

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 001.891.53:621.3.051.025: 615.47

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ МОДУЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ
МНОГОПАРАМЕТРИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ СИСТЕМ
ИНДУКТИВНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ
МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ**

© 2026 г. Д. Г. Балахонов*, К. О. Гуров, Э. А. Миндубаев, А. А. Данилов

Национальный исследовательский университет “МИЭТ”

Россия, 124498, Москва, Зеленоград, пл. Шокина, 1

**E-mail: balakhond@gmail.com*

Поступила в редакцию 18.03.2026

После доработки 21.07.2026

Принята к публикации 27.07.2026

Представлен экспериментальный модульный комплекс для многопараметрических исследований систем индуктивной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов. Для демонстрации реализуемости предложенной архитектуры изготовлен вариант экспериментального комплекса для исследования систем индуктивной передачи энергии имплантатам, обеспечивающий изменение входного напряжения инвертора в диапазоне 8.6–12.5 В при относительной погрешности $\pm 8.1\%$, рабочей частоты системы индуктивной передачи энергии в диапазоне 62.12–68.66 кГц при относительной погрешности $\pm 1.51\%$, высокоомной эквивалентной нагрузки в диапазоне 510–7410 Ом при относительной погрешности $\pm 2.2\%$ и шаге изменения 510 Ом, низкоомной эквивалентной нагрузки в диапазоне 1–256 Ом при относительной погрешности $\pm 5\%$ и шаге изменения 1 Ом, емкости компенсирующего конденсатора в диапазоне номинальных значений 0.1–13.23 нФ при относительной погрешности $\pm 4.67\%$ и шаге 0.1 нФ. Разработанный комплекс позволяет проводить исследование характеристик и технические испытания систем индуктивного питания с выходной мощностью, меняющейся в диапазоне от 10 мВт до 10 Вт. Таким образом, этот комплекс может быть использован при создании систем индуктивного питания для имплантируемых медицинских приборов, относящихся к различным классам по потребляемой мощности.

Ключевые слова: приборы для биологии и медицины, импульсная техника, источники питания, радиотехника и электроника.

1. ВВЕДЕНИЕ

Экспериментальные комплексы используются для исследований систем индуктивной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов (ИМП) с конца 1950-х годов [1, 2]. Под системой индуктивного передачи энергии ИМП понимается беспроводная система электропитания имплантата, передающая электрическую энергию от внешней передающей части к имплантируемой принимающей части посредством электромагнитной индукции. В настоящее время наиболее распространены экспериментальные комплексы, исследующие

влияние линейных и угловых смещений катушек на выходную мощность в системах индуктивной передачи энергии. В работе [3] описан комплекс с приводами и унифицированными каркасами катушек, который позволяет автоматизировано изменять ориентацию и смещения элементов и с использованием этих данных прогнозировать выходную мощность комплекса. Аналогичные комплексы применяются для моделирования некорректного позиционирования катушек и анализа зависимости параметров системы индуктивной передачи энергии от расстояния и соосности катушек [4–6]. Ограничением данного класса комплексов является то, что электрические параметры системы (частота и напряжение источника питания, уровень входной мощности, тип компенсации, нагрузка) часто либо задаются фиксировано, либо изменяются вручную, что затрудняет проведение экспериментов при одновременном варьировании нескольких групп параметров.

Другой класс экспериментальных комплексов ориентирован на оптимизацию резонансной передачи энергии и/или геометрии катушек (число витков, радиусы, шаг и распределение витков, тип катушки) при заданных ограничениях по габаритам и эффективности. При этом выходная мощность рассматривается как функция параметров резонаторов и согласования контуров в передающей и принимающей частях [7, 8]. В ряде работ геометрические параметры катушек систематически варьируются и оцениваются расчетно-экспериментально и также с использованием приближенных методов расчета взаимной индуктивности и параметрических зависимостей для проектирования [9]. Ограничение этого класса комплексов состоит в том, что они обычно построены под конкретный набор катушек, фиксированную рабочую частоту и выбранную топологию, а варьирование нагрузки и резонансной настройки выполняется путем перестановки элементов и изменения топологии, что усложняет унификацию многопараметрических исследований.

Отдельно выделяются экспериментальные комплексы, в которых вариативность выходной мощности обеспечивается за счет управления входным электрическим сигналом: изменением частоты, регулированием амплитуды напряжения питания и реализацией контуров подстройки при изменении нагрузки и связи катушек [10–12]. В работах по резонансным системам для имплантируемых применений рассматриваются переменные нагрузка и расстояние между катушками и проводится верификация на комплексе при заданной рабочей частоте [13]. Ограничение заключается в том, что изменение частоты и амплитуды нередко реализуется внешними лабораторными источниками и генераторами, а комплекс конфигурируется под конкретную схмотехническую реализацию и сценарий управления без унифицированной модульной перестройки параметров.

