

УДК 616-71

ИССЛЕДОВАНИЕ БАЗОВОЙ МОДЕЛИ ИНДУКТИВНО СВЯЗАННЫХ КОНТУРОВ БЕСКОНТАКТНОГО ЗАРЯДНОГО УСТРОЙСТВА ИМПЛАНТИРУЕМЫХ СИСТЕМ

О. В. Горский¹,

аспирант

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения

Рассматривается один из способов энергообеспечения имплантируемых систем при помощи бесконтактной передачи энергии, накапливаемой в аккумуляторе. На основании реализованного макета системы индуктивной зарядки производится уточнение модели взаимодействия передающего и приемного контуров. Адекватность модели проверяется по результатам стендового эксперимента в средах воздуха и водно-солевого раствора. Приводится классификация данных, задействованных на различных этапах исследования системы.

Ключевые слова — бесконтактная передача энергии, имплантируемая система, моделирование электромагнитного поля.

Введение

Решение задачи энергообеспечения имплантируемых биотелеметрических устройств (имплантов) имеет два основных подхода — использование либо непerezаряжаемых источников питания, либо аккумуляторов, заряжаемых посредством беспроводной передачи энергии (БПЭ). В условиях проведения острых и подострых экспериментов применение первых может быть эффективно, в то время как для проведения хронических опытов потребуется периодическое извлечение импланта для замены энергоносителя [1], в связи с чем использование устройств на базе непerezаряжаемых источников питания становится нецелесообразным как с научной, так и с экономической точек зрения. Система с бесконтактным способом подзарядки лишена этого недостатка.

Основные направления разработки средств БПЭ для имплантов основываются на принципах электромагнитной индукции [2—4], преобразовании энергии микроволнового [5, 6] и ультразвукового [7, 8] излучений. Первый эффективен для передачи энергии на расстояния до нескольких сантиметров ввиду высокой степени рассе-

яния силовых линий поля по мере удаления от источника. Повышение частоты до микроволнового диапазона позволяет увеличить дальность, однако при этом снижается уровень допустимой мощности для биологического объекта (1 мВт/см² [9]). Достоинством ультразвукового способа является нечувствительность к окружающим магнитоактивным материалам, а также существенно меньший уровень вызываемых помех. Однако доступные к рассмотрению примеры реализации являются менее энергоэффективными по сравнению с устройствами на базе индукционной БПЭ при схожих массогабаритных и дистанционных характеристиках.

Решаемая нами задача была связана с неоднозначностью расположения импланта в теле и вследствие с этим сложностью точного позиционирования приемно-передающей системы друг относительно друга. При этом передача энергии должна была осуществляться на расстояние в пределах 20—50 мм со средней выходной мощностью 400 мВт. Допустимый объем модуля БПЭ, встраиваемого в имплант, должен был находиться в пределах 1 см³. Для решаемой нами задачи наиболее подходящим являлся индукционный способ БПЭ. Использование этого способа требует выполнения ряда технических условий (табл. 1), призванных обеспечить безопасность биологического объекта. Список параметров и их значений составлен на основании норматив-

¹ Научный руководитель — кандидат технических наук, начальник научно-исследовательского отдела биотехнических проблем Санкт-Петербургского государственного университета аэрокосмического приборостроения В. А. Килимник.

■ **Таблица 1.** Перечень требований к беспроводным зарядным устройствам имплантов, основанным на принципе электромагнитной индукции

Параметр	Значение
Объем импланта [10]	До 5 % от массы объекта
Допустимый нагрев тканей, окружающих имплант [11]	До +2 °С
Допустимые уровни электромагнитного поля, кГц [9]	Диапазон 30÷3000
Максимальные значения: E, В/м H, А/м	
Энергетические экспозиции (ЭЭ): ЭЭ _E , (В/м) ² ·ч ЭЭ _H , (А/м) ² ·ч	20 000 200
Разрешенные частоты работы генератора в диапазонах длинных и средних волн, кГц [12]	44 ± 10 %
	66 + 12, -10 %
	440 ± 2,5 %
	880 ± 1 %
	1760 ± 2,5 %
	2640 ± 1 %

ных документов, действующих на территории РФ, а также результатов специализированных исследований.

В статье приведены результаты серии стендовых и модельных экспериментов с элементами системы бесконтактной зарядки. Нами исследовалось распределение величины зарядного тока

в зависимости от перемещения приемного контура (ПрК) в объеме переменного электромагнитного поля передающего контура (ПдК). Эксперименты проводились как в воздушной среде, так и в имитационной среде биологического объекта — изотоническом растворе. По результатам стендовых экспериментов производилась разработка параметрической модели, состоящей из решения магнитостатической задачи по выявлению характеристик трансформаторной связи при различных зазорах и осевых положениях контуров и задачи анализа переходных процессов в электрической цепи приемного модуля для определения достижимого уровня зарядного тока аккумулятора.

Целью исследования являлся синтез последовательности аналитических и модельных расчетов параметров ПрК, призванной в дальнейшем оптимизировать процесс разработки приемных модулей БПЭ имплантов. Отметим, что на данном этапе учитывались требования лишь по массогабаритным характеристикам ПрК и по работе системы в разрешенном частотном диапазоне. Проведенная работа является продолжением исследований, рассмотренных в статье [13].

Методика исследований

Для облегчения восприятия концепции разрабатываемой модели была сформирована классификация всех имевшихся и планируемых к получению данных (рис. 1). Общая идея заклю-



■ **Рис. 1.** Классификация данных, задействованных в исследовании

чалась в минимизации использования экспериментальных данных для построения приемной цепи и учета всех доступных данных для описания передающей цепи. Таким образом предполагалось получить возможность проектировать любые конфигурации приемных катушек при наиболее достоверно описанной передающей части. Отдельно отметим класс вспомогательных измеренных параметров, использование которых позволяло на этапе моделирования электрической цепи частично нивелировать отсутствие неучтенных параметров системы. Критерием адекватности модели являлась степень совпадения картины распределения зарядного тока с результатом стендового эксперимента.

