

Беспроводная передача энергии через среды с потерями в волновом и квазистатическом приближениях

Н.П. Чубинский

«Московский физико-технический институт (государственный университет)»,
nchub@mail.mipt.ru

Обосновано использование квазистатического приближения при определении параметров беспроводных систем передачи мощности (10...15 Вт) в КВ диапазоне для питания искусственного желудочка сердца. Предложена новая компоновка резонансных контуров, которая обеспечила диапазон свободного перемещения пациента до 2 м при небольшом уменьшении к.п.д. Рассмотрено использование беспроводных систем питания малого уровня мощности для кардиостимуляторов с длительным сроком службы. Проанализированы последние разработки микрокардиостимуляторов и поставлены задачи создания беспроводных систем передачи мощности в среды с большим затуханием в СВЧ диапазоне.

The use of a quasi-static approximation in determining the parameters of wireless power transmission systems (10 ... 15 W) in the SW range for feeding the artificial ventricle of the heart is substantiated. A new layout of resonant circuits is proposed. That provided a range of free movement of the patient up to 2 m with a slight reduction in efficiency. The use of wireless low-power systems for pacemakers with a long service life is considered. The latest developments of microchip stimulators have been analyzed and the tasks of creating wireless power transmission systems in environments with large attenuation in the microwave range have been set.

Введение.

Контактными средствами для передачи электромагнитной энергии и сигналов из свободного пространства в замкнутые объемы являются электрические разъемы, в том числе, герморазъемы, допускающие перепад давления между замкнутым объемом и окружающей средой в 1 атм и более: силовые разъемы, герморазъемы, сигнальные (многоканальные) разъемы, герморазъемы.

Передача, использующая радиолнии, когда, например, внутри объема находится приемник (передатчик) сигналов или электромагнитной энергии, а снаружи – источник (приемник). Это распространяется и на случай, когда названный объем не является герметичным. Для сигналов может быть применена и дуплексная схема работы. В общем случае это называют беспроводной передачей электромагнитных сигналов в отличие от контактных методов, использующих проводные устройства с (гермо)разъемами.

Последние 10...15 лет были разработаны и широко внедрены беспроводные устройства зарядки аккумуляторов мобильных телефонов, игрушек и приборов бытовой техники. Для этого разработаны специальные стандарты для устройств, поддерживающих технологию беспроводной зарядки Qi. Широко доступны сотни моделей беспроводной зарядки, массово выпускаемых ведущими корпорациями: Samsung Fast Charge EP-NG 920...933, Anite HE-633...636, NEO Q5-S1, NEO Q5-R1 и др.

Все эти изделия подразумевают расположение устройства, например, мобильного телефона или смартфона, на плоской площадке зарядного прибора с зазором от единиц миллиметров до единиц сантиметров. При этом к.п.д. процесса достигает 70...90 %, а передаваемая мощность составляет 2...5 Вт. Наиболее распространенным частотным диапазоном для реализации этого метода является КВ диапазон (жестко регламентируемые частоты около 10 МГц).

Более сложной является задача для зарядки аккумуляторов, используемых в реабилитационной медицине для питания искусственного сердца, где требуется мощность около 10...15 Вт. Первоначально такие аккумуляторы располагались вне

организма человека (носимые батареи) и через отверстие сквозь кожные покровы и мышечную ткань соединялись с устройством искусственного сердца. Такая «разгерметизация» внутренних органов постоянно приводила к воспалительным процессам и нагноениям в области проводного ввода энергии и требовала хирургического вмешательства. Поэтому более десятка лет [1, 2] ведутся разработки устройств беспроводной зарядки аккумуляторов, имплантируемых в грудную полость вместе с электромеханическим устройством искусственного сердца.