Также существуют экспериментальные комплексы, ориентированные на управляемую нагрузку и частотные испытания энергопреобразующей аппаратуры, включая измерение

импеданса и применение различных статических нагрузок для аппаратуры разной выходной мощности [14]. В литературе также описаны решения, направленные на повышение корректности измерений принимающей части в поле передающей катушки, например, за счет передачи измерительных данных по радиоканалу [10, 15]. Ограничение данных комплексов состоит в том, что они, как правило, не предусматривают вариативности параметров индуктивного канала (катушки, смещения, тип компенсации) в составе единого комплекса; вследствие этого остается актуальной разработка модульного экспериментального комплекса, объединяющего управление электрическими режимами, перестройку параметров резонансных контуров и энергетического тракта в одной архитектуре.

Целями настоящей работы являются разработка и экспериментальная валидация модульного комплекса для многопараметрических исследований систем индуктивной передачи энергии к ИМП, обеспечивающего получение воспроизводимых экспериментальных данных, необходимых для последующего прогнозирования выходных характеристик, прежде всего выходной мощности. Комплекс реализован в виде модульных передающей и принимающей частей, он обеспечивает программное задание рабочей частоты f в диапазоне 62.12–68.66 кГц и амплитуды напряжения питания инвертора V_S в диапазоне 8.6–12.5 В. Предусмотрена аппаратная реконфигурация параметров системы индуктивной передачи энергии ИМП за счет сменных модулей: катушечной пары; резонансной компенсации передающей и принимающей частей (фиксированный диапазон емкостей 0.1–13.23 нФ (шаг 0.1 нФ); нефиксированный – подключение двух произвольных конденсаторов), варианты компенсации (последовательная/параллельная); эквивалентной нагрузки R_L в диапазонах 1–256.1 Ом (шаг 1 Ом) и 510–7410 Ом (шаг 510 Ом).

2. МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ ИНДУКТИВНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ И КЛАССИФИКАЦИЯ ПАРАМЕТРОВ СИСТЕМ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ

Систему индуктивной передачи энергии можно представить в виде эквивалентной электрической схемы, состоящей из индуктивно-связанных колебательных контуров передающей и принимающей частей (рис. 1). Передающая часть включает эквивалентный источник напряжения V_S , сопротивление источника питания R_S , внутреннее сопротивление передающей катушки R_T , колебательный передающий контур, содержащий конденсатор C_T с последовательной или параллельной компенсацией и передающую катушку индуктивности L_T . Принимающая часть состоит из колебательного принимающего контура, содержащего конденсатор C_R с последовательной или параллельной компенсацией и принимающую

катушку индуктивности L_R , внутреннее сопротивление принимающей катушки R_R , сопротивление эквивалентной нагрузки R_L . Энергия передается за счет взаимной индукции контуров: при изменении тока в передающей катушке в принимающей катушке возникает ЭДС индукции. Связь контуров описывается взаимной индуктивностью M или коэффициентом связи k , для которых выполняется соотношение $M = k\sqrt{L_T L_R}$.

Рис. 1. Эквивалентная схема системы индуктивной передачи энергии...

Для схемы с последовательной компенсацией (рис. 1) импедансы передающей Z_T и принимающей Z_R частей можно определить с помощью выражений

$$Z_T = j\omega L_T + \frac{1}{j\omega C_T} + R_T + R_S, \quad (1)$$

$$Z_R = j\omega L_R + \frac{1}{j\omega C_R} + R_R + R_L, \quad (2)$$

где j – мнимая единица; $\omega=2\pi f$ – циклическая частота переменного тока.

Выходная мощность P_{OUT} является целевой характеристикой индуктивной передачи энергии [16]. В рамках данной модели выходная мощность системы может быть выражена следующим образом:

$$P_{OUT} = \frac{\omega^2 M^2 V_S^2 R_L}{(Z_T Z_R + \omega^2 M^2)} = \frac{(2\pi f)^2 k^2 L_T L_R V_S^2 R_L}{(Z_T Z_R + \omega^2 k^2 L_T L_R)}, \quad (3)$$

где V_S – эквивалентное напряжение источника питания передающей части, f – рабочая частота системы индуктивной передачи энергии, M и k – взаимная индуктивность и коэффициент связи катушек индуктивности, R_L – эквивалентная нагрузка, Z_T и Z_R – импедансы передающей и принимающей частей, определяемые их индуктивностями, емкостями и активными потерями. Поэтому изменение параметров в выражении (3) приводит к изменению целевой характеристики индуктивной передачи энергии P_{OUT} . Также следует отметить, что вид выражения для выходной мощности зависит от выбранного типа компенсации, поскольку компенсация определяет способ подключения конденсаторов относительно катушек индуктивности в передающей и принимающей частях. В системах индуктивной передачи энергии применяются последовательный (S) и параллельный (P) типы компенсации, а их комбинации обычно обозначаются как SS, SP, PS и PP, что необходимо учитывать при разработке экспериментальных комплексов. В рамках настоящей статьи под эквивалентной нагрузкой R_L понимается сопротивление подключаемого резистора, которое может быть представлено либо в виде эквивалентной нагрузки имплантата (высокоомный

модуль нагрузочного резистора), либо в виде сопротивления подсистемы управления аккумулятором и аккумулятора (низкоомный модуль нагрузочного резистора).

Для программного регулирования амплитуды напряжения питания силового инвертора используется DC–DC-преобразователь с цифровым потенциометром 1 (AD8400ARZ100) в цепи обратной связи. Напряжение V_S задается через программное изменение сопротивления цифрового потенциометра 1 $R_{wb,1}$ делителя напряжения в цепи обратной связи и рассчитывается по выражению

$$V_S(D_1) = V_{ref} \left(1 + \frac{R_1}{R_2 + R_{wb,1}(D_1)}\right) = V_{ref} \left(1 + \frac{R_1}{R_2 + \frac{D_1}{256} R_{ab,1} + R_w}\right), \quad (4)$$

где V_{ref} – опорное напряжение DC–DC-преобразователя, R_1 и R_2 – сопротивления нижнего и верхнего плеч делителя напряжения в цепи обратной связи соответственно, $R_{ab,1}$ – номинальное сопротивление цифрового потенциометра 1 между выводами A и B, R_w – сопротивление щетки цифрового потенциометра, $D \in [0; 255]$ – шаг, который задается через микроконтроллер. В данной реализации $V_{ref} = 0.6$ В, $R_1 = 4000$ кОм, $R_2 = 200$ кОм, $R_{ab,1} = 100$ кОм, $R_w = 50$ Ом. Экспериментально полученный диапазон регулирования V_S при изменении D_1 приведен в разд. 4.

Для программного изменения рабочей частоты используется цифровой потенциометр 2 (AD8400ARZ1), включенный в частотоподающую цепь драйвера затвора. Значение его сопротивления изменяется микроконтроллером передающей части, на который поступает управляющий сигнал с персонального компьютера (ПК) через последовательный порт. Теоретические значения рабочей частоты определялись по аппроксимации графика из документации драйвера IR25603 для входного конденсатора $C_d = 1$ нФ в виде обратной зависимости от полного сопротивления частотоподающей цепи с помощью выражения:

$$f(D_2) = \frac{7 \cdot 10^8}{R_t} = \frac{7 \cdot 10^8}{R_{wb,2}(D_2) + R_{IN}} = \frac{7 \cdot 10^8}{\frac{D_2}{256} R_{ab,2} + R_w + R_{IN}}, \quad (5)$$

где f – рабочая частота системы индуктивной передачи энергии, R_t – полное сопротивление частотоподающей цепи драйвера, $R_{wb,2}$ – сопротивление цифрового потенциометра 2, R_{IN} – входной резистор драйвера затвора, сопротивление которого равно 10 кОм, $R_{ab,2}$ – номинальное сопротивление цифрового потенциометра 2 между выводами A и B, R_w – сопротивление щетки цифрового потенциометра, $D_2 \in [0; 255]$ – шаг, который задается через микроконтроллер.

Анализ научной литературы и нормативных требований по системам индуктивной передачи энергии для ИМП позволяет выделить совокупность параметров и ограничений,

определяющих допустимые режимы работы таких систем. Соответственно, экспериментальный модульный комплекс должен обеспечивать задание, измерение и варьирование параметров в диапазонах, приведенных в табл. 1.

Таблица 1. Диапазоны ключевых параметров и ограничения для постановки требований к экспериментальному комплексу

Параметр	Требование для ИМП
Потребляемая мощность ИМП P_{OUT} , Вт	0.01–10 [17–19] 3.6–4.2 0.001–3
Напряжение на нагрузке V_{OUT} , В	
Ток на нагрузке I_{OUT} , А	
Эквивалентная нагрузка R_L , Ом	1–4000 [19, 20] (диапазон эквивалентной нагрузки имплантата)
	5–105 (диапазон эквивалентного сопротивления подсистемы управления аккумулятором и аккумулятора)
Рабочая частота системы индуктивной передачи энергии f , кГц	9–10000 [16, 21] (физически ограничивающий диапазон)
	9–600; 3155–3400 [22] (законодательно ограничивающий диапазон)
Диапазон C_T , C_R , нФ	0.1–13 (возможность подключения любого номинала конденсатора)
Тип компенсации	SS, SP, PS, PP

3. АРХИТЕКТУРА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО МОДУЛЬНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ СИСТЕМ ИНДУКТИВНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ

Функционально-блочная схема реализации комплекса показана на рис. 2.

Рис. 2. Функционально-блочная схема реализации...

Питание комплекса осуществляется лабораторным источником питания (ЛИП). В передающей части формируются два канала питания – регулируемое питание силового полумостового инвертора через повышающий DC–DC-преобразователь и питание драйвера затвора через отдельный DC–DC-преобразователь. Программное управление режимами возбуждения реализовано двумя цифровыми потенциометрами: первый включен в цепь

повышающего DC–DC-преобразователя, он задает напряжение питания инвертора V_S , второй цифровой потенциометр изменяет сопротивление в частотоподающей RC-цепи драйвера, обеспечивая перестройку рабочей частоты f . Драйвер затвора (IR25603) управляет двумя транзисторами (IRFH7914) полумостового инвертора, формирующего высокочастотное напряжение, которое через ключ смены типа компенсации подается на передающую катушку и компенсирующий конденсатор, образуя резонансный контур. В принимающей части наведенная ЭДС с принимающей катушки через ключ смены типа компенсации и компенсирующий конденсатор поступает на мостовой выпрямитель (DB207S) и далее на нагрузку. При необходимости согласования уровня напряжения с эквивалентом аккумулятора/узла питания ИМП подключаются модуль преобразования напряжения DC–DC-преобразователя, далее – измерительный узел тока и напряжения (INA219) и подключаемая нагрузка/модуль нагрузочного резистора. Модульная архитектура обеспечивает аппаратную реконфигурацию энергетического тракта (катушки, емкости, нагрузка, тип компенсации, DC–DC-преобразователь и измерительный узел) без изготовления новых плат.

Управление комплексом выполняется микроконтроллером Arduino Nano в передающей части, связанным с ПК по последовательному интерфейсу. Микроконтроллер управляет сопротивлением двух цифровых потенциометров AD8400: первый (AD8400Z100 ($R_{wb,1}(D)$), максимальное сопротивление 100 кОм) включен в цепь обратной связи повышающего DC–DC-преобразователя MT3608, он обеспечивает программную установку напряжения питания инвертора V_S (выход MT3608), второй (AD8400Z1 ($R_{wb,2}(D)$), максимальное сопротивление 1 кОм) изменяет эквивалентное сопротивление в RC-цепи узла задания частоты, что позволяет перестраивать рабочую частоту f в заданном диапазоне.

На рис. 3 представлен общий вид экспериментального модульного комплекса, включающего передающую и принимающую части и их сменные модули для изменения параметров системы: катушки индуктивности, модули нагрузочного резистора и модули компенсирующего конденсатора.

Рис. 3. Общий вид экспериментального модульного комплекса...

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ВАЛИДАЦИИ ПАРАМЕТРОВ КОМПЛЕКСА

Здесь приведены результаты экспериментальной валидации разработанного модульного комплекса (табл. 2–4): диапазон программного изменения рабочей частоты,

диапазон программного регулирования амплитуды напряжения питания силового инвертора, а также сводные реализованные диапазоны модульных элементов и измерительных функций.

Экспериментально подтверждена работоспособность программного регулирования напряжения питания силового инвертора V_S через изменение сопротивления цифрового потенциометра 1. Получен диапазон регулирования 9.3–12.5 В (табл. 2). Значения V_S близки к расчетным, они изменяются ступенчато в соответствии с шагом изменения кода цифрового потенциометра 1. При этом установлено, что максимальное отклонение экспериментального значения от теоретического в текущей реализации достигает 8.1%, что связано с ограниченной точностью задания сопротивления цифровым потенциометром 1, а также с влиянием допусков элементов и паразитных параметров схемы. Полученный результат подтверждает работоспособность метода программного регулирования напряжения, однако для повышения точности изменения V_S в последующих версиях комплекса можно повышать точность задания сопротивления цифрового потенциометра 1.

Важно отметить, что цифровой потенциометр 1 целесообразно размещать в нижнем плече делителя напряжения. При таком включении потенциал на его выводах относительно общей шины не превышает напряжения питания микросхемы, тогда как при установке в верхнем плече потенциал может оказаться выше допустимого уровня, что может привести к выходу потенциометра из строя либо к нарушению его штатного функционирования. Дополнительным преимуществом данного схемотехнического решения является меньший ток, протекающий через потенциометр, что положительно сказывается на надежности регулирования амплитуды напряжения.

Таблица 2. Результаты тестирования по оценке влияния сопротивления цифрового потенциометра 1 на выходное напряжение DC–DC-преобразователя MT3608

D , шаг	$R_{wb,1}$, кОм (теор.)	$R_{wb,1}$, кОм (эксп.)	V_S , В (теор.)	V_S , В (эксп.)	δ_{V_S} , %
0	0.05	0.045	12.6	12.5	0.8
64	25.05	22.52–22.90	11.3	11.7	3.5
128	50.05	44.70–45.00	10.2	10.8	5.9
192	75.05	60.50–61.80	9.3	10.0	7.5
255	100.05	77.50–78.60	8.6	9.3	8.1

Экспериментально подтверждена работоспособность программного изменения рабочей частоты драйвера инвертора через изменение сопротивления в частотоподающей цепи драйвера с помощью цифрового потенциометра 2. Получена монотонная зависимость

частоты от эквивалентного сопротивления: при увеличении сопротивления цифрового потенциометра 2 частота уменьшается. Диапазон изменения рабочей частоты системы составил 62.12–68.66 кГц (см. табл. 3) с относительной погрешностью 1.51%.

Таблица 3. Результаты экспериментальных измерений по оценке влияния сопротивления цифрового потенциометра 2 на рабочую частоту драйвера инвертора IR25603

D , шаг	$R_{wb,2}$, кОм (теор.)	$R_{wb,2}$, кОм (эксп.)	f , кГц (теор.)	f , кГц (эксп.)	δ_f , %
0	0.045	0.041	69.71	68.66	1.51
64	0.326	0.321–0.323	67.82	67.02	1.17
128	0.606	0.592–0.596	66.08	65.13	1.43
192	0.885	0.858–0.867	64.44	63.64	1.24
255	1.160	1.118–1.141	62.90	62.12	1.23

В табл. 4 приведены реализованные диапазоны ключевых изменяемых параметров комплекса и состав модулей, обеспечивающих реконфигурацию экспериментального модульного комплекса для многопараметрических исследований систем индуктивной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов. Комплекс обеспечивает программное изменение частоты и напряжения питания инвертора, аппаратную перестройку эквивалентной нагрузки в двух диапазонах (низкоомном и высокоомном), подключение компенсирующих конденсаторов (фиксированный и произвольный варианты) и коммутацию типа компенсации (последовательную/параллельную). Вычисление выходной мощности P_{OUT} выполняется на принимающей части посредством измерения значений V_{OUT} и I_{OUT} .

Табл. 4. Итоговые параметры экспериментального модульного комплекса для многопараметрических исследований систем индуктивной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов

Параметр	Значение / диапазон	Комментарий
Программное изменение напряжения питания инвертора V_S , В	9.3–12.5 $\pm$ 8.1%	По табл. 2
Программное изменение частоты f , кГц	62.12–68.66 $\pm$ 1.51%	По табл. 3
Модуль нагрузочного резистора (низкоомный), Ом	1–256 $\pm$ 5% с шагом 1	Модули Пер. НР и Прин. НР на рис. 3

Модуль нагрузочного резистора (высокоомный), Ом	510–7410 $\pm 2.2\%$ с шагом 510	
Модуль компенсирующего конденсатора (фиксированный), нФ	0.1–13.23 (шаг 0.1 нФ);	Модули Пер. КК и Прин. КК на рис. 3
Модуль компенсирующего конденсатора (фиксированный)	Подключение двух произвольных конденсаторов	
Коммутация компенсации	SS, SP, PS, PP	Механические переключатели

5. ВЫВОДЫ

Установлена возможность модульной организации экспериментального комплекса для многопараметрических исследований систем индуктивной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов. Это достигается использованием сменных модулей и коммутации различных типов компенсации (SS, SP, PS, PP). Комплекс обеспечивает аппаратное изменение высокоомной эквивалентной нагрузки в диапазоне 510–7410 Ом ($\pm 2.2\%$, шаг 510 Ом), низкоомной эквивалентной нагрузки в диапазоне 1–256 Ом ($\pm 5\%$, шаг 1 Ом), а также емкости компенсирующего конденсатора в диапазоне номиналов 0.1–13.23 нФ ($\pm 4.67\%$, шаг 0.1 нФ). Таким образом, разработанный экспериментальный модульный комплекс обеспечивает проведение многопараметрических исследований и снимает необходимость разработки отдельных систем индуктивной передачи энергии под каждую экспериментальную задачу.

Практически реализовано программное изменение напряжения источника питания и рабочей частоты экспериментального модульного комплекса с помощью цифровых потенциометров. Экспериментально установлено, что диапазон изменения напряжения питания инвертора составляет 9.3–12.5 В при относительной погрешности $\pm 8.1\%$, а диапазон изменения частоты – 62.12–68.66 кГц при относительной погрешности $\pm 1.51\%$. Полученные результаты подтверждают работоспособность программного задания обоих параметров. Для повышения точности регулирования напряжения рекомендуется установка цифрового потенциометра 1 в нижнее плечо делителя напряжения или замена цифрового потенциометра на формирование опорного уровня обратной связи через цифро-аналоговый преобразователь с буферизацией. Для повышения точности и стабильности частоты генерируемого входного сигнала предлагается использование DSP (цифрового сигнального процессора).

Разработанный модульный комплекс ориентирован на решение экспериментальных задач в области беспроводной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов. Это обеспечивается совокупностью реализованных технических решений: программным регулированием амплитуды напряжения питания и рабочей частоты инвертора, а также аппаратной реконфигурацией комплекса за счет сменных модулей нагрузки, компенсации и катушечной пары. Благодаря такой универсальности комплекс может применяться не только для исследований систем энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов, но и при испытаниях других маломощных беспроводных систем электропитания, включая портативную электронную технику и бытовые устройства малой и средней мощности.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования науки России в рамках реализации крупного научного проекта (соглашение № 075-15-2024-555 от 25.04.2024).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Greatbatch W., Holmes C.F.* IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 1991. V. 10. № 3. P. 38. <https://doi.org/10.1109/51.84185>.
2. *Larsson B., Elmqvist H., Ryden L., Schueller H.* Pacing Clin. Electrophysiol. 2003. V. 26. P. 114. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9592.2003.00162.x>.
3. *Danilov A.A., Mindubaev E.A., Gurov K.O.* 2019 IEEE Wireless Power Transfer Conf. (WPTC). 2019. P. 355. <https://doi.org/10.1063/1.5121940>
4. *Hu L., Fu Y., Ruan X., Xie H., Fu X.* ASAIO J. 2016. V. 62. № 1. P. 56. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000289>
5. *Fu Y., Hu L., Ruan X., Fu X.* Artif. Organs. 2015. V. 39. № 4. P. 378. <https://doi.org/10.1111/aor.12384>
6. *Горский О.В.* Информ.-управл. системы. 2013. Т. 67. № 6. С. 48.
7. *RamRakhyani A.K., Mirabbasi S., Chiao M.* IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst. 2011. V. 5. № 1. P. 48. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2010.2072782>
8. *Mao S., Wang H., Mao Z.-H., Sun M.* AIP Advances. 2018. V. 8. № 5. Art. 056603. <https://doi.org/10.1063/1.5007236>
9. *Danilov A.A., Mindubaev E.A., Selishchev S.V.* Prog. Electromagn. Res. B. 2016. V. 69. P. 61. <https://doi.org/10.2528/PIERB16062805>

10. Ngini M.A., Truong Ch.T., Choi S.J. IEEE Access. 2025. V. 13. P. 15885.
<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2025.3532661>
11. Domajnko J., Težak O., Truntič M., Prosen N. Electronics. 2025. V. 14. № 1. Art. 6.
<https://doi.org/10.3390/electronics14010006>
12. Hannan M.A., Hussein H.A., Mutashar S., Samad S.A., Hussain A. Sensors. 2014. V. 14. № 12. P. 23843. <https://doi.org/10.3390/s141223843>
13. Lin M., Qiu D., Luo C., Zhang B., Xiao W. IET Power Electron. 2021. V. 14. P. 862.
<https://doi.org/10.1049/pel2.12070>
14. Рекутов О.Г., Пучков А.Н., Пчельников В.А. и др. ПТЭ. 2022. № 2. С. 52.
<https://doi.org/10.31857/S0032816222020069>
[O.G. Rekutov, V.M. Rulevskii, A.N. Puchkov et al. Instrum. Exp. Tech. 2022. V. 65. № 2. P. 246. <https://doi.org/10.1134/S0020441222020063>.]
15. Hui S.Y.R., Yang Y., Zhang Ch. IEEE J. Emerg. Sel. Topics Power Electron. 2023. V. 11. № 3. P. 2412. <https://doi.org/10.1109/JESTPE.2023.3237792> .
16. Данилов А.А. Проектирование и оптимизация энергетических трактов в составе систем беспроводного питания имплантируемых медицинских приборов. М.: Знание-М, 2023.
17. ITU T Recommendation K.91. Guidance for assessment, evaluation and monitoring of human exposure to radio frequency electromagnetic fields.
18. IEC/IEEE 63184:2025. International Standard for the Measurement of the Specific Absorption Rate of Wireless Devices.
19. Schormans M., Valente V., Demosthenous A. IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst. 2018. V. 12. № 5. P. 1112. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2018.246020> .
20. Ibrahim A., Meng M., Kiani M. IEEE Sensors J. 2018. V. 18. № 9. P. 3813.
<https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2812420> .
21. Vorst A., Rosen A., Kotsuka Y. RF/Microwave Interaction with Biological Tissues. Hoboken: John Wiley & Sons, 2006.
22. Постановление Правительства Российской Федерации от 18 сентября 2019 г. № 1203 47 “Об утверждении Таблицы распределения полос радиочастот между радиослужбами Российской Федерации и признании утратившими силу некоторых постановлений Правительства Российской Федерации”.

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Эквивалентная схема системы индуктивной передачи энергии на основе индуктивно-связанных передающей и принимающей частей с последовательной или параллельной компенсацией конденсаторов (параллельное подключение конденсаторов показано пунктирной линией); эквивалентная нагрузка представлена резистором, а источник питания – полумостовым инвертором

Рис. 2. Функционально-блочная схема реализации экспериментального модульного комплекса. Принадлежность модуля к части комплекса: Пер. – передающая, Прин. – принимающая. Модули: ПД – передатчик данных; НР – нагрузочный резистор; КК – компенсирующий конденсатор; КИ – катушка индуктивности; ПН – преобразователь напряжения. Линии: сплошная тонкая – канал передачи питания 5 В; сплошная утолщенная – канал передачи силового питания; штриховая – канал передачи информации; пунктирная – канал беспроводной передачи информации; штрихпунктирная – подключаемый модуль

Рис. 3. Общий вид экспериментального модульного комплекса для многопараметрических исследований систем индуктивной передачи энергии имплантируемых медицинских приборов

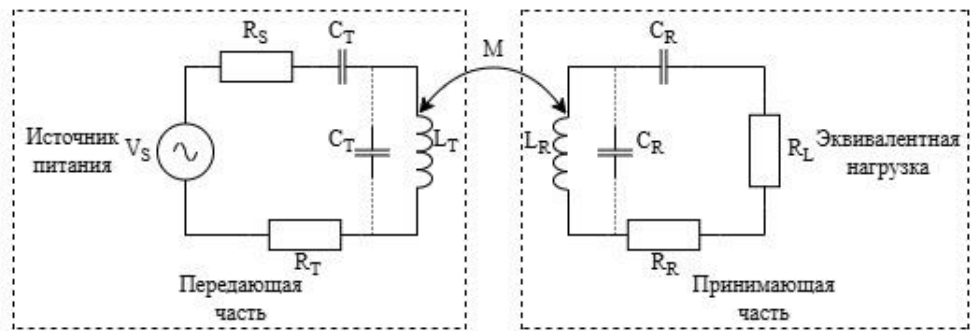


Рис. 1.

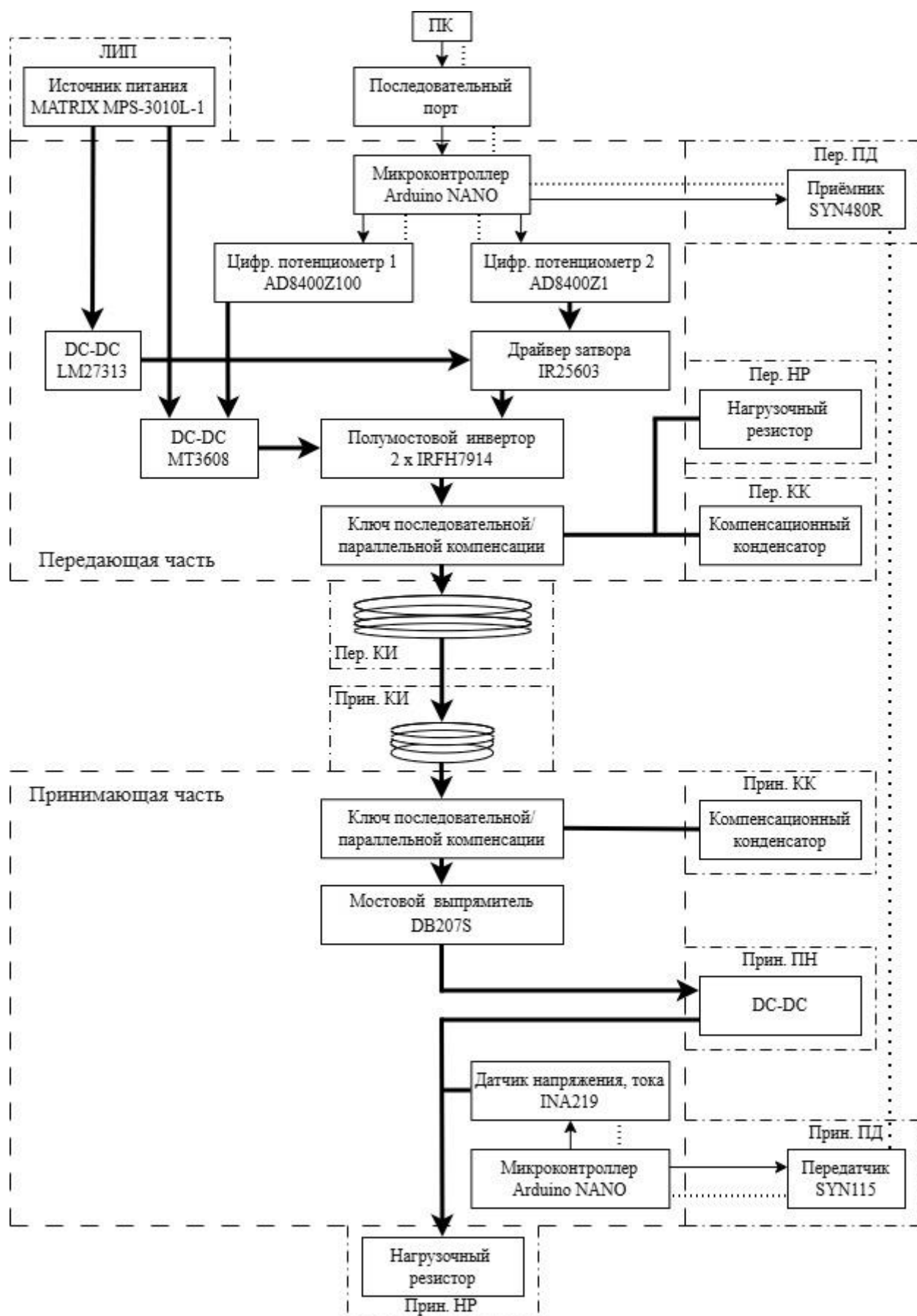


Рис. 2.

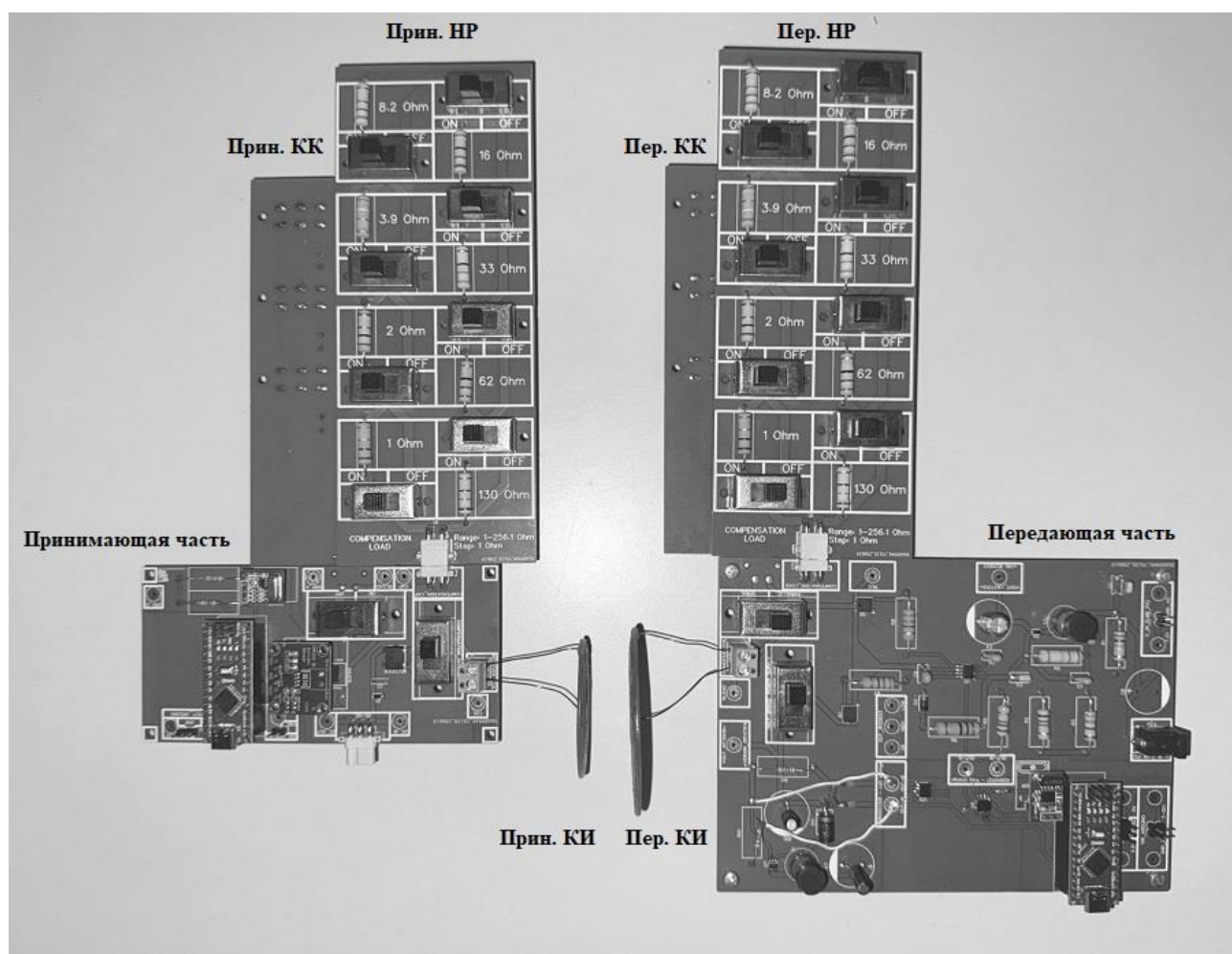


Рис. 3.