формы составных доменов 1 (cmd1)

1. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Virtual Operations** и выберите **Form Composite Domains**.

2. На объекте **fin** выберите только домены **2–5**.

3. На панели инструментов **Geometry** нажмите **Build All**.

Полученное изображение с решенной геометрической задачей должно выглядеть, как рис. 4.8.

Добавить материал

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Material** и откройте окно **Add Material**.

2. Перейдите в окно **Add Material**.

3. В дереве выберите **Recent Materials > Water, liquid**.

4. На панели инструментов окна нажмите **Add to Component**.

5. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Material** и выберите **Add Material**.

4.2.2.9. Определения и Явный 1–6

Явный 1

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Explicit**.

2. Для **Explicit** в окне **Settings** найдите раздел **Input Entities**.

3. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Выберите только **Границы 2, 6 и 16**.

5. В текстовом поле **Label** введите **Symmetry**.

Явный 2

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Explicit**.

2. Для **Explicit** в окне **Settings** введите **Flow Inlet** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Input Entities**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Выберите только **Границу 1**.

Явный 3

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Explicit**.

2. Для **Explicit** в окне **Settings** введите **Flow Outlet** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Input Entities**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Выберите только **Границу 19**.

Явный 4

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Explicit**.

2. Для **Explicit** в окне **Settings** введите **Source** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Input Entities**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Выберите только **Границу 10**.

Явный 5

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Explicit**.
2. Для **Explicit** в окне **Settings** введите **Receiver** в текстовом поле **Label**.
3. Найдите раздел **Input Entities**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.
4. Выберите только **Границу 14**.

Явный 6

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Explicit**.
2. Для **Explicit** в окне **Settings** введите **Walls** в текстовом поле **Label**.
3. Найдите раздел **Input Entities**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.
4. Выберите только **Границы 3, 4, 7–9, 11, 12, 17 и 18**.

4.2.2.10. Добавить физические параметры

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Physics**, откройте окно **Add Physics**.
2. Перейдите в окно **Add Physics**.
3. В дереве выберите **Recently Used > Turbulent Flow, k - ε (spf)**.
4. На панели инструментов окна нажмите **Add to Component**.

Добавить физические параметры

1. Перейдите в окно **Add Physics**.
2. В дереве выберите **Acoustics > Ultrasound > Convected Wave Equation, Time Explicit (cwe)**.
3. Найдите **Physics interfaces** в подразделе **Study**. В таблице снимите флажок с **Solve** для **Study 1**.
4. На панели инструментов окна нажмите **Add to Component**.
5. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Physics**, закройте окно **Add Physics**.

4.2.2.11. Турбулентный поток, k - ε 2 (spf2)

Вход 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Inlet**.
2. Для **Inlet** в окне **Settings** найдите раздел **Boundary Selection**.
3. Из списка **Selection** выберите **Flow Inlet**.
4. Найдите раздел **Velocity**. Нажмите кнопку **Velocity field**.
5. Укажите вектор \mathbf{u}_0 в соответствии с табл. 4.3.

Параметры вектора \mathbf{u}_0

Параметры	Оси координат
$\text{comp1.genext1}(w)$	x
$\text{comp1.genext1}(u) \cdot \cos(\text{atan2}(z,y))$	y
$\text{comp1.genext1}(u) \cdot \sin(\text{atan2}(z,y))$	z

6. Найдите раздел **Turbulence Conditions**. Нажмите кнопку **Specify turbulence variables**.

7. В текстовом поле k_0 введите **comp1.genext1(k)**.

8. В текстовом поле ϵ_0 введите **comp1.genext1(ε)**.

Выход 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Outlet**.

2. Для **Outlet** в окне **Settings** найдите раздел **Boundary Selection**.

3. Из списка **Selection** выберите **Flow Outlet**.

Симметричность 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Symmetry**.

2. Для **Symmetry** в окне **Settings** найдите раздел **Boundary Selection**.

3. Из списка **Selection** выберите **Symmetry**.

4.2.2.12. Действия с Mesh 2

1. В окне **Model Builder** под **Component 2 (comp2)** нажмите **Mesh 2**.

2. Для **Mesh** в окне **Settings** введите **Mesh CFD** в текстовом поле **Label**.

3. Нажмите **Build All**.

Study 1

1. Для **Study** в окне **Settings**, введите **Study 1-CFD** в текстовом поле **Label**.

2. Найдите раздел **Study Settings**. Снимите флажок **Generate default plots**.

Стационарный

На панели инструментов **Study** нажмите **Study Steps** и выберите **Stationary > Stationary**.

4.2.2.13. Исследование 1-CFD

Шаг 1: Стационарный

Отмените выбор модели акустики (**cwe**) и модели **3D – CFD (spf2)**.

1. Для **Stationary** в окне **Settings** найдите раздел **Physics and Variables Selection**.

2. В таблице снимите флажок **Solve for** для **Turbulent Flow, k-ε 2 (spf2)** и **Convected Wave Equation, Time Explicit (cwe)**.

3. Разверните раздел **Mesh selection**. Найдите раздел **Mesh Selection**. Введите настройки, соответствующие табл. 4.4.

Таблица 4.4

Настройки раздела **Mesh Selection**

Geometry	Mesh
Geometry 2	No mesh

Шаг 2: Стационарный 2

1. На панели инструментов **Study** нажмите **Study Steps** и выберите **Stationary > Stationary**.

Отмените выбор модели акустики (**cwe**), и теперь имеете **2D**-осесимметричную модель **CFD (spf)**.

2. Для **Stationary** в окне **Settings** найдите раздел **Physics and Variables Selection**.

3. В таблице снимите флажок **Solve for** для **Turbulent Flow, k - ϵ (spf)** и **Convected Wave Equation, Time Explicit (cwe)**.

4. Разверните раздел **Values of dependent variables**, найдите раздел **Values of Dependent Variables**. Перейдите в раздел **Values of variables not solved for**, из списка **Settings** выберите **User controlled**.

5. Из списка **Method** выберите **Solution**.

6. Из списка **Study** выберите **Study 1-CFD, Stationary**.

Вычислите решение потока. Это займет от одного до двух часов (в зависимости от аппаратного обеспечения) и потребует 15 Гбайт оперативной памяти.

7. На панели инструментов **Study** нажмите **Compute**.

4.2.2.14. Определения для модели

Общая экструзия 2 (genext2)

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Component Couplings** и выберите **General Extrusion**.

2. Для **General Extrusion** в окне **Settings** введите **genext_in** в текстовом поле **Operator name**.

3. Найдите раздел **Selection**. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Выберите только **Границу 5**.

5. Найдите раздел **Destination Map**. В текстовом поле **x-expression** введите **y**.

6. В текстовом поле **y-expression** введите **z**.

7. Очистите текстовое поле **z-expression**.

8. Найдите раздел **Source**. Установите флажок **Use source map**.

9. В текстовом поле **x?-expression** введите **y**.

10. В текстовом поле **y?-expression** введите *z*.

11. Очистите текстовое поле **z?-expression**.

Общая экструзия 3 (genext3)

1. Правой кнопкой мыши вызовите **General Extrusion 2 (genext2)** и выберите **Duplicate**.

2. Для **General Extrusion** в окне **Settings** введите **genext_out** в текстовом поле **Operator name**.

3. Найдите раздел **Source Selection**. Нажмите **Clear Selection**.

4. Выберите только **Границу 15**.

Создайте средний оператор, который будет использоваться в постобработке для вычисления среднего давления на приёмнике.

Средний оператор 1 (aveop1)

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Component Couplings** и выберите **Average**.

2. Для **Average** в окне **Settings** найдите раздел **Source Selection**.

3. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.

4. Из списка **Selection** выберите **Receiver**.

Теперь настройте поглощающие слои (слои губки), используемые для усечения вычислительного домена.

Абсорбирующий Слой 1 (ab1)

1. На панели инструментов **Definitions** нажмите **Absorbing Layer**.

2. Выберите только **Домены 1 и 3**.

Теперь отключите **Absorbing Layer** в исследовании **CFD**, если вам нужно запустить его снова. Физические значения **CFD** не поддерживают масштабирование, связанное с поглощающим слоем. Обратите внимание, если вам нужно работать с **CFD Mesh** или **CFD Physics**, то необходимо вручную отключить **Absorbing Layer** в дереве **Model Builder**.

4.2.2.15. Изучение 1-CFD

Шаг 2: Стационарный 2

1. В окне **Model Builder** под **Study 1-CFD** нажмите **Step 2: Stationary 2**.

2. Для **Stationary** в окне **Settings** найдите раздел **Physics and Variables Selection**.

3. Установите флажок **Modify model configuration for study step**.

4. В дереве **Physics and variables selection** выберите **Component 2 (comp2) > Definitions > Absorbing Layer 1 (ab1)**.

5. Нажмите **Disable**.

4.2.2.16. Улучшение уравнения волны, время explicit (CWE)

Список заданий

На панели инструментов **Physics** нажмите **Turbulent Flow, k - ϵ 2 (spf2)** и выберите **Convected Wave Equation, Time Explicit (cwe)**.

1. На панели инструментов окна **Model Builder** нажмите кнопку **Show** и выберите в меню **Advanced Physics Options**.

2. На панели инструментов окна **Model Builder** нажмите кнопку **Show** и выберите в меню **Discretization**.

Модель уравненного волнового уравнения 1

1. В окне **Model Builder** под **Component 2 (comp2) > Convected Wave Equation, Time Explicit (cwe)** нажмите **Convected Wave Equation Model 1**.

2. Для **Convected Wave Equation Model** в окне **Settings** найдите раздел **Model Input**.

3. Из списка p_0 выберите **Absolute pressure (spf2)**.

4. Из списка u_0 выберите **Velocity field (spf2)**.

5. Найдите раздел **Fluid Properties**. Из списка ρ_0 выберите **Density (spf2/fp1)**.

6. В окне **Model Builder** нажмите **Convected Wave Equation, Time Explicit (cwe)**.

Модель уравненного волнового уравнения 2

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Domains** и выберите **Convected Wave Equation Model**.

2. Выберите только **Домен 1**.

3. Для **Convected Wave Equation Model** в окне **Settings** найдите раздел **Model Input**.

4. В тестовом поле p_0 введите **genext_in(spf2.pA)**.

5. Укажите вектор u_0 в соответствии с табл. 4.5.

Таблица 4.5

Характеристики вектора u_0

Значения	Оси координат
genext_in(u2)	x
genext_in(v2)	y
genext_in(w2)	z

6. Найдите раздел **Fluid Properties**. Из списка ρ_0 выберите **User defined**. В текстовом поле **associated** введите **genext_in(spf2.rho)**.

Модель уравненного волнового уравнения 3

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Domains** и выберите **Convected Wave Equation Model**.

2. Выберите только **Домен 3**.

3. Для **Convected Wave Equation Model** в окне **Settings** найдите раздел **Model Input**.

4. В текстовом поле p_0 введите **genext_out(spf2.pA)**.

5. Укажите вектор u_0 в соответствии с табл. 4.6.

Таблица 4.6

Характеристики вектора \mathbf{u}_0

Значения	Оси координат
genext_in(u2)	x
genext_in(v2)	y
genext_in(w2)	z

6. Найдите раздел **Fluid Properties**. Из списка ρ_0 выберите **User defined**. В текстовом поле **associated** введите **genext_out(spf2.rho)**.

Симметричность 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Symmetry**.

2. Для **Symmetry** в окне **Settings** найдите раздел **Boundary Selection**.

3. Из списка **Selection** выберите **Symmetry**.

Акустический импеданс 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Acoustic Impedance**.

2. Выберите только **Границы 1** и **19**. Определите управляющий сигнал, как указано в уравнении (4.6).

4.2.2.17. Глобальные определения

Аналитический 1 (an1)

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Functions** и выберите **Global > Analytic**.

2. Для **Analytic** в окне **Settings** введите **vn** в текстовом поле **Function name**.

3. Найдите раздел **Definition**. В текстовом поле **Expression** введите $A \cdot \sin(\omega_0 \cdot t) \cdot \exp(-(f_0 \cdot (t - 3 \cdot T_0))^2)$.

4. В текстовом поле **Arguments** введите **t**.

5. Найдите раздел **Units**. В текстовом поле **Arguments** введите **s**.

6. В текстовом поле **Function** введите **m/s**.

4.2.2.18. Изменения для улучшенного уравнения волны, время explicit (CWE)

Нормальная скорость 1

1. На панели инструментов **Physics** нажмите **Boundaries** и выберите **Normal Velocity**.

2. Для **Normal Velocity** в окне **Settings** найдите раздел **Boundary Selection**.

3. Из списка **Selection** выберите **Source**.

4. Найдите раздел **Normal Velocity**. В текстовом поле **vn(t)** введите **vn(t)**.
Компонент 2 (COMP 2)

Mesh 3

На панели инструментов **Mesh** нажмите **Add Mesh**.

Mesh 3

1. Для **Mesh** в окне **Settings** введите **Mesh Acoustics** в текстовом поле **Label**.

2. Правой кнопкой мыши вызовите **Component 2 (comp2) > Meshes > Mesh Acoustics** и выберите **Free Tetrahedral**.