Стендовый эксперимент проводился с индуктивными контурами, конструктивно реализованными на печатной плате [14] (РСВ-контур). Их характеристики приведены в табл. 2. ПдК подключен к генератору, использующему полумостовую схему включения с управлением мощности посредством широтно-импульсного модулятора. Генерируемый сигнал амплитудой 23,6 В имел частоту 879,5 кГц. Частоты диапазона 871 ÷ 889 кГц разрешены для использования в промышленных, научных, медицинских и бытовых высокочастотных устройствах на территории РФ. Использование других частотных диапазонов возможно при условии экранирования рабочего объема, что потенциально усложняет эксплуатационные характеристики системы.

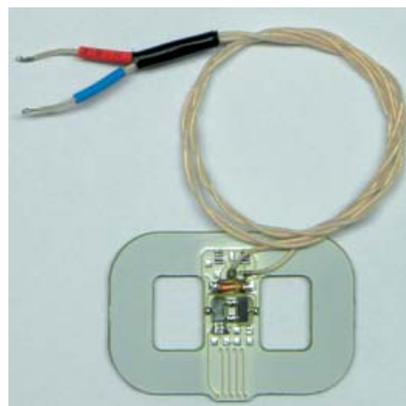
Амплитудное значение тока в режиме холостого хода (без ПрК) было выставлено на уровне 930 мА, что практически позволяло нам достичь требуемого диапазона зарядных токов.

Для определения индуктивности и активной составляющей сопротивления катушек применялся RLC-метр АКИП-6104, имеющий погрешность на использованных диапазонах измерения 0,2 %.

Приемный модуль представлял собой печатную плату с проводящим рисунком индуктивности и посадочными местами для конденсатора колебательного контура, защитного стабилитрона, диодного выпрямителя и фильтрующего конденсатора. Для герметизации модуля применялась полимерная инкапсуляция [15]. Внешний вид заготовки до корпусирования представлен на рис. 2. Выпрямленное напряжение затем подавалось на внешний модуль со схемой управления зарядом, где и производился контроль зарядного тока. В опытах использовался Li-ion аккумулятор емкостью 2000 мА·ч, напряжение на котором поддерживалось на одинаковом уровне 3,8 В между сериями замеров, а влияние изменения напряжения во время серии пренебрегалось ввиду существенной разницы между емкостью батареи и передаваемого ей заряда.

■ Таблица 2. Характеристики используемых в эксперименте контуров

Контур	Д × Ш, мм	N, витки	L, мкГн	R, Ом	Q (при 880 кГц)
Передающий	100 × 100	36	83,3	2,1	217
Приемный	30 × 20	45	60,7	8,1	41,4



■ Рис. 2. Внешний вид приемного модуля

Экспериментальная установка для проведения измерений в различных средах представлена на рис. 3, а—в. Для получения зависимости величины зарядного тока от координаты положения приемной катушки применялся двухосевой манипулятор с ходом 60 мм по каждой из осей и шагом 0,1 мм, к которому крепился герметизированный модуль. Передающая катушка была установлена на основании из пластмассы, при этом в радиусе 150 мм отсутствовали металлические и прочие магнитоактивные материалы. Для имитации биологического объекта использовалась пластмассовая емкость с изотоническим раствором (0,9 % NaCl в дистиллированной воде) размером 170 × 115 × 45 мм. Расстояние от ПдК до жидкости составляло 14 мм.

Приемный контур перемещался от центра ПдК вдоль оси, проходящей через его большую сторону, обозначенную как ось X. Ось Z располагалась перпендикулярно плоскости катушек. Снималось распределение зарядных токов в плоскости X-Z. Начало координат находилось в середине ПдК. Исходя из предположения, что картина распределения симметрична относительно центральной поперечной оси ПдК, фиксировались значения только вдоль положительных значений осей X и Z. По оси X — до 45 мм с шагом 5 мм, по оси Z — до 60 мм с шагом 5 мм. Для эксперимента взаимодействия контуров измерения производились по оси Z в воздушной среде, на-

чащая с 10 мм, в изотоническом растворе — начиная с 20 мм.

Изменение положения ПрК приводило к изменению величины эквивалентного вносимого сопротивления в цепь генератора, что влияло на величину тока в ПдК. Это сопровождалось нагревом (в пределах 10 °С) диэлектрика конденсаторов и проводников печатной платы передающего индуктора, что в свою очередь сказывалось на частотных характеристиках резонансной цепи. Для минимизации этого эффекта замеры производились короткими по времени сериями, чередуясь с паузами для охлаждения. Возврат к исходному состоянию контролировался по амплитуде тока в ПрК в режиме холостого хода.

Затем была выполнена оценка амплитудно-частотной характеристики значений тока в ПдК и ПрК в целях выявления их добротности и реальной резонансной частоты. Степень расстройки контура и влияние прочих паразитных характеристик должны были быть учтены при построении модели. Характеристики были получены при помощи осциллографа Tektronix DPO3054. К лабораторному генератору сигналов ГЗ-112 последовательно с токоизмерительным резистором 0,5 Ом подключался исследуемый контур. Фиксировались напряжения на клеммах генератора и на резисторе, а также фазовый сдвиг между

сигналами и их частота. Предварительно, опытным путем, было уточнено значение эквивалентного внутреннего сопротивления R_s генератора сигналов, которое составило 53 Ом. Добротность оценивалась по формуле $Q = \omega_0 / \Delta\omega$, где ω_0 — частота пика амплитуды тока; $\Delta\omega$ — диапазон частот, содержащий амплитуды выше $I_0 / \sqrt{2}$.