Актуальность озвученной проблемы связана с тем, что заболевания сердечно-сосудистой системы занимают лидирующие позиции по распространенности и смертности. Ежегодно от патологии в этой сфере умирает несколько миллионов человек. В конечном итоге все эти заболевания приводят к сердечной недостаточности, что означает, что сердце уже не может полноценно выполнять свою функцию. Наиболее эффективным методом решения этой проблемы становится пересадка сердца. Однако такая сложная операция осуществима лишь при наличии подходящего донорского сердца. Этот орган должен быть взят у молодого донора, не быть пораженным патологическими процессами, строго подходить по иммунной совместимости и многим другим критериям. Становится очевидным, что зачастую донорского органа пациенту приходится ждать довольно долго. В таких случаях прибегают к трансплантации искусственного желудочка сердца (ИЖС) [2]. Применение таких устройств в лечении тяжелой сердечной недостаточности рассматривается в двух аспектах. Первый – это «мостик» к трансплантации сердца, то есть устройство используется временно, пока пациент ожидает донорское сердце. Второй – это «мостик» к выздоровлению, когда, благодаря использованию искусственного желудочка сердца, восстанавливается функция сердечной мышцы. Приемлемое техническое решение задачи беспроводной передачи электромагнитной энергии внутрь человеческого организма может быть получено только при учете ряда физических факторов, которые мы обсудим ниже.

1. Поскольку для беспроводной передачи электромагнитной энергии на небольшие расстояния (до 2...3 м) используется диапазон КВ [3, 4], то это соответствует ближней зоне излучения. В волновом приближении зависимость амплитуды поля от расстояния описывается известными соотношениями для электрического или магнитного полей. В силу закона двойственности эти соотношения выражаются совершенно одинаковыми функциями расстояния. Приведем компоненты магнитной индукции $\vec{B}(r)$ электрически малого магнитного диполя (кругового контура) [5]:

$$\vec{B}_{\theta w}(r) = \vec{\theta}_0 \frac{\mu_0 \vec{I} \cdot S k^3}{4\pi} \left[-\frac{1}{kr} + j \frac{1}{(kr)^2} + \frac{1}{(kr)^3} \right] \sin\theta \exp(-jkr), \quad (1a)$$

$$\vec{B}_{rw} = \vec{r}_0 \frac{\mu_0 \vec{I} \cdot S k^3}{2\pi} \left[j \frac{1}{(kr)^2} + \frac{1}{(kr)^3} \right] \cos\theta \exp(-jkr) \quad (16)$$

где $\vec{r}_0, \vec{\theta}_0, \vec{\varphi}_0$ – единичные орты сферической системы координат,

$$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Гн/м},$$

\vec{I} – ток в контуре,

$$k = 2\pi/\lambda \text{ – волновое число},$$

$$S = \pi a^2 \text{ – площадь контура с током.}$$

На Рис. 1 приведены зависимости амплитуды магнитной индукции кругового кольца радиусом $a = 5$ см с током \vec{I} от расстояния на частотах: 1 – 1 МГц, 2 – 10 МГц, 3 – 100 МГц и 4 – 1 ГГц. Графики 1 и 2 почти полностью совпадают поскольку длины волн этих частот равны соответственно 300...3000 м и во всем диапазоне расстояний до 3 м $kr \ll 1$

. А здесь преобладает вклад последнего слагаемого $1/(kr)^3$. На частотах 100 МГц (кривая 3) и 1 ГГц (кривая 4) все более преобладают первые два слагаемых и при $r \geq 0,25\lambda$ функция затухания соответствует волновой зоне.