4.2.2.19. Mesh-акустика

Размер

1. Для **Size** в окне **Settings** найдите раздел **Element Size**.

2. Нажмите кнопку **Custom**.

3. Найдите раздел **Element Size Parameters**. В текстовом поле **Maximum element size** введите **lambda 0/1.5**.

4. В текстовом поле **Minimum element size** введите **lambda 0/2**.

С помощью этой настройки вы получаете немного более 1.5 элементов на длину волны на частоте f_0 . Может потребоваться увеличить, например, значение $lambda\ 0/2$, чтобы оптимально решить задачу небольшого частотного содержания выше показателя f_0 , существующего в гауссовском импульсе.

Свободный тетраэдрический 1

При моделировании с использованием физических интерфейсов, основанных на методе DG, важно избежать мелких элементов сетки, поскольку они управляют шагами времени, принятыми решателем. Чтобы избежать этого, используйте функцию оптимизации качества элемента, доступную для тетраэдрических сеток. Этот шаг очень важен.

1. В окне **Model Builder** под **Component 2 (comp2) > Meshes > Mesh Acoustics** нажмите **FreeTetrahedral 1**.

2. Для **Free Tetrahedral** в окне **Settings** разверните раздел **Element quality optimization**.

3. Найдите раздел **Element Quality Optimization**. Установите флажок **Avoid too small elements**.

4. Из списка **Optimization level** выберите **High.5**. Нажмите **Build All** (рис. 4.16).

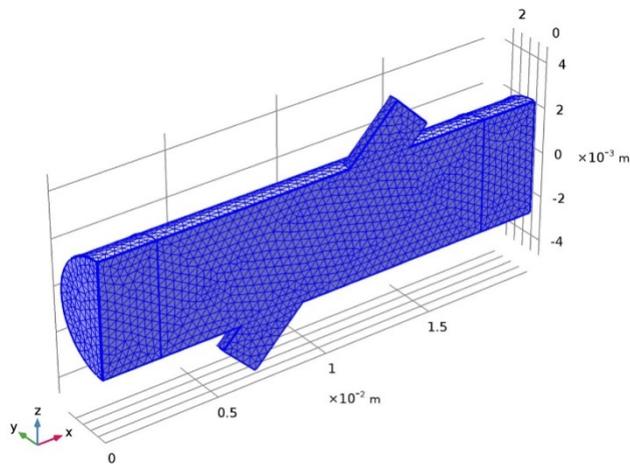


Рис. 4.16. Результат **Build All**

Перед решением создайте функцию интерполяции и импортируйте данные для сигнала, перемещающего напротив (вверх по течению) к сигналу, смоделированному здесь (вниз по течению). Вы будете использовать эти данные в постобработке. Данные были сгенерированы путем переключения источника и выбора приёмника и запуск модели.

4.2.2.20. Изменения в глобальные определениях

Интерполирование 1 (int1)

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Functions** и выберите **Global > Interpolation**.

2. Для **Interpolation** в окне **Settings** найдите раздел **Definition**.

3. Из списка **Data source** выберите **File**.

4. Нажмите **Browse**.

5. Перейдите в папку **Application Libraries** и дважды щёлкните кнопкой мыши файл **ultrasound_flow_meter_generic_upstream_signal.txt**. Если вы хотите импортировать данные в модель и не полагаться на файл **.txt**, нажмите **Import**.

6. Найдите подраздел **Functions**. В таблицу введите параметры из табл. 4.7.

Таблица 4.7

Значения для подраздела **Function**

Function name	Position in file
p_upstream	1

7. Найдите раздел **Interpolation and Extrapolation**. Из списка **Interpolation** выберите **Piecewise cubic**.

8. Найдите раздел **Units**. В текстовом поле **Arguments** введите **s**.
9. В текстовом поле **Function** введите **Pa**.
10. Правой кнопкой мыши вызовите **Interpolation 1 (int1)** и выберите **Build All**.

4.2.2.21. Добавить функции обучения

Алгоритм действий

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Study** и откройте окно **Add Study**.
2. Перейдите в окно **Add Study**.
3. Найдите подраздел **Studies**. В дереве **Select Study** выберите **Preset Studies**.
4. Найдите подраздел **Physics interfaces in study**. В таблице снимите флажок **Solve** для **Turbulent Flow, k - ϵ (spf)** и **Turbulent Flow, k - ϵ 2 (spf2)**.
5. Найдите подраздел **Studies**. В дереве **Select Study** выберите **Preset Studies > Time Dependent**.
6. Нажмите **Add Study** на панели инструментов окна.
7. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Study** закройте окно **Add Study**.

4.2.2.22. Изучение 2

Алгоритм действий

1. Для **Study** в окне **Settings** введите **Study 2-Acoustics** в текстовом поле **Label**.

2. Найдите раздел **Study Settings**. Снимите флажок **Generate default plots**.

Изучение 2. Акустика

Этап 1: Зависимый от времени

1. В окне **Model Builder** под **Study 2-Acoustics** нажмите **Step 1: Time Dependent**.

2. Для **Time Dependent** в окне **Settings** найдите раздел **Study Settings**.

3. В текстовом поле **Times** введите **range (0,T0/12.30*T0)**.

Эта настройка сохраняет решение двенадцать раз за период и запускает модель на тридцать периодов. Она влияет только на сохранение решения и, следовательно, размер файла.

Внутренние временные шаги, выполняемые решателем, автоматически контролируются COMSOL. Следует выполнить соответствующее условие CFL:

1. Разверните раздел **Values of dependent variables**, найдите раздел **Values of Dependent Variables**. Найдите раздел **Values of variables not solved for**, из списка **Settings** выберите **User controlled**.

2. Из списка **Method** выберите **Solution**.

3. Из списка **Study** выберите **Study 1-CFD, Stationary 2**.

4. Найдите раздел **Store fields in output**. Из списка **Settings** выберите **For selections**.

5. Под **Selections** нажмите **Add**.

6. В диалоговом окне **Add** из списка **Selections** выберите **Symmetry, Source** и **Receiver**.

7. Нажмите **ОК**.

Объём данных, созданных в этой модели, большой. Хороший способ ограничить размер файла заключается в том, что возможно хранить данные только по желаемым параметрам. Здесь решение сохраняется только на плоскости симметрии, а также на поверхности источника и приёмника.

8. Убедитесь, что для временного акустического моделирования используется правильная сетка.

Для **Time Dependent** в окне **Settings** разверните раздел нажатием **Mesh selection**.

9. Теперь рассмотрим модель конвективного волнового уравнения (акустики). Это займет около пяти часов (в зависимости от аппаратного обеспечения) и потребуются около 9 Гбайт оперативной памяти. Помните, что модель содержит около 7 500 000 степеней свободы (DOFs).

На панели инструментов **Home** нажмите **Compute**.

Прежде чем создавать какие-либо рисунки и просматривать результаты, очистите наборы данных. Три из них могут быть удалены, например, набор данных акустического решения на 2D-осесимметричной геометрии не представляет интереса (и в ней нет решений).

4.2.2.23. Результаты

Наборы данных

В окне **Model Builder** разверните узел **Results**.

Исследование 1: CFD/Решение 1 (1) (sol1)

В окне **Model Builder** разверните узел **Data Sets**.

Исследование 2: Акустика/Решение 3 (5) (sol3)

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Study 1-CFD/Solution 1 (1) (sol1)** и выберите **Delete**.

2. В окне **Model Builder** под **Results > Data Sets** правой кнопкой мыши вызовите **Study 1-CFD/Solution Store 1 (4) (sol2)** и выберите **Delete**.

3. Правой кнопкой мыши вызовите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (5) (sol3)** и выберите **Delete**.

Практические действия заключаются в том, чтобы добавить те же самые параметры в набор данных результатов, что и при выборе выбранных в полях на выходе. Для целей постобработки мы будем выбирать только плоскости симметрии, источника и приёмника в наборе данных акустики (не выбирая поглощающий слой).

Выбор

1. На панели инструментов **Results** нажмите **Selection**.

2. Для **Selection** в окне **Settings** найдите раздел **Geometric Entity Selection**.
3. Из списка **Geometric entity level** выберите **Boundary**.
4. Выберите только **Границы 6, 10 и 14**.

Наконец, создайте набор данных, который является срезанной линией, следующей за осью канала преобразователя.

Линия разреза 3D 1

1. На панели инструментов **Results** нажмите **Cut Line 3D**.
2. Для **Cut Line 3D** в окне **Settings** найдите раздел **Data**.
3. Из списка **Data set** выберите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (sol3)**.
4. Найдите раздел **Line Data**. Из списка **Line entry method** выберите

Point and direction.

5. Найдите пункт **Point**. В текстовом поле x введите $L/2$.
6. Найдите пункт **Direction**. В текстовом поле x введите nLx .
7. В текстовом поле y введите nLy .
8. В текстовом поле z введите nLz .
9. Установите флажок **Snap to closest boundary**.

В следующей постобработке **Resolution** увеличивается в разделе **Quality** на всех участках акустики. Это связано с тем, что функции формы, используемые для интерфейса конвективного волнового уравнения, – это четвёртый порядок по умолчанию.

Поэтому, чтобы правильно представлять решение, необходимо увеличить разрешение.

3D Plot Group 1

1. На панели инструментов **Results** нажмите **3D Plot Group**.
2. Для **3D Plot Group** в окне **Settings** введите **Background Flow Velocity** в текстовом поле **Label**.

Поверхность 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Background Flow Velocity** и выберите **Surface**.
2. На панели инструментов **Background Flow Velocity** нажмите **Plot**.
Фоновая средняя амплитуда скорости потока, нанесенная на поверхность геометрии, должна выглядеть так, как показано на рис. 4.11.

1D Plot Group 2

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Plot Group** и выберите **1D Plot Group**.
2. Для **1D Plot Group** в окне **Settings** введите **Background Flow Velocity Profile** в текстовом поле **Label**.

Линейный график 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Background Flow Velocity Profile** и выберите **Line Graph**.
2. Выберите только **Edge 7**.
3. Для **Line Graph** в окне **Settings** найдите раздел **x-Axis Data**.
4. Из списка **Parameter** выберите **Expression**.
5. В текстовом поле **Expression** введите z .

6. На панели инструментов **Background Flow Velocity Profile** нажмите **Plot**.
Фоновый средний профиль потока показан на рис. 4.10.

3D Plot Group 3

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Plot Group** и выберите **3D Plot Group**.

2. Для **3D Plot Group** в окне **Settings** введите **Acoustic Pressure** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (sol3)**.

Поверхность 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Acoustic Pressure** и выберите **Surface**.

2. Для **Surface** в окне **Settings** найдите раздел **Expression**.

3. В текстовом поле **Expression** введите **p3**.

4. Найдите раздел **Coloring and Style**. Из списка **Color table** выберите **Wave**.

5. Установите флажок **Symmetrize color range**.

6. Разверните раздел **Quality**. Из списка **Resolution** выберите **Custom**.

7. В текстовом поле **Element refinement** введите **6**.

8. На панели инструментов **Acoustic Pressure** нажмите **Plot** (рис. 4.17).

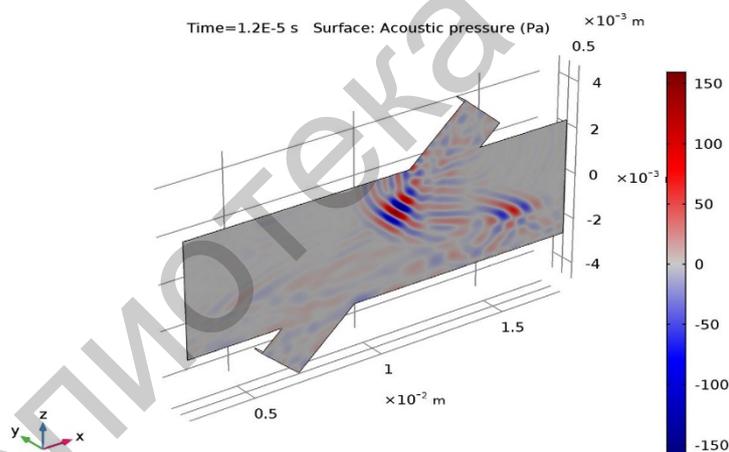


Рис. 4.17. Результат операции **Plot**

Добавьте деформацию, чтобы лучше визуализировать природу волн, распространяющихся в плоскость симметрии.

9. В окне **Model Builder** разверните узел **Surface 1**.

Деформация 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Results > Acoustic Pressure > Surface 1** и выберите **Deformation**.

2. Для **Deformation** в окне **Settings** найдите раздел **Expression**.

3. В текстовом поле **x component** введите **0**.

4. В текстовом поле **y component** введите **p3**.

5. В текстовом поле **z component** введите **0**.

6. На панели инструментов **Acoustic Pressure** нажмите **Plot**.

Первый построенный график показан для последнего сохраненного времени при $30 \cdot T_0$. Изменить выбор времени, чтобы увидеть решение для других случаев.

Некоторые из них показаны на рис. 4.18.

Акустическое давление

1. В окне **Model Builder** под **Results** нажмите **Acoustic Pressure**.

2. Для **3D Plot Group** в окне **Settings** найдите раздел **Data**.

3. Из списка **Time(s)** выберите **2E-6**.

4. На панели инструментов **Acoustic Pressure** нажмите **Plot**.

3D Plot Group 4

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Plot Group** и выберите **3D Plot Group**.

2. Для **3D Plot Group** в окне **Settings** введите **Acoustic Velocity** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (sol3)**.

4. Из списка **Time(s)** выберите **8E-6**.

Поверхность 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Acoustic Velocity** и выберите **Surface**.

2. Для **Surface** в окне **Settings** нажмите **Replace Expression** в верхнем правом углу раздела **Expression**. Из меню выберите **Component 2 > Convected Wave Equation, Time Explicit > Acceleration and velocity > cwe.v_inst-Acoustic velocity amplitude**.

3. Найдите раздел **Coloring and Style**. Установите флажок **Symmetrize color range**.

4. Найдите раздел **Quality**. Из списка **Resolution** выберите **Custom**.

5. В текстовом поле **Element refinement** введите **6**.

6. На панели инструментов **Acoustic Velocity** нажмите **Plot**.

Амплитуда акустической скорости изображена на рис. 4.12. Еще раз измените время выбора для изучения распространения волны.

Приступайте к построению мгновенной амплитуды интенсивности, как показано на рис. 4.13.

3D Plot Group 5

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Plot Group** и выберите **3D Plot Group**.

2. Для **3D Plot Group** в окне **Settings** введите **Acoustic Intensity** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (sol3)**.

4. Из списка **Time(s)** выберите **8E-6**.

Поверхность 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Acoustic Intensity** и выберите **Surface**.

2. Для **Surface** в окне **Settings** нажмите **Replace Expression** в верхнем правом углу раздела **Expression**. Из меню выберите **Component 2 > Convected Wave Equation, Time Explicit > Intensity > cwe.Ii_mag-Instantaneous intensity magnitude**.

3. Найдите раздел **Coloring and Style**. Из списка **Color table** выберите **Thermal**.

4. Найдите раздел **Quality**. Из списка **Resolution** выберите **Custom**.

5. В текстовом поле **Element refinement** введите **6**.

Поверхность стрелки 1

1. В окне **Model Builder** под **Results** правой кнопкой мыши вызовите **Acoustic Intensity** и выберите **Arrow Surface**.

2. Для **Arrow Surface** в окне **Settings** нажмите **Replace Expression** в верхнем правом углу раздела **Expression**. Из меню выберите **Component 2 > Convected Wave Equation, Time Explicit > Intensity > cwe.Iix,...,cwe.Iiz-Instantaneous intensity**.

3. Найдите раздел **Coloring and Style**. Из списка **Arrow length** выберите **Logarithmic**.

4. В текстовом поле **Rangequotient** введите **400**.

5. В текстовом поле **Number of arrows** введите **1000**.

6. Из списка **Color** выберите **White**.

7. На панели инструментов **Acoustic Intensity** нажмите **Plot**.

Теперь перейдите к построению импульса давления вдоль оси канала центрального преобразователя на **1D**-графике. Он должен выглядеть так, как показано на рис. 4.14.

1D Plot Group 6

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Plot Group** и выберите **1D Plot Group**.

2. Для **1D Plot Group** в окне **Settings** введите **Pressure Along Transducer Axis** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Cut Line 3D 1**.

4. Из списка **Time selection** выберите **From list**.

5. Из списка **Times(s)** выберите **4E-6**.

Line Graph 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Pressure Along Transducer Axis** и выберите **Line Graph**.

2. Для **Line Graph** в окне **Settings** найдите раздел **y-Axis Data**.

3. В текстовом поле **Expression** введите **p3**.

4. Разверните раздел **Quality**. Из списка **Resolution** выберите **Extra fine**.

5. На панели инструментов **Pressure Along Transducer Axis** нажмите **Plot**.

Окончательный график показывает средний сигнал давления на приёмнике для движения импульса вниз по течению (модель, смоделированная здесь). На рисунке также показано давление от сигнала, движущегося вверх по потоку, взятого из импортированных данных. После масштабирования график должен выглядеть так, как показано на рис. 4.15.

1D Plot Group 7

1. На панели инструментов **Home** нажмите **Add Plot Group** и выберите **1D Plot Group**.

2. Для **1D Plot Group** в окне **Settings** введите **Pressure Signal at Receivers** в текстовом поле **Label**.

3. Найдите раздел **Data**. Из списка **Data set** выберите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (sol3)**.

Глобальный 1

1. Правой кнопкой мыши вызовите **Pressure Signal at Receivers** и выберите **Global**.

2. Для **Global** в окне **Settings** найдите раздел **y-Axis Data**.

3. Введите параметры из табл. 4.8.

Таблица 4.8

Параметры раздела **y-Axis Data**

Expression	Unit	Description
aveop1(p3)	Pa	Pressure moving downstream
p_upstream(t)	Pa	Pressure moving upstream (imported)

4. На панели инструментов **Pressure Signal at Receivers** нажмите **Plot** (рис. 4.18).

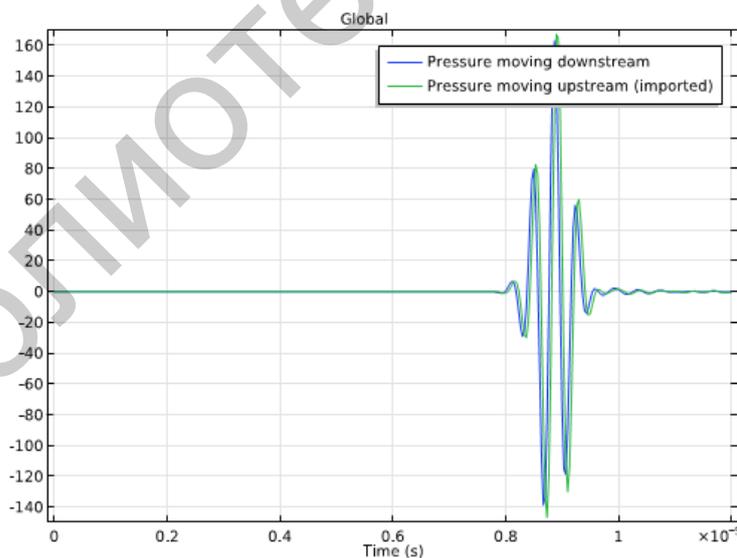


Рис. 4.18. Результат **Plot**

Наконец, вычислите интегральное выражение в узле **Derived Values**. Здесь вы также можете рассчитать предсказанные средние скорости потока из уравнения (4.7). Результаты обсуждаются в разделе основных результатов.

Линейная интеграция 1

1. На панели инструментов **Results** нажмите **More Derived Values** и выберите **Integration > Line Integration**.
2. Для **Line Integration** в окне **Settings** найдите раздел **Data**.
3. Из списка **Data set** выберите **Cut Line 3D 1**.
4. Из списка **Time selection** выберите **First**.
5. Найдите раздел **Expressions**. В таблицу введите параметры из табл. 4.9.

Таблица 4.9

Параметры раздела **Expressions**

Expression	Unit	Description
$1/(cwe.c0-(nLx*u2+nLy*v2+nLz*w2))-1/(cwe.c0+(nLx*u2+nLy*v2+nLz*w2))$	–	–

6. Нажмите **Evaluate**.

Глобальная оценка 1

1. На панели инструментов **Results** нажмите **Global Evaluation**.
2. Для **Global Evaluation** в окне **Settings** найдите раздел **Data**.
3. Из списка **Data set** выберите **Study 2-Acoustics/Solution 3 (sol3)**.
4. Из списка **Time selection** выберите **First**.
5. Найдите раздел **Expressions**. В таблице введите параметры из таблицы 4.10.

Таблица 4.10

Параметры раздела **Expressions**

Expression	Unit	Description
$L2/(DT_calc*\cos(\alpha))*(1-\sqrt{1-DT_calc^2*c0^2/L2^2})$	–	–
$L2/(DT_simulated*\cos(\alpha))*(1-\sqrt{1-DT_simulated^2*c0^2/L2^2})$	–	–

6. Нажмите **Evaluate**.

Практическая работа №5

ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА В СОВРЕМЕННОЙ МЕДИЦИНЕ

5.1. Теоретические сведения

В современной практической медицине существует три основных направления использования ультразвука различных частот:

- диагностическое;
- терапевтическое;
- хирургическое.

Терапевтический ультразвук может быть условно разделен на ультразвук низких и высоких интенсивностей. Основная задача применения ультразвука низких интенсивностей ($0.125\text{--}3.0 \text{ Вт/см}^2 \text{ SATA}$) – неповреждающий нагрев или какие-либо нетепловые эффекты, а также стимуляция и ускорение нормальных физиологических реакций при лечении повреждений. При более высоких интенсивностях ($> 5 \text{ Вт/см}^2$) основная цель применения ультразвука – вызвать управляемое избирательное разрушение в тканях. Первое направление включает в себя большинство применений ультразвука в физиотерапии и некоторые виды терапии рака, второе – ультразвуковую хирургию.

5.1.1. Физиологические основы, механизмы лечебного воздействия и области применения ультразвука в современной практической медицине

5.1.1.1. Нагрев

Управляемый нагрев глубоко расположенных тканей может дать положительный терапевтический эффект в ряде случаев. В основном работы, связанные с тепловыми эффектами при терапевтическом применении ультразвука, не содержат ни достоверных измерений температурных распределений, ни надежной дозиметрии, поэтому обсуждение рассматриваемых здесь эффектов носит качественный характер. Высокий коэффициент поглощения ультразвука в тканях с большими молекулами обуславливает заметное нагревание коллагенсодержащих тканей, на которые чаще всего и воздействуют ультразвуком при физиотерапевтических процедурах.

Изменения свойств тканей при управляемом нагреве ультразвуком:

1. *Увеличение растяжимости коллагенсодержащих тканей.* Основной фактор, который часто препятствует восстановлению мягкой ткани после её повреждения, – это контрактура, возникающая в результате повреждения и ограничивающая нормальное движение. Слабое прогревание ткани может повысить её эластичность. Ранние исследования показали, что при дополнительном прогревании во время растягивающих упражнений улучшается гибкость коллагенсодержащих структур и ультразвуковой нагрев приводит к увеличению растя-

жимости сухожилий. Рубцовая ткань также может стать более эластичной под воздействием ультразвука [32].

2. *Повышение подвижности суставов.* Амплитуда движений суставов в случае контрактуры может быть увеличена путем их нагрева [5]. Для нагрева сустава, окружённого значительным слоем мягких тканей, ультразвуковой способ наиболее предпочтителен, поскольку ультразвук лучше других форм диатермической энергии проникает в мышечную ткань [40, 61].

3. *Болеутоляющее действие.* Многие пациенты отмечают ослабление болей при тепловом воздействии на пораженные области. Обезболивающий эффект может быть как кратковременным, так и продолжительным. При некоторых заболеваниях применение ультразвука для уменьшения болей дает наилучшие результаты. Например, было обнаружено, что ультразвук ослабляет фантомные боли после ампутации конечностей, а также боли, вызванные образованием рубцов и невром [79]. Механизмы болеутоляющего действия пока неясны; возможно это связано с совместным воздействием и нетепловых эффектов.

4. *Изменения кровотока.* При локальном нагреве ткани часто отмечаются сосудистые реакции, проявляющиеся даже на некотором расстоянии от места воздействия. Исследования физиологов показали, что кровоток в мышечной ткани увеличивается в два-три раза при ультразвуковом прогревании до температуры 40–45 °С. Считалось, что изменение кровотока связано с местным расширением сосудов [36]. Отмечается также, что при нагреве ультразвуком или электромагнитным излучением наблюдаются сходные эффекты. Однако позднее исследования показали, что при импульсном облучении (когда тепловые эффекты невелики) также изменяется кровоток [4]. Эти изменения сохраняются около получаса после окончания процедуры.

Местное расширение сосудов увеличивает поступление кислорода в ткань и, следовательно, улучшает условия, в которых находятся клетки. Возможно, именно этим объясняется терапевтический эффект, но также нередко наблюдаемое усиление воспалительной реакции. Исследование микрососудистой динамики в кремастерной мышце крысы показало, что при достаточно большой интенсивности (в данном случае $> 5 \text{ Вт/см}^2$) в некоторых сосудах может наблюдаться уменьшение просвета и объемного кровотока. Возможно, это связано не с тепловыми эффектами, а с кавитацией или другими механическими явлениями.

5. *Уменьшение мышечного спазма.* Прогревание может уменьшить мышечный спазм. По-видимому, это обусловлено седативным (успокаивающим) действием повышения температуры на периферические нервные окончания [24]. В ряде случаев ультразвук может быть более эффективной формой диатермии, чем коротковолновые излучения, парафиновые аппликации и инфракрасное излучение [68].

5.1.1.2. Нетепловые эффекты

Нетепловые механизмы, с помощью которых ультразвук может воздействовать на ткани, известны, но мало изучены. Если принимать во внимание только физиологические эффекты, то эти механизмы можно разделить на два класса: периодические и непериодические.

Периодические эффекты возникают из самой колебательной природы звукового поля и могут рассматриваться в качестве своего рода микромассажа [84], способствующего, например, рассасыванию спаек, образующихся в мягких тканях при их повреждениях. Главным *непериодическим эффектом*, приводящим к лечебному действию ультразвука, являются акустические течения. Они могут быть вызваны устойчивыми осциллирующими полостями или радиационными силами как внутри, так и вне клеток. Акустические течения могут влиять на среду около мембран, изменяя градиенты.

5.1.1.3. Физиотерапия

Ультразвук широко используется в физиотерапевтической практике. Первоначально он считался одним из способов теплового воздействия, конкурирующим с грелками, микроволновым и радиочастотным излучением. Основной областью использования ультразвуковой терапии было лечение повреждений мягких тканей, хотя ультразвук применялся и для лечения суставов и костей. Выяснение механизмов воздействия ультразвука стимулировало попытки физиотерапевтов изменить режимы воздействия так, чтобы лучше использовать предполагаемые достоинства нетепловых механизмов. До сих пор неизвестно, какие интенсивности ультразвука наиболее эффективны в терапии. Например, какая из интенсивностей – SATP или SATA – играет более важную роль? Следуя интуиции, зная, что тепловые эффекты зависят от общей энергии, т. е. от интенсивности SATA, предполагаем, что в то же время для нетепловых эффектов более важна пиковая интенсивность, т. е. SATP.

5.1.1.4. Хирургия

Существуют две основные области применения ультразвука в хирургии. В одной из них используется способность сильно фокусированного пучка ультразвука вызывать локальные разрушения в тканях, а в другой – механические колебания ультразвуковой частоты накладываются на хирургические инструменты, такие как лезвия, пилы, металлические наконечники и др.

Хирургия с помощью фокусированного ультразвука. Хирургическая техника, которая в перспективе могла бы заменить традиционный скальпель, должна обеспечивать воспроизводимость и управляемость разрушения тканей, воздействовать только на четко ограниченную область, быть быстродействующей и вызывать минимальные потери крови. Мощный фокусированный ультразвук обладает большинством из этих качеств. Фокальная область обычно имеет

типичные размеры: 1–2 мм в ширину и 3⁴ мм в длину. Возможность использования фокусированного ультразвука для создания зон поражения в глубине органа без разрушения вышележащих тканей изучена в основном в операциях на мозге. Именно в этой области первоначально возникла необходимость в создании таких разрушений для исследований в экспериментальной нейроанатомии. Воздействие осуществлялось и на другие органы: печень, спинной мозг, почки и глаза. Фокусирование ультразвука может быть достигнуто многими способами. Но самый простой из них – это использование преобразователя, излучающая поверхность которого по форме представляет собой сферическую вогнутую оболочку, изготовленную из пьезоэлектрического материала. Фокус такого излучателя лежит на его главной оси и располагается вблизи центра кривизны оболочки. Распределение акустического поля такого излучателя может быть рассчитано [54, 70]. Хотя таким способом можно получить нагреваемую область с чётко очерченными границами, регулировать глубину зоны поражения в этом случае оказывается непросто. Используя плоский излучатель совместно с различными акустическими линзами, можно добиться изменения глубины области поражения. Так как акустические линзы обычно делаются из материала, имеющего скорость звука больше, чем в воде, то для создания сходящегося пучка необходимо изготавливать линзы вогнутыми. Главное ограничение при использовании набора из таких линз накладывает поглощение ультразвука в материале самих линз. Оптимальная передача энергии осуществляется при условии, когда линзы и излучатель разделены четвертьволновым согласующим слоем. Фокальная область, используемая в ультразвуковой хирургии, по форме представляет собой эллипсоид вращения, вытянутый в направлении центральной оси звукового поля. Распределение давления вблизи фокуса имеет рапространенный вид, а ширина фокального пятна равна

$$W_a = \frac{1.22t_0\lambda}{a}, \quad (5.1)$$

где t_0 – фокусное расстояние;
 a – радиус излучателя;
 λ – длина волны в ткани.

Теория дифракции доказывает, что для непоглощающей среды только 84 % энергии излучателя проходит через фокальную область [48]. Однако в ткани всегда имеется реальное поглощение, и эта доля становится еще меньше. Точная форма любого разрушения зависит от облучаемой ткани. В однородной ткани очаг разрушения будет иметь приблизительно форму эллипсоида. Однако в том случае, когда облучаемый участок состоит из тканей двух типов, один из которых менее чувствителен к ультразвуковому разрушению, то предсказать форму пораженной зоны непросто. Такое случается, например, при облучении мозга, где селективно может быть разрушено белое вещество, так как серое вещество и сосудистая система менее чувствительны к действию ультразвука [28]. Обилие сосудов в ткани также влияет на размеры очага разрушения. От-

ношение длины эллипсоида к его ширине зависит от угла, под которым происходит облучение. Из формулы (5.1) видно, что при увеличении частоты ультразвука ширина фокального пятна уменьшается при заданной величине поглощенной энергии. Величина экспозиции разрушаемого объема ткани оказывается приблизительно пропорциональной количеству энергии, поглощенному в ткани. Предпринималось несколько попыток, чтобы сравнить все имеющиеся данные по пороговым интенсивностям, при которых происходит разрушение тканей. Было сделано эмпирическое предположение (по-видимому, без точной оценки степени его достоверности), что на графике зависимости интенсивности ультразвука от времени экспозиции, построенном в дважды логарифмическом масштабе, можно выделить три линейных участка. При интенсивностях звука меньше $2 \cdot 10^3$ Вт/см² и времени экспозиции меньше $4 \cdot 10^{-2}$ с, по-видимому, работает кавитационный механизм, а в случае, когда время экспозиции превышает 1 с, а интенсивность звука меньше, чем 200 Вт/см², вероятно, работает механизм теплового разрушения. В промежуточной области механизм разрушения остаётся неясным. Порог кавитации, измеренный по появлению субгармоники, согласуется с этой классификацией. Есть мнения, что существует порог интенсивности в области 30–40 Вт/см² для времени экспозиции 10^2 – 10^3 с. Для интенсивности и времени экспозиции, при которых в ткани наступают разрушения, было предложено следующее соотношение:

$$It^{\frac{1}{2}} = c(f, T), \quad (5.2)$$

где c – слабая функция частоты и, возможно, исходной температуры ткани. При попытке найти механизм развития разрушений было обнаружено, что пороговые кривые можно предсказать заранее, если считать, что связь между напряжением и деформацией в ткани нелинейна и существует гистерезис и ультразвук распространяется в тканях в форме плоской волны.

На рис. 5.1 представлена диаграмма интенсивности времени воздействия, показывающая пороги разрушения тканей фокусированным ультразвуком (двойной логарифмический масштаб). Линия соответствует уравнению

$$IT^{\frac{1}{2}} = c(f, T). \quad (5.3)$$

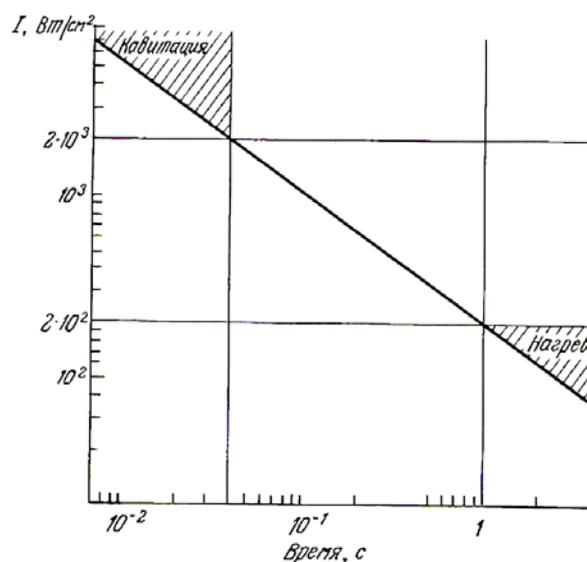


Рис. 5.1. Диаграмма интенсивности

Выделены области с преобладающим влиянием кавитационного и теплового механизмов разрушений. Однако в мозге наиболее чувствительными оказываются синапсы, и они разрушаются еще раньше. Воздействие фокусированным ультразвуком применялось в экспериментальной нейрохирургии для изучения функций мозга и для перерезки мозолистого тела мозга при изучении поведенческих реакций. Фокусированный ультразвук был использован также для воздействия на глаза и почки.

5.1.1.5. Отолорингология. Болезнь Меньера

Ультразвук может применяться и при лечении болезни Меньера. Основное клиническое проявление болезни состоит в нарушениях во внутреннем ухе, что приводит к приступам головокружения. Цель лечения направлена на уменьшение головокружений при сохранении достаточного уровня слуха. Тонкий ультразвуковой пучок большой интенсивности направляется на латеральный полукружный канал уха для разрушения нейроэпителия кристы и макулы в лабиринте. Для этого метода лечения очень важна точная дозиметрия [2, 92], поскольку вблизи полукружного канала проходит лицевой нерв и разрушение этого нерва ведет к лицевому параличу.

Хотя применение ультразвука для этой цели было впервые предложено в 1948 году, первый полный отчет о его использовании для выключения вестибулярной функции появился только в 1952 году. Именно тогда Крейси применил ультразвук интенсивностью 4 Вт/см^2 в течение 15 мин для лечения болезни. Спустя 11 месяцев больной освободился от шума в ушах и головокружений, но при этом его слух ухудшился. Следующая часто используемая методика описана Арсланом [4]. В сосцевидном отростке височной кости проделывается желобок, в который вводится ультразвуковой излучатель, что позволяет облучить лабиринт. Вызывается нистагм: больной испытывает головокружение, чувствует, что падает, и его глаза поворачиваются в направлении падения. После раз-

рушения нервных окончаний в лабиринте нистагм изменяет направление, что указывает на успех операции. Единственный риск в методике лечения болезни, описанной Арсланом, состоит в возможном поражении лицевого нерва, что ведет к лицевому параличу. Чтобы уменьшить этот риск, Коссоффом с коллегами был развит метод круглого окна [55, 56]. В группе из исследуемых 59 пациентов никто не пострадал от лицевого паралича и 80 % больных избавились от головокружения после одного или двух сеансов облучения.

5.1.1.6. Инструментальная ультразвуковая хирургия

Ультразвуковые хирургические инструменты состоят обычно из полуволнового магнитострикционного или пьезокерамического преобразователя, связанного с волноводом, имеющим рабочий наконечник, форма которого соответствует выполняемым операциям. Амплитуда колебаний наконечника может составлять 15–350 мкм, а рабочая частота выбирается из диапазона до 30 кГц. Поскольку трение между двумя поверхностями уменьшается, если одна из поверхностей колеблется, то применение ультразвуковых инструментов для разреза требует меньших усилий по сравнению с традиционными скальпелями [33]. Высокая температура, достигаемая на конце ультразвукового скальпеля, может прижигать сосуд до 2 мм в диаметре [11]. Это уменьшает кровотечение в операционной зоне и, таким образом, облегчает проведение операции.

Преимущество ультразвуковой техники по сравнению с криохирургической состоит в том, что кончик скальпеля не прилипает к ткани и поверхности разреза не испытывают дополнительных травм. Преимущество ультразвукового скальпеля по сравнению с лазерной хирургией заключается в том, что хирург чувствует сопротивление ткани при ее разрезе, и поэтому разрушение ткани лучше контролируется [45].

Ультразвуковые инструменты нашли множество применений в клинике, среди которых можно выделить две большие области.

К первой области относится *аспирация (удаление) ткани*. Возможно, здесь наиболее распространенным случаем использования ультразвука является удаление катаракты из хрусталика глаза (факоэмульсификация). Кончик инструмента делается в форме полой трубочки, которая вставляется в небольшое отверстие в глазу. Кончик вибрирует, разрушая хрусталик, и небольшие его фрагменты высасываются через трубочку [53]. Аналогичная методика может быть использована и для уменьшения объема твердой опухоли, например, ректальной [45].

Ко второй области применения ультразвуковых инструментов относится *разрезание тканей*. Как уже упоминалось выше, достоинством этого метода является малая потеря крови у пациента. Метод успешно применяется при операциях на хорошо васкуляризированных органах, таких как печень и селезенка. Он используется также при трахеотомии, тонзиллэктомии, при операциях на легких, бронхах, грудной клетке и глазах [11, 33, 45]. Для резания кости может применяться ультразвуковая пила. При сравнительном исследовании было за-

мечено, что поверхность разреза, произведенного ультразвуковой пилой, была шероховатее, чем сделанная обычной пилой, однако она не содержала видимых микротрещин [3]. Ультразвуковая пила работает легче и плавнее, и с её помощью легче осуществлять точную остеотомию. Сначала заживление кости после ультразвуковых разрезов происходит медленнее, чем при обычном разрезе, однако спустя шесть недель заживление происходит одинаково в обоих случаях.

Область медицинской акустики, основанная на применении ультразвуковых хирургических инструментов, является одной из наименее изученных. Из опубликованных сообщений, содержащих мало количественной информации, следует, что такие инструменты действительно могут получить широкое практическое использование. Необходимы тщательные научные и инженерные разработки, чтобы выявить весь потенциал, заложенный в этой области.

5.1.1.7. Стоматология

Впервые в 1955 году Циннер предложил использовать ультразвук для лечения периодонтита [97], а также позднее – для удаления камней. Инструмент, используемый для лечения зубов, состоит из стержневого ультразвукового преобразователя и имеет на конце наконечник, удобный для работы [21, 85]. В наконечнике возбуждаются продольные колебания на частоте в диапазоне 25–42 кГц и с амплитудой в области 6–100 мкм. Ультразвуковая очистка позволяет счистить и удалить налипшие скопления с поверхностей зубов и их корней. Наконечником можно чистить, соскабливать, стирать и шлифовать зубы, избавляя их от камней, бляшек – остатков пищи, пятен и размягченного цемента. Ультразвук необходим при лечении язвенного воспаления десен (гингивита), краевого гингивита и перикоронита. Ультразвуковые инструменты могут использоваться для кюретажа (выскабливания патологического зубодесневого кармана). В этом случае наконечник может прикладываться к мягкой ткани для того, чтобы произвести слабый ожог. Анализ ряда сообщений об эффективности применения ультразвука при очистке зубов показывает, что в этом случае от врача требуется меньше усилий, уменьшается дискомфорт самого пациента, а время очистки сокращается по сравнению с ручной процедурой; конечный результат один и тот же [20].

5.1.1.8. Ультразвук в онкологии

Первое упоминание о возможности применения ультразвука для воздействия на раковую опухоль содержалось в заметке, опубликованной в журнале «Nature» в 1933 году, в которой утверждалось, что специфическое воздействие на карциному Эрлиха отсутствовало [86]. Использование при терапии рака тепла как самого по себе, так и в сочетании с рентгеновским облучением или химиотерапией, снова возбудило интерес к лечению опухолей ультразвуком [23]. Исследования проводились в трёх направлениях: в применении ультразвука самого по себе, а также возможности его использования совместно с ионизирующим облучением

или с противоопухолевыми лекарственными веществами. Ультразвук достаточной интенсивности может нагреть любую локализованную область ткани до используемых в гипертермии температур (больше 42 °C). С технической точки зрения преимущество ультразвука перед электромагнитным нагревом состоит в том, что выделение энергии в среде может быть лучше локализовано, при необходимости используя фокусировку. Способы достижения требуемых распределений температур основаны на использовании системы линз, вогнутых преобразователей, системы зеркал, скрещивающихся звуковых пучков и сфазированных антенных решёток. Нужное распределение температур зависит от размера и формы опухоли, подвергаемой лечению, и её местоположения в теле. В целом задача состоит в том, чтобы равномерно нагреть весь объём опухоли до некоторой постоянной температуры при условии, чтобы температура нормальной ткани поддерживалась на физиологически приемлемом уровне. На практике опухоль нагревают до некоторой приемлемой минимальной температуры; при этом часть окружающей нормальной ткани тоже нагревается, поскольку очень важно, чтобы температура на периферии опухоли также достигала гипертермического уровня. Широкий набор необходимых распределений температур означает, что методика нагрева должна быть чрезвычайно гибкой. Температуры должны измеряться точно, что делают инвазивно с помощью термодерных датчиков. Кроме чисто температурного действия ультразвук может обладать и некоторым цитотоксическим эффектом.

Если ультразвук используется как средство гипертермии в комбинации с химиотерапевтическими веществами, то при выборе подходящих лекарственных препаратов должно быть принято во внимание несколько факторов. Препараты должны быть более цитотоксичными при гипертермических температурах, чем при 37 °C, и должны активироваться в пределах опухоли. Только в этом случае избирательный нагрев опухоли может дать терапевтический эффект.

По-видимому, всякий раз, когда проявляется нетепловой механизм взаимодействия, он оказывается вторичным по отношению к тепловому эффекту. Если это так, то наружные клеточные мембраны являются наиболее вероятной мишенью разрушающего действия ультразвука. Это может быть особенно важно при совместном использовании нагрева и других противоопухолевых агентов. Механизмы такого комбинированного действия требуют дополнительных исследований, и, как только они дадут результаты, появится возможность заранее определять условия ультразвукового воздействия, которые позволят достичь максимальной противоопухолевой эффективности ультразвука.

5.2. Практическая часть

5.2.1. Создание модели ультразвука, рассеивающегося от цилиндра, на примере модели базы данных в среде COMSOL Multiphysics, версии 4-5.3 (2132 Ultrasound Scattering Offa Cylinder)

Эта модель иллюстрирует моделирование ультразвуковой акустики со сверхслабой вариационной формулировкой (UWVF) в простой настройке. Ос-

новным преимуществом UWVF для моделирования высокочастотных акустических явлений является его экономичность в отношении вычислительной сложности по сравнению с анализом конечных элементов низкого порядка. Это преимущество проистекает из свойства элементов UWVF, содержащих информацию о решении скалярного волнового уравнения Гельмгольца в свободном пространстве.

5.2.1.1. Определение модели

Модельный домен, изображенный на рис. 5.2, состоит из круга радиусом 5 см, окруженного концентрическим ангулусом с внешним радиусом 10 см. В области окружности, представляющей препятствие, скорость звука составляет 3000 м/с и плотность $\rho_o = 2000 \text{ кг/м}^3$. Вне кругового препятствия скорость звука составляет $c_s = 1500 \text{ м/с}$ и плотность $\rho_o = 1000 \text{ кг/м}^3$. Исходя из локализации на расстоянии 1 см от внешней границы кольцевого пространства, источник звука испускает цилиндрические ультразвуковые волны с частотой $f_0 = 250 \text{ кГц}$, соответствующие длинам волн в двух областях $\lambda_o \equiv c_o/f_0 = 1.2 \text{ см}$ и $\lambda_s \equiv c_s/f_0 = 0.6 \text{ см}$ соответственно. На внешней границе кольцевого пространства вы вводите граничное условие излучения, которое поглощает исходящие цилиндрические волны. Это граничное условие также позволяет моделировать входящие волны.

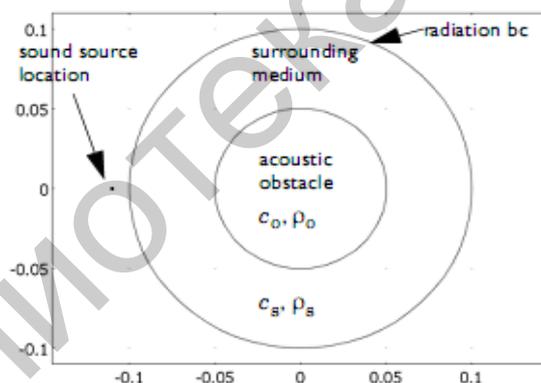


Рис. 5.2. Моделирование домена

5.2.1.2. Результаты и обсуждение

На рис. 5.3 показано поле акустического давления p , использована таблица цветов *WaveLight*. Длина волны внутри препятствия вдвое больше, чем в окружающей среде. Граничное условие излучения на внешней границе моделирующей области определяет источник и поглощает исходящие волны.

Разница в длине волны между двумя подобластями хорошо видна, как и интерференционная картина между падающей и рассеянной волнами. Также обратите внимание на то, что невозможно распознать искусственное искажение волн, выходящих из области моделирования.

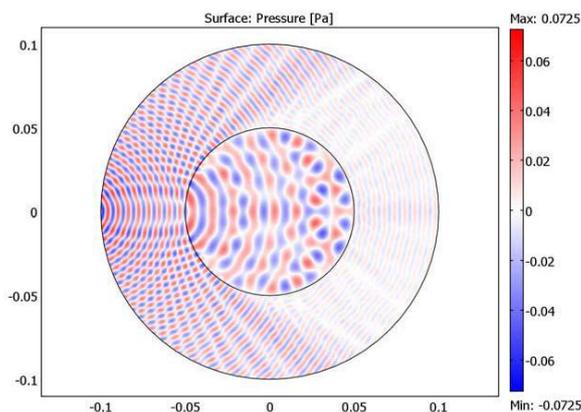


Рис. 5.3. Поле акустического давления

Входящие и рассеянные волны наиболее легко различимы в грациях серого на рис. 5.4 реальных и воображаемых частей поля давления. Поскольку COMSOL Multiphysics по умолчанию отображает действительную часть временной гармонической переменной, такой как $p(\mathbf{x}t) = p(\mathbf{x})e^{i\omega t}$, графики на рис. 5.3 и 5.4, а изображают такое же количество.

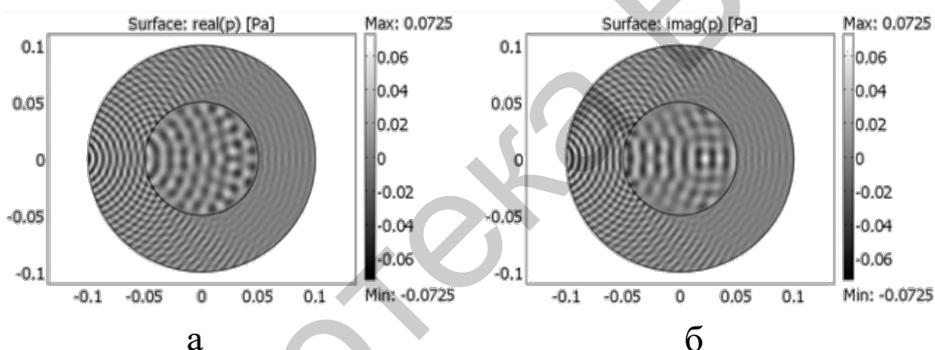


Рис. 5.4. Части поля звукового давления:
а – реальные; б – воображаемые

5.2.1.3. Навигатор модели

1. В **Model Navigator** выберите **2D** из списка **Space dimension**.
2. Из списка режимов приложения выберите **Acoustics Module > Pressure Acoustics > Time-harmonic analysis with UWVF**.
3. Нажмите **ОК**, закройте **Model Navigator**.

5.2.1.4. Моделирование геометрических параметров

1. Сдвиньте кнопку **Ellipse/Circle (Centered)** на панели **Draw**.
2. Укажите **Radius 0.1**, затем нажмите **ОК**.
3. Нажмите кнопку **Zoom Extents** на главной панели инструментов.
4. Повторите шаги 1–2, чтобы добавить второй, концентрический круг радиусом **0.05**.

5. Нажмите на объект в области рисования и нажмите **Ctrl+A**, чтобы выбрать оба круга.

6. Нажмите кнопку **Create Composite Object** на панели инструментов **Draw**. В появившемся диалоговом окне нажмите **ОК**, чтобы принять настройки по умолчанию.

Готовая геометрия модели в области рисования должна выглядеть так, как показано на рис. 5.5.

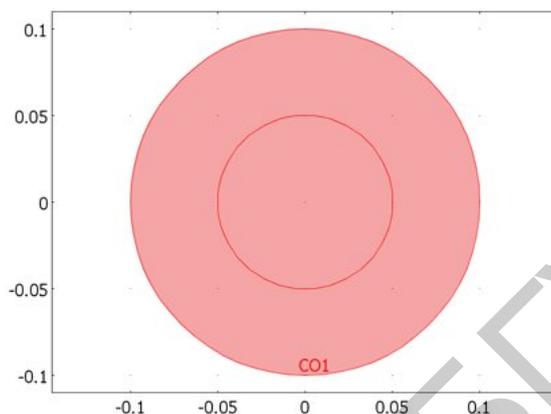


Рис. 5.5. Готовая геометрия модели

5.2.1.5. Опции

Константы

1. Из меню **Options** выберите **Constants**.
2. Введите имена, выражения и описания из табл. 5.1.

Таблица 5.1

Имена, выражения и описания раздела **Constants**

Name	Expression	Description
c_o	3000 [m/s]	Speed of sound in obstacle
c_s	1500 [m/s]	Speed of sound in surrounding medium
rho_o	2000 [kg/m ³]	Density in obstacle
rho_s	1000 [kg/m ³]	Density in surrounding medium
f0	250 [kHz]	Sound frequency
lda_o	c_o / f0	Wavelength in obstacle
lda_s	c_s / f0	Wavelength in surrounding medium
k_s	2*pi [rad] / lda_s	Wave number in surrounding medium

Обратите внимание на значения длин волн: $\lambda_o = 12$ мм и $\lambda_s = 6$ мм, которые важны для определения соответствующего размера элемента сетки.

Скалярные выражения

1. В меню **Options** выберите Expressions, а затем **Scalar Expressions**.
2. Определите следующие константы в соответствии с табл. 5.2, затем, когда это будет сделано, нажмите **OK**.

Таблица 5.2

Выражения для Constant

Name	Expression	Description
R	$\text{sqrt}((x+0.11[\text{m}])^2+y^2)$	Distance from source
p_in	$(i/4)*(\text{besselj}(0,k_s*R)-i*\text{bessely}(0,k_s*R))$	Incoming wave

Выражение точки-источника p_in, представляющее входящую волну, пропорционально к функции **Hankel** нулевого порядка второго рода:

$$p_{in} = -H^2(k_s R) = -(J_0(k_s R) - iY_0(k_s R)). \quad (5.4)$$

Формула расстояния от исходного местоположения (x_0, y_0) выглядит следующим образом:

$$R \equiv \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}. \quad (5.5)$$

5.2.1.6. Настройки физических параметров

Настройки субдомена

1. Из меню **Physics** выберите **Subdomain Settings**.
2. Введите настройки в соответствии табл. 5.3. Затем нажмите **OK**.

Таблица 5.3

Настройки раздела SubdomainSettings

SETTINGS	SUBDOMAIN 1	SUBDOMAIN 2
ρ_0	rho_s	rho_o
cs	c_s	c_o

Граничные условия

1. Из меню **Physics** выберите **Boundary Settings**.
2. Выберите **Границы 1, 2, 5 и 8** (все сегменты внешней границы).
3. Из списка **Boundary condition** выберите **Radiation condition**.
4. Для исходящей волны выберите **Cylindrical wave** из списка **Wave type**.
5. Нажмите кнопку $\mathbf{p}_0 = \mathbf{p}_i$, чтобы использовать переменную режима приложения **p_in_acpr** для входящей волны (рис. 5.6).

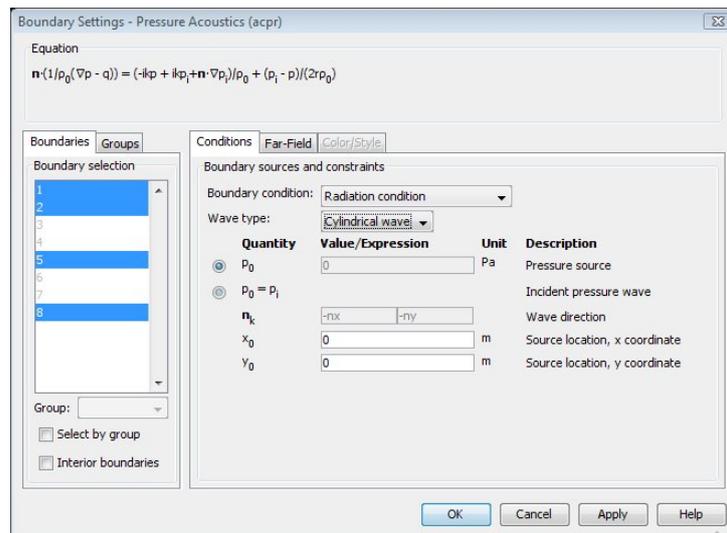


Рис. 5.6. Настройки раздела **Boundary Settings**

6. Нажмите **ОК**.

Скалярные переменные

1. Из меню **Physics** выберите **Scalar Variables**.
2. Установите частоту возбуждения, изменив выражение для **freq_acpr** на **f₀**.
3. Укажите входящую волну, изменив выражение для **p_i_acpr** на **p_in**.
4. Нажмите **ОК**.

5.2.1.7. Генерирование Mesh

Чтобы обеспечить приемлемую точность ультраслабой вариационной формулировки модуля акустики, требуется относительно однородная сетка, определяемая параметром максимального размера элемента, h_{\max} , а не деталями резкой геометрии. Как правило, при использовании настройки UWVF по умолчанию, указав h_{\max} , равный или немного превышающий 2λ , дает хороший баланс между конвергенцией и точностью.

Поскольку длина волны отличается от двух поддоменов в этой модели, укажите h_{\max} на уровне поддомена в диалоговом окне **Free Mesh Parameters**:

1. Из меню **Mesh** выберите **Free Mesh Parameters**.
2. Перейдите во вкладку **Subdomain**.
3. Укажите максимальный размер элементов в двух поддоменах таким образом, чтобы он соответствовал табл. 5.4.

Таблица 5.4

Максимальный размер элементов в двух поддоменах

Setting	Subdomain 1	Subdomain 2
Maximum elementsize	0.012	0.024

3. Нажмите кнопку **Remesh**.
4. Нажмите **ОК**.

5.2.1.8. Вычисление решения

Нажмите кнопку **Solve** на главной панели инструментов.

5.2.1.9. После обработки и визуализации

График по умолчанию, показанный на рис. 5.7, отображает поле акустического давления, p -Or, точнее, действительную часть комплексной величины $pe^{i\arg(p)}$. Грубый внешний вид является следствием высокоуровневого вариационного состава композиции. Кроме того, таблица цветового отображения волн **Rainbow** не идеально подходит для визуализации волнового шаблона.

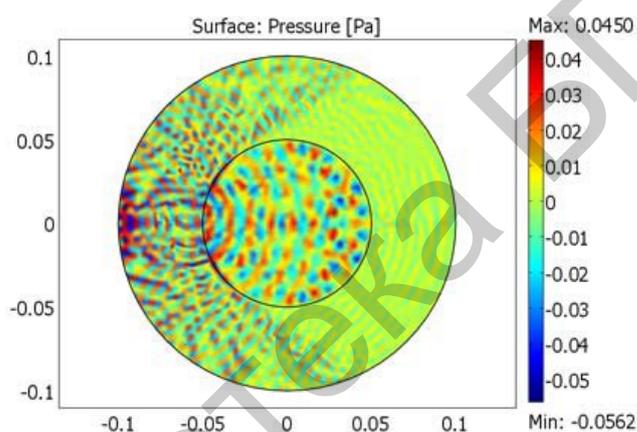


Рис. 5.7. График по умолчанию поля акустического давления

Чтобы изменить настройки для уточнения элементов и цветового отображения волн, выполните следующие действия:

1. Нажмите кнопку **Plot Parameters** на главной панели инструментов.
2. На странице **General** снимите флажок **Auto** для **Element refinement** и введите **20** в поле соответствующего элемента (порядок элементов **Ultraweak Helmholtz** по умолчанию).
3. На странице **Surface** найдите область **Surface color**. В списке **Color table** выберите **WaveLight**.
4. Нажмите **Apply**.

Таблица цветов волн идеально подходит для визуализации волн из-за её чёткого различия между низкими и высокими концами шкалы. Для оптимального эффекта диапазон должен быть симметричным вокруг нуля, который затем становится белым. Чтобы обеспечить эти функции для текущего графика, нужно отрегулировать диапазон.

5. Нажмите кнопку **Range**. Снимите флажок **Auto**, затем установите **Min** на **-0.0725** и **Max** на **0.0725** (эти пределы достаточны для всех фаз поля давления). Нажмите **ОК**.

6. Нажмите **Apply**, чтобы создать график по рис. 5.6.

Продолжайте генерировать графики по рис. 5.7 со следующими шагами:

7. В поле редактирования **Expression** на странице **Surface Data** введите **real(p)**.

Так как **COMSOL Multiphysics** по умолчанию представляет действительную часть сложного количества, эта настройка влияет только на заголовок сюжета.

8. Измените **Color table** на **Gray Scale** (или **Gray Print**, если вы хотите распечатать график на бумаге).

9. Нажмите **Apply**, чтобы создать график в левой панели на рис. 5.8.

10. Измените запись в поле редактирования **Expression** на **imag(p)**.

11. Нажмите **Apply**, чтобы создать график на правой панели.

12. Измените **Expression** на **p** и **Color table** на **WaveLight**, затем нажмите кнопку **ОК**, чтобы закрыть диалоговое окно «**Параметры графика**» с графиком, который виден при открытии модели в области рисования.

Библиотека БГУИР

Практическая работа №6

СТРУКТУРА СОВРЕМЕННЫХ ЛЕЧЕБНЫХ АППАРАТОВ МАГНИТНОГО И УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

6.1. Теоретические сведения

6.1.1. Аппараты магнитотерапии

Конструктивно основная часть аппаратов магнитного воздействия выполнена в виде корпусного электронного блока и лечебной части специфических электромагнитных индукторов, подключаемых к электронному блоку посредством гибкого шнура с разъёмом. Электронный блок приборов, как правило, включает источник питания, генератор специальных сигналов для индукторов и микропроцессорный контроллер. Контроллер обеспечивает временной режим работы, сигнализирует о работе индукторов и электронного блока. Обычно на передней панели электронного блока расположены органы управления и табло индикации. Устанавливаются время воздействия, мощность магнитного поля, частота магнитного поля. Цифровой индикатор отображает цифровую информацию, соответствующую рабочему режиму аппарата. На задней панели, как правило, установлены приборная вилка с предохранителем 1А/250 для подключения сетевого шнура питания и разъём для подключения индуктора.

В настоящее время имеется множество устройств для магнитотерапии, и количество новых моделей, появляющихся на рынке медицинского оборудования, постоянно растёт. Однако, как правило, предлагаются абсолютно сомнительные параметры магнитотерапевтического воздействия, доказательные клинические испытания которых проведены в недостаточном объёме. Поэтому рассмотрим только модели приборов, которые прошли клинические исследования в терапии заболеваний различного генеза, а также создают магнитное поле (МП), обладающее реальными биотропными параметрами: *интенсивностью, градиентом, вектором, частотой, формой импульса, экспозицией и локализацией*.

Универсальный магнитотерапевтический аппарат «Аумат» (рис. 6.1). В его комплектацию входит размещённый в отдельном корпусе генератор электрического сигнала с присоединяемыми к нему через разъём и кабель специализированными излучателями переменного МП типа ИМГА в пластмассовых корпусах. Величина МП на поверхности излучателя – не более 40 мТл, частота переменного МП – в диапазоне 0.1–200 Гц.



Рис. 6.1. Универсальный магнитотерапевтический аппарат «Аумат»

Клинические испытания данного аппарата были проведены в основном у реабилитационных пациентов. Изобретателями прибора не указана форма создаваемых сигналов ПЭМП.

Аппарат импульсной магнитотерапии «НЕЙРО-МС» (рис. 6.2), (производитель – торговая марка НЕЙРО-СОФТ, Россия). Данный аппарат в основном используется в физиотерапии. Однако некоторые результаты исследований по его применению в лечении острого периода рассеянного склероза, возможно, позволят расширить область применения его в остром периоде различных тяжелых неврологических патологий. Это осуществимо при существенной технической доработке прибора ввиду его видимых недостатков (см. ниже) согласно современным данным и клиническому опыту нейромагнитобиологии и при непосредственном участии нейрофизиологов, неврологов, нейрохирургов. Аппарат «НЕЙРО-МС» предназначен для воздействия на моторные зоны коры головного мозга и периферической нервной системы методом неинвазивной безболезненной генерации импульсных токов в тканях нервной системы с диагностической и лечебной целями и используется в физиотерапии как аппарат импульсной магнитотерапии. В диагностической неврологии он применяется как прибор, вызывающий стимуляцию нервной системы, которая далее оценивается и исследуется с помощью нейромиографов.



Рис. 6.2. Аппарат импульсной магнитотерапии «НЕЙРО-МС»

Аппарат имеет следующие технические особенности. «НЕЙРО-МС» представляет собой систему конденсаторов высокого напряжения (от 400 В до 3.5 кВ) и большой силы тока (4–20 кА и более), которые разряжаются через стимуляционную катушку из медного провода (иначе, «индуктор», или «койл»). Индукторы различаются по форме и размерам. Так, в кольцевых индукторах область максимальной магнитной индукции находится у внутреннего края (рёбра внутренней окружности), у плоских индукторов – в центре рабочей поверхности. У индукторов в виде «восьмёрки» (или «бабочки») максимум плотности поля приходится на центр койла (область, где соприкасаются оба «крыла»), что позволяет получать хорошо сфокусированное, но относительно слабое ИМП. Небольшие по размеру индукторы создают высокую напряжённость магнитного поля у поверхности кожи, и поэтому, как и «индукторы-бабочки», хороши для воздействия на поверхностные структуры. Большие круглые катушки создают сильные, глубоко проникающие поля, но их воздействие слабо фокусировано. В данном аппарате магнитотерапии используются кратковременные магнитные импульсы, свободно проникающие сквозь одежду, кости черепа и мягкие ткани, воздействующие на глубокие периферические нервы, головной и спинной мозг, недоступные для других способов стимуляции.

Технические характеристики таковы:

- диапазон регулирования амплитуды импульсов магнитной индукции – 0.3–2 Тл;
- длительность импульсов – 200 мкс;
- частота следования импульсов при максимальной магнитной индукции – 5 Гц;
- диапазон задания частоты следования импульсов – 0.1–30 Гц;
- диапазон задания времени работы в режиме периодической стимуляции – 0.5–10 мин;
- напряжение питания – 220 В \pm 10 %, 50 Гц или 60 Гц;
- потребляемая мощность – не более 1000 ВА;
- габаритные размеры не более 400×320×180 мм, масса не более 15 кг;
- класс защиты – I, тип *BF*.

Основными недостатками аппарата, ограничивающими его применение в клинике различных заболеваний, особенно при поражении ЦНС, являются следующие моменты:

- индукторы, передаваемые напряженность магнитных полей выше (70 ± 20) мТл вследствие высоких параметров мощности преобразованного тока, создают высокую температуру в самом индукторе и на его поверхности, что приводит к формированию неконтролируемого патологического эндогенного тепла как в проекции воздействия, так и в глубже лежащих тканях, вызывая сложные и малоизученные нейрохимические реакции в различных системах;

- слабое фокусирование воздействия сильных, глубоко проникающих полей, оказывает неконтролируемое воздействие МП на важнейшие центры головного мозга вследствие высоких параметров несущей частоты.

Авторы аппарата не смоделировали и не указали формы сигналов электромагнитного поля с применяемыми параметрами, хотя еще в 70-е годы было доказано, что различные эффекты воздействия на ткани импульсных магнитных полей обусловлены совпадением или различием формы генерируемых сигналов с электрической активностью ткани.

Аппараты фирмы VEMER являются одними из наиболее применяющихся в лечении различных заболеваний. Одна из последних разработок система – **VEMER 3000** (рис. 6.3). Система состоит из прибора управления и двух систем катушек (катушечный матрас и интенсивный аппликатор), которые выборочно подключаются к прибору управления. VEMER действует как биоэлектромагнитный регулятор функций организма, предположительно адаптирующий их к воздействиям внешней среды.



Рис. 6.3. Аппарат VEMER 3000

Основной принцип работы VEMER 3000 заключается в том, что он генерирует электромагнитный импульс низкой интенсивности. Источник импульса прибора – аппликатор с одной или несколькими индукционными катушками. Разработаны варианты аппликаторов: в виде циновки, подушки, портативного интенсивного аппликатора, стационарного панельного аппликатора, кресла.

Одной из поставленных задач перед разработчиками было уменьшение времени, в течение которого достигается положительный эффект. Эта проблема была решена применением специфических форм импульсов, напряженности магнитных полей, близких к естественному магнитному полю Земли. Магнитная интенсивность системы VEMER 3000 находится примерно в рамках плотности магнитного потока Земли (около 50 мкТл), т. е. сравнима с природным магнитным полем. При этом магнитная интенсивность системы лежит ниже установленной Всемирной организацией здоровья величины (100 мкТл). Однако в методах лечения VEMER-терапии воздействие осуществляется переменным магнитным полем сверхнизкой интенсивности, хотя магнитное поле Земли имеет практически постоянный характер и согласно известным оценкам магнитное поле Земли представляет поправку третьего порядка, что говорит об определённой спорной ситуации по поводу объяснения зависимости позитивных лабораторно-клинических эффектов магнитотерапии данными диапазонами от близости к естественному природному магнитному полю Земли.

Аппарат магнитотерапии «Униспок» (рис. 6.4) (производитель – ОДО «Магномед», Беларусь – Германия), несомненно, наиболее эффективный

и перспективный для применения в различных областях клинической медицины, включая и интенсивную терапию, а также для дальнейших научных исследований в терапии повреждений ЦНС различного генеза. «Униспок» (Регистрационное удостоверение МЗ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ №ИМ-7.5370/0510 от 31.01.2005) выполнен в виде корпусного электронного блока и лечебной части специфических электромагнитных индукторов «ИАМВ-4» и «ИАМВ-7», подключаемых к электронному блоку посредством гибкого шнура с разъёмом и предназначенными для воздействия низкочастотными полями.



Рис. 6.4. Аппарат магнитотерапии «Униспок»

Аппарат состоит из генератора импульсов, который непосредственно питает индуктор импульсами тока с изменяющейся несущей частотой 2.5–28 Гц и интраимпульсной частотой 60~200 Гц, что близко к биологическим ритмам организма.

Аппарат генерирует переменное электромагнитное поле с частотой 10 импульсов в секунду. Величина МП, воздействующая на орган, изменяется в пределах 5–150 мТл, плотность тока в ткани достигает 10 мкА/см³, а напряжённость электрического поля составляет около 1 мВ/см, что оказывает подпороговое воздействие на нервные окончания органов (см. каталог продукции компании «Магномед», с. 3).

«ИАМВ-4» (рис. 6.5) («ГемоСПОК» – капельница, магнитотерапевтический индуктор аппарата «УниСПОК») – специально разработанный аппарат в рамках внедрения новой технологии немедикаментозной гемокоррекции – гемагнитотерапии.



Рис. 6.5. Индуктор «ИАМВ-4»

Магнитное поле с сигналами специальной формы, создаваемое индуктором «ИАМВ-4», воздействует на кровь в экстракорпоральном контуре, вызывая изменение реологических свойств крови. Магнитное поле воздействует на кровь, протекающую по экстракорпоральной магистрали. Воздействие осуществляется при прохождении гепаринизированной крови по экстракорпоральному контуру, расположенному между полюсами электромагнита. Кровь может обрабатываться «проточным» способом при венозной принудительной циркуляции с помощью электронасоса или при функционировании артериовенозного шунта, а также «маятниковым» способом при заборе и возврате в одну вену. Процедура может осуществляться как изолированно, так и в комплексе с другими методами экстракорпоральной детоксикации (гемосорбцией, плазмоферезом, гемодиализом).

Индуктор «ИАМВ-7» (рис. 6.6), иначе «шайба», предназначен для неинвазивного разнонаправленного воздействия НПЭМП благодаря размещению индуктора над областью крупных сосудов.



Рис. 6.6. Индуктор «ИАМВ-7»

Характеристики воздействия индуктором «ИАМВ-7»: на поверхности – 60 мТл; на глубине 4 см – 1.5 мТл, 3 см – 2.5 мТл, 2 см – 6.7–8 мТл, 1 см – 15 мТл; несущая частота – 100 Гц; частота модуляции 10–20 Гц. Данный производитель разработал кроме серийной, экспериментальные прибор и индуктор, обладающие новыми техническими характеристиками, новыми режимами МП в диапазоне до 350–400 мТл и сигналами различной формы – синусоидальными, прямоугольными и сложными или предположительно обозначенными, как смешанные).

6.1.2. Аппараты ультразвуковой терапии

Серийно выпускается большое разнообразие ультразвуковых медицинских приборов. Как правило, они имеют малый вес и достаточно портативны. Многие из приборов используют ультразвук средней по пространству интенсивности до 3 Вт/см² и работают в частотном диапазоне 0.75–5 МГц. Используются либо непрерывный, либо импульсный режимы. Импульсные режимы выбираются главным образом в том случае, когда хотят использовать нетепло-

вые эффекты. Более точно режимы подбираются эмпирически. Выбор несущей частоты определяется глубиной расположения объекта воздействия: более высокие частоты используются для воздействия на поверхностные области. Серийные генераторы обычно имеют две или три фиксированные рабочие частоты, часто с взаимозаменяемыми преобразователями, и дают возможность плавно или дискретно менять интенсивность. Большинство приборов обладают возможностью работать в одно- или двух импульсных режимах. Наиболее часто используемые режимы – «сигнал : пауза» : 2 мс : 2 мс или 2 мс : 8 мс. Импульсные режимы обычно характеризуются либо отношением длительности сигнала к длительности паузы, либо коэффициентом заполнения – отношением длительности сигнала к периоду следования импульсов, выраженным в процентах. В любом случае для полного описания импульсного режима необходимо приводить длительность импульса. Все приборы обычно снабжены таймером, чтобы задавать длительность процедуры.

Терапевтические излучатели обычно сделаны в виде дисков из высокодобротной пьезокерамики цирконат-титаната свинца, например PZT 4. Они помещаются в водонепроницаемую оболочку из алюминия или нержавеющей стали, прикрепленную к концу легкой ручки. Обратная сторона диска граничит с воздухом. Типичный способ закрепления кристалла показан на рис. 6.7.

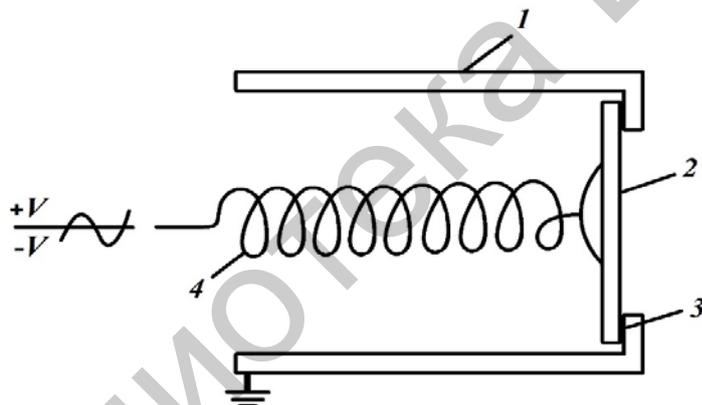


Рис. 6.7. Схема крепления кристалла в терапевтическом излучателе, обеспечивающая воздушную нагрузку тыльной стороны кристалла:

- 1 – заземлённый металлический корпус; 2 – пьезоэлектрический кристалл с серебряными электродами с обеих сторон; 3 – припой;
- 4 – пружина, прижимающая контакт к обратной стороне

Пространственная картина поля типичного серийного терапевтического преобразователя показана на рис. 6.8.

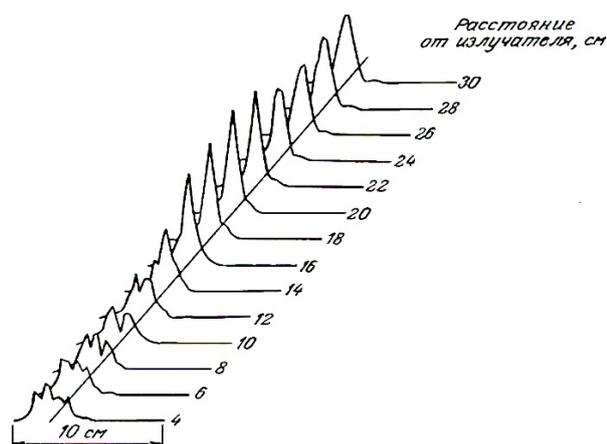


Рис. 6.8. Распределение акустического поля, создаваемого стандартным терапевтическим излучателем на частоте 1.1 МГц

Существует несколько способов введения ультразвуковой энергии в обрабатываемую область. Наиболее распространённый способ – контактный, когда преобразователь прикладывается непосредственно к коже. В этом случае передача акустической энергии осуществляется через тонкий слой контактного вещества, акустический импеданс которого близок к импедансу кожи. При терапии частей тела неудобных анатомических конфигураций, как коленный или локтевой сустав, облучение можно проводить при погружении тела в ванну с водой.

Также могут использоваться акустически прозрачные мешки с водой. Мешок может принимать форму облучаемой части тела, а акустический контакт с кожей осуществляется через слой контактного вещества. Обычно в качестве контактных веществ используются легко стерилизуемые жидкости с подходящим акустическим импедансом, такие как минеральное или парафиновое масла. Используются также гелевые вещества. Их удобно использовать, поскольку в обычном состоянии они достаточно вязки, но под действием ультразвука разжижаются. Имеются опубликованные данные сравнительного изучения различных контактных жидкостей. Количество энергии, передаваемое через различные жидкости, практически одно и то же, если слой достаточно тонок, и зависит скорее от давления преобразователя на контактное вещество, чем от его состава. Во время процедуры преобразователь может удерживаться в одном положении (режим стационарного излучателя) или непрерывно перемещаться над обрабатываемой областью (режим движущегося излучателя). При любой возможности необходимо избегать режима стационарного излучателя, поскольку возможно образование стоячих волн и «горячих точек», которые могут привести к локальным повреждениям. Опубликованные обследования ультразвуковых терапевтических генераторов, используемых в клиниках, показывают, что их заводская калибровка крайне неточна, а многие эксперты приводят данные о том, что у 37 % проверенных ими приборов, эксплуатируемых в разных клиниках Евросоюза и Канады, уровень выходной мощности в 3–3,5 раза отличался от показаний встроенного индикатора, причем при работе в непрерывном режиме 72 % приборов излучали меньшую акустическую мощность по

сравнению с показаниями индикатора. Проверялись также таймеры, и, хотя большинство из них имело точность в пределах 5 %, 40 % из них имели более высокую погрешность, достигавшую в некоторых случаях 20 %. Согласно обзорам и наблюдениям авторов, можно найти приборы, которые совсем не излучают акустической энергии, хотя индикатор даёт показания.

6.2. Практическая часть

6.2.1. Методы тестирования аппаратов электромагнитного и ультразвукового воздействия

1. Опишите способы измерения параметров излучения аппаратов магнитотерапии.
2. Измерьте индукцию магнитного поля на поверхности индуктора «НЕЙРО-МС» посредством тесламетрии.
3. Запишите форму импульсов магнитного поля данного прибора методом цифровой осциллографии.
4. Опишите простые и аппаратные способы измерения параметров излучения ультразвукового прибора.
5. Определите у ультразвукового прибора среднюю по пространству интенсивность ультразвука терапевтических уровней измеренной с помощью простых балансных радиометров.
6. Разработайте алгоритм определения распределения амплитуды ультразвука в пучке с помощью миниатюрных датчиков давления или температуры.
7. Проанализируйте структуру и конструкцию рассмотренных выше приборов и выделите технические недостатки.

Список использованных источников

1. Ампер, А. М. Электродинамика / А. М. Ампер. – М. : АН СССР, 1954. – 492 с.
2. Баландин, М. Ю. Векторный метод конечных элементов: учеб. пособие / М. Ю. Баландин, Э. П. Шурина. – Новосибирск : НГТУ, 2001. – 69 с.
3. Радж, Б. Применения ультразвука / Б. Радж, В. Раджендран, П. Паланичами. – М. : Техносфера, 2006. – 579 с.
4. Применения ультразвука : учеб. пособие. В 2 ч. Ч. 1: Микроскопическая теория / В. В. Батыгин, И. Н. Топтыгин. – М. : НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2005. – 736 с.
5. Белинский, А. В. Сжатое состояние / А. В. Белинский, А. С. Чиркин. – Физическая энциклопедия [Электронный ресурс]. – Дата доступа : 03.05.2018. – Режим доступа : femto.com.ua/articles/part_2/3613.html.
6. Берестецкий, В. Б. Теоретическая физика : учеб. пособие. В 10 ч. Ч. 4 : Квантовая электродинамика / В. Б. Берестецкий, Е. М. Лифшиц, Л. П. Питаевский. – М. : Физматлит, 4-е изд., 2002. – 720 с.
7. Общий курс физики : учеб. пособие. В 2 ч. Ч. 2 : Электричество / С. Г. Калашников. – 6-е изд. М. : Физматлит. – 2003. – 624 с.
8. Крауткремер, Й. Ультразвуковой контроль материалов : справ. изд. / Й. Крауткремер. – М. : Металлургия, 1991. – 752 с.
9. Теоретическая физика : учеб. пособие. В 10 ч. Ч. 8 : Электродинамика сплошных сред / Л. Д. Ландау, Е. М. Лифшиц. – М. : Физматлит, 2005. – 656 с.
10. Теоретическая физика : учеб. пособие. В 10 ч. Ч. 2 : Теория поля / Л. Д. Ландау, Е. М. Лифшиц. – М. : Физматлит, 2003. – 536 с.
11. Теоретическая физика : учеб. пособие. В 10 ч. Ч. 2 : Теория поля / Л. Д. Ландау, Е. М. Лифшиц. – 7-е изд. М. : Наука, 1988. – 512 с.
12. Максвелл, Дж. К. О фарадеевых силовых линиях. Избранные сочинения по теории электромагнитного поля / Дж. К. Максвелл. – М. : ГИТТЛ, 1952. – с. 11–88.
13. Максвелл, Дж. К. Избранные сочинения по теории электромагнитного поля / Дж. К. Максвелл. – М. : ГИТТЛ, 1952. – с. 632 – 687.
14. Никольский, В. В. Электродинамика и распространение радиоволн / В. В. Никольский, Т. И. Никольская. – М. : Наука, 1989. – с. 128–130.
15. Окунь, Л. Б. Физика элементарных частиц / Л. Б. Окунь. – 2-е изд., перераб. и доп. М. : Наука, 1988. – 272 с.
16. Парселл, Э. Берклеевский курс физики : учеб. пособие. В 6 ч. Ч. 2 : Электричество и магнетизм / Л. Э. Парселл. – М. : Наука, 1971. – 439 с.
17. Физические величины : справочник / Е. З. Мейлихова [и др.] : под ред. И. С. Григорьева. М. : Энергоатомиздат, 1991. – 1232 с.
18. Шапиро, И. С. К истории открытия уравнений Максвелла / И. С. Шапиро // УФН. – 1972. – Т. 108, №2. – с. 319–333.
19. Angell James, J. Clinical aspects of the surgical treatment of Meniere's diseases with ultrasound / J. Angell James // Ultrasonics. – 1997. – 5. – p. 102–104.

20. Aro, H. Ultrasonic device for bone cutting / H. Aro, H. Kallioniemi, A. J. Aho, P. Kellokumpu-Lehtinen // *Acta Orthop. Scand.* – 1981. – 52. – p. 5–10.
21. Arslan, M. Treatment of Meniere's syndrome by direct application of ultrasound waves to the vestibular system / M. Arslan // *Proc. 5th Int. Cong. Otorhinolaryngol.* Amsterdam, 1953. – p. 429–436.
22. Backlund, L. Objective measurement of joint stiffness in rheumatoid arthritis / L. Backlund, P. Tisellus // *Acta Rheum. Scand.* – 1967. – 13. – p. 275.
23. Bialynicky-Birula, I. Photon wave function / I. Bialynicky-Birula // *Progress in Optics.* – 1996. – T. 36. – p. 245–294.
24. Bailey, K. I. Early ultrasonic effects upon mammalian CNS structures (chemical synapses) / M. J. Borrelli, K. I. Bailey, F. Dunn // *J. acoust. Soc. Am.* – 1981. – 69. – p. 1514–1516.
25. Chew, W. Fast and Efficient Algorithms in Computational Electromagnetics / W. C. Chew, J. Jin, E. Michielssen, J. Song // Artech House. – 2001. – p. 949.
26. Derderian, G. P. Ultrasonic surgical dissection in the dog spleen / G. P. Derderian, R. Walshaw, J. McGehee // *Am. J. Surgery.* – 1982. – 143. – p. 269–273.
27. Ewen, S. J. A photomicrographic study of root scaling / S. J. Ewen // *Periodontics.* – 1966. – 4. – p. 273–277.
28. Ewen, S. J. Ultrasonic instrumentation for dentistry. Chapter 2 in Ultrasonic therapy in periodontics / S. J. Ewen, C. Glickstein, Pub. C. C. Thomas. – Springfield, Illinois, U. S. A. – 1968. – 35. – p. 85–273.
29. Fountain, F. P. Decrease in muscle spasm produced by ultrasound, hot packs and infrared radiation / F. P. Fountain, J. W. Gersten // *Sengir Arch. Phys. Med.* – 1960. – 41. – p. 293–298.
30. Brennan, J. F. Ultrasonic lesions in the mammalian central nervous system / W. J. Fry, J. W. Barnard, F. J. Fry, R. F. Krumins, J. F. Brennan // *Science.* – 1955. – 122. – p. 517–518.
31. General Electric Sensing. Ultrasonic transducers technical notes. – Panametrics, ltd. Date of access: 03.05.2018. <https://mbi-ctac.sites.medinfo.ufl.edu/files/2017/02/ultrasound-basics.pdf>.
32. Goliamina, I. P. Ultrasonic Surgery in: Acoustics / Goliamina, I. P. // *Proc. 8th Int. Congress on Acoustics, London.* – 1974. ed. R. W. B. Stephens. – p. 63–69.
33. ter Haar, G. R. Heating techniques in hyperthermia / J. W. Hand, G. R. ter Haar // *Brit. J. Radiol.* – 1981. – 54. – p. 443–466.
34. Heisenberg, W. Folgerungen aus der Diracschen Theorie des Positrons / W. Heisenberg, H. Euler // *Z. Phys.* – 1936. – T. 98, p. 714.
35. Hodgson, W. J. B. The Ultrasonic Scalpel. Bull / W. J. B. Hodgson // *N. Y. Acad Med.* – 1979. – 55. – p. 908–915.
36. Cotter, W. C. Production of lesions in the central nervous system with focused ultrasound : a study of dosage factors / W. C. Cotter, T. F. Hueter, H. T. Ballantine // *J. acoust. Soc. Am.* – 1956. – 28. – p.192–201.
37. Jin, J. The Finite Element Method in Electromagnetics / J. Jin. – 2nd. – Wiley-IEEE Press, 2002. – 780 p.

38. Kelman, C. D. Phacoemulsification and aspiration: a new technique of cataract removal // *Am. J. Ophthalm.* – 1967. – 64. – p. 23–35.
39. Kossoff, G. Analysis of focusing action of spherically curved transducers / G. Kossoff // *Ultrasound in Med. Biol.* – 1979. – 5. – p. 359–365.
40. Kossoff, G. The round window ultrasonic technique for the treatment of Meniere's disease / G. Kossoff, J. R. Wadsworth, P. F. Dudley // *Arch. Otol.*, 1967. – 86. – 534 p.
41. Kossoff, G. Treatment of vertigo using the ultrasonic generator / G. Kossoff, A. E. Khan // *Arch. Otol.*, 1966. – 84. – p. 181–188.
42. Lehmann, J. E. Comparative study of the efficiency of short wave, microwave and ultrasonic diathermy in heating the hip joint / J. E. Lehmann, J. A. McMillan, G. D. Brunner, J. B. Blumberg // *Arch Phys. Med. Rehab.* – 1959. – 40. – p. 510–512.
43. Maxwell, J. C. A Treatise on Electricity And Magnetism / J. C. Maxwell // Posner Memorial Collection. – Carnegie Mellon University. – Vol. 1. – 1873. – p. 10–18.
44. Maxwell, J. C. On Faraday's Lines of Force / J. C. Maxwell // *Transactions of the Cambridge Philosophical Society.* – 1856. – T. 10, №1. – p. 155–229.
45. Maxwell, J. C. A dynamical theory of the electromagnetic field / J. C. Maxwell // *Philosophical Transactions of the Royal Society of London.* – 1865. – T. 155, №1. – p. 459–512.
46. Maxwell, J. C. On Physical Lines of Force / J. C. Maxwell // *Philosophical Magazine : Ser. 4.* – 1861, 1862. – T. 11, №13. – p. 161–175, 281–291, 338–347, 12–23, 85–95.
47. Chatterjee, D. S. Comparison of ultrasound and thermotherapy for soft tissue injuries / S. Middlemast, D. S. Chatterjee // *Physiotherapy.* – 1978. – 64. – p. 331–332.
48. Monk, P. Finite Element Methods for Maxwell's Equations / P. Monk // Clarendon Press, Oxford, 2003. – p. 1–17.
49. Müller-Kirsten, H. J. W. Electrodynamics : An Introduction Including Quantum Effects / H. J. W. Müller-Kirsten // Singapore : World Scientific, 2004. – p. 398, 399–522.
50. O'Neil, H. T. Theory of focusing radiators / H. T. O'Neil // *J. acoust. Soc. Am.* – 1949. – 21. – p. 516–526.
51. Kuitert, J. H. Use of ultrasonic vibration in the treatment of pain arising from phantom limbs, scars and neuromas: A preliminary report / J. H. Kuitert, D. Rubin // *Arch Phys. Med. Rehab.*, 1955. – 35. – p. 445–452.
52. Schwinger, J. On gauge invariance and vacuum polarization / J. Schwinger // *Phys. Rev. Lett.* – 1951. – T. 82. – 664 p.
53. Patrick, M. K. Ultrasonic therapy – a textbook for physiotherapists / M. K. Patrick, W. Summer. – Elsevier, London, 1964. – p. 64.
54. Suppipat, N. Ultrasonics in periodontics / N. Suppipat, *J. Clin // Periodont* 1, 1974. – p. 206–213.
55. Taflove, A. Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method / A. Taflove, S. C. Hagness // Third Edition Hardcover. Boston : Artech House, 2005. – 1010 p.

56. ter Haar, G. R. The induction of hyperthermia by ultrasound: its value and associated problems. I. Single, static, plane transducer. / G. R. ter Haar, J. W. Hopewell // *Phys. Med. Biol.* – 1983. – 28. – p. 889–896.

57. Bullen, M. A. The dosimetry of small ultrasonic beams / M. A. Bullen, P. N. T. Wells, D. M. Follett, H. F. Freundlich, J. Angell James // *LA, Ultrasonics.* – 1963. – 1. – p. 106–110.

58. Zhou, X. L. On independence, completeness of Maxwell's equations and uniqueness theorems in electromagnetics / X. L. Zhou // *Progress In Electromagnetics Research, PIER.* – 2006. – 64. – p. 117–134.

59. Zinner, D. D. Recent ultrasonic dental studies, including periodontia, without the use of an abrasive / D. D. Zinner // *J. Dental Research* 34, 1955. – p. 748–749.

Библиотека БГУИР

СОДЕРЖАНИЕ

Практическая работа №1. Основные законы теории полей, составляющие биофизические механизмы магнитотерапии.....	3
Практическая работа №2. Понятие о квантовой теории поля, сверхсильных и сверхслабых полях.....	20
Практическая работа №3. Механизмы лечебного воздействия и области применения электромагнитных полей в современной практической медицине	39
Практическая работа №4. Физические свойства ультразвука. Основы теории распространения ультразвуковых волн	76
Практическая работа №5. Области применения ультразвука в современной медицине	116
Практическая работа №6. Структура современных лечебных аппаратов магнитного и ультразвукового воздействия	132
Список использованных источников	141

Учебное издание

Чураков Андрей Владимирович

**ПРИНЦИПЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ
И ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПРИБОРОВ
МАГНИТО- И УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ**

УЧЕБНО-МЕТОДИЧЕСКОЕ ПОСОБИЕ

Редактор *Е. В. Иванюшина*

Корректор *Е. Н. Батурчик*

Компьютерная правка, оригинал-макет *М. В. Касабуцкий*

Подписано в печать 00.04.2019. Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура «Таймс».
Отпечатано на ризографе. Усл. печ. л. __. Уч.-изд. л. 9,0. Тираж 50. Заказ 354.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники».
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий №1/238 от 24.03.2014,
№2/113 от 07.04.2014, №3/615 от 07.04.2014.
Ул. П. Бровки, 6, 220013, г. Минск