Для построения теоретической амплитудно-частотной характеристики использовалась зависимость, связывающая ЭДС генератора E_0 с амплитудным значением тока в цепи I_0 :

$$I_0(\omega) = \frac{E_0}{\sqrt{Z_{re}^2 + Z_{im}^2}}, \quad (1)$$

где Z_{re} и Z_{im} — соответственно вещественная и мнимая части сопротивления цепи.

Вещественная часть определялась сопротивлениями генератора R_s , измерительного резистора R_{cs} и активного сопротивления катушки R_{Ldc} , связанными выражением

$$Z_{re} = R_s + R_{cs} + R_{Ldc}. \quad (2)$$

Соответственно мнимая часть была определена выражением

$$Z_{im} = \omega L - 1 / \omega C, \quad (3)$$

где L — индуктивность катушки; C — емкость конденсатора; ω — рабочая частота.

Теоретическое значение R_{Ldc} определялось по базовой формуле для вычисления сопротивления

$$R = \frac{\rho l}{hp}, \quad (4)$$

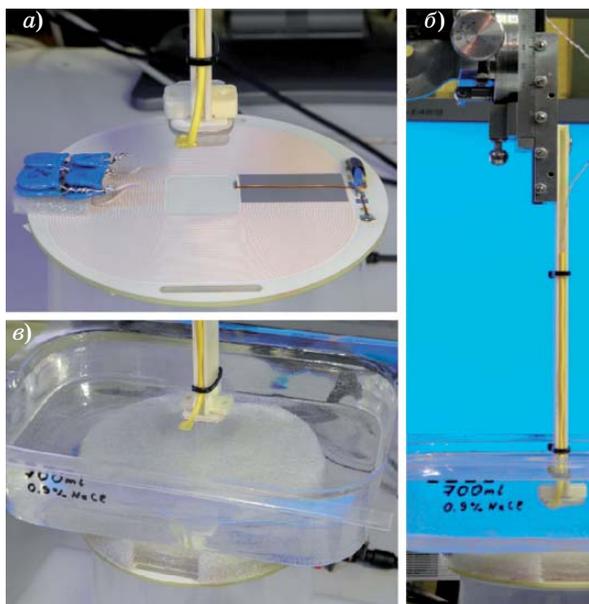
где $\rho = 1/\sigma$ — удельное сопротивление; l — длина проводника; h — высота проводника.

Для вычисления длины l квазилинейного проводника была использована аналитическая формула, описывающая конфигурацию тестируемой спиральной катушки:

$$l = \sum_{i=0}^{N-1} 2\pi(r - ie) + 2N(a - 2r) + (2N - 1)(b - 2r) - Ne, \quad (5)$$

где N — число витков; a, b, r — соответственно длина, ширина и радиус закругления катушки, определяемые по средним линиям внешнего витка.

Практическая неприменимость формулы Томпсона для расчета номинала конденсатора резонансной цепи обуславливалась наличием паразитной емкости катушки. Общепринятой схемой замещения индуктивности с паразитными характеристиками является емкость, подключенная параллельно последовательно соединенным индуктивности и ее активного сопротивления. В работе [4] предлагается оценивать порядок распределенной по виткам РСВ-катушек емкости C_p



■ **Рис. 3.** Внешний вид экспериментальной установки: *a* — передающий и приемный контур, работа в воздушной среде; *б* — крепление герметизированного приемного модуля к микроманипулятору; *в* — установка емкости с изотоническим раствором на контур

с учетом различной диэлектрической проницаемости сред (воздух и стеклотекстолит FR-4):

$$C_p = C_{pc} + C_{ps} \approx (\alpha \varepsilon_{rc} + \beta \varepsilon_{rs}) \varepsilon_0 \frac{h}{g}, \quad (6)$$

где $\alpha=0,9$, $\beta=0,1$ — эмпирические коэффициенты объемного отношения диэлектриков; $\varepsilon_{rc}=1$ и $\varepsilon_{rs}=4,1$ — соответственно диэлектрическая проницаемость воздуха и текстолита [16]; ε_0 — электрическая постоянная; g — зазор между проводниками; h — общая длина зазора, которая может быть вычислена схожим образом по формуле (5).

При введении в схему C_p формулы (2) и (3) преобразуются соответственно в формулы

$$Z_{re} = R_s + R_{cs} + \frac{R_{Ldc}}{1 - \omega^2 C_p (2L + \omega^2 L^2 C_p + R_{Ldc}^2 C_p)}; \quad (7)$$

$$Z_{im} = \frac{\omega L - \omega^3 L^2 C_p - \omega R_{Ldc}^2 C_p}{1 - \omega^2 C_p (2L + \omega^2 L^2 C_p + R_{Ldc}^2 C_p)} - 1 / \omega C. \quad (8)$$

Расчет собственных и взаимной индуктивностей производился при решении магнитоэлектростатической задачи (Magnetostatic) в программе Ansoft Maxwell. Контуры в воздушной среде могут быть рассмотрены, как трансформатор с воздушным зазором. Для создания простейшей модели такого трансформатора нам необходимо было вычислить его взаимную индуктивность в общем виде, определяемую по формуле

$$L_{12} = k \sqrt{L_{11} L_{22}}, \quad (9)$$

где k — коэффициент связи; L_{11} , L_{22} — индуктивности соответственно передающего и приемного контуров.

Размеры и положение геометрических моделей контуров (рис. 4) задавались параметрически, исходя из размеров изготовленных катушек. Это позволяло автоматизировать процесс перебора и оптимизации значений целевых показателей. На этом этапе важна была точность задания объема, занимаемого катушкой, так как от этого напрямую зависит результат расчета индуктивности. Приложение использует метод конечных элементов для решения трехмерных электромагнитных полей. Исследуемый объем разбивается на множество тетраэдров, для которых производится расчет уравнений Максвелла:

$$\begin{cases} \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} \\ \nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \end{cases}, \quad (10)$$

где \mathbf{H} — вектор напряженности магнитного поля; \mathbf{J} — вектор плотности тока; \mathbf{B} — вектор магнитной индукции.