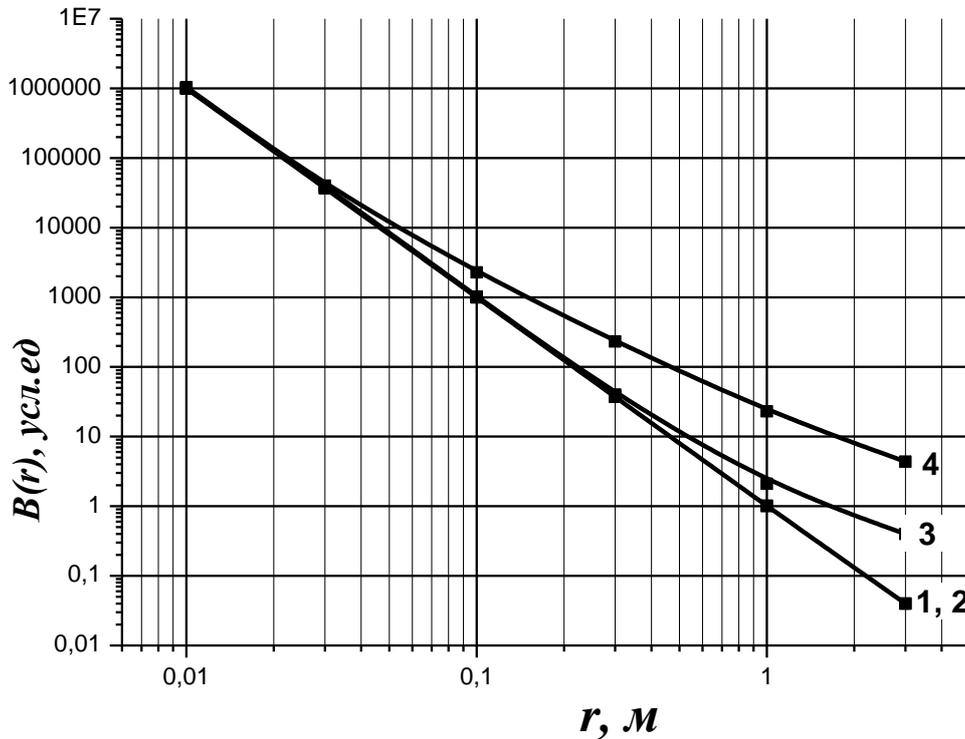


Рис.1. Зависимости амплитуды магнитной индукции кругового кольца с током от расстояния

Но нас интересуют в большей степени условия передачи электромагнитной энергии в среды с потерями, в том числе, в биологические ткани. Вначале рассмотрим среду с небольшим затуханием – песок с весовой влажностью 5 %. Для него погонное затухание составляет 0,017 дБ/м на частоте 1 МГц, 0,12 дБ/м на частоте 10 МГц, 0,82 дБ/м на частоте 100 МГц и 5,6 дБ/м на частоте 1 ГГц. На Рис. 2 даны зависимости потерь для диапазона расстояний от 1 см до 3 м для указанных выше величин погонного затухания. С целью более точно обозначить долю потерь, связанных с поглощением электромагнитных волн в среде, черным цветом выделены зависимости амплитуды магнитной индукции от расстояния для тех же частот в среде без потерь. Для частот 1 МГц и 10 МГц (графики 1 и 2) зависимости затухания, обусловленные дифракционной расходимостью излучаемой волны, совпадают (См. Рис. 1). Но дополнительные потери в среде столь малы, что соответствующие зависимости, выделенные цветом, не различаются. На частоте 100 МГц (кривые 3) вклад затухания в среде (темно малиновая кривая) едва заметно расходится со случаем полного отсутствия потерь в среде, а на частоте 1 ГГц (кривые 4) потери в среде (зеленая кривая) на расстоянии 3 м увеличивают затухание более чем на порядок.

