14

Влияние титанового корпуса на индуктивность системы „катушка-корпус“ устройства беспроводного питания имплантата

© А.А. Данилов, Р.Р. Аубакиров, Э.А. Миндубаев, К.О. Гуров, С.В. Селищев

Национальный исследовательский университет „Московский институт электронной техники“,
Зеленоград, Москва, Россия
e-mail: arseny.danilov@gmail.com

Поступило в Редакцию 16 февраля 2026 г.
В окончательной редакции 17 сентября 2026 г.
Принято к публикации 17 сентября 2026 г.

Предложен метод оценки влияния титанового корпуса на резонансные свойства LC-контура системы индуктивной передачи энергии медицинских имплантатов при размещении этого контура вблизи титанового листа (внутри титанового корпуса). Получено выражение для приближенного расчета и прогнозирования изменения индуктивности системы при помещении катушки в титановый корпус в зависимости от толщины стенки корпуса и рабочей частоты. Рассчитаны нормированные значения индуктивности системы в зависимости от относительной толщины стенки корпуса χ (определяемой как отношение толщины стенки корпуса к глубине скин-слоя). Расчет проводился для плоских концентрических кольцевых катушек с различным типом намотки (плотная, распределенная, разреженная), расположенных как в непосредственной близости от стенки корпуса, так и на максимально возможном расстоянии от нее. Проведено измерение значений индуктивности системы с катушкой, расположенной на титановом листе, для рабочих частот от 10 до 200 kHz с шагом 10 kHz. Показано, что увеличение расстояния между катушкой и корпусом в технически достижимых пределах желательно, поскольку это снижает влияние металла на индуктивность системы.

Ключевые слова: электромагнетизм, индуктивная зарядка, индуктивная передача энергии, имплантаты.

DOI: 10.61011/JTF.2027.01.64198.28-26

Введение

В настоящее время индуктивная передача энергии (ИПЭ) находит все более широкое применение в областях, требующих надежного энергообеспечения без физического контакта [1–6]. В частности, ИПЭ применяется в серийных имплантируемых медицинских приборах, таких как кохлеарные имплантаты и нейростимуляторы. Дополнительными преимуществами использования ИПЭ для имплантатов являются продление срока службы прибора, снижение стоимости терапии и улучшение качества жизни пациента [7–9].

Хотя устройства ИПЭ используются для имплантатов с 1980-х годов, в этой области до сих пор существует ряд нерешенных научно-технических проблем. Одной из них является проблема индуктивного питания для прибора, заключенного в титановый корпус [10–12]. Титан является золотым стандартом в качестве материала для корпуса имплантата благодаря своей механической прочности и биосовместимости, но эффективность передачи энергии значительно снижается, если приемная катушка окружена металлом. Возможным компромиссом здесь является размещение приемной катушки на поверхности корпуса [10,12]. Это помогает смягчить негативное влияние титана на эффективность ИПЭ, но делает корпус устройства более сложным, дорогим и менее надежным, поскольку для приемной катушки требуется дополнительный корпус из ПВХ, эпоксидной смолы и т.д., который необходимо подогнать под титановый корпус устройства. Более того, швы между двумя корпусами могут быть причиной дополнительной травмы тканей и воспаления. Поэтому приемную катушку желательно разместить внутри титанового корпуса.

Существуют коммерческие устройства, в которых приемная катушка помещена в титановый корпус, но цена такого решения с точки зрения эффективности ИПЭ представляется существенной [13]. В аналогичных устройствах рабочие частоты устройств ИПЭ составляют 2 MHz и 50 kHz для устройств с внешней передающей катушкой и приемной катушкой внутри титанового корпуса соответственно. Поскольку эффективность передачи энергии прямо пропорциональна рабочей частоте, при прочих равных условиях изменения эффективности ИПЭ должны быть значительными. Следовательно, необходимо разработать процедуры и методы проектирования, которые позволят максимально снизить влияние титана.

Целью настоящей работы является разработка метода быстрой оценки влияния титанового корпуса на характеристики устройства ИПЭ, который может быть полезен как разработчикам, так и исследователям. Для решения этой задачи введено понятие индуктивности системы „катушка-корпус“ как величины, соответствующей индуктивности виртуальной катушки, которая, будучи включенной в тот же LC-контур в отсутствие титанового корпуса, соответствовала бы резонансной частоте контура с включенной в него системой „катушка-корпус“. Эта величина позволяет оценить изменение

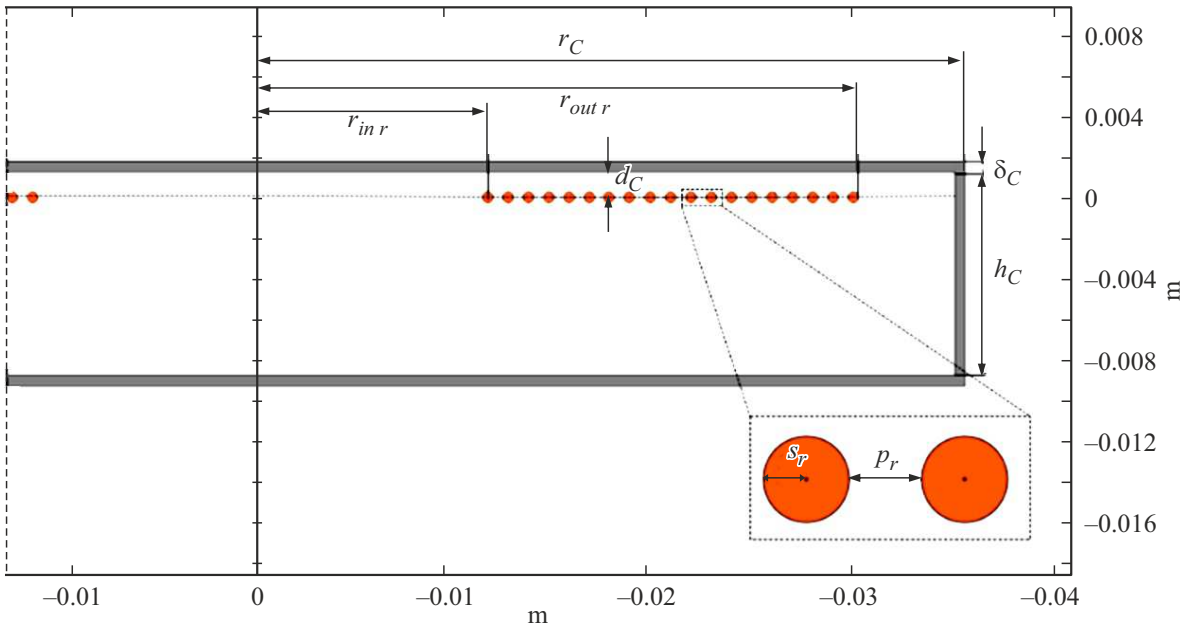


Рис. 1. Модель двумерной осесимметричной плоской концентрической круговой катушки, заключенной в титановый корпус: белый цвет — воздух, серый цвет — титановый корпус, оранжевый цвет — медная катушка, r_C — радиус титанового корпуса, h_C — высота корпуса, δ_C — толщина корпуса, $r_{out\,r}$ — внешний радиус катушки, $r_{in\,r}$ — внутренний радиус катушки, p_r — шаг между витками, s_r — радиус сечения провода, d_C — расстояние между катушкой и верхней стенкой корпуса.

резонансных свойств LC-контура при размещении этого контура вблизи титанового листа (внутри титанового корпуса). Следует подчеркнуть, что индуктивность приемной катушки определяется ее геометрией, и как таковая не изменяется при помещении катушки в титановый корпус. В то же время возникновение вихревых токов в титане и индуктивной связи между приемной катушкой и титановым корпусом приводит к изменению резонансных свойств приемного LC-контура, в который включена приемная катушка. Введение понятия „индуктивности системы“ позволяет решить техническую задачу предсказания изменения резонансных свойств LC-контура при изменении толщины стенки титанового корпуса и/или рабочей частоты устройства. Стоит отметить, что индуктивность системы используется как показатель влияния титанового корпуса на устройство ИПЭ в целом, а не как характеристика приемной катушки. В настоящей работе получены приближенные выражения и предложен метод быстрой оценки изменения индуктивности системы, выполнена экспериментальная верификация полученных результатов. Показано, что разработанные инструменты могут быть использованы для прогнозирования изменения свойств устройства ИПЭ при изменении его рабочей частоты и/или характеристик титанового корпуса имплантата.

1. Материалы и методы

Численные моделирования проводились в COMSOL Multiphysics. Для моделирования использовался модуль Frequency Domain, Magnetic field (mf). На оси симметрии ($r = 0$) задавалось условие Axial Symmetry. На внешних границах расчетной области для имитации бесконечного пространства применялось условие Magnetic Insulation.

Для моделирования катушки использовалась функция Coil с параметрами: Material type: Solid, Silgle conductive, coil group, Coil current 1 A, Conduction model: Electrical conductivity from material, Constitutive Relation B-H: Magnetization model: Relative permeability from material, Constitutive Relation D-E: Relative permittivity from material. В качестве материала провода выбрана „Cooper“ из библиотеки приложения.

Титановый корпус задан с помощью Ampére's Law in Solids с параметрами: Magnetization model: Magnetic losses, Relative permeability from material, Constitutive Relation D-E: Relative permittivity from material. Conduction model: Electrical conductivity from material. Рассмотрены следующие сплавы титанового корпуса: Ti Grade 23, Ti Grade 21 и Ti Grade 9.

Модель представляет собой плоскую концентрическую кольцевую катушку, заключенную в плоский цилиндрический титановый корпус (рис. 1). Корпус имеет радиус $r_C = 35$ mm и высоту $h_C = 10$ mm. Эти размеры близки к размерам коммерческих нейростимуляторов, при этом модель не содержит геометрически сложных элементов для упрощения факторного анализа. Толщина корпуса в модели задается с помощью Parametric sweep в диапазоне 0.1–0.5 mm, что также соответствует типичным значениям [14–17]. Катушка имеет внешний радиус $r_{out\,r} = 30$ mm и внутренний радиус $r_{in\,r} = 10$ mm.

Число витков 2, 12 и 37. Сечение проводов $s_r = 0.25$ mm. Расчеты проводились для рабочей частоты от 20 до 1000 kHz. Для дискретизации расчетной области используется свободная треугольная сетка (Free Triangular). Полная сетка состоит из 4387 элемента области и 387 элементов границы для 2 витков, 13 371 элемента области и 812 элементов границы для 19 витков и 15 663 элемента области и 1241 элементов границы для 37 витков. Для решения использовался стационарный полностью связанный решатель (Stationary Fully Coupled) с относительным допуском (Relative tolerance) 0.001.

Объектом исследования является приемная катушка в составе устройства ИПЭ, заключенная в титановый корпус. Поскольку желаемым являлось получить модель низкого порядка, позволяющую оценить влияние титанового корпуса без трудоемкого проектирования и моделирования всего устройства ИПЭ, представленная модель в настоящей работе не включает передающую часть устройства ИПЭ, а также электронные компоненты, обычно входящие в состав приемной части, такие как компенсирующие конденсаторы, выпрямители, регуляторы напряжения и т. д.

Результатом моделирования является величина индуктивности системы L_{system}, определяемая через формулу Томсона следующим образом:

$$L_{system} = \frac{1}{4\pi^2 f_{res}^2 C},$$

где f_{res} — резонансная частота, C — емкость компенсирующего конденсатора.

В отсутствие титанового листа индуктивности системы по величине совпадает с собственной индуктивностью катушки. Расположение катушки рядом с титановым листом (внутри корпуса) приводит к изменению резонансных свойств контура из-за возникновения вихревых токов в титане и возникновения индуктивной связи между катушкой и титановым листом. Это изменение может быть оценено с помощью описанной выше модели или экспериментально.

2. Относительная толщина стенки корпуса и ее изменение при изменении рабочей частоты

Одна из целей настоящей работы — найти способ решения существующего технического компромисса, присущего устройствам ИПЭ с металлическим корпусом катушки, а именно снижение рабочей частоты для уменьшения влияния металла, приводящего к снижению качества LC-контуров и ухудшению характеристик устройства. Поэтому желательно найти верхний предел рабочей частоты, соответствующий разумно ограниченному влиянию металла на характеристики катушки.

Ключевой метрикой, которую можно использовать для описания относительного влияния металлического корпуса в зависимости от рабочей частоты, является относительная толщина стенки корпуса χ [18]:

$$\chi(f) = \frac{\delta_C}{\delta(f)}, \quad (1)$$

где f — рабочая частота, δ_C — толщина стенки титанового корпуса, а $\delta(f)$ — глубина скин-слоя для данной f, которая рассчитывается следующим образом:

$$\delta(f) = \sqrt{\frac{\rho}{\pi\mu_0\mu_m f}}, \quad (2)$$

где ρ — удельное электрическое сопротивление материала, μ_m — относительная магнитная проницаемость, μ_0 — магнитная проницаемость вакуума.

Например, для титанового корпуса толщиной 0.5 mm было предложено использовать рабочую частоту 20 kHz, поскольку в этом случае χ близок к 0.1 [10]. Используя предложенное соотношение в качестве ориентира, на первом этапе мы оценили зависимость глубины скин-слоя от рабочей частоты в диапазоне от 20 до 1000 kHz. Расчет был выполнен для трех типов титановых сплавов, используемых в биомедицинской инженерии: Ti Grade 23 ($\rho = 1.78 \cdot 10^{-6}\,\Omega\cdot$m), Ti Grade 21 ($\rho = 1.35 \cdot 10^{-6}\,\Omega\cdot$m) и Ti Grade 9 ($\rho = 1.27 \cdot 10^{-6}\,\Omega\cdot$m). Относительная магнитная проницаемость для всех этих сплавов была равна 1.00005.

Поскольку типичная толщина стенок титанового корпуса лежит в диапазоне 0.18–0.5 mm, предполагалось, что глубина скин-слоя в диапазоне 1.8–5 mm является диапазоном, в котором возможна передача энергии с достаточно высокой эффективностью. Результаты расчета представлены на рис. 2.

Как видно из рис. 2, для тонкого корпуса (0.18 mm) можно использовать рабочие частоты до 100 kHz для Ti Grade 9, 105 kHz для Ti Grade 21 и даже до 140 kHz для Ti Grade 23, сохраняя при этом χ на уровне 0.1.

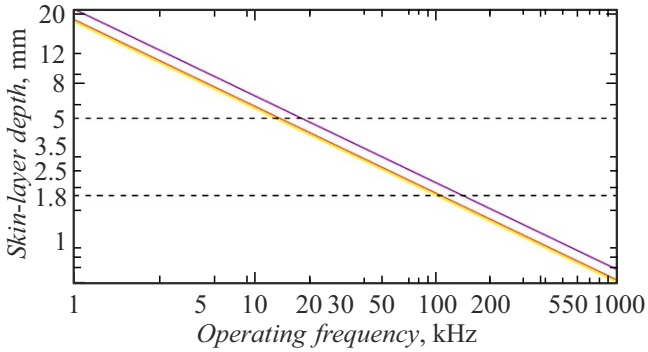


Рис. 2. Зависимость глубины скин-слоя от рабочей частоты в логарифмическом масштабе. Фиолетовая линия — Ti Grade 23, оранжевая линия — Ti Grade 21, желтая линия — Ti Grade 9, штриховые линии — границы допустимых значений глубины скин-слоя 1.8 и 5 mm.

Для толстого корпуса (0.5 mm) рабочая частота должна быть ниже 13–18 kHz. Следует подчеркнуть, что умеренные изменения толщины корпуса приводят к изменению порядка величины рабочей частоты, соответствующей эталонному значению χ. Поскольку рабочая частота оказывает существенное влияние на характеристики ИПЭ, полученные результаты свидетельствуют о том, что выбор толщины стенки корпуса должен быть неотъемлемой частью процедуры проектирования, и ее целесообразно максимально уменьшать с учетом требований прочности.

Полученные результаты были использованы для организации дальнейшего исследования. В первую очередь был выполнен расчет индуктивности системы, заключенной в титановый корпус Ti Grade 21 (как „средний“ вариант для рассматриваемых сплавов), в зависимости от рабочей частоты в диапазоне 20–1000 kHz для толщины корпуса в диапазоне 0.1–0.5 mm с шагом 0.1 mm (рис. 3). Поскольку основным ориентиром является относительная величина ($\chi = 0.1$), результаты расчета были представлены в относительном виде: нормированная индуктивности системы была рассчитана путем нормирования результатов на индуктивность катушки без титанового корпуса при рабочей частоте 20 kHz, а результаты представлены в зависимости от χ, а не от рабочей частоты (рис. 4).

Установлено, что для типичного диапазона толщин корпуса максимальное значение χ составляет 0.32 при рабочей частоте 140 kHz и толщине корпуса 0.5 mm. В связи с этим в качестве верхней границы диапазона для дальнейшего исследования было выбрано значение $\chi = 0.3$. Нижняя граница была принята соответствующей рабочей частоте $f = 20$ kHz, т. е. нижняя граница χ оказалась различной для разных значений толщины корпуса.

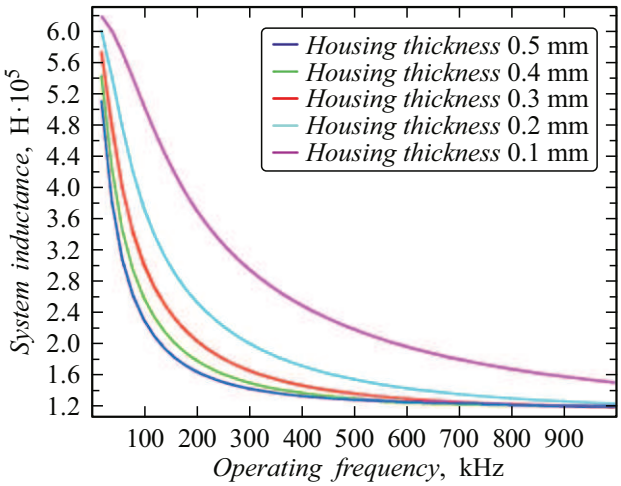


Рис. 3. Зависимость индуктивности системы от рабочей частоты для первой катушки и первого положения при наличии титанового корпуса.

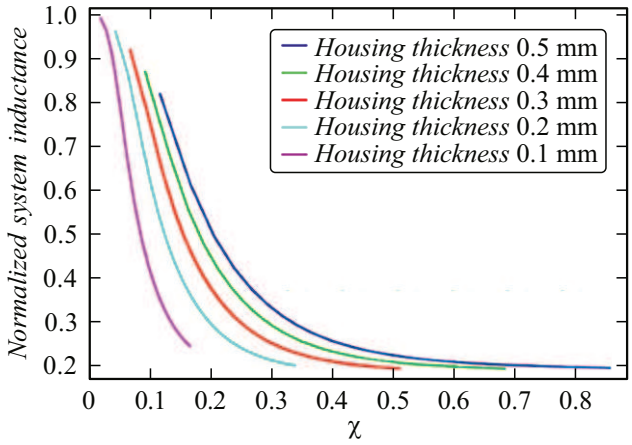


Рис. 4. Зависимость индуктивности системы, нормированной к значению при отсутствии корпуса, от χ для первой катушки и первого положения.

Таблица 1. Параметры катушки

Катушка	1	2	3
Внешний радиус, mm	30	30	30
Внутренний радиус, mm	12	12	12
Число витков	37	19	2
Шаг между витками, mm	0	0.5	11
Радиус сечения провода, mm	0.25	0.25	0.25
Индуктивность, μH	59.4	15.6	0.27

Были исследованы два варианта различных конструкций. Первый вариант предполагал различную плотность намотки, определяемую шагом p_r. Были оценены три типа намотки: плотная намотка — $p_r = 0$ mm, разреженная намотка — p_r равен разнице радиусов внешнего и внутреннего витков и распределенная намотка — p_r в два раза больше сечения провода. Подробные данные приведены в табл. 1.

Вторым вариантом конструкции было расположение катушки внутри корпуса, определяемое расстоянием между плоскостью катушки и верхней стенкой корпуса d_C. Были рассмотрены два варианта. Первый вариант — для $d_C = 1.25$ mm, что типично для конструкций коммерческих устройств. Во втором варианте плоскость катушки находилась на средней линии корпуса, а $d_C = 5$ mm. Результаты моделирования представлены на рис. 5.

Из рис. 5 можно сделать несколько выводов. Было обнаружено, что для случая с катушкой с разреженной намоткой влияние титана на индуктивность системы было значительно слабее. Например, при $\chi = 0.1$ нормированная индуктивность системы для трех различных типов намотки катушки составляет 0.45, 0.45 и

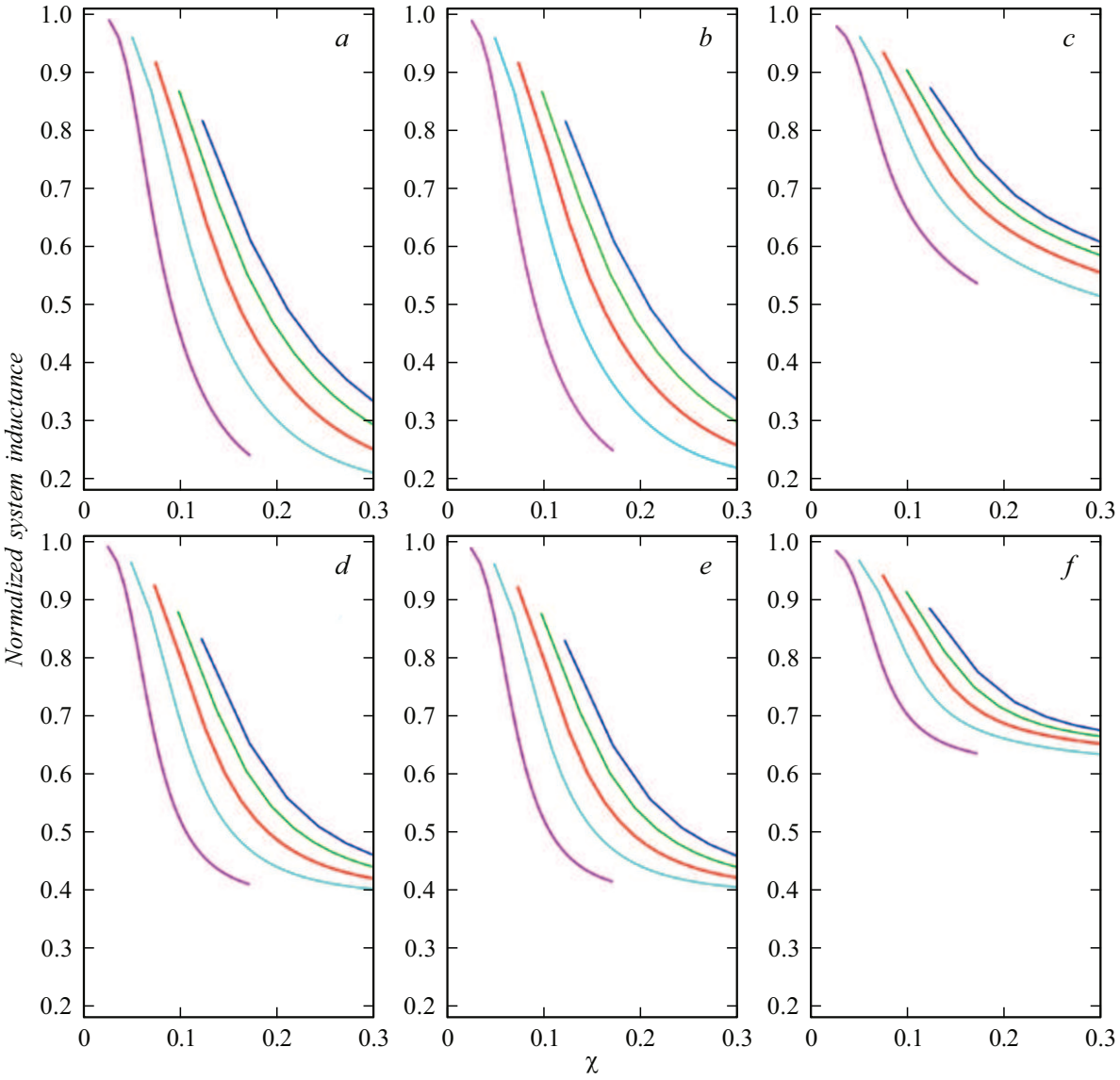


Рис. 5. Зависимость индуктивности системы, нормированной по значению в отсутствие корпуса, от χ, где фиолетовая линия — $\delta_C = 0.1$ mm, голубая линия — $\delta_C = 0.2$ mm, красная линия — $\delta_C = 0.3$ mm, зеленая линия — $\delta_C = 0.4$ mm, синяя линия — $\delta_C = 0.5$ mm (a — первая катушка и первое положение, b — вторая катушка и первое положение, c — третья катушка и первое положение, d — первая катушка и второе положение, e — вторая катушка и второе положение, f — третья катушка и второе положение).

0.65 соответственно (для первого положения катушки). Можно предположить, что плотность вихревых токов в титановом листе, создаваемых полем катушки, ниже для катушки с разреженной намоткой, чем и объясняется меньшее изменение индуктивности системы. Стоит также отметить, что разница между первым и вторым типами намотки незначительна.

Влияние положения катушки зависит от значения χ. Оно тем сильнее, чем выше значение χ. Например, в случае 1 при $\rho_C = 0.1$ и $\chi = 0.1$ нормированная индуктивность системы составила 0.44 и 0.52; при $\chi = 0.15$ она составила 0.27 и 0.42 для первого и второго положения соответственно. Поскольку возможные значения χ меньше 0.3, можно сделать вывод, что расположение катушки внутри корпуса является вторым по важности вариантом проектирования после толщины стенок корпуса.

3. Метод оценки изменения индуктивности системы при заключении катушки в титановый корпус

Для получения выражения для оценки индуктивности системы в зависимости от толщины корпуса и рабочей частоты данные были организованы так, как показано в табл. 2.

Таблица 2. Значения χ для нормированной индуктивности системы L_{rel} и толщины стенки титанового корпуса δ_C (для первой катушки и первого положения)

δ_C	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
$L_{rel} = 0.3$	0.138	0.200	0.249	0.292	0.332
$L_{rel} = 0.4$	0.108	0.155	0.192	0.225	0.253
$L_{rel} = 0.5$	0.090	0.128	0.158	0.184	0.207
$L_{rel} = 0.6$	0.077	0.108	0.134	0.156	0.174
$L_{rel} = 0.7$	0.065	0.093	0.114	0.132	0.149
$L_{rel} = 0.8$	0.055	0.078	0.096	0.111	0.125

Установлено, что при заданной нормированной индуктивности системы отношение χ близко к квадратному корню из отношения соответствующей δ_C (отклонение составляет менее 2% при $\delta_C = 0.1$ mm и менее 7% при $\delta_C = 0.5$ mm):

Можно прогнозировать изменение индуктивности системы, вызванное изменением толщины корпуса в процессе проектирования устройства ИПЭ. Предлагаемый метод оценки изменения индуктивности системы при инкапсуляции в титановый корпус можно описать следующим образом.

На первом шаге оценки необходимо получить опорное значение индуктивности катушки без корпуса (использовалось значение индуктивности для частоты 20 kHz).

На втором шаге необходимо получить зависимость, аналогичную представленной на рис. 4 для δ_C.

На третьем шаге можно получить значения χ, соответствующие заданной нормированной индуктивности системы для любого заданного δ_C, используя следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} L^{rel}_{T_i}(\delta_{C_i}) = L^{rel}_{T_k}(\delta_{C_k}), \\ \chi(\delta_{C_k}) \approx \chi(\delta_{C_i})\sqrt{\frac{\delta_{C_k}}{\delta_{C_i}}}, \end{cases} \tag{3}$$

где i и k — номера столбцов в табл. 2.

Таким образом, отпадает необходимость в использовании трудоемких процедур моделирования с помощью программ моделирования методом конечных элементов. Более того, можно рассчитать рабочую частоту, соответствующую заданному значению нормированной индуктивности системы, комбинируя (3), (2) и (1):

$$f(\delta_{C_k}) = \frac{\delta_C^2 \rho}{\pi \mu_0 \mu_m \chi^2(\delta_{C_k})}.$$

Была проведена проверка предлагаемого метода с помощью численного моделирования для первой катушки в верхнем положении. Результаты представлены на рис. 6 (рис. 6, *a* — значение $\delta_C = 0.1$ mm, использованное в качестве эталона, рис. 6, *b* — значение $\delta_C = 0.5$ mm,

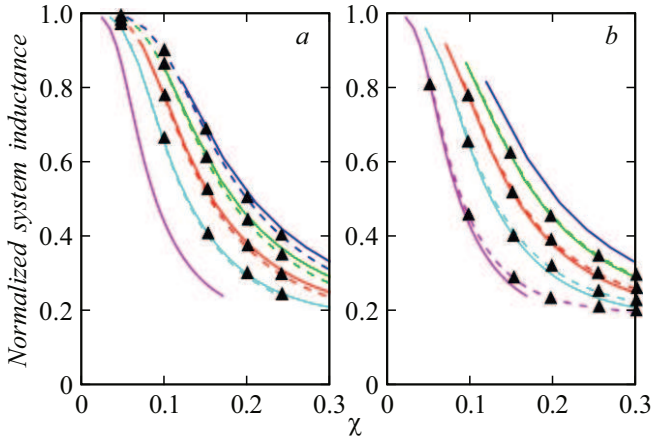


Рис. 6. Зависимость индуктивности системы, нормированной на значение при отсутствии корпуса, от χ для первой катушки и первого положения (фиолетовая линия — $\delta_C = 0.1$ mm, голубая линия — $\delta_C = 0.2$ mm, красная линия — $\delta_C = 0.3$ mm, зеленая линия — $\delta_C = 0.4$ mm, синяя линия — $\delta_C = 0.5$ mm), где *a* — в качестве опорных данных использовались результаты моделирования при $\delta_C = 0.1$ mm; *b* — в качестве опорных данных использовались результаты моделирования при $\delta_C = 0.5$ mm (штриховые линии с треугольниками — полученные данные, сплошные линии — оригинальные данные).

использованное в качестве эталона). Процедура проверки была организована следующим образом. Были использованы результаты расчета нормированной индуктивности системы для заданного значения δ_C для расчета нормированной индуктивности системы для других значений δ_C и проведено сравнение новых полученных результатов с полученными ранее.

Следует отметить, что, поскольку предлагаемый метод подразумевает восстановление зависимости нормированной индуктивности системы от χ по заданному набору значений нормированной индуктивности системы, восстановленные кривые нормированной индуктивности системы в зависимости от χ имеют тот же диапазон χ, что и эталонная зависимость.

4. Экспериментальная верификация метода оценки изменения индуктивности системы

Измерение малых порядка 1 μH индуктивностей на частотах порядка 10 kHz представляет собой сложную задачу, поскольку импеданс катушки составляет порядка 50 mΩ, что сравнимо с сопротивлением клемм и проводов, подключаемых к измерительному оборудованию. В связи с этим в эксперименте использовалась катушка с габаритами, превышающими габариты, характерные для имплантируемых катушек, и с большей индуктивностью, а именно внешний радиус катушки составлял 47.5 mm, внутренний радиус — 25 mm, шаг между витками — 2.5 mm (число витков — 10), радиус сечения прово-



Рис. 7. Внешний вид катушки для экспериментальной верификации с каркасом из пластика.

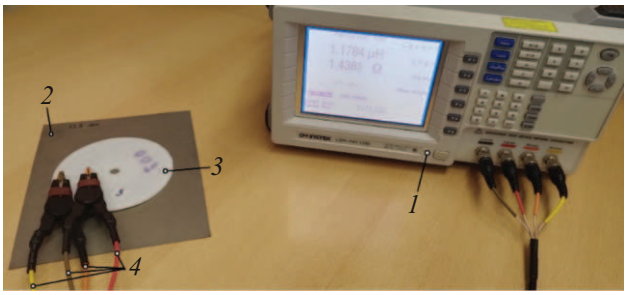


Рис. 8. Внешний вид экспериментальной установки: *1* — измеритель параметров RLC GW Instek LCR-78110G, *2* — титановый лист толщиной 0.3 mm ± 15 %, марка сплава BT1-0 (Grade 2), *3* — катушка индуктивности, *4* — четырехточечные измерительные щупы RLC-метра.

да — 0.4 mm. Расчетная индуктивность в отсутствие титанового листа при частоте 10 kHz составила 9.17 μH, экспериментально измеренная индуктивность составила (9.17 ± 0.17) μH (рис. 7). Измерение индуктивности катушки проводилось с помощью RLC-метра „GW Instek LCR-78110G“ с напряжением 2 V (рис. 8).

Численная модель катушки представляет собой набор колец, в то время как реальная катушка имеет перемычки между витками. Это приводит к отличиям в индуктивности [19]. Однако вклад перемычек в ошибку моделирования находится в пределах погрешностей экспериментальных измерений.

Для верификации предложенного метода оценки изменения индуктивности системы было проведено измерение значений индуктивности системы для системы с катушкой, расположенной на титановом листе, для рабочих частот от 10 до 200 kHz с шагом 10 kHz. Измерения проводились с использованием коммерчески доступных титановых листов сплава BT1-0 (Grade 2) размером 120×120 mm. Выполнялись две серии измерений — для листа толщиной (0.3 ± 0.05) mm и для листа толщиной (08 ± 0.1) mm. Поскольку основной вклад в изменение индуктивности системы вносит титановая поверхность, расположенная параллельно плоскости катушки вблизи от нее, в эксперименте использовалась только она, без воспроизведения цилиндрической формы, что существенно упростило проведение верификации.

Полученные экспериментально зависимости индуктивности системы от рабочей частоты в присутствии титанового листа были сопоставлены с расчетными (рис. 9, 10). Расчетные зависимости строились с учетом неточности изготовления листа: для первого случая были построены зависимости, соответствующие значениям толщины 0.25, 0.30, 0.35 mm, для второго случая — 0.7, 0.8 и 0.9 mm.

Было установлено, что диапазоны значений расчетных и экспериментальных данных пересекаются при величине индуктивности системы 2 μH и более, при меньших значениях систематическое отклонение измеренных данных от расчетных превышает величину ошибки, что

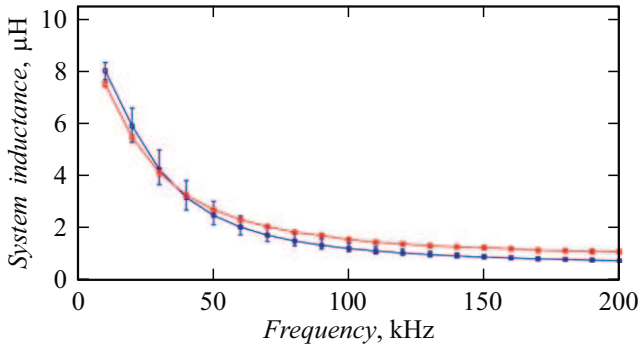


Рис. 9. Зависимость индуктивности системы от рабочей частоты с погрешностями для толщины титанового листа 0.3 mm (синий график с квадратными маркерами — численные расчеты в COMSOL Multiphysics, красный график с круглыми маркерами — экспериментальные измерения).

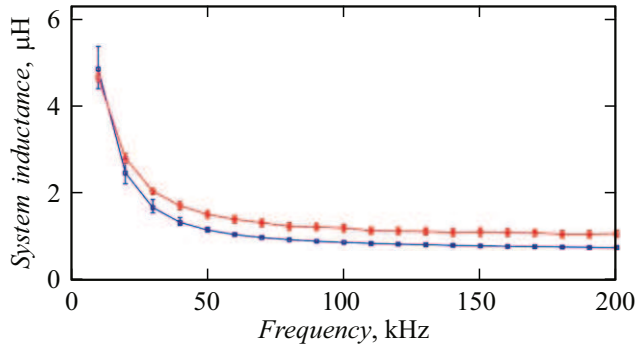


Рис. 10. Зависимость индуктивности системы от рабочей частоты с погрешностями для толщины титанового листа 0.8 mm (синий график с квадратными маркерами — численные расчеты в COMSOL Multiphysics, красный график с круглыми маркерами — экспериментальные измерения).

Таблица 3. Экспериментально определенные и восстановленные значения χ

δ_C	0.3		0.8	
	Экспериментально определенные	Восстановленные	Экспериментально определенные	Восстановленные
$L_{rel} = 0.2$	0.24	0.26	0.42	0.38
$L_{rel} = 0.3$	0.18	0.2	0.32	0.30
$L_{rel} = 0.4$	0.16	0.17	0.27	0.26
$L_{rel} = 0.5$	0.14	0.14	0.22	0.22

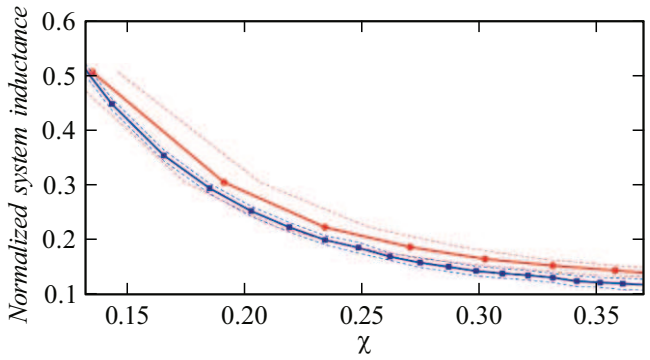


Рис. 11. Зависимость измеренных значений индуктивности системы, нормированной на значение при отсутствии корпуса и рабочей частоты 10 kHz, от χ при толщине титанового листа 0.3 mm (синий график с квадратными маркерами — оригинальные данные, красный график с круглыми — восстановленные данные, штриховые графики — значения для толщины титанового листа 0.25 и 0.35 mm).

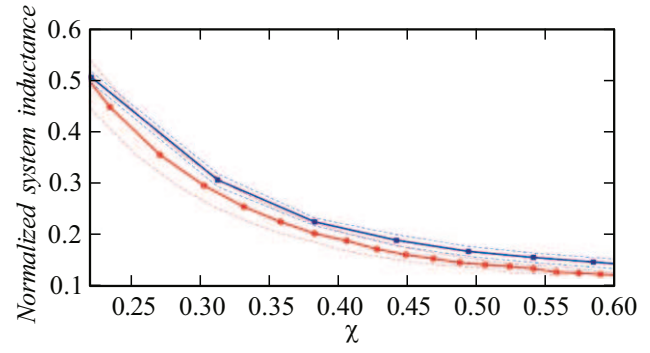


Рис. 12. Зависимость измеренных значений индуктивности системы, нормированной на значение при отсутствии корпуса и рабочей частоты 10 kHz, от χ при толщине титанового листа 0.8 mm (синий график с квадратными маркерами — оригинальные данные, красный график с круглыми — восстановленные данные, штриховые графики — значения для толщины титанового листа 0.7 и 0.9 mm).

может быть объяснено высоким удельным вкладом импеданса соединительных проводов и клемм.

Для верификации метода оценки изменения индуктивности системы, вызванного изменением толщины корпуса в процессе проектирования устройства ИПЭ, было проведено восстановление данных, аналогично рис. 6, для случая с титановым листом 0.3 mm на основе результатов измерения для случая с титановым листом толщины 0.8 mm (рис. 11), и наоборот (рис. 12). На графиках также приведены значения, характеризующие погрешность измерения (штриховые линии) — минимальное и максимальное значение индуктивности системы, измеренное для определенной частоты, деленная на величину индуктивности системы в отсутствие титанового листа и рабочей частоты 10 kHz (9.17 μH). Результаты расчетов представлены в табл. 3.

Можно утверждать, что экспериментально определенные и восстановленные значения χ близки друг к другу, отклонения не превышают 10 % от экспериментально определенных значений. При этом восстановленные значения выше экспериментально определенных в первом случае, когда восстановленные значения получены на основе измерений индуктивности системы в присутствии листа большей толщины, и наоборот — восстановленные значения меньше экспериментально измеренных в том случае, когда они получены на основе измерений индуктивности системы для листа меньшей толщины.

Таким образом, экспериментальная верификация показала принципиальную возможность применения описанного в предыдущем разделе метода оценки изменения индуктивности системы, вызванного изменением толщины корпуса, на практике. Ошибка при оценке относительной индуктивности системы составляет порядка 10 %, при этом характер отклонения (большее или меньшее значение) может быть предсказан заранее на основе известного отношения толщины титанового листа при получении опорных данных и при получении восстановленных данных.

Заключение

В работе предложен метод оценки изменения свойств устройства ИПЭ с приемной катушкой в титановом корпусе при изменении толщины стенки корпуса и/или рабочей частоты устройства. Для этого введено понятие

индуктивности системы „катушка-корпус“. Введенное понятие следует отличать от индуктивности приемной катушки, которая определяется формой контура и не меняется при размещении катушки в титановом корпусе.

Метод основан на установленной зависимости изменения нормированной индуктивности системы от относительной толщины стенки корпуса χ, определяемой как отношение толщины корпуса к глубине скин-слоя в материале.

Основной теоретический результат заключается в выведенном соотношении, позволяющем в процессе проектирования прогнозировать изменение индуктивности системы при варьировании толщины корпуса. Установлено, что для различных типов намотки (плотной, распределенной, разреженной) и положений катушки внутри корпуса при равных значениях нормированной индуктивности системы отношение значений χ приблизительно равно квадратному корню из отношения соответствующих толщин стенки.

Данный метод позволяет определить допустимые диапазоны рабочих параметров, таких как рабочая частота или толщина стенки корпуса, на ранних этапах разработки. На основе аналитических расчетов показано, что при сохранении приемлемой эффективности передачи энергии ($\sim 41\,\%$ при $\chi = 0.1$) с корпусом минимальной толщины (0.18 mm) может использоваться рабочая частота до $100-140$ kHz. Для корпуса толщиной 0.5 mm частота не должна превышать $13-18$ kHz, что демонстрирует критическое влияние данного параметра. Дополнительно показано, что увеличение расстояния между катушкой и внутренней стенкой корпуса, а также использование разреженной намотки позволяют снизить негативное влияние корпуса.

Для верификации предложенного метода было проведено измерение значений индуктивности системы с катушкой, расположенной на титановом листе, для рабочих частот от 10 до 200 kHz с шагом 10 kHz. Измерения проводились с использованием коммерчески доступных титановых листов сплава ВТ1-0 (Grade 2) размером 120×120 mm. Выполнялись две серии измерений — для листа толщиной (0.3 ± 0.05) mm и для листа толщиной (0.8 ± 0.1) mm. Было проведено восстановление экспериментально определенных данных с помощью предложенного метода для случая с титановым листом 0.3 mm на основе результатов измерения для случая с титановым листом толщины 0.8 mm, и наоборот. Экспериментально определенные и восстановленные значения χ близки друг к другу, отклонения не превышают 10 %, при этом характер отклонения (большее или меньшее значение) может быть предсказан заранее на основе известного отношения толщины титанового листа при получении опорных данных и при получении восстановленных данных.

Для достижения максимальной эффективности разрабатываемого устройства ИПЭ важно интегрировать подбор параметров титанового корпуса, таких как его толщина и материал, в процесс проектирования устройства. Полученные выражения предоставляют разработчикам инструмент для предварительного анализа и обоснованного выбора толщины корпуса, материала сплава и рабочей частоты до перехода к трудоемкому проектированию и моделированию всего устройства. Это способствует сокращению сроков разработки и созданию более эффективных имплантируемых приборов с оптимальным балансом между механической надежностью, биосовместимостью и энергетической эффективностью.

Финансирование работы

Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки России (Соглашение № 075-15-2024-555 от 25.04.2024 г.).

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] В.И. Каганов, Б.Х. Чык. Российский технологический журнал, **8** (6(38)), 47 (2020). DOI: 10.32362/2500-316X-2020-8-6-47-53
[2] А.А. Ухов, М.П. Булат, И.А. Волобуев, С.В. Шаповалов, Р.В. Ли. Известия высших учебных заведений. Авиационная техника, **3**, 160 (2021). DOI: 10.3103/S106879982104005X
[3] А.Р. Сафин, А.Б. Козырев, Т.И. Петров, М.Ф. Низамиев, В.Р. Басенко, Д.Ю. Лямзина. Известия высших учебных заведений. Проблемы энергетики, **24** (5), 74 (2022). DOI: 10.30724/1998-9903-2022-24-5-74-83
[4] В.В. Заяц, И.К. Сергеев, И.Ю. Труфанов, Е.С. Аникеев, Д.А. Федоров. Биомедицинская радиоэлектроника, **25** (2–3), 104 (2022). DOI: 10.18127/j15604136-202202-11
[5] E. Moisello, A. Liotta, P. Malcovati, E. Bonizzoni. IEEE Open Journal of the Solid-State Circuits Society, **3**, 197 (2023). DOI: 10.1109/OJSSCS.2023.3313575
[6] E.A. Mindubaev, K.O. Gurov, S.V. Selishchev, A.A. Danilov. IEEE Access, **11**, 105706 (2023). DOI: 10.1109/ACCESS.2023.3319046
[7] A.A. Danilov, E.A. Mindubaev, S.V. Selishchev. Biomedical Engineering, **51** (1), 56 (2017). DOI: 10.1007/s10527-017-9684-9
[8] Ф.Р. Исмагилов, В.Е. Вавилов, Р.А. Нургалиева, А.Х. Минияров. Омский научный вестник, **1** (169), 27 (2020). DOI: 10.25206/1813-8225-2020-169-27-31
[9] В.В. Заяц, И.К. Сергеев, Е.С. Аникеев, Д.А. Федоров. Приборы, **2** (260), 37 (2022).
[10] T. Campi, S. Cruciani, V. De Santis, M. Feliziani. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, **64** (2), 375 (2022). DOI: 10.1109/TMTT.2015.2514087
[11] N.S. Jeong, S. Kim, H.-J. Lee, J.H. Kim. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, **70** (1), 654 (2021).
[12] C. Xiao, K. Wei, D. Cheng, Y. Liu. IEEE Transactions on Industrial Electronics, **64** (5), 3978 (2016). DOI: 10.1109/TIE.2016.2645142

[13] D. Prutchi. *St. Jude's (ANS) Rechargeable Spinal Cord Stimulators Eon and Eon Mini* [Online] (Advanced Neuromodulation Systems (ANS), 2012) https://www.implantable-device.com/2012/01/12/st-judes-ans-rechargeable-spinal-cord-stimulators-eon-and-eon-mini/
[14] B.Q. Li, J.J. Grevious, T.J. Davis Perz L, C.J. Paidosh, J.E. Kast, K.A. Miesel, D.A. Janzig, G.G. Lindner. *Implantable medical device with titanium alloy housing* [Online] (2007) https://patents.google.com/patent/US20080103543A1/en
[15] B.Q. Li, R.D. Robinson, J.E. Kast. *Metal injection molded titanium alloy housing for implantable medical devices* [Online] (2008). https://www.freepatentsonline.com/y2008/0269829
[16] Q. Li, S. Chen, W. Wang, H. Hao, L. Li. Electronics Letters, **51** (11), 813 (2015). DOI: 10.1049/el.2014.4424
[17] M.D. Lappen. *AMETEK SMP Develops New Titanium Strip Products for Ground-Breaking Medical Applications* [Online] (AMETEK SMP Wallingford, 2019), https://www.ametek-ct.com/news/latestnews/2019/january/ametek-smp-develops-new-titanium-strip-products
[18] S. Miric, M. Tatić, J. Huber, D. Bortis, J.W. Kolar. *„Pushing Power Through Walls" —Wireless Power Transfer Through Stainless Steel*. 2021 24th International Conference on Electrical Machines and Systems (ICEMS), (2021), p. 743. DOI: 10.23919/icems52562.2021.9634258
[19] A.V. Khertek, A.A. Danilov. *Self-inductance of Multi-turn Round Inductive Coils with Production-specific Geometric Features*. 2020 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), (2020), p. 2493. DOI: 10.1109/EIConRus49466.2020.9039048