Связь \mathbf{H} с \mathbf{B} вводится через величину относительной магнитной проницаемости μ_r , по формуле

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H}, \quad (11)$$

где $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м — магнитная постоянная.

Потокоцепление каждого контура связано с протекающим через него током матрицей, где диагональные элементы являются собственными значениями индуктивности, а остальные взаимными:

$$\begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_{11} & L_{12} \\ L_{21} & L_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_1 \\ i_2 \end{bmatrix}. \quad (12)$$

Здесь λ_j и i_j — соответственно потокоцепление и ток j -й катушки.

Матрица индуктивностей была рассчитана исходя из выражения для энергии магнитного поля:

$$U = \frac{LI^2}{2} = \frac{1}{2} \int \mathbf{H} \cdot \mathbf{B} d\Omega. \quad (13)$$

Наконец, индуктивности катушек с учетом количества их витков n рассчитываются по формуле $L_{Cioij} = L_j n^2$.

Был произведен расчет омических потерь в объеме передающей катушки для оценки ее активного сопротивления. Использовался закон Ома в дифференциальной форме для изотропных материалов:

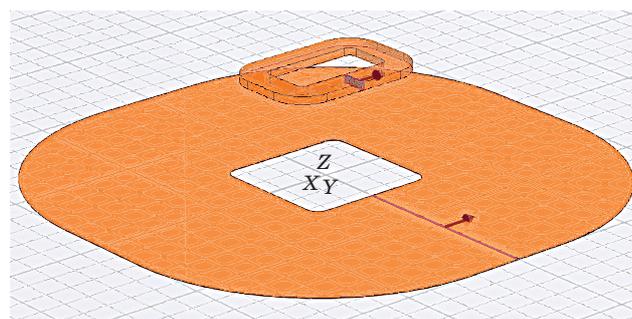
$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}, \quad (14)$$

где \mathbf{E} — вектор напряженности электрического поля; $\sigma = 57,143 \cdot 10^6$ — удельная проводимость меди.

По формуле (14) вычислялась мощность, потребляемая на активном сопротивлении материала:

$$P = \int_V \frac{|\mathbf{J}|^2}{\sigma} dV. \quad (15)$$

В расчетах учитывался коэффициент заполнения витками объема реального контура



■ Рис. 4. Трехмерная модель индуктивных контуров

$k_{wind}=e/p$, где e — шаг витков; p — ширина проводника. Результирующее значение сопротивления вычислялось по формуле

$$R_{Ldc} = k_{wind} \frac{P}{I}. \quad (16)$$

Для получения значений зарядного тока использовалось приложение Ansoft Simplorer. В качестве примера на рис. 5 показана одна из конфигураций исследуемой схемы. Генератор сигнала воспроизводит форму подаваемых на реальный контур импульсов напряжения с учетом их временных и амплитудных характеристик. Блок модели исследуемого трансформатора содержит значения индуктивностей, активных сопротивлений, таблицу значений коэффициентов связи.

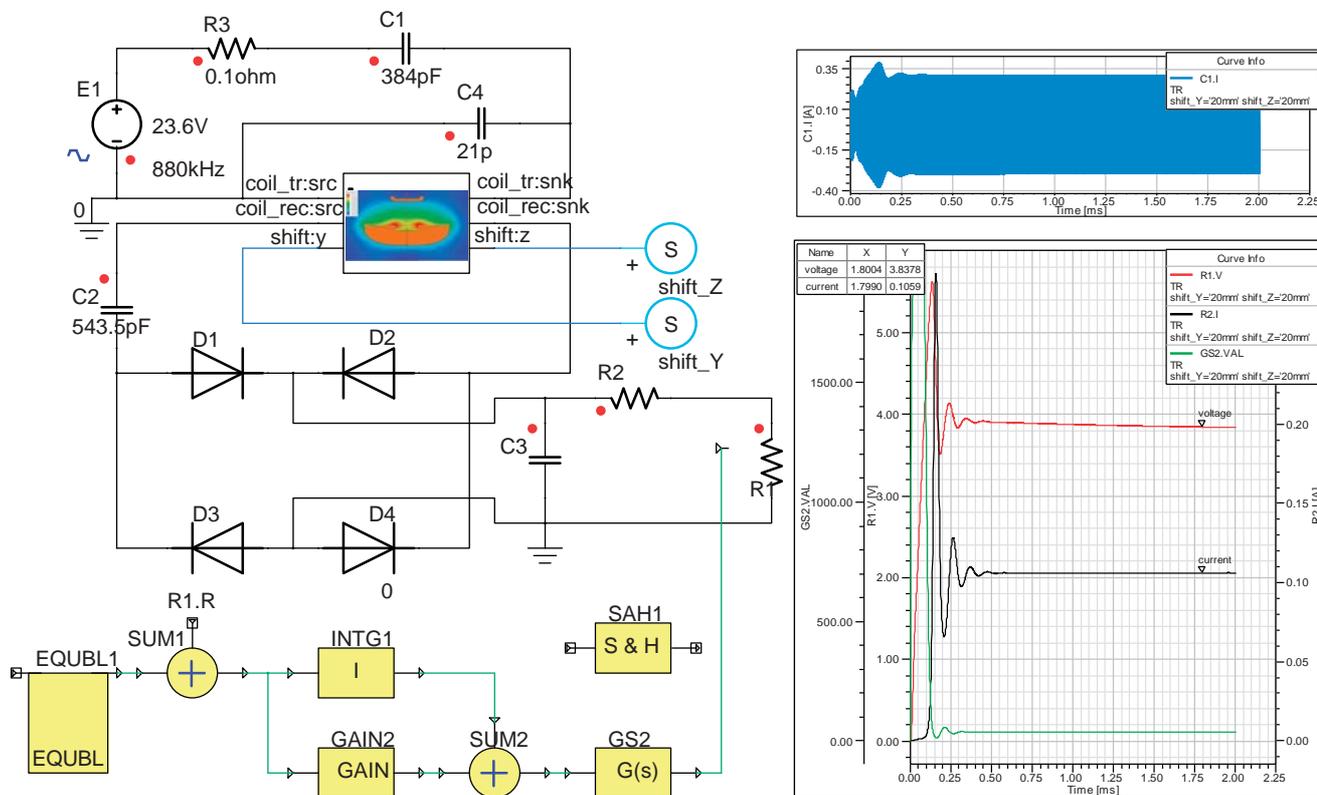
Учитывался фактор расстройки контуров из стендового эксперимента, эквивалентно рассчитанный для номиналов индуктивности, полученных из магнитостатической задачи. В схему была введена эквивалентная паразитная емкость ПдК. Для имитации работы микросхемы управления зарядом и аккумулятора была построена цепь ПИ-регулятора для стабилизации напряжения на резисторе R_1 путем корректировки номинала эквивалентного сопротивления. Координа-