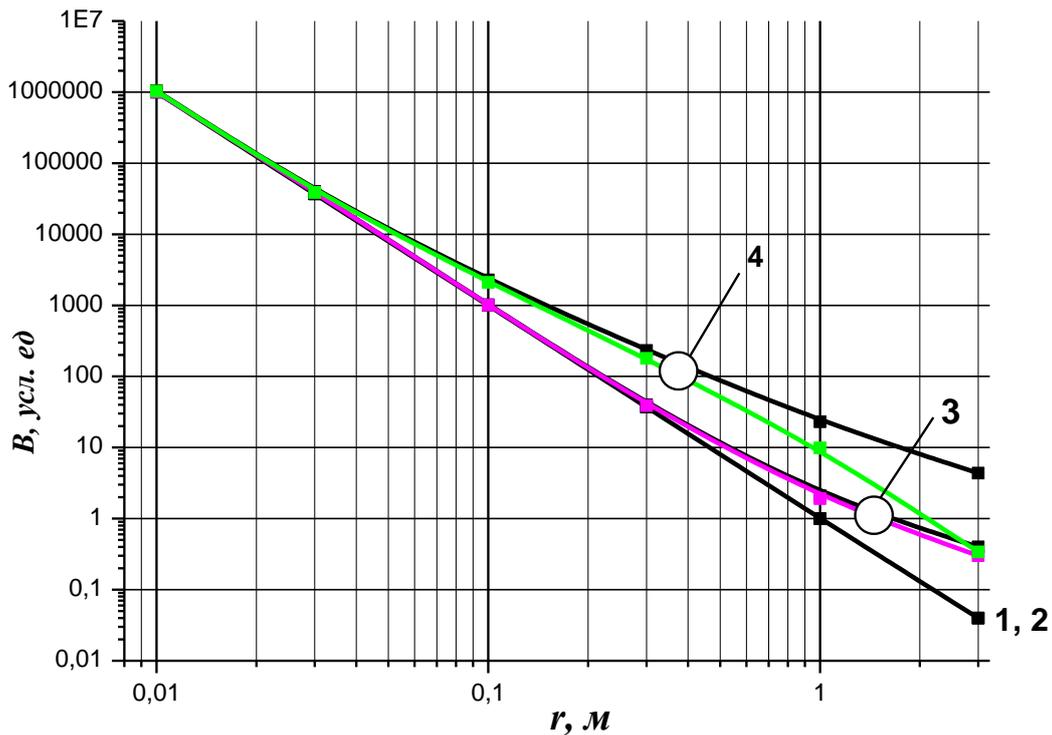


Рис. 2. Зависимости амплитуды магнитной индукции кругового кольца с током от расстояния в среде с малыми потерями

Теперь приведем результаты аналогичных расчетов для морской воды, среды, дисперсионные потери в которой близки к потерям в тканях живых теплокровных организмов. Погонные потери в этой среде составляют 40 дБ/м, 60 дБ/м, 130 дБ/м и 600 дБ/м на тех же частотах 1 МГц, 10 МГц, 100 МГц и 1 ГГц, соответственно [6, 7]. Полученные зависимости представлены на Рис. 3. Верхние кривые 1, 2, 3 и 4, выделенные черным цветом, как и ранее относятся к дифракционным потерям в среде без потерь. Нижние четыре зависимости 1п, 2п, 3п и 4п учитывают затухание на тех же частотах в морской воде. Даже на самых низких частотах (кривые 1п и 2п) увеличение потерь на расстоянии 3 м составляет 60 дБ и 90 дБ, соответственно. Возможно, что столь подробные графические иллюстрации излишни. Однако это не так. Графики Рис. 2 и Рис. 3 наглядно показывают соотношению вкладов дисперсионных потерь и полных потерь в поглощающей среде в ближней зоне. Вопрос этот был поставлен ранее для корректного определения энергетического потенциала георадаров, используемых, как правило, для обнаружения объектов в грунтах и средах со средними и большими погонными потерями. Считалось само собой очевидным, что экспоненциальная функция, определяет подавляющий вклад в затухание радиоволн в средах, погонные потери в которых достигают 10, 20 и более дБ/м, при максимальной глубине уже в единицы метров. При этом пренебрежение дифракционными потерями приводит к занижению энергетического потенциала георадара, которое определяется величиной дифракционных потерь на максимальной оценочной глубине. Величина эта отнюдь не малая и определяется наибольшим вкладом дифракционных потерь в ближней зоне ($r \leq 0,2\lambda/\text{Re}\sqrt{\epsilon}$). Она обычно более 30 дБ. Отчасти, именно этот факт позволяет получить высокую развязку между передающей и приемной антеннами георадара, составляющую около 50 дБ при использовании сверхширокополосных щелевых антенн.

