

---

## НОВЫЕ РАДИОЭЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ И ЭЛЕМЕНТЫ

---

УДК 538.945

# ДИЗАЙН БИОПОДОБНОГО СПАЙКОВОГО НЕЙРОНА НА ОСНОВЕ НАНОРАЗМЕРНЫХ ДЖОЗЕФСОНОВСКИХ КОНТАКТОВ С ЗОЛОТЫМ ПРОВОДОМ В ОБЛАСТИ СЛАБОЙ СВЯЗИ

© 2025 г. Г. И. Губочкин<sup>a, b</sup>, А. А. Елистратова<sup>c, d</sup>, А. Г. Шишкин<sup>c</sup>,  
М. С. Сидельников<sup>c</sup>, Н. В. Кленов<sup>a, b, \*</sup>, В. С. Столяров<sup>c, d</sup>

<sup>a</sup>Физический факультет Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова,  
Ленинские горы 1, стр. 2, Москва, 119991 Российская Федерация

<sup>b</sup>Научно-исследовательский институт ядерной физики им. Д. В. Скobelцына,  
Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова,  
Ленинские горы 1, стр. 2, Москва, 119234 Российская Федерация

<sup>c</sup>Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет),  
Институтский пер., 9, Долгопрудный, Московской обл., 141700 Российская Федерация

<sup>d</sup>Всероссийский научно-исследовательский институт автоматики им. Н. Л. Духова,  
ул. Сущевская, 22, Москва, 127030 Российская Федерация

\*E-mail: nvklenov@mail.ru

Поступила в редакцию 22.08.2024 г.

После доработки 07.12.2024 г.

Принята к публикации 09.12.2024 г.

Представлены результаты экспериментального исследования новых технологических решений для создания базовых элементов в составе компактных биоподобных спайковых нейронов: наноразмерных джозефсоновских контактах с золотым проводом в области слабой связи. Найден дизайн нейрона в целом, для которого малая емкость наноразмерных контактов, выступавшая ранее одним из основных ограничений при практической реализации, уже не является проблемой; работоспособность предложенного схемотехнического решения подтверждается численным моделированием. На основе предложенного решения разработана топология биоподобного нейрона, необходимые для отладки технологических процессов по изготовлению более сложных нейросетей. Полученные результаты открывают новые возможности для создания высокопроизводительных и энергетически эффективных нейронных сетей, что может иметь значительное влияние на развитие искусственного интеллекта и квантовых технологий.

**Ключевые слова:** эффект Джозефсона, нанонити, элементы нейросетей

**DOI:** 10.31857/S0033849425020088, **EDN:** GLJELH

## ВВЕДЕНИЕ

Разработка нейросетей, основанных на биоподобных спайковых нейронах, является одним из ключевых направлений исследований в области искусственного интеллекта. Эти сети, как ожидается, будут лучше подходить для параллельной обработки данных и адаптироваться к изменяющимся условиям. Они могут стать основой для создания высокопроизводительных и энергоэффективных моделей, необходимых для понимания работы живого мозга [1, 2].

Однако, несмотря на все преимущества, существует проблема: базовые ячейки для наиболее быстродействующих и энергоэффективных джозефсоновских реализаций имеют слишком большие планарные размеры, что ограничивает масштабируемость таких систем.

Разумным решением описанной проблемы нам представляется переход к использованию джозефсоновских контактов с нормальной (например, золотой) областью слабой связи. Ведь в традиционных джозефсоновских туннельных гетероструктурах

сверхпроводник/изолятор/сверхпроводник (SIS) ограничения на планарные размеры снизу вытекают из необходимости иметь критический ток,  $I_C$ , существенно превосходящий величину токовых флуктуаций. С другой стороны, в этой технологии внутренняя часть гетероструктуры должна быть значительно больше, чем регион, локализованный на ее краях. Джозефсоновские гетероструктуры с металлическим типом проводимости в области слабой связи позволяют достигать плотности критического тока  $J_C \approx 10^2 \div 10^3 \text{ кA}/\text{см}^2$  при расстоянии между электродами в несколько десятков нанометров.

В данной работе мы хотим проверить, возможны ли на практике создание джозефсоновских контактов с нормальной областью слабой связи (SNS), позволяющих преодолеть существующие ограничения на миниатюризацию джозефсоновских биоподобных нейронов [3–7].

### 1. SNS-КОНТАКТЫ: ИЗГОТОВЛЕНИЕ ОБРАЗЦОВ

Основной причиной выбора гетероструктур сверхпроводник/нормальный металл/сверхпроводник (SNS-контактов) в качестве нелинейных элементов биоподобного нейрона является борьба за миниатюризацию устройства. Эти соображения заставили нас использовать при изготовлении образцов методы, обеспечивающие субмикронные масштабы планарной структуры. Метод магнетронного напыления позволяет создавать только пленки с большим коэффициентом диффузии  $D$ , из-за чего происходит значительное подавление сверхпроводящей щели ниобия, так как длина когерентности Гинзбурга-Ландау  $\xi_{GL} \propto \sqrt{D}$ . Однако такой подход позволяет полностью контролировать дизайн устройства, что необходимо для практического применения изготавливаемых образцов.

Процесс создания SNS-контактов начинается следующим образом: на подложку Si/SiO<sub>2</sub> наносится резист AR-P 6200.04 толщиной 70 нм, далее производится электронная литография (ток луча  $I = 3 \times 10^{-10} \text{ А}$ ). Мaska проявляется в растворителе AR600–546 в течение одной минуты, затем неполимеризовавшиеся участки резиста смываются водой. После достижения остаточного давления в камере  $1 \times 10^{-8} \text{ мбар}$  для очистки поверхности подложки осуществляется травление в высокочастотной (ВЧ) аргоновой плазме (частота  $f_{\text{ВЧ}} = 13.56 \text{ МГц}$ , мощность ВЧ-генератора  $P_{\text{ВЧ}} = 80 \text{ Вт}$ , напряжение смещения  $U_0 = 520 \text{ В}$ , давление газа  $P_{\text{Ar}} = 2.10 \times 10^{-2} \text{ мбар}$ , время травления – 3 цикла по 20 с). Далее без разрыва вакуума производится высокочастотное магнетронное напыление золота – нормального металла в составе джозефсоновской гетероструктуры ( $P_{\text{ВЧ}} = 100 \text{ Вт}$ , напряжение  $U_0 = 130 \text{ В}$ ,  $P_{\text{Ar}} = 4.0 \times 10^{-3} \text{ мбар}$ , скорость

напыления  $v = 0.41 \text{ нм}/\text{с}$ , толщина пленки  $h_{\text{Au}} = 30 \text{ нм}$ ).

После этого для напыления сверхпроводящего – ниобиевого – слоя повторно наносили резист AR-P 6200.04 толщиной 140 нм и производили электронную литографию по вышеописанной технологии. Перед магнетронным напылением трижды осуществляли травление слоя золота аргоном в течение 20 с. После этого производили магнетронное напыление ниобия (мощность плазмы  $P_{\text{ВЧ}} = 200 \text{ Вт}$ ,  $U = 410 \text{ В}$ , давление газа  $P_{\text{Ar}} = 4.0 \times 10^{-3} \text{ мбар}$ , скорость напыления  $v = 0.23 \text{ нм}/\text{с}$ ,  $h_{\text{Nb}} = 0.23 \text{ нм}/\text{с}$ ). Таким образом было изготовлено три чипа с образцами, у которых варьировались длина полоски золота ( $L = 105 \dots 275 \text{ нм}$ ) и ширина подводящих ниобиевых kontaktов ( $W = 500 \dots 1250 \text{ нм}$ ).

### 2. SNS-КОНТАКТЫ: ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

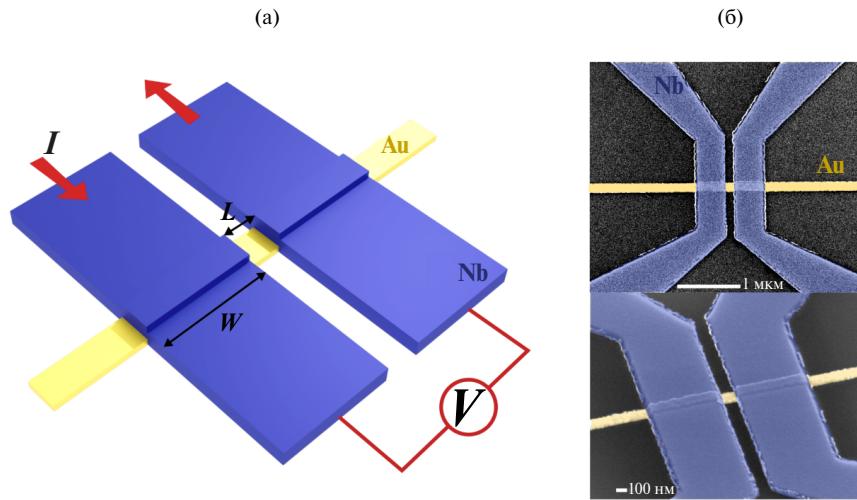
Измерения производились в рефрижераторе растворения, позволяющем достичь температуры 0.2 К. Образцы подключались по четырехконтактной схеме (рис. 1а), их фотографии, полученные с помощью сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) приведены на рис. 1б. Были изучены вольт-амперные характеристики (ВАХ) образцов при различных температурах вплоть до критической  $T_{C_{\text{Nb}}} = 7.9 \text{ К}$  для пленки Nb и при различных полях (до 3.5 Тл).

ВАХ образцов имеют гистерезисы вблизи критического тока  $I_C$ , свойственные геометрии мостика из тонкого нормального проводника, что вызвано нагреванием золота (рис. 2а). Вольт-амперные характеристики всех образцов содержат необычные для SNS-контактов области избыточного тока, которые при некотором значении тока  $I_{C2}$  резко сменяются линейным участком (рис. 2а). С точки зрения данной работы важно, что были получены относительно большие [8], хорошо воспроизводимые значения плотности критических токов  $I_C$  (рис. 2б).

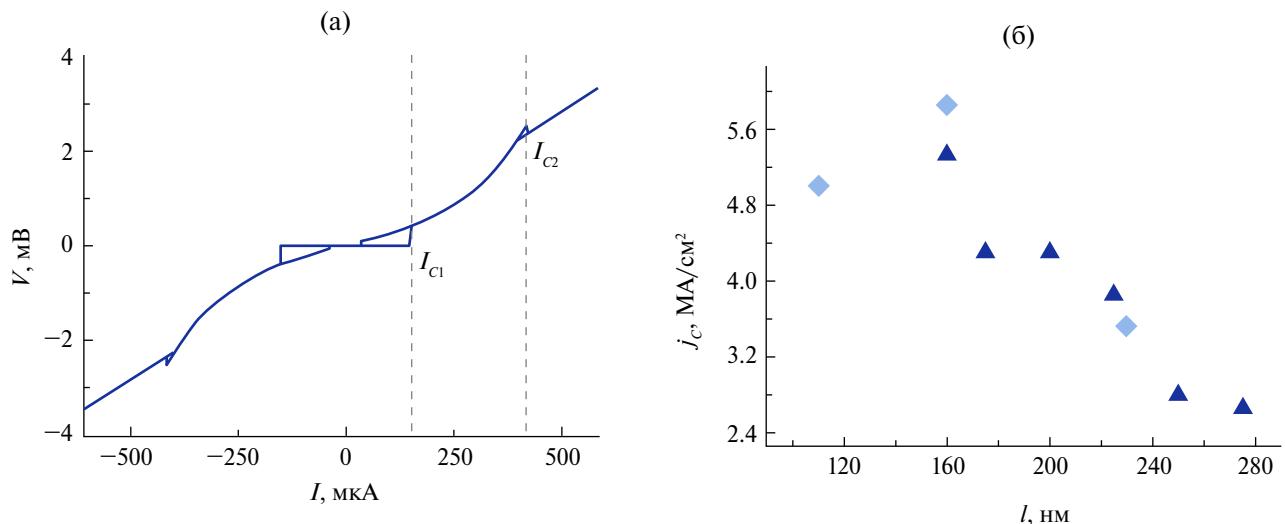
Были проведены также измерения ВАХ образцов в магнитном поле сверхпроводящего соленоида. Зависимость дифференциального сопротивления образца от перпендикулярно направленного магнитного поля имеет вид плавно выходящей на ноль кривой, характерной для длинного мостика, в котором поле разрывает куперовские пары, монотонно подавляя критический ток [9, 10] (рис. 3). Исчезновение особенностей ВАХ при полях, близких к критическому полю ниобия (~ 3 Тл), может указывать на то, что они связаны с особенностями топологии ниобиевых электродов.

Критический ток падает до нуля при температурах около 6 К (рис. 4а).

Зависимость дифференциального сопротивления SNS-контакта от температуры при токе  $I = 10 \text{ мкA}$  ( $I \ll I_C$ ) представлена на графике. В “проме-



**Рис. 1.** Джозефсоновский контакт: (а) – трехмерная модель; (б) – раскрашенные фотографии контактов, сделанные сканирующим электронным микроскопом перпендикулярно и под углом к плоскости чипа.



**Рис. 2.** Измерения при базовой температуре  $T = 200$  мК: (а) – вольт-амперная характеристика SNS-контакта (ширина электродов  $W = 750$  нм, расстояние между ними  $L = 230$  нм); (б) – зависимость плотности критического тока образцов от длины  $L$  золотого провода при  $W = 500$  нм (треугольники) и 750 нм (ромбики).

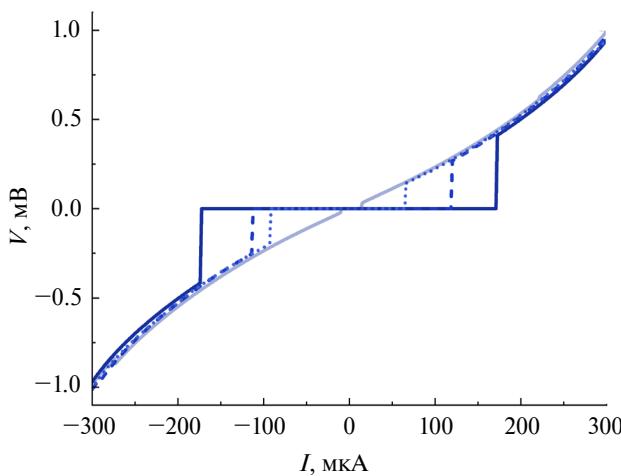
жуточной” области температур  $0.5 < T/T_{C\text{Nb}} < 0.9$  ( $T_{C\text{Nb}} \approx 8$  К) сопротивление SNS-границы  $R_b$  (рис. 4б) хорошо описывается соотношением:

$$R(T) = R_{\text{Au}} + 2R_b(T) = R_{\text{Au}} + 2A \left(1 - \frac{T}{T_{C\text{Nb}}}\right)^p, \quad (1)$$

где  $R_{\text{Au}}$  – сопротивление золотой полоски,  $A$  – феноменологический коэффициент, определяемый свойствами границы. Такая зависимость может быть объяснена проникновением в сверхпроводник квазичастиц с энергией, превышающей энергетическую щель  $\Delta_\infty(T)$  сверхпроводника вдали от границы раздела.

Таким образом, удельное сопротивление золота по оценкам составляло  $\rho_{\text{Au}} = 0.11$  мкОм·м, сопротивление нормального проводника –  $R_{\text{Au}} = 0.32$  Ом. Сопротивление границы оказывается значительно больше ( $R_b = 0.7 \div 2$  Ом). Используемый технологический процесс не позволяет создать интерфейсы, имеющие высокую прозрачность, так как металлы напыляются последовательно, с промежуточным извлечением из вакуумной камеры.

Таким образом, полученные джозефсоновские контакты демонстрируют практически все необходимые свойства для реализации сверхпроводникового



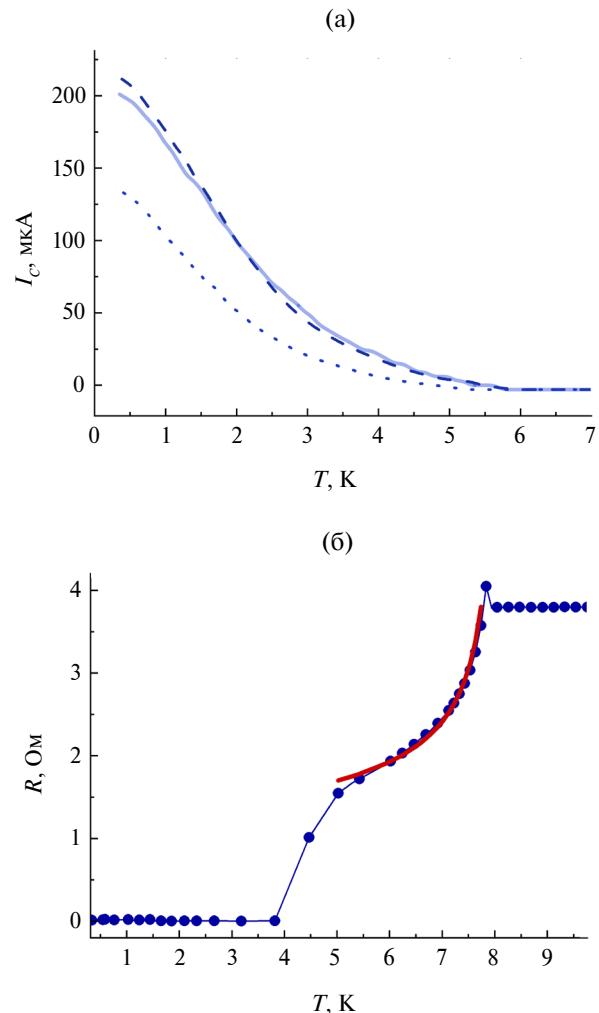
**Рис. 3.** Изменение вольт-амперной характеристики образцов при увеличении магнитной индукции приложенного поля: 12 мТл – темная сплошная кривая, 31 мТл – штриховая кривая, 49 мТл – пунктирная кривая, 87 мТл – светлая сплошная кривая.

нейрона. SNS-контакты имеют значительно большую плотность критического тока ( $j_{CSNS} \approx (3\dots 5) \times 10^6$  кА/см<sup>2</sup>), чем SIS-контакты ( $j_{CSIS} \sim 10$  А/см<sup>2</sup>) и не требуют шунтирования. Кроме того, SNS-контакты менее требовательны к заземлению в процессе изготовления. Существование критических токов ( $\sim 50$  мКА) при гелиевой температуре ( $\sim 4$  К) расширяет возможности прикладного использования образцов, так как они могут функционировать в более доступных криостатах замкнутого цикла. И лишь пре-небрежимо малая емкость таких структур, как будет показано далее, может стать проблемой при их использовании для создания биоподобных нейронов.

### 3. БИОПОДОБНЫЙ НЕЙРОН: ЭКВИВАЛЕНТНАЯ СХЕМА И МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Рассмотрим теперь эквивалентную схему настраиваемого биоподобного нейрона с тремя джозефсоновскими kontaktами (3JJ-нейрона, рис. 5) [11–13].

Выбор именно такого базового элемента обусловлен наличием у такой системы ряда “биологически мотивированных” динамических режимов работы, включая режимы “берстинга” и “травмированного” нейрона. Также была показана возможность переключения между динамическими режимами только за счет изменения тока питания. Можно сказать, что замена в исходной схеме одного из двух джозефсоновских kontaktов на двухконтактный интерферометр ( $JJ_1, JJ_2, L_{SQ}$ ) существенно



**Рис. 4.** Температурные зависимости: (а) – критического тока трех SNS-контактов ( $L = 105$  нм,  $W = 750$  нм – сплошная кривая,  $L = 230$  нм,  $W = 750$  нм – кривая из точек,  $L = 160$  нм,  $W = 500$  нм – штрихованная кривая). При значении  $T_{C SNS} = 6$  К происходит полный переход к нормальной проводимости через полоску Au; (б) – сопротивления SNS-контакта ( $W = 500$  нм,  $L = 160$  нм) при токе  $I = 10$  мКА ( $I \ll I_C$ ). Точки соответствуют экспериментальным данным, сплошная кривая – выражению (1).

облегчает управление нейроном *in situ* [14, 15], увеличивает диапазон рабочих параметров.

Принципиальной особенностью предлагавшихся ранее 3JJ-нейронов является относительно большая емкость джозефсоновских kontaktов, обеспечивающая необходимую “инерционность” динамических процессов в системе. Наноразмерные SNS-контакты большой емкостью обладать не могут, а использование штырьковых конденсаторов на чипе возвращает нас к слишком большим планарным размерам базовых ячеек. Для того, чтобы разрешить наметившееся противоречие, в данной работе мы изучили возможность

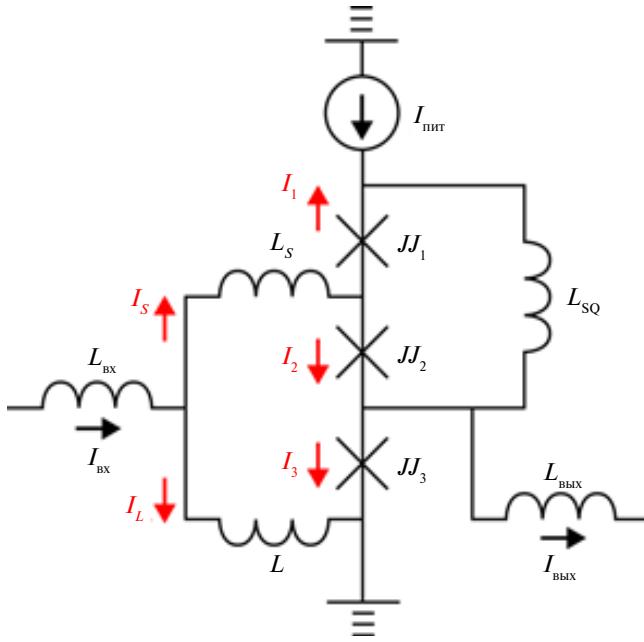


Рис. 5. Эквивалентная схема 3JJ-нейрона [11, 12], на которой крестами отмечены джозефсоновские контакты, а стрелками – протекающие токи.

функционирования 3JJ-нейрона на безземкостных ( $\beta_C \cong 0$ ) джозефсоновских контактах.

Нам удалось продемонстрировать различные динамические режимы работы, отталкиваясь в моделировании от характеристик изготовленных SNS-контактов. На рис. 6а представлены для примера временные зависимости тока на входном и напряжения на выходном контактах для “регулярного” режима работы, когда генерируются столько выходных импульсов требуемого вида, сколько приходит на вход. На рис. 6б аналогичные результаты приведены для “травмированного” режима, при котором после первого выходного импульса система переходит реагировать на подаваемые на вход импульсы. Выходное напряжение снимается с контакта  $JJ_3$ .

Динамические процессы в исследуемой системе моделируются на основе системы дифференциальных уравнений для разности фаз параметра порядка на каждом джозефсоновском контакте. Падение напряжения  $V_k$  на  $k$ -ом контакте связано с изменением джозефсоновской фазы  $\phi_k$  на нем основным соотношением Джозефсона ( $\Phi_0$  – сверхпроводящий квант магнитного потока)

$$V_k = \frac{\Phi_0}{2\pi} \frac{d\phi_k}{dt}. \quad (2)$$

В рамках такой модели ток через джозефсоновский контакт связан с фазой соотношением

$$I_k = C_k \frac{\Phi_0}{2\pi} \frac{d^2\phi_k}{dt^2} + \frac{1}{R_{nk}} \frac{\Phi_0}{2\pi} \frac{d\phi_k}{dt} + I_{ck} \sin \phi_k, \quad (3)$$

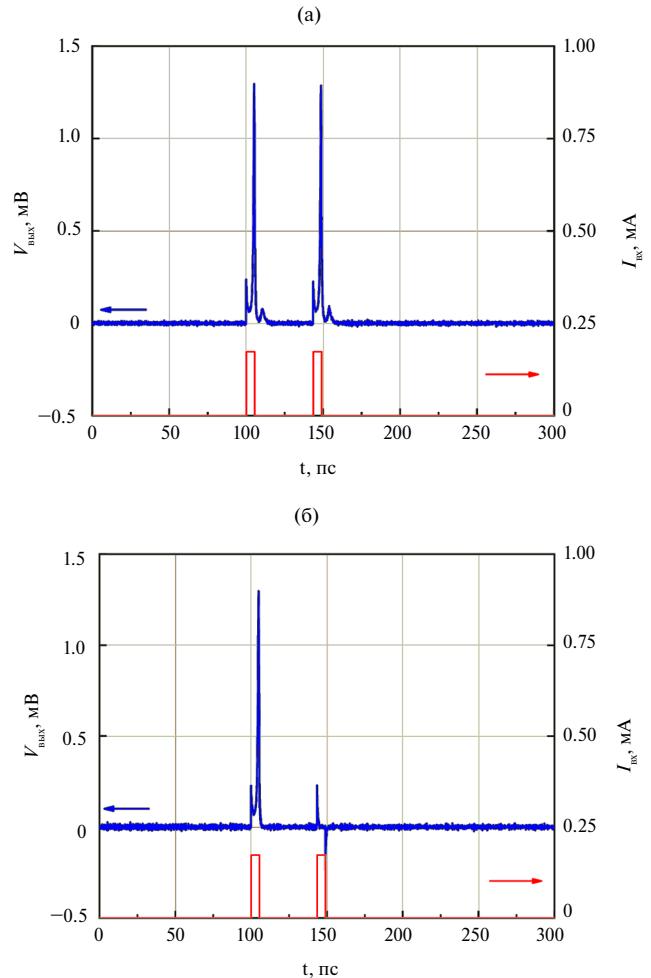


Рис. 6. Моделирование работы 3JJ-нейрона с учетом тепловых шумов при 0.3 К в программном комплексе JoSIM [16]: (а) – “регулярный” режим, (б) – “травмированный” режим. Параметры цепи:  $L_s = 7.12$  пГн,  $L_n = 5.87$  пГн,  $L_{SQ} = 13.86$  пГн,  $I_b = 524$  мкА,  $I_{вх} = 173$  мкА,  $I_{C1} = 231$  мкА,  $R_{n1} = 3.12$  Ом,  $\tau = 5.5$  пнс,  $I_{C2} = 168$  мкА (а) и  $I_{C2} = 258$  мкА (б),  $R_{n2} = 3.12$  Ом (а) и  $R_{n2} = 4.82$  Ом (б).

где  $C_k, I_{ck}, R_{nk}$  – емкость, критический ток и нормальное сопротивление  $k$ -го контакта.

Запишем 1-й и 2-й законы Кирхгофа для 3JJ-нейрона

$$\begin{cases} I_{вх} = I_L + I_s, \\ I_s = I_1 + I_2, \\ I_3 = I_1 + I_2 - I_{вых} + I_{пит}, \end{cases} \quad (4)$$

$$\begin{cases} L \frac{dI_L}{dt} = L_s \frac{dI_s}{dt} + V_2 + V_3, \\ V_2 = V_1 + L_{SQ} \frac{d(I_1 + I_{пит})}{dt}, \end{cases} \quad (5)$$

где  $I_L$  и  $I_S$  – токи через соответствующие соединительные элементы;  $I_k, V_k, (k = 1, 2, 3)$  – ток и напряжение для  $k$ -го джозефсоновского контакта,  $I_{\text{пит}}$  – постоянный ток питания. В систему (5) подставим

напряжения (2), выраженные через фазу контакта, а также токи, выраженные из системы (4). После избавления от дифференцирования получаем выражения для токов через контакты:

$$\left\{ \begin{array}{l} I_1 = -I_{\text{пит}} - \frac{\Phi_0}{2\pi L_{\text{SQ}}}(\varphi_1 - \varphi_2), \\ I_2 = I_{\text{пит}} + \frac{L}{L + L_s} I_{\text{вых}} + \frac{\Phi_0}{2\pi L_{\text{SQ}}}(\varphi_1 - \varphi_2) - \frac{\Phi_0}{2\pi(L + L_s)}(\varphi_2 + \varphi_3), \\ I_3 = I_{\text{пит}} + \frac{L}{L + L_s} I_{\text{вых}} - \frac{\Phi_0}{2\pi(L + L_s)}(\varphi_2 + \varphi_3) - I_{\text{вых}}. \end{array} \right. \quad (6)$$

Учет уравнений (3) вместе с системой (6) дает систему дифференциальных уравнений для джозефсоновских фаз на каждом из контактов, откуда, впоследствии, можно получить значения напряжений [16]. Также имеется возможность добавлять тепловой шум в схему через источники тока, подключенный параллельно каждому тепловыделяющему элементу (наличие шумов на рис. 6а, бб):

$$I_{\text{шум}} = \sqrt{\frac{4k_B T}{R}}, \quad (7)$$

где  $k_B$  – постоянная Больцмана,  $T$  – температура,  $R$  – сопротивление элемента.

#### 4. БИОПОДОБНЫЙ НЕЙРОН: РАЗРАБОТКА ДИЗАЙНА

При разработке дизайна 3JJ-нейрона за основу были взяты характеристики двух исследованных наноразмерных SNS-контактов с  $I_{C1} = 231 \text{ мА}$ ,  $R_{n1} = 3.12 \text{ Ом}$ , и  $I_{C2} = 168 \text{ мА}$ ,  $R_{n2} = 3.12 \text{ Ом}$ . Контакт

$JJ_3$  был идентичен контакту  $JJ_1$ . Предполагалось, что емкости контактов пренебрежимо малы. Для реализации схемы предполагается использовать только один слой ниобия толщиной 70 нм. Джозефсоновские SNS-контакты формируют путем укладывания ниобиевых электродов на золотую нить толщиной 30 нм и шириной 200 нм. Зазоры между электродами для выбранных контактов составляют 225 и 250 нм соответственно. Тогда выбранные на основе моделирования значения индуктивности соединений в схеме в размерных единицах равны:  $L_s = 7.12 \text{ пГн}$ ,  $L = 5.87 \text{ пГн}$ ,  $L_{\text{SQ}} = 13.86 \text{ пГн}$ . Ширина полосок сверхпроводника составляет 250 нм.

Расчет величин индуктивности для сверхпроводящих полосок проводили в программном комплексе 3D-MLSI [17]. Программа принимает на вход файл с характеристиками слоев (толщина слоя, лондоновская глубина проникновения) и чертежом рассчитываемой схемы с указанием терминалов для входа и выхода токов. При вычислениях использовали треугольную сетку с шагом 0.01 мкм (рис. 7).

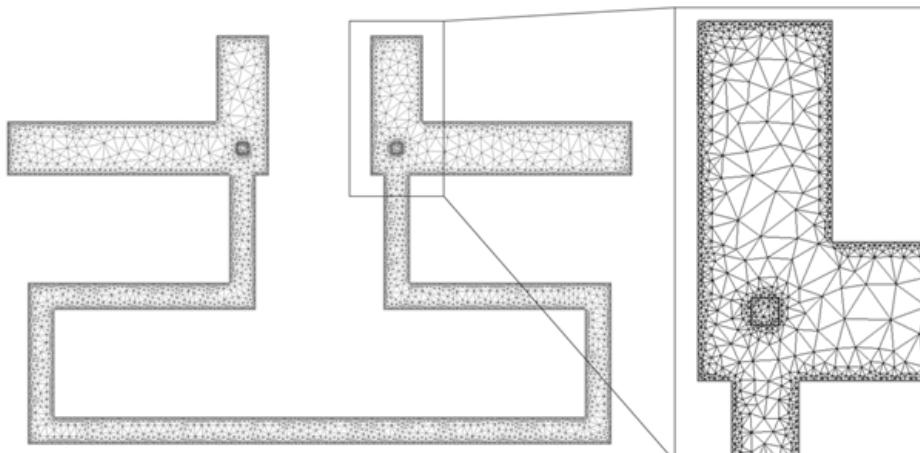


Рис. 7. Треугольная сетка, созданная для расчетов в программе 3D-MLSI с шагом 0.01 мкм на участке цепи, содержащем соединение с индуктивностью  $L_{\text{SQ}}$ .

На выходе программа выдает растекание электрических токов в схеме и матрицу с собственными и взаимными индуктивностями между каждым из заданных участков. Варьирование длин участков сверхпроводящей пленки между гетероструктурами позволяет получать соединения с индуктивностями, пригодные для демонстрации биоподобного поведения джозефсоновской системы.

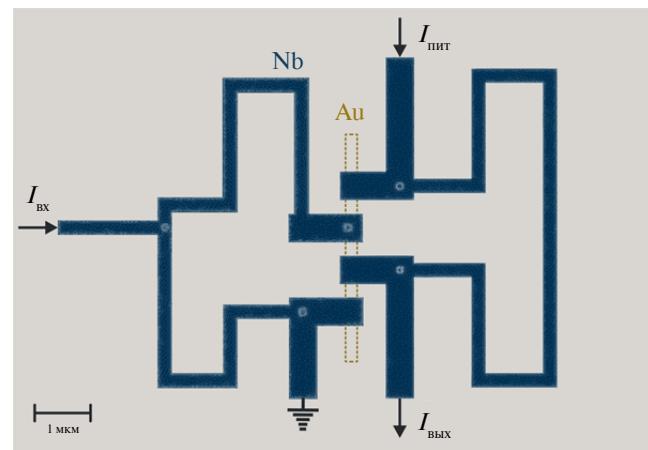
Созданный в результате дизайн, демонстрирующий возможность практического изготовления биоподобных нейронов на основе наноразмерных джозефсоновских структур, представлен на рис. 8. Для удобства растекание токов в элементах схемы по разные стороны золотой нити рассчитывали отдельно.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты свидетельствуют о возможности создания биоподобных спайковых нейронов с использованием наноразмерных джозефсоновских контактов с ниобиевыми электродами и золотым проводом в области слабой связи, размер которой составляет менее 200 нм.

Схемотехническое решение, предложенное для преодоления ограничения, связанного с малой емкостью таких наноразмерных SNS-контактов, оказалось вполне работоспособным, что было подтверждено численным моделированием. Также практическую ценность исследования подтверждает факт разработки конкретных дизайнов на основе джозефсоновских контактов с полученными характеристиками.

Дальнейшее развитие в области проектирования и разработки высокопроизводительных



**Рис. 8.** Дизайн 3JJ-нейрона на основе наноразмерных джозефсоновских контактов. Белыми штрихами схематически показано растекание токов, полученное на основе имитационного моделирования при помощи пакета 3D-MLS. Белыми квадратами обозначены виртуальные терминалы для разграничения участков индуктивностей в схеме.

и энергоэффективных нейронных сетей обещает значительное увеличение масштабируемости биоподобных (и, шире, спайковых) нейронов [18–21]. Это станет возможным благодаря освоению новых материалов и технологий для создания наноразмерных джозефсоновских kontaktов.

Также представляет интерес развитие алгоритмов и методов для обучения и настройки биоподобных нейронов. Их использование для тестирования перспективных подходов в области нейропкьютерных интерфейсов открывает новые горизонты в развитии искусственного интеллекта.

## КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы данной работы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Концепция перехода к использованию наноразмерных джозефсоновских контактов при создании биоподобных нейросетей исследована при поддержке гранта РНФ (№ 24-19-00187, <https://rscf.ru/project/24-19-00187/>). Изготовление SNS-контактов было поддержано грантом министерства науки и высшего образования РФ № 075-15-2024-632 от 14 июня 2024 г.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ponulak F., Kasinski A. // Acta Neurobiologiae Experimentalis. 2011. V. 71. № 4. P. 409. <http://doi.org/10.55782/ane-2011-1862>
2. Berggren K., Xia Q. Likharev K.K. et al. // Nanotechnology. 2021. V. 32. № 1. P. 012002. <http://doi.org/10.1088/1361-6528/aba70f>
3. Giazotto F., Peltonen J., Meschke M., Pekola J. // Nature Physics. 2010. V. 6. P. 254. <http://doi.org/10.1038/nphys1721>
4. Vasenko A.S., Kawabata S., Golubov A.A. et al. // Phys. Rev. B. 2011. V. 84. № 2. P. 024524. <http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevB.84.024524>
5. Tolpygo S., Bolkhovsky V., Rastogi R. et al. // IEEE Trans. 2019. V. AP-29. № 5. Pt. 1. Article No.110251. <https://doi.org/10.1109/TASC.2019.2904919>
6. Soloviev I.I., Bakurskiy S.V., Ruzhickiy V.I. et al. // Phys. Rev. Appl. 2021. V. 16. № 4. P. 044060. <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRevApplied.16.044060>
7. Ruf L., Elalaily T., Puglia C. et al. // APL Materials. 2023. V. 11. № 9. P. 091113. <https://doi.org/10.1063/5.0172714>
8. Skryabina O.V., Bakurskiy S.V., Shishkin A.G. et al. // Sci. Rep. 2021. V. 11. P. 15274. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-94720-5>

9. Cuevas J., Bergeret F. // Phys. Rev. Lett. 2007. V. 99. № 21. P. 217002. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.99.217002>
10. Rodrigo J.G., Suderow H., Vieira S. // Phys. Stat. Sol. (b). 2003. V. 237. № 1. P. 386. <https://doi.org/10.1002/pssb.200301798>
11. Skryabina O.V., Schegolev A.E., Klenov N.V. et al. // Nanomaterials. 2022. V. 12. P. 1671. <https://doi.org/10.3390/nano12101671>
12. Schegolev A.E., Klenov N.V., Gubochkin G.I et al. // Nanomaterials. 2023. V. 13. № 10. P. 2101. <https://doi.org/10.3390/nano13142101>
13. Crotty P., Schult D., Segall K. // Phys. Rev. E. 2010. V. 82. № 1. Article No. 011914. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.82.011914>
14. Toomey E., Segall K., Castellani M. et al. // Nano Lett. 2020. V. 20. № 11. P. 8059. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2007.15101>
15. Crotty P., Segall K., Schult D. // IEEE Trans. 2023. V. AP-33. № 4. Article No. 1800806. <https://doi.org/10.1109/TASC.2023.3242901>
16. Delport J., Jackman K., Roux P., Fourie C. // IEEE Trans. 2019. V. AP-29. № 5. Pt. 1. Article No. 1300905. <https://doi.org/10.1109/TASC.2019.2897312>
17. Khapaev M.M., Kidiyarova-Shevchenko A.Yu., Magnelind P., Kupriyanov M.Yu. // IEEE Trans. 2001. V. AP-11. № 1. P. 1090. <http://doi.org/10.1109/77.919537>
18. Karamuftuoglu M.A., Bozbey A., Razmkhah S. // IEEE Trans. 2023. V. AP-33. № 8. Article No. 1400607. <https://doi.org/10.1109/TASC.2023.3270766>
19. Zhu G., Kan Y., Zhang R. et al. // Supercond. Sci. Technol. 2024. V. 37. № 9. Article No. 095022. <http://doi.org/10.1088/1361-6668/ad6d9e>
20. Yamauchi T., Takeuchi N., Yoshikawa N. et al. // Supercond. Sci. Technol. 2024. V. 37. № 9. Article No. 095027. <http://doi.org/10.1088/1361-6668/ad55ce>
21. Pashin D.S., Bastrakova M.V., Rybin D.A. et al. // Nanomaterials. 2024. V. 14. № 10. P. 854. <http://dx.doi.org/10.3390/nano14100854>

# DESIGN OF A BIO-INSPIRED SPIKING NEURON BASED ON NANOSCALE JOSEPHSON CONTACTS WITH A GOLD WIRE IN THE WEAK LINK REGION

© 2025 G. I. Gubochkin<sup>a, b</sup>, A. A. Elistratova<sup>c, d</sup>, A. G. Shishkin<sup>c</sup>,  
M. S. Sidelnikov<sup>c</sup>, N. V. Klenov<sup>a, b, \*</sup>, V. S. Stolyarov<sup>c, d</sup>

<sup>a</sup>*Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University,  
Leninskie gory 1, bld. 2, Moscow, 119991 Russian Federation*

<sup>b</sup>*Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics, Lomonosov Moscow State University,  
Leninskie gory 1, bld. 2, Moscow, 119234 Russian Federation*

<sup>c</sup>*Moscow Institute of Physics and Technology (National Research University),  
Institutsky Lane, 9, Dolgoprudny, Moscow Region, 141700 Russian Federation*

<sup>d</sup>*Dukhov Automatic Research Institute (VNIIA),  
22 Sushchevskaya Str., Moscow, 127030 Russian Federation*

\*E-mail: nvklenov@mail.ru

Received August 22, 2024; revised December 7, 2024; accepted December 9, 2024

The results of an experimental study of new technological solutions for the creation of basic elements in compact bio-inspired spiking neurons are presented: we are talking about nanoscale Josephson contacts with a gold wire in the field of weak communication. The design of the neuron as a whole has been found, for which the low capacitance of nanoscale contacts, which was previously one of the main limitations in practical implementation, is no longer a problem. The operability of the proposed circuit solution is confirmed by numerical modeling. On this basis, the topologies of the bio-inspired neuron were developed. The results obtained open new possibilities for the creation of high-performance and energy-efficient neural networks, which can have a significant impact on the development of artificial intelligence and quantum technologies.

*Keywords:* Josephson Effect, nanowires, neural network elements