та положения ПдК задавалась параметрически, что позволяло производить расчет распределения величины зарядного тока в автоматическом режиме.

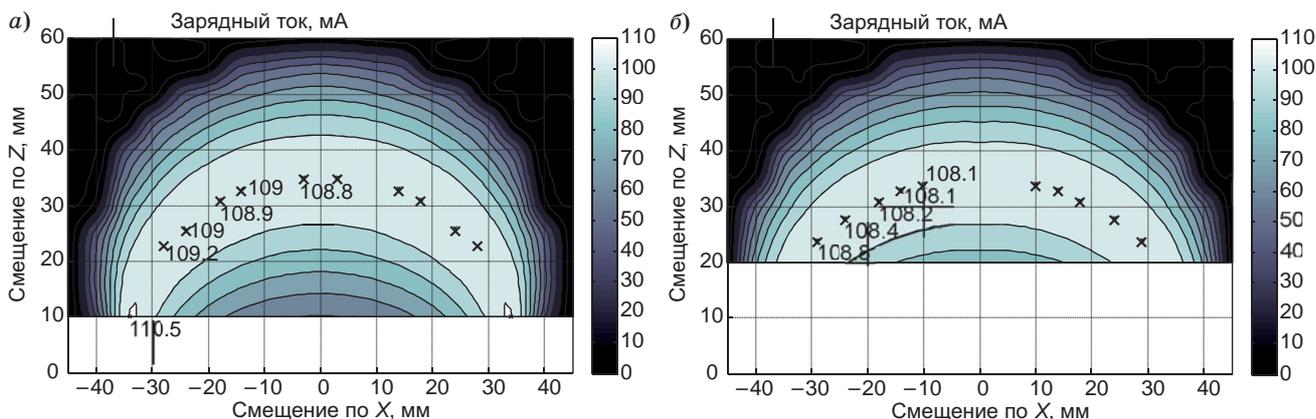
Результаты измерений и вычислений

Результаты стендового эксперимента представлены на рис. 6, а, б. Цветовая шкала отражает величину зарядного тока. Метками \times отмечены точки локальных максимумов, образующих криволинейную ось зоны наибольших значений тока.

Сравнение работы системы в различных средах позволяет отметить небольшое (в пределах 2 мм) боковое смещение зон эквивалентных величин тока в жидкости, а также их ослабление по оси Z в центре. Это, возможно, связано с разницей величин магнитной проницаемости между средами и, следовательно, пропорциональным ей изменением тангенса угла падения и преломления индукционных линий [17]. Свой вклад в снижение выходной мощности вносила разница в удельном сопротивлении веществ, которое у изотонического раствора составляет порядка 500 Ом·м, что приводит к дополнительным потерям мощности из-за возникновения вихревых токов в жидкости.

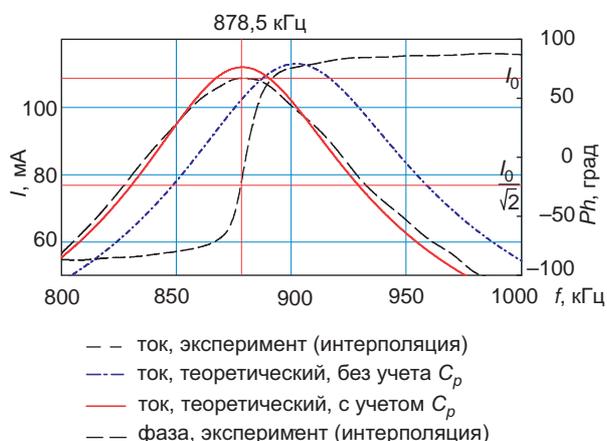


■ Рис. 5. Модель принципиальной схемы системы



■ **Рис. 6.** Распределение значений зарядного тока в воздушной среде (а) и в изотоническом растворе (б) при стендовом эксперименте

Амплитудно-частотные характеристики значений тока в передающем контуре представлены на рис. 7. Резонансная частота ПдК составила 878,5 кГц. Экспериментальное значение добротности составило 8,3. Столь низкое значение было обусловлено наличием в последовательной цепи контура внутреннего сопротивления генератора, что, однако, не мешало нам исследовать его характеристики. Так как настройка контура на резонансную частоту осуществлялась конденсатором, экспериментальным путем был подобран необходимый номинал для работы на выбранной частоте. Он составил 376 пФ против 397 пФ, рассчитанных по формуле Томпсона $C = 1/(\omega_0^2 L)$. Столь существенное различие обусловлено, в основном, наличием паразитной емкости катушки. На рис. 7 также изображена теоретическая зависимость при подобранном номинале конден-



■ **Рис. 7.** Экспериментальные и теоретические зависимости значений тока и фазового сдвига от частоты генератора

сатора, при этом ток достигал бы максимума на частоте 904 кГц.

Полученное по формуле (6) значение паразитной емкости составило 27 пФ. Параллельное подключение емкости C_p , описанное выражениями (7) и (8), приводило к смещению резонансной частоты на графике аналитической функции в сторону уменьшения по мере увеличения номинала. Расчет значений тока с определенным номиналом C_p показал смещение резонансной частоты до 868,5 кГц. Таким образом, формула с приведенными коэффициентами может быть использована лишь для грубой оценки. Оптимизированное для частоты 878,5 кГц значение при подобной схеме замещения составило 19,5 пФ.

Рассчитанное по формуле сопротивление передающего контура $R_{L1} = 1,86$ Ом при длине проводника 7,82 м. Влияние скин-эффекта при расчетах не учитывалось, так как глубина проведения тока для рабочей частоты составляла 71 мкм, что больше половины толщины используемого медного слоя.

Эксперимент по выявлению собственной резонансной частоты ПдК посредством анализа фигуры Лиссажу по напряжениям генератора и контура показал результат 6,12 МГц и соответствующее ей значение паразитной емкости 8,2 пФ. Существенное отличие от рассчитанной величины определяется распределенным характером паразитной емкости, который не может быть соотнесен с эквивалентным представлением, использованным при выводе формулы (6).

Касательно ПрК отметим, что задействованный в экспериментах экземпляр имел резонансную частоту 866 кГц, что показало аналогичное исследование частотных характеристик. Экспериментальное значение добротности 5,7 при работе в последовательной цепи генератора ГЗ-112.

Подобный уровень расстройки контура оправдан ввиду низкой добротности всей приемной цепи в режиме нормального функционирования из-за постоянно подключенной нагрузки в виде аккумуляторной батареи. Вследствие этого смещение резонансной частоты не так критично по сравнению с ПрК, где внутреннее сопротивление генератора сравнительно мало (по отношению к тому же ГЗ-112). Фактор ограниченности номинального ряда чип-конденсаторов типоразмера 0402 и ограничение монтажного пространства на плате также затрудняли производство точной настройки. Для построения модели все описанные выше расчеты были проведены и для приемной катушки.

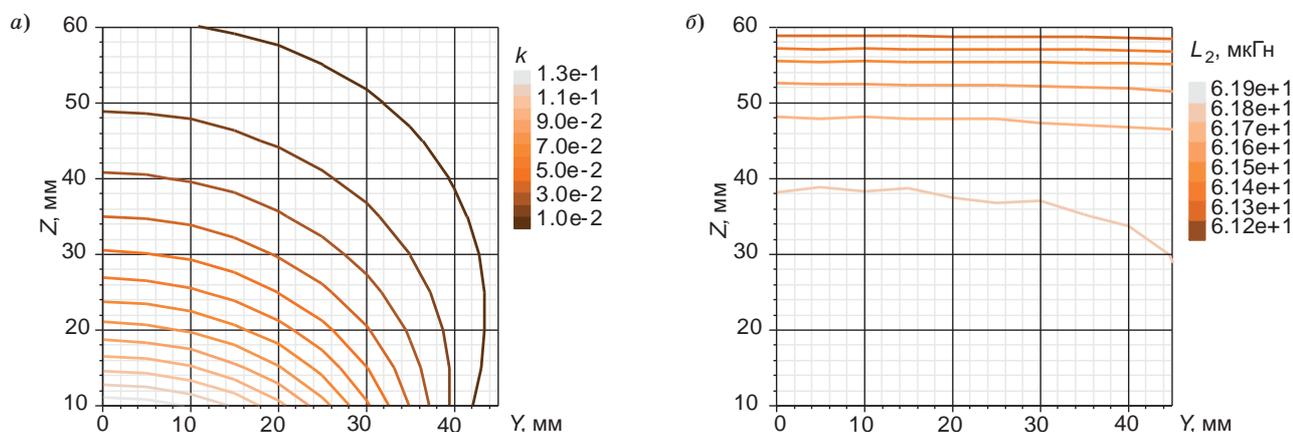
Расчеты значений индуктивности и коэффициентов связи катушек производились для тех же значений координат, что и во время стендового эксперимента. Распределение значений коэффициента связи изображено на рис. 8, а. Усредненное значение $L_{11}=80,71$ мкГн ($\sigma=0,03$), $L_{22}=61,72$ мкГн ($\sigma=0,19$). Однако если индуктивность ПдК фактически не зависит от положения ПрК, то индуктивность последнего в модели изменяется существенно (рис. 8, б). Это связано с магнитостатическим типом решаемой задачи и представлением контуров в виде неразделенного на витки проводника. В действительности же их сближение приводит к малому (в пределах 0,1 мкГн) снижению индуктивности. Реальный контур настраивался на частоту с учетом индуктивности, измеренной удаленно от прочих проводников, поэтому контур в модели электрической цепи настроен при фиксированном значении индуктивности $L_{22}=61,2$ мкГн (при наибольшем удалении 60 мм).