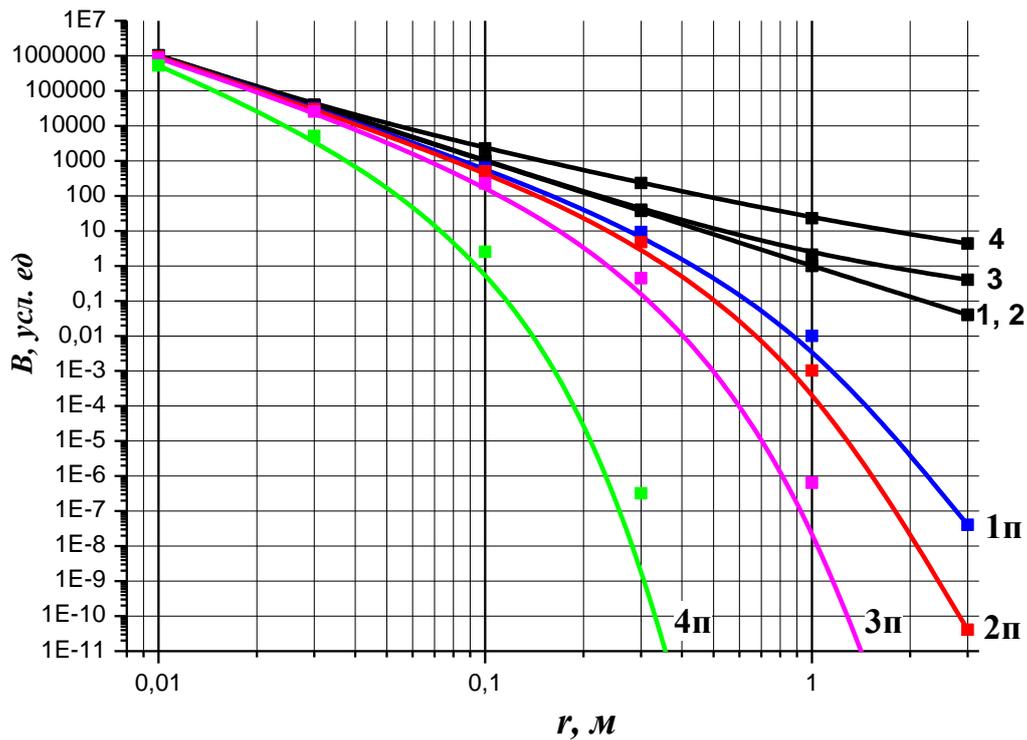


Рис. 3.

2. Обратимся теперь к оценке учета затухания среды (тканей живых теплокровных организмов), толщина слоя которых составляет не более 5...10 см. Если в воздухе (в волновом приближении!) это затухание на частотах 1...10 МГц составляет 40...50 дБ, то дополнительные потери в сильно поглощающей среде не превышают 5...10 дБ. Это облегчает создание систем передачи электромагнитной энергии на небольшое расстояние в среду с большими потерями. Однако чисто дифракционные потери на расстоянии 5...10 см в волновом приближении (1) составляют 30...55 дБ (Рис. 2), что вызывает сомнения в возможности использования данного алгоритма при столь малых расстояниях. Ведь на таких расстояниях простейшая радиотехническая система из двух резонансных индуктивно связанных контуров легко обеспечивает к.п.д. 0,9...0,95. Дело в том, что использование волнового приближения (1) требует большой осторожности, когда расстояние между контурами менее $r \leq 0,2 \lambda / \text{Re} \sqrt{\bar{\epsilon}}$ (здесь $\bar{\epsilon} = \epsilon' - j\epsilon''$ комплексная диэлектрическая проницаемость среды). Вообще волновое приближение для компонент электромагнитного поля в дальней зоне является точным, когда пренебрегают вторым и третьим слагаемыми в квадратных скобках (1). Но вот ограничения в применимости этой универсальной формулы при малых расстояниях в большинстве статей и учебников не приводят. Вывод соотношения (1) относится к электрически малому контуру или к бесконечно малому магнитному диполю ($a \rightarrow 0$), для которого любое сколь угодно малое расстояние $r \gg a$. Что указывает на существование ограничений волнового приближения, а именно – оно определяет поля *только вне периметра электрически малого кольца*, и только на расстояниях более 3...5 его радиусов [8]. В этой области электрически малых размеров магнитного диполя работает квазистатическое приближение, которое в свою очередь ограничивает сверху максимальные размеры контура условием $2\pi a \ll \lambda$. Для количественного определения границ применимости этих приближений (2а, 2б) были проведены расчеты пространственного распределения магнитной индукции контура радиуса a с током в квазистатическом приближении [9].

$$\vec{B}_{rs} = \frac{\vec{I}_H \mu_0}{2\pi r} \frac{z}{\left[(a+r)^2 + z^2\right]^{1/2}} \left[-K + \frac{a^2 + r^2 + z^2}{(a-r)^2 + z^2} \cdot N \right], \quad (2a)$$

$$\vec{B}_{zs} = \frac{\vec{I}_H \mu_0}{2\pi \left[(a+r)^2 + z^2\right]^{1/2}} \left[K + \frac{a^2 - r^2 - z^2}{(a-r)^2 + z^2} \cdot N \right], \quad (2б)$$

где $K(k)$ и $N(k)$ – полные эллиптические интегралы первого и второго рода, соответственно,

$$k^2 = 4ar / \left[(a+r)^2 + z^2\right] - \text{их модуль.}$$

Для эллиптических интегралов существуют простые асимптотические выражения, хорошо работающие, если параметр $p = k^2/8 \leq 0,3$. Эти зависимости даны в цилиндрической системе координат, поэтому для сравнения z -тых компонент необходимо определить эту компоненту в волновом приближении, используя соотношения (1а,б), соответствующие сферической системе координат:

$$\vec{B}_{zw} = \vec{B}_{rw} \cos \theta - \vec{B}_{\theta w} \sin \theta. \quad (3)$$

В результате расчета индукции магнитного поля круглого контура в плоскости его проводника ($z=0$) в волновом \vec{B}_{zw} и квазистатическом приближении \vec{B}_{zs} получены зависимости их отношения $\vec{B}_{zs}/\vec{B}_{zw}$ (Рис. 4) от относительного расстояния r/a для ряда радиусов контура: $a1=0,3$ мм, $a2=3$ мм, $a3=30$ мм и $a4=300$ мм на частоте 100 МГц [9]. Для первых трех типоразмеров контуров, для которых хорошо выполняются условия квазистатики, имеется большой диапазон расстояний, где расхождение результатов волнового и квазистатического приближений не превышает 10 %. Причем, чем меньше радиус кольца, тем больше ширина области хорошего совпадения результатов расчетов по указанным алгоритмам.

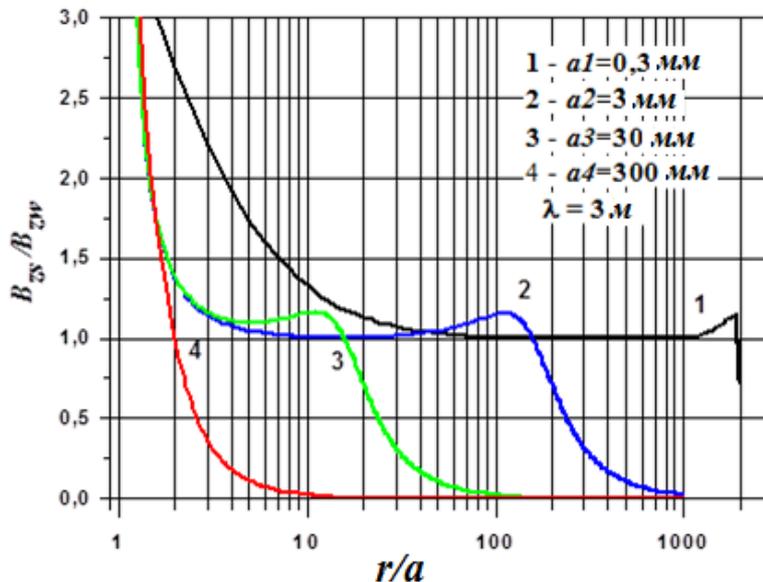


Рис. 4.

Например, для самого малого контура этот диапазон относительных расстояний достигает двух порядков. Для кольца наибольшего радиуса ($a4=300$ мм) условия квазистатики ($2\pi a \ll \lambda$) не выполняются, а ширина области совпадения анализируемых приближений схлопывается до нуля. Благодаря выбранному масштабу расстояний легко

заметить, что область удовлетворительного совпадения результатов обоих приближений снизу начинается с $5 \dots 20$ радиусов контура. Это и есть количественно определенная снизу граница области применимости волнового приближения. Те же графики показывают границы области применимости сверху квазистатического приближения – резкие спады кривых 1, 2 и 3. Более наглядно этот факт демонстрируют те же зависимости, построенные в другом относительном масштабе расстояний (Рис. 5.). Граница применимости квазистатического приближения сверху соответствует расстоянию $0,16 \dots 0,18 \lambda$ с погрешностью не более 13 %, все кривые 1, 2 и 3 в этой области совпадают.

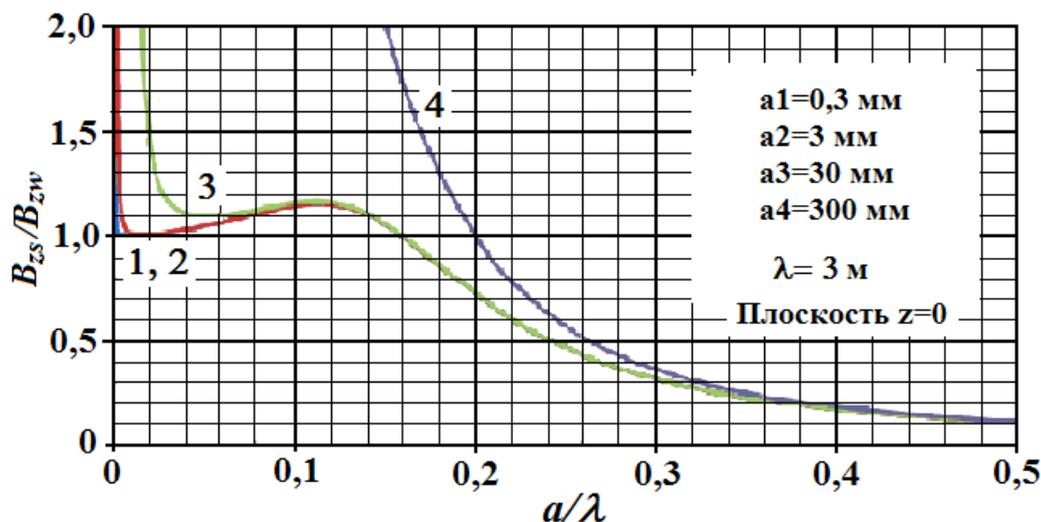


Рис. 5.

Таким образом, установлен важный факт, количественно подтверждающий невозможность использования волнового приближения на предполагаемых (до $5 \dots 10$ см) расстояниях передачи электромагнитной энергии в диапазоне частот $1 \dots 100$ МГц. Однако, хотя использование квазистатического приближения здесь не ограничено снизу (оно позволяет получить точный ответ о распределении амплитуды магнитной индукции), но требует вычисления потока магнитной индукции через площадку приемного контура. Учитывая большую неоднородность поля вблизи контура-источника поля, это привносит дополнительные сложности.

3. Здесь по-видимому более рационально перейти в область классической радиотехники, оперирующей элементной базой на сосредоточенных элементах. Тогда наведенная в контуре-приемнике э.д.с. легко вычисляется как произведение тока в контуре-источнике на взаимную индуктивность M_{12} между контурами:

$$\vec{\varepsilon}_{12} = j\omega \vec{I}_1 M_{12}. \quad (3)$$

На Рис. 6 приведены зависимости модулей взаимной индуктивности двух контуров одинакового диаметра $2a$ от расстояния между центрами контуров [10] для двух характерных случаев: 1 – оба контура лежат в одной плоскости, причем допускается их «пересечение», когда расстояние между их центрами менее диаметра контуров (реально в этом случае плоскости контуров смещены на расстояние чуть больше диаметра проводников), 2 – контуры соосны. В первом случае взаимная индуктивность отрицательна вплоть до $x/2a \approx 0,75$, где она изменяет знак и при дальнейшем уменьшения расстояния достигает той же величины, что при соосном расположении контуров (эта область не могла быть приведена на графике из-за осложнений с отображением в логарифмическом масштабе). Локальный максимум в отрицательной области значений соответствует $z/2a = 1$.

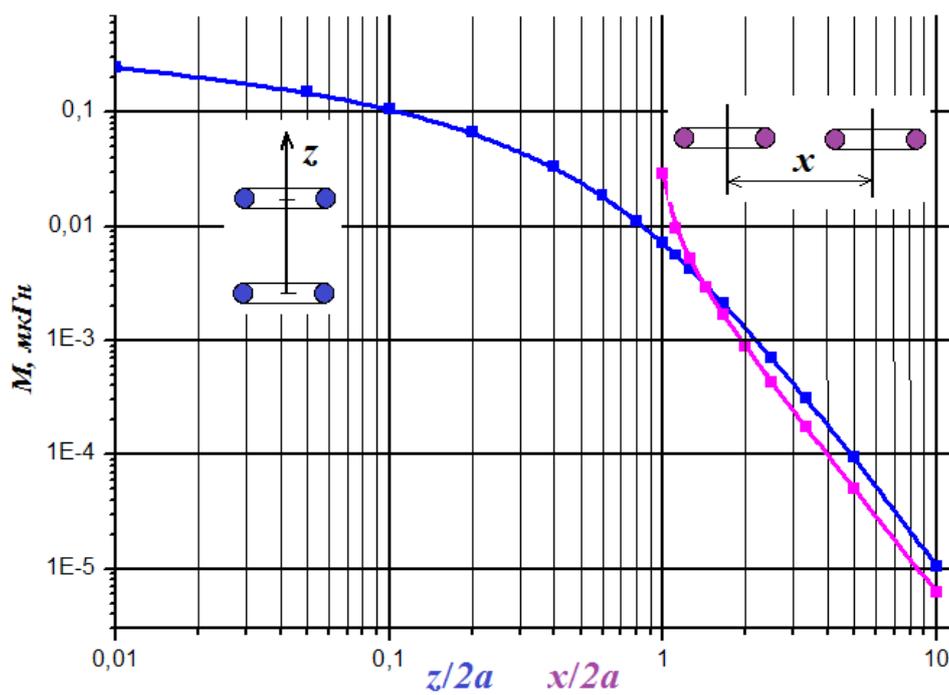


Рис. 6.

Предпочтительной ориентацией контура-источника и контура-приемника, расположенного внутри мышечной ткани, является соосное расположение. Во-первых, при параллельном расположении плоскостей контуров они параллельны и поверхности тела, что позволяет минимизировать расстояние между ними, в том числе и минимальную глубину погружения в мышечную ткань контура-приