

## Разработка новых источников электрического тока для имплантируемых устройств

Д. С. Большин<sup>1,\*</sup>, П. М. Готовцев<sup>2†</sup>

<sup>1</sup>Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова,  
физический факультет, кафедра общей физики и молекулярной электроники  
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

<sup>2</sup>Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», отдел биотехнологий и биоэнергетики  
Россия, 123182, Москва, пл. Академика Курчатова, д. 1

(Статья поступила 18.05.2018; Подписана в печать 05.09.2018)

Данная работа посвящена моделированию и разработке источников электроэнергии для имплантируемых устройств на основе ранее не использованных физических принципах. Также в статье приведен обзор и выполнен сравнительный анализ характеристик существующих в теории и применяемых на практике технологий энергообеспечения имплантов.

PACS: 81.05.-t, 83.10.Rs, 84.60.-h, Lw:87.90.+y

УДК: 53.04, 53.06

Ключевые слова: системы поддержания физиологических и когнитивных процессов, источники электроэнергии для имплантируемых устройств, генераторы электрического тока, альтернативные источники энергии, биосовместимые технологии.

### ВВЕДЕНИЕ

Одним из современных направлений развития биомедицинских и микроэлектронных технологий является создание имплантируемых устройств (ИУ), таких как кардиостимуляторы, нейроимпланты и даже искусственные органы [1–7]. С момента появления кардиостимуляторов непрерывно ведется работа по решению проблем программирования имплантов, минимизации их размеров и усовершенствования системы подачи электроэнергии не только к самим устройствам, но и к их электронным контроллерам и индикаторам [5, 8, 9]. Основным источником электроэнергии для имплантов сейчас являются литий-ионные батареи, достаточно компактные и способные обеспечить работу кардиостимуляторов до 5 [10, 11] и даже до 14 лет [12], до 3 лет для некоторых нейростимуляторов [13] и менее года для биосенсоров [14]. Однако по истечении заряда батареи нередко требуется хирургическое вмешательство для замены батареи, электрода, а иногда и целого импланта [13, 15]. Такая процедура не только технологически сложна для случаев с электростимулирующими устройствами, но и сама по себе может представлять опасность для пациента [12]. Очевидно, для минимизации риска необходимо увеличить время работы ИУ, и это можно сделать тремя способами. Первый — увеличить емкость батареи [10], что не всегда возможно, т.к. емкость всегда напрямую связана с ее габаритами. Второй — программно оптимизировать работу устройства [9, 16], однако и здесь есть предел. Третий способ — это имплантирование постоянных генераторов тока, обладающих максимальными стабильностью и независимостью, а так же достаточной мощностью и компактностью. Таким обра-

зом, на сегодняшний день создание и развитие таких устройств является актуальной задачей.

Системы поддержания физиологических или когнитивных процессов (ПФКП) с включением имплантируемых электрогенераторов (ИЭГ) могут иметь больший срок действия или быть полностью автономными. Подобная схема была реализована для имплантируемых биосенсоров [14]. К тому же дополнительный источник энергии делает имплант устойчивее к неожиданному отказу. Следует еще раз отметить, что совершенствование и создание новых ИЭГ является актуальным и перспективным направлением с прикладной точки зрения.

### 1. ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ УЖЕ СУЩЕСТВУЮЩИХ И ПРЕДПОЛАГАЕМЫХ НОВЫХ ИСТОЧНИКОВ ЭЛЕКТРОЭНЕРГИИ ДЛЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ УСТРОЙСТВ

Работа некоторых источников электроэнергии (ИЭ) для ИУ может частично или полностью зависеть от жизнедеятельности или метаболизма человека, например, от степени подвижности тела, от содержания различных веществ в крови, от потока крови и др. Поэтому в этой работе все ИЭ разбиваются на два основных класса: независимые и частично зависящие от жизнедеятельности (ЖД) организма. Следует отметить еще одну важную характеристику ИЭ — в некоторых случаях ИЭ должен быть имплантирован непосредственно в организм, из которого он будет получать нужный ресурс для генерации. Также есть виды ИЭ, которые не требуют имплантации или не могут быть имплантированы в тело человека. Возможные ИЭГ, батареи и другие ИЭ изображены на рис. 1 [14, 17–22], в табл. 1 приведены их основные характеристики, а на рис. 2 изображены диапазоны потребляемой мощности для современных имплантов.

Из табл. 1 видно, что все частично или полностью разработанные технологии обладают существенными недостатками. ИЭ, требующие дополнительных ресур-

\*E-mail: ds.boljshin@physics.msu.ru

†E-mail: Gotovtsev\_PM@nrcki.ru

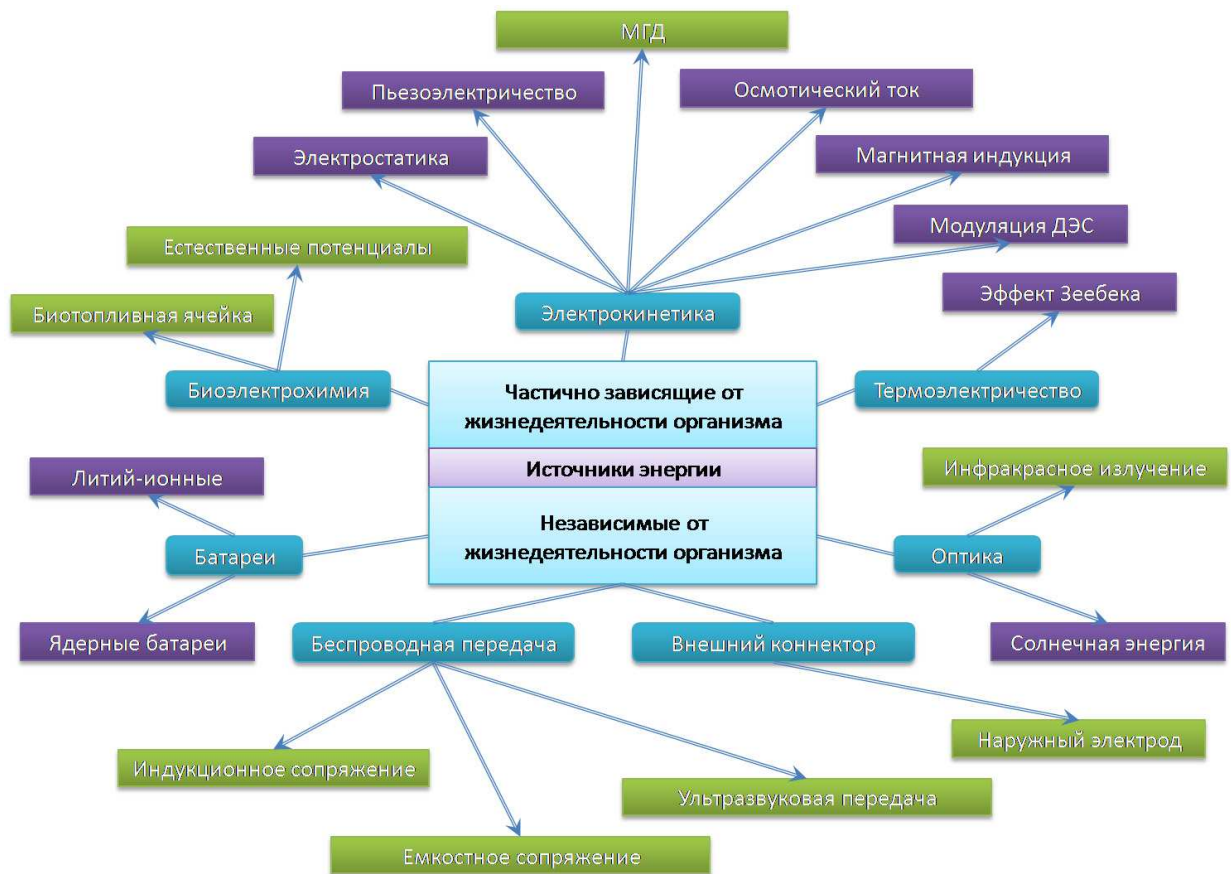


Рис. 1: Существующие и потенциально возможные ИЭ для ИУ; зеленым цветом обозначены имплантируемые ИЭ, сирены-вым — внешние и вариативные



Рис. 2: Диапазоны потребляемых мощностей ИУ, кроме вспомогательного устройства для левого желудочка и искусственного сердца (3–15 Вт) [14, 18, 19]

сов или технического обслуживания, а также имеющие малые мощности и короткие времена жизни, только усложняют эксплуатацию ПФКП, поэтому не будут востребованы. А нестабильность работы или присутствие

в технологии вредных для организма элементов несут в себе потенциальную опасность.

Учитывая все выше сказанное, глобальной задачей данной работы является создание устойчивого и без-

опасного ИЭГ на основе ранее не использованных в этих технологиях физических эффектов, а именно, магнитный гидродинамический (МГД) эффект и эффект двойного электрического слоя (ДЭС). Кровь сама по себе представляет собой слабый электролит [23] (табл. 2) с рН 7.36, находящийся в непрерывном движении, поэтому в ней можно наблюдать эти эффекты.

### 1.1. Модуляция двойного электрического слоя

Еще в начале прошлого столетия было установлено явление ДЭС [24], однако возможность строить достаточно полные теоретические модели появилась лишь относительно недавно за счет увеличения вычислительных мощностей и повышения точности измерительного оборудования [25]. Двойной электрический слой (ДЭС) — слой ионов, образующийся на поверхности частиц в результате адсорбции ионов из раствора, диссоциации поверхностного соединения или ориентирования полярных молекул на границе фаз (рис. 3). В результате на границе электролит/поверхность возникает эффективная емкость, модулируя эту эффективную емкость, можно добиться генерации электрического тока. Есть ряд примечательных работ, описывающих реализацию такой технологии, например, движение капли электролита по поверхности графена [26] или по поверхности с модулированным поверхностным зарядом [27]. Можно преобразовать энергию акустических колебаний или механических сдвигов в электрическую за счет модулирования ДЭС капли электролита между подвижными обкладками [22]. Особый интерес для создания потенциально имплантируемых источников энергии представляет вариант генерации на непрерывном потоке электролита по поверхности углеродного волокна [21, 28].

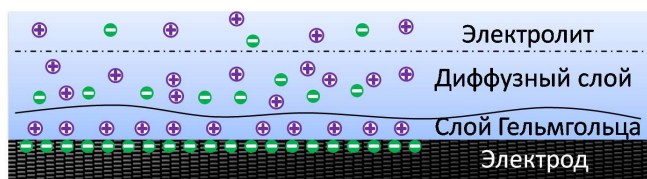


Рис. 3: Схема образования ДЭС в случае адсорбции на поверхности из электролита

### 1.2. Магнитная гидродинамика

В крови соль присутствует в виде диссоциированных положительных и отрицательных ионов. Для оценки количества заряда в потоке крови, возьмем артерию радиусом 3 мм и средней скоростью потока 15 см/с, тогда в секунду через сечение артерии проходит  $1.17 \times 10^{20}$  ионов  $\text{Na}^+$  (табл. 2), что в пересчете на заряд составляет почти 20 А. Следовательно, при наличии магнит-

ного поля на заряды будет действовать сила Лоренца, сепарирующая ионы по нормали к направлению движения, создавая разность потенциалов на электродах, имплантированных в кровотоки. Таким образом, появляется возможность добиться электрической генерации.

Кроме первостепенных вопросов данной технологии — подбора материалов электродов и моделирования происходящих физических и химических процессов — стоит вопрос источника стационарного магнитного поля и его (магнитного поля) формирования. Постоянные магниты разных размеров и материалов могут обеспечить поля до 0.5 Тл, однако, когда речь идет об имплантации, не все материалы и размеры могут быть приемлемы. В качестве решения в работе были предложены ферромагнитные частицы, они не могут дать сильных полей, но могут быть хорошо совместимы с технологией имплантов. Кроме того, эффект силы Лоренца может быть использован как дополнение или усовершенствование других технологий ИЭГ и усиления эффектов, например, того же ДЭС.

## 2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ И МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ

### 2.1. Технология получения электродов

В технологии имплантов мягкие органические материалы часто бывают предпочтительнее твердых неорганических, а иногда и единственно допустимыми [29]. Примером волокнистой полимерной структуры может служить гидрогель на основе полисахаридных криогелей. Такие криогели сегодня находят широкое применение [30–32], однако для генерации тока впервые были использованы в данной работе. Такая структура хороша не только с точки зрения биосовместимости, но и в плане конструкции, т.к. в нее легко вводить полезные компоненты и структуры прямо во время синтеза [29]. Аналогичный подход был выбран для синтеза материалов электродов в данной работе.

В 30 мл разогретой до 40 °С дистиллированной воды добавлялось 0.75 г поливинилового спирта, затем на магнитной мешалке все растворялось до гомогенного состояния при температуре 70 °С в течение 2 часов. Таким же образом и с такой же концентрацией готовился раствор ксантана, только при температуре 60 °С и в течение 30 мин. Далее в емкости с верхнеприводной мешалкой смешивались эти два раствора и 1.3% раствор биосовместимого проводящего полимера PEDOT:PSS (поли(3,4-этилендиокситиофен)полистиринсульфанат), который имеет почти в 2 раза больший по модулю зета-потенциал по сравнению с многостеночными углеродными нанотрубками [33, 34], в пропорции 5:5:3. Также в смесь были добавлены ферромагнитные наночастицы магнетита  $\text{FeO} \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$  60 нм в диаметре, полученные методом химического осаждения, в количестве 0.83% от массы сухого геля. Предельная концентра-

Таблица I: ИЭ, их технические характеристики и критерии применимости

Название ИЭ	Мощность	Достоинства	Недостатки
Независимые от ЖД организма ИЭ			
Литий-ионные батареи	До 300 Вт·ч/кг	Энергоёмкие Легко интегрируемые	Требуют замены Токсичные
Ядерные батареи	50 мкВт	Долгий срок действия Стабильность	Дорогие Риск радиационного заражения
Индукционное сопряжение	6–150 мВт	Высокая интенсивность передачи энергии	Ограниченность по частоте Зависимость от энергосети Влияние на посторонние ИУ
Ёмкостное сопряжение	-	Без ограничения по энергии	Нагрев Малые расстояния Большие размеры Зависимость от энергосети
Ультразвуковая передача	100 пВт–1.5 мВт/см <sup>2</sup>	Не влияет на посторонние ИУ Безопасно для организма	Зависимость интенсивности передачи от глубины Зависимость от энергосети Малая интенсивность
Наружный электрод	-	Нет ограничения по энергии Безопасно	Зависимость от аккумуляторной системы и энергосети
Инфракрасное излучение	До 22 мВт/см <sup>2</sup>	Большая интенсивность	Нагрев Большие размеры
Солнечная энергия		Возможность глазного имплантирования	Большая цена Узкая применимость
Частично зависимые от ЖД организма ИЭ			
Биотопливная ячейка	Энзимы 20–30 мкВт/см <sup>2</sup>	Биосовместимость	Малая мощность Малое время жизни
	Микробы 1 мВт/см <sup>2</sup>	Большая мощность	Небезопасно для организма
	Катодный катализ 2–180 мкВт/см <sup>2</sup>	Относительно долгое время жизни Биосовместимость	Малая мощность Неустойчивость
Естественные потенциалы	1–6 нВт	Стабильность Биосовместимость	Малая мощность
Термоэлектричество	При $\Delta = 1 - 7\text{K}$ до 180 мкВт/см <sup>2</sup>	Малый размер Неограниченное время жизни Недорого	Термозависимость
Электростатика	До 60 мкВт	Легкость производства Высокий потенциал Малый размер	Необходима предварительная зарядка Малая мощность Необходимость подвижности
Пьезоэлектричество	1.2 мкВт–1 Вт	Высокая мощность Малый размер Простая конструкция	Необходимость подвижности Плохая биосовместимость
Осмотический ток	До 100 Вт/см <sup>2</sup>	Большая мощность Малые размеры	Требует дополнительных ресурсов Сложность изготовления Неизвестно возможное влияние на организм Трудность реализации в организме
Магнитная индукция	300 нВт–70 Вт	Высокая мощность	Вибрации устройства Требует технического обслуживания Необходимость подвижности Возможное магнитное влияние на ИУ

Таблица II: Примерные данные о составе плазмы крови человека [23]

Вещество	Концентрация, г/100 мл	
	Катионы	
Натрий		0.31–0.34
Калий		0.016–0.021
Кальций		0.009–0.011
Магний		0.002–0.003
	Анионы	
Хлорид		0.36–0.39
Бикарбонат		0.2–0.24
Фосфат		0.003–0.004

циананочастиц, при которой гель не становился ломким и неустойчивым, была выбрана на основании работы [32]. На основании этой же работы гель прошел 4 цикла заморозки при  $-12^{\circ}\text{C}$  и оттаивания при  $25^{\circ}\text{C}$  по 24 часа каждый. Это необходимо для упаковки геля в устойчивую, не разрушаемую физиологическим раствором (ФР) матрицу.

## 2.2. Генерация тока

### 2.2.1. Оборудование и измерения

Для проведения эксперимента была спроектирована и выполнена на 3D-принтере проточная камера. Камера состоит из двух плоских стенок, расстояние между которыми 3 мм. В стенках камеры имеются симметричные прорезы, через которые взаимодействуют текущий ФР и встроенные в стенки камеры слои гидрогеля (рис. 4). Слои гидрогеля с наночастицами насажены на DIP корпуса, встроенные в съемные держатели. Эти держатели герметизируют камеру со стороны геля и через них электрические контакты выведены наружу. Плоская форма проточной камеры была выбрана для упрощения дальнейшего моделирования процессов, происходящих в ней и из соображений простоты конструкции.

Гелевые обкладки-электроды перед измерением набухали в ФР до предельных размеров. Прокатка ФР (0.9% концентрация NaCl) совершалась в импульсном режиме перистальтическим насосом. Такая прокатка была выбрана для того, чтобы приблизить условия эксперимента к условиям реального кровотока. Измерения значения силы тока между двумя обкладками или между концами одной обкладки не позволили обнаружить генерацию, однако ток удалось детектировать между одной обкладкой и нихромовой проволокой, проходящей через центр протока параллельно ему (рис. 4). Для измерений использовался мультиметр UNI-T UT804.

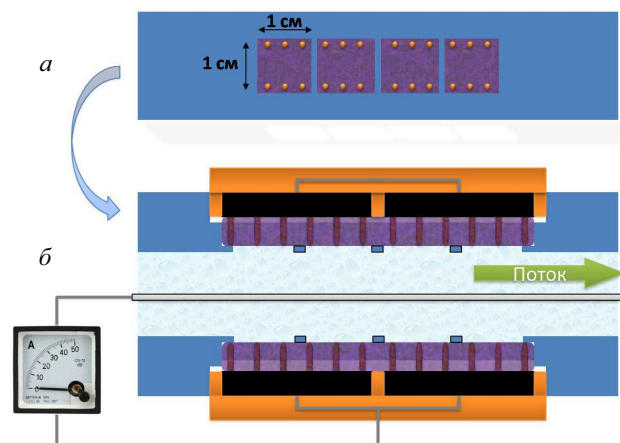


Рис. 4: а — Внутренняя сторона стенки проточной камеры; б — схема измерения тока генерации

### 2.2.2. Результаты эксперимента

Время, в течение которого гель набухает до предельных размеров, определялось экспериментально. Для этого кусочки сухого геля с наночастицами помещались в ФР и периодически проводилось их взвешивание на аналитических весах Ohaus PA64C (рис. 5). Кроме того было экспериментально подтверждено, что наночастицы не вымываются из геля в потоке ФР и сам гель не разрушается.

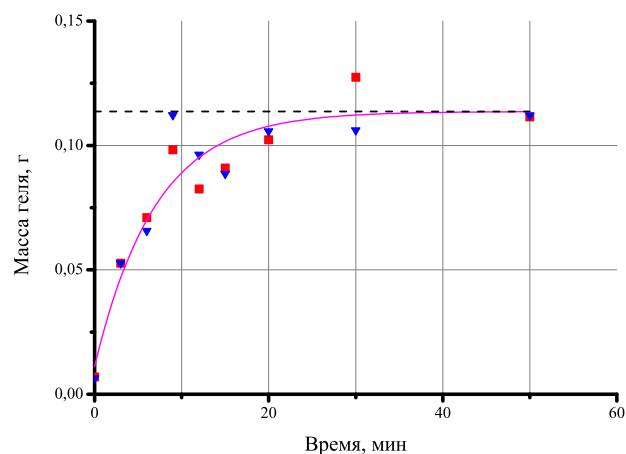


Рис. 5: Зависимость массы гелей от времени нахождения в ФР, красным и синим обозначены первый и второй образец

При включении потока генератор в течение нескольких минут выдавал пиковую мощность, затем она медленно спадала до незначительных величин (рис. 6,а). Однако, после примерно 2.5 часов релаксации, генерация относительно быстро вышла на стационарный режим генерации 21–23 нА (рис. 6,б). Кроме этого, следует отметить еще два важных результата.

Во-первых, при отключении насоса генерация тока

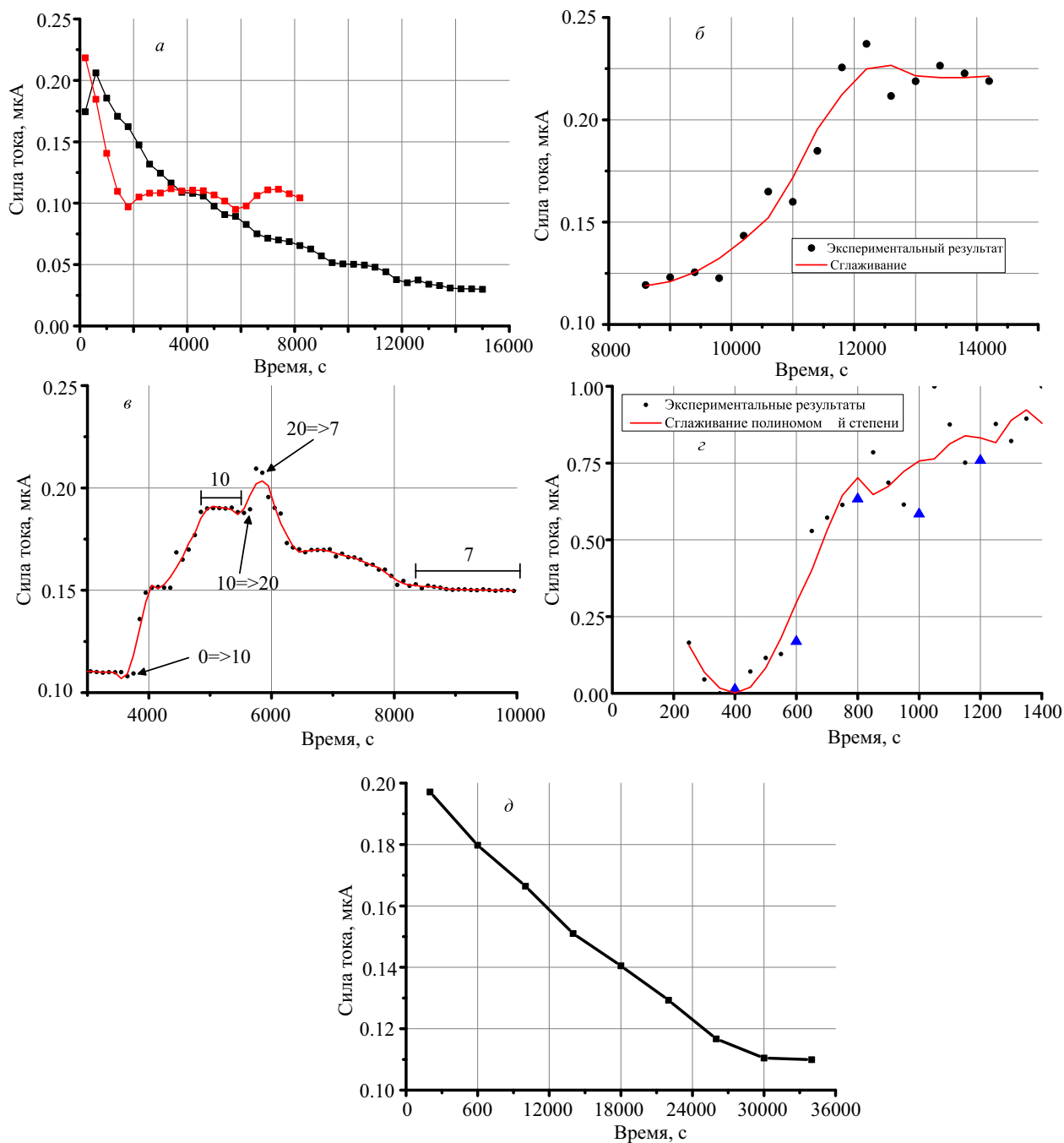


Рис. 6: *а* — Генерация тока при постоянной скорости потока ФР 10 об/мин, красным обозначен эксперимент с максимальной площадью обкладок, черным - с площадью в два раза меньшей; *б* — выход генерации на постоянный режим при скорости потока 10 об/мин; *в* — генерация тока при разных скоростях, цифрами обозначены скорости в единицах об/мин, отрезками обозначены области устойчивой генерации; *з* — нормированный на максимум ток при разных скоростях, цифрами обозначены скорости в единицах об/мин, синими точками обозначены моменты установки новой скорости; *д* — релаксация генерации при отключении насоса

медленно релаксирует (рис. 6,д). Если же удалить ФР из проточной камеры, то генерация мгновенно прекращается. По результат эксперимента можно предположить, что для генерации важны процессы, происходящие на границе раздела физраствор-гель, а не в объеме геля.

Во-вторых, экспериментально доказаны рост генерируемого тока с увеличением скорости потока ФР (рис. 6,в, з). С помощью дополнительных экспериментов с учетом долгих переходных процессов в системе можно получить более точную зависимость силы тока от скорости.

### 2.3. Моделирование

Дальнейшее теоретическое и математическое изучение помогут определить верность гипотезы о ключевой роли ДЭС эффекта при поточной генерации, а также определить уровни вкладов модуляции ДЭС при турбулентном перемешивании диффузного слоя и других, связанных с ДЭС, эффектов в процесс электрической генерации. Для расширения эксперимента были проведены модельные расчеты добавляемых в систему магнитных полей и поведения ионов в магнитном поле. Это было сделано с расчетом на то, что разделение зарядов в магнитном поле может быть полезно для усиления эффектов, способствующих электрогенерации.

#### 2.3.1. Магнитные поля

Сам гидрогель является немагнитным материалом и характерные размеры задачи соответствуют сечениям средних по размеру вен и артерий человека, поэтому намагниченные наночастицы в модели представляли собой магнитные диполи. Поэтому поле одной частицы описывается формулой:

$$H(m, r) = \frac{3(m * r) * r}{r^5} - \frac{m}{r^3},$$

где  $m$  — магнитный момент частицы, равный произведению объема моделируемой наночастицы на объемную намагниченность. При вычислении конкретных значений поля, приведенных на рис. 7, были выбраны предельные значения удельной намагниченности магнетита  $60 \text{ А} \cdot \text{м}^2/\text{кг}$  с предположением сферической формы наночастицы диаметром 60 нм. Количество частиц, которые можно ввести при счете, ограничено памятью компьютера, поэтому для результирующего поля вводится дополнительный множитель  $\gamma$  = (реальное количество диполей)/(количество в модели). Такое усреднение будет приемлемым при  $\gamma \approx 10^3$ . Объемные концентрации частиц при численных расчетах выбраны в соответствии с данными синтеза геля.

Начальный объем геля (его длина, толщина и ширина  $\{gp_1, gp_2, gp_3\}$ ) разбивается на равные элементарные объемы с линейным параметром

$$l = \sqrt[3]{\frac{gp_1 * gp_2 * gp_3}{N_p}},$$

где  $N_p$  — необходимое в модели количество частиц. Каждую сторону начального объема делим на  $l$  и округляем до целых, таким образом получаем количество слоев вдоль длины, толщины и ширины объема соответственно  $(n_1, n_2, n_3)$ , а их произведение даст точное количество частиц, задействованных при вычислении поля. Слой геля, наложенный на предполагаемую артерию/вену, представляет собой сектор трубы,

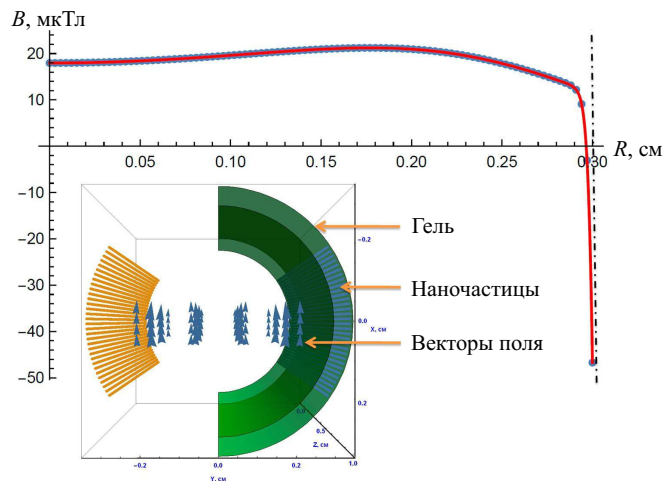


Рис. 7: Значение  $B_x$  от центра артерии до ее стенок, параметры геля {1 см; 0.05 см; 0.4 см}

параметры которой задаются соответственно:

$$r_1 = R, \quad r_2 = R + gr_2, \quad r = R + \frac{gr_2}{2},$$

$$L_z = gr_1, \quad \Omega = \frac{gr_3}{r},$$

где  $R$  — радиус сосуда,  $r_1, r_2, r_3$  — внутренний, внешний и центральный радиус сектора,  $L_z$  — длина сектора,  $\Omega$  — угол раствора. Прямоугольная сетка координат диполей становится радиальной так, чтобы учесть изменения локальных концентраций при деформации геля:

$$\Delta z = \frac{L_z}{n_1}; \quad \Delta r = \frac{r_2 - r_1}{n_2}; \quad \Delta \phi = \frac{\Omega}{n_3},$$

в узлах полученной сетки располагаются создающие результирующее суммарное магнитное поле диполи.

В модели также учтены изменения локальных концентраций наночастиц из-за деформации изначально сформированной матрицы. Полученная модель позволила подобрать параметры  $\{gp_1, gp_2, gp_3\}$  гелевых обкладок для формирования магнитного поля с возможностью варьировать интегральное по выбранному направлению значение поля и его однородность (рис. 8). Вычисления показали, что отношение величин вектора напряженности по выбранному направлению (ось  $X$  на рис. 7) к значениям по ортогональным ему направлениям в области между обкладок примерно  $10^{-5} - 10^{-15}$ .

#### 2.3.2. Движение заряженных частиц

Гидратацией называется процесс, при котором в растворе положительные ионы окружаются оболочкой из молекул воды, ориентированных кислородом внутрь. При физиологических температурах энергия гидратации превосходит на порядок энергию межмолеку-

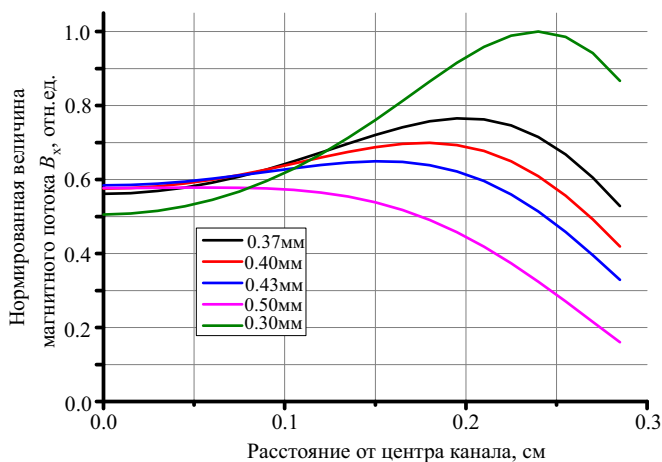


Рис. 8: Нормированные значения компоненты  $B_x$  магнитного поля от центра канала до середины обкладки при длине и толщине обкладки 1/см и 0.05 см соответственно и разной ширине (угле раствора обкладки)

лярного взаимодействия воды (водородные и диполь-дипольные связи). Время жизни гидратной оболочки в неподвижной среде у катионов 1–10 с, время жизни водородных связей  $\leq 6$  пс. Исходя из этих данных, движение катионов моделировалось как движение стоксовой заряженной частицы в магнитном поле в ламинарном потоке ФР с параболическим по сечению канала фронту скоростей.

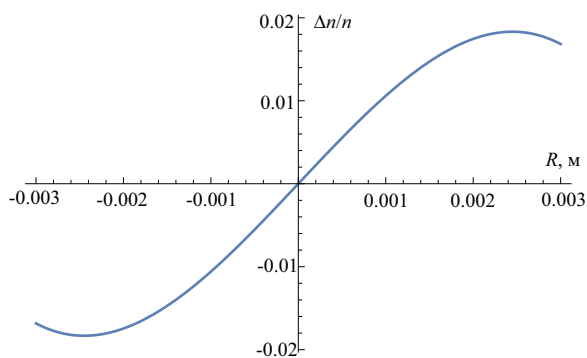


Рис. 9: Относительное отклонение зарядовой концентрации с учетом знаков в стационарном потоке крови и стационарном магнитном поле 0.5 Тл

Исходя из того, что гидратированное состояние катионов в потоке является предположением, а анионы вообще не гидратированы, была построена альтернативная модель поведения ионов. Движение ионов рассматривается относительно однородного потока, как диффузионный дрейф под действием силы Лоренса:

$$J = -D\nabla n - Fu, u = \frac{D}{kT},$$

где  $J$ ,  $D$ ,  $n$ ,  $F$  и  $u$  — это перпендикулярный потоку ФР поток ионов, коэффициент диффузии ионов, концентрация, сила Лоренса и средняя скорость диффузионного дрейфа (подвижность), соответственно.

Модель стационарного диффузного и дрейфового потоков показала возникновение градиента заряда в крови в плоскости сечения потока ФР в присутствии магнитного поля (рис. 9). В модели средняя по сечению канала скорость потока крови была принята 15 см/с, температура 310 К, магнитное поле 0.5 Тл.

### 1. 2.3.3. Выводы по результатам моделирования

С помощью наночастиц магнетита, иммобилизованных в геле, можно создать достаточно однородное по величине и направлению магнитное поле, модель позволила это поле описать.

Модельные вычисления показали, что отношение нормальных к потоку крови скоростей диффузионного дрейфа ионов и движения стоксовых заряженных частиц равняется примерно  $10^5$ . Это и тот факт, что ионы разных зарядов в потоке могут вести себя по-разному, говорят о необходимости найти компромисс между двумя предложенными моделями движения ионов. Тем не менее, даже с учетом таких специфик крови, как химический состав плазмы, ее вязкости, наличия макрочастиц и профиля течения, немного отличного от профиля идеальной жидкости, авторы предполагают возникновения подобных зарядовых градиентов и в потоке крови. Также выдвигается гипотеза о том, что возникновение зарядового градиента с экстремумами, близкими к электродам, могут существенно влиять на процесс электрогенерации.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данная работа показывает возможность создания источника энергии, используя естественный ток крови. Также показано, что использование проводящих полимерных материалов позволяет создавать подобного рода источники энергии. Однако, данная работа представляет лишь первые шаги в данном исследовании. Далее планируется провести ряд исследований направленных на детальное математическое моделирование наблюдаемых эффектов и создание более совершенного лабораторного стенда с учетом влияния МГД процессов. Влияние МГД на процесс генерации можно будет частично предсказывать и контролировать благодаря представленным в работе моделям.



- [1] *Eddelman D., Wewel J., Wiet R.M., Metman.* Surgical neurology international. [E-journal]. 2017.
- [2] *Kipke D.R., Shain W., Fetz E., Henderson J.M. Hetke.* Journal of Neuroscience. 2008. 28. P. 11830.
- [3] *Edwards C.A., Kouzani A., Lee K.H., Ross E.K.* Mayo Clin. Proc. 2017. **92**, N 9. P. 1427.
- [4] *Hadsell A.T., Malchesky P.S.* Artif. Organs. 2017. **41**, N 3. P. 276.
- [5] *Hayes D.L., Furman S.* Pacing Clin. Electrophysiol. 2004. **27**, N 5. P. 693.
- [6] *Cook J.A.* et al. J Thorac Dis. **7**, N 12. P. 2172.
- [7] *Lee S.W., Fallegger F., Casse B.D.F., Fried S.I.* Science Advances. 2016. **2**, № 12.
- [8] *Marioli D., Sardini E., Serpelloni M.* IEEE International Symposium on MeMeA Proceedings. [E-journal].
- [9] *Sunil K. Sinha* et al. PACE. 2017. **40**, N 8. P. 969.
- [10] *Ellis C.R.* et al. Pacing Clin. Electrophysiol. 2016. **39**, N 7. P. 658.
- [11] *Alam M.B.* et al. Europace. 2014. **16**, N 2. P. 246.
- [12] Boston scientific. Heart failure and sudden cardiac death: key facts and implantable heart rhythm device. [Overview report]. 2017.
- [13] *Helmers A.* et al. Neuromodulation. 2018. **21**, N 6. P. 593.
- [14] *Katic J.* KTH Royal Institute of Technology publication database. [PhD work]. 2017. P. 11.
- [15] *Jalilian E., Onen D., Neshev E., Mintchev M.P.* Medical Engineering and Physics. 2007. **29**. P. 238.
- [16] *Biffi M.* et al. Pacing Clin. Electrophysiol. 2009. **32**, N 3. P. 346
- [17] *Dagdeviren C., Li Z., Wang Z.L.* Annu. Rev. Biomed. Enq. 2017. **19**, P. 85.
- [18] *Amar A.B., Kouki A.B., Cao H.* Sensors (Basel). 2015. **15**, N 11. P. 28889.
- [19] *Tsui C., Li X., Ki W.* Foundations and Trends in Electronic Design Automation. 2013. **7**, N 3. P. 179.
- [20] *Hannan M.A., Mutashar S., Samad S.A., Hussain A.* Biomed. Enq. Online. 2014. **13**. P. 1.
- [21] *Yifan Xu, Peining Chen, Jing Zhang, Songlin Xie* et al. Anqew. Chem. Int. Ed. Enql. 2017. **56**, N 42. P. 12940.
- [22] *Moon J. K., Jeong J., Lee D., Pak H. K.* Nat. Commun. 2013. 4. P. 1486.
- [23] *Капо* и др. Механика кровообращения. 1977. С. 179. (Caro C. G. The mechanics of circulation. 1977. P. 179.)
- [24] *Parsons R.* Chem. Rev. 1990. **90**. P. 813.
- [25] *Song Z.* Electrokinetic Flow in a Nanochannel with an Overlapped Electrical Double Layer. [PhD work]. 2015.
- [26] *Yin J.* et al. Nat. Nanotechnol. 2014. **9**. P. 378.
- [27] *Huynh D.H., Nguyen T.C., Nguyen P.D., Abeyrathne C.D., Hossain S.* Scientific reports. 2016. **6**. P. 1.
- [28] *Liu J., Dai L., Baur J. W., Baur J. W.* J. Appl. Phys. 2007. **101**, N 64312. P. 1.
- [29] *Hench L. L., Jones J. R.* Biomaterials, artificial organs and tissue engineering. 2005?.
- [30] *Benight S.J., Wang C., Tok J.B.H., Bao Z.* Prog. Polym. Sci. 2013. **38**, N 12. P. 1961.
- [31] *Zelzer M., Ulijn R. V.* Chem. Soc. Rev. 2010. **39**, N 9. P. 3351.
- [32] *Badranova G. U.* et al. J. Mol. Liq. 2016. **223**. P. 16.
- [33] *Francisco E.* et al. Electrochem. Sci. 2012. **7**. P. 3577.
- [34] *Horii T., Hikawa H., Mochizuki Y., Okuzaki H.* Trans. Mat. Res. Soc. Japan. 2012. **34**, N 4. P. 515.

## The development of new electric current sources for implantable devices

D. S. Bolshin<sup>1</sup>, P. M. Gotovtsev<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Department of General Physics and Molecular Electronics, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University  
Moscow 119991, Russia*

<sup>2</sup>*Department of Biotechnology and Bioenergetics, National Research Center «Kurchatov institute»  
Moscow, 123182, Russia*

E-mail: <sup>a</sup>ds.boljshin@physics.msu.ru, <sup>b</sup>Gotovtsev\_PM@nrcki.ru

This work is devoted to modelling and development of electric current sources for implantable devices based on yet unused physical principles. Moreover, in this article we present an overview and comparative analysis of characteristics of different implant energy supply technologies which are applied in practice and exist in theory.

PACS: 81.05.-t, 83.10.Rs, 84.60.Lw, 87.90.+y

*Keywords:* systems for the maintenance of physiological and cognitive processes, electric current sources for implantable devices, electric current generators, alternative energy sources, biocompatible technologies.

*Received 18 May 2018.*

### Сведения об авторах

1. Большин Даниил Сергеевич — аспирант; e-mail: ds.boljshin@physics.msu.ru.

2. Готовцев Павел Михайлович — канд. техн. наук., зам. начальника отдела; e-mail: Gotovtsev\_PM@nrcki.ru.