Выделяемая на активном сопротивлении мощность при протекании тока амплитудой

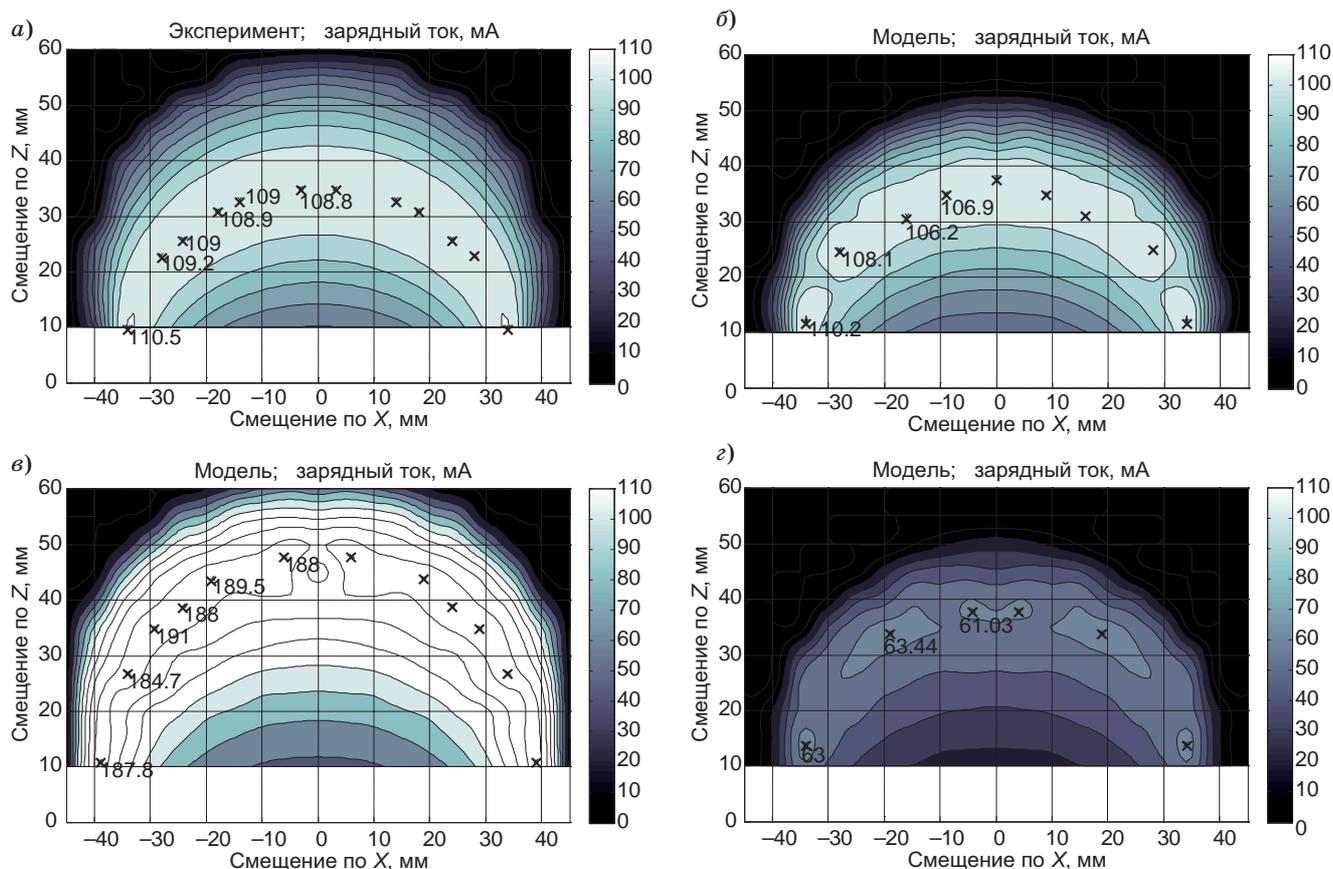
1 А составила 1,256 Вт. Для нашего контура $k_{wind}=1,5$, соответственно получена величина активного сопротивления $R_{L1}=1,88$ Ом. Полученное значение практически совпало с рассчитанным по формуле (4). Разница между теоретическим и экспериментальным значением составила 0,23 Ом (11 %), что могло быть связано с несоответствием фактических параметров изготовленных плат заявленным.

Учитывая схожие результаты стендового эксперимента в средах воздуха и изотонического раствора, для расчета величин зарядного тока была проанализирована модель только с воздушным зазором. Полученные результаты представлены на рис. 9, а–г. Параметр U_e — амплитуда импульса напряжения генератора, R_{dc} — суммарное активное сопротивление цепи ПдК. Наиболее достоверная картина распределения токов была получена при введении в схему ПдК дополнительного активного сопротивления, величина которого обеспечивала ток холостого хода в контуре, соответствующий реальной системе (см. рис. 9, б). Дополнительная составляющая сопротивления делится между неучтенными сопротивлениями генератора и ПрК.

При использовании номинала R_{dc} , рассчитанного из всех описанных ранее сопротивлений, было получено распределение, показанное на рис. 9, в. Отметим повышение среднего уровня зарядного тока наряду с удалением от центра ПдК кривой максимальной мощности. С одной стороны, уменьшение активного сопротивления цепи естественным образом приводит к увеличению тока в цепи и, следовательно, индукции поля ПдК и ЭДС в ПрК. Смещение же кривой максимальной мощности определяется изменением согласованного сопротивления, зависящего от коэффициента связи (следует из теории



■ Рис. 8. Величины распределения коэффициента связи контуров (а) и индуктивности ПрК (б) в зависимости от взаимного расположения катушек



■ **Рис. 9.** Трехмерные графики распределения тока по результатам стендового эксперимента в воздухе (а) и моделирования с параметрами $U_e = 23,6$ и $R_{dc} = 4,6$ (б), $U_e = 23,6$ и $R_{dc} = 2,2$ (в), $U_e = 12$ и $R_{dc} = 2,2$ (г)

отраженного импеданса трансформатора). Обратим внимание на совпадение контуров распределений коэффициента связи и зарядного тока. Однако моделирование системы с тем же значением $R_{dc} = 2,2$ Ом (см. рис. 9, г), но с вдвое меньшей амплитудой импульсов генератора показало не только снижение амплитуды зарядного тока, но и уменьшение оптимального расстояния до центра ПдК. Этот факт объясняется тем, что величина отраженного импеданса также зависит от ЭДС в ПрК в связи с присутствием в цепи стабилизатора напряжения (модуля управления зарядным током аккумулятора).

Заключение

Стендовые эксперименты в средах воздуха и изотонического раствора показали идентичные результаты, что дало возможность исключить из расчетов влияние перемены описываемых сред. Форма области максимальной мощности допускала ошибку при взаимном позиционировании контуров приблизительно на ± 30 мм по горизонтали и на ± 10 мм по вертикали при среднем

уровне зарядного тока 100 мА, что удовлетворяло исходным требованиям. Также отметим достижимость результата при заявленных габаритных характеристиках ПрК и работе системы на разрешенной частоте. Полученные результаты расчетов продемонстрировали эффективность выбранного пути разработки модели наряду с выявлением моментов, позволивших бы в дальнейшем уточнить результаты проектирования. Среди них отметим неполный учет внутреннего сопротивления генератора, отсутствие просчета скин-эффекта для проводников прямоугольного сечения (при толщине скин-слоя больше половины толщины проводника), упрощенное представление паразитной емкости катушек, а также игнорирование факта изменения индуктивности приемной катушки по мере ее приближения к передающей катушке. Приведенные недостатки компенсировались косвенно вычисленными параметрами по данным вспомогательных экспериментов для передающего контура, что не нарушало цели исследования и позволило достигнуть высокой степени совпадения результатов стендовых и модельных экспериментов.

Литература

1. **Grenwis Jessica E.** Recent advances in telemetry promote further progress in reduction and refinement // NC3Rs Recent advances in telemetry / National Centre for the Replacement Refinement and Reduction of Animals in Research. Mar. 2010. Vol. 20. – 8 p. <http://www.nc3rs.org.uk/downloaddoc.asp?id=1146&page=1240&skin=0> (дата обращения: 12.11.2013).
2. **Basset P., Andreas Kaiser B. L., Collard D., Buchailot L.** Complete system for wireless powering and remote control of electrostatic actuators by inductive coupling // ASME Transactions on Mechatronics/IEEE. Feb. 2007. Vol. 12. N 1. P. 23–31.
3. **Artan N. S.** et al. A High-Performance Transcutaneous Battery Charger for Medical Implants // 32nd Annual Intern. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2010), Buenos Aires, Argentina, Aug.–Sept. 2010. P. 1581–1584.
4. **Jow U., Ghovanloo M.** Design and Optimization of Printed Spiral Coils for Efficient Transcutaneous Inductive Power Transmission // IEEE Transactions on biomedical circuits and systems. Sept. 2007. Vol. 1. N 3. P. 193–202.
5. **Huang F. J., Lee C. M.** et al. Rectenna application of miniaturized implantable antenna design for triple-band biotelemetry communication // IEEE Transactions on Antennas and Propagation. July 2011. Vol. 59. N 7. P. 2646–2653.
6. **Monti G., Tarricone L., Trane C.** Experimental characterization of a 434 MHz wireless energy link for medical applications // Progress in Electromagnetics Research C. June 2012. Vol. 30. P. 53–64.
7. **Ozeri S., Shmilovitz D., Singer S., Wang C.** Ultrasonic transcutaneous energy transfer using a continuous wave 650 kHz Gaussian shaded transmitter// Ultrasonics. June 2010. Vol. 50. N 7. P. 666–674.
8. **Mazzilli F.** et al. In-Vitro Platform to study Ultrasound as Source for Wireless Energy Transfer and Communication for Implanted Medical Devices//32nd Annual Intern. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2010), Buenos Aires, Argentina, Aug.–Sept. 2010. P. 3751–3754.
9. **СанПиН 2.2.4.1191-03.** Электромагнитные поля в производственных условиях/Информационно-издательский центр Минздрава России. – М., 2004. – 13 с.
10. **Руководство по экспериментальному (доклиническому) изучению новых фармакологических средств / под общ. ред. чл.-корр. РАМН, проф. Р. У. Хабриева.** 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 2005. – 832 с.
11. **Seese T. M., Harasaki H., Saidel G. M., Davies C. R.** Characterization of tissue morphology, angiogenesis, and temperature in the adaptive response of muscle tissue to chronic heating // Laboratory investigation. 1998. Vol. 78. N 12. P. 1553–1562.
12. **Таблица распределения полос частот между радиослужбами Российской Федерации:** утв. Постановлением Правительства Российской Федерации от 21.12.2011 г. № 1049-34. – 175 с. http://minsvyaz.ru/common/upload/1049-34_pril.pdf (дата обращения: 12.11.2013).
13. **Варавва А. Н., Килимник В. А.** Бесконтактное зарядное устройство с автоматической стабилизацией зарядного тока // Шестьдесят третья студ. науч.-техн. конф. ГУАП: сб. докл.: в 2 ч. Ч. 1. Технические науки. СПб.: ГУАП, 2010. С. 422–428.
14. **Горский О. В.** Система бесконтактной зарядки источников питания имплантируемых и портативных устройств // Научная сессия ГУАП: сб. докл.: в 3 ч. Ч. 2. Технические науки. СПб.: ГУАП, 2012. С. 176–179.
15. **Килимник В. А., Сачков А. В.** Методы и средства защиты имплантируемых биотехнических модулей от факторов внутренней среды биологических объектов // Научная сессия ГУАП: сб. докл. в 3 ч. Ч. 2. Технические науки. СПб.: ГУАП, 2011. С. 119–123.
16. **Ritchey L. W.** A survey and tutorial of dielectric materials used in the manufacture of printed circuit boards//CircuiTree Magazine. Nov. 1999. – 10 p. <http://www.speedingedge.com/docs/tutorial.doc> (дата обращения: 12.11.2013).
17. **Круг К. А.** Основы электротехники. Учение об электричестве. Т. 1. – М.: ОГИЗ, 1931. – 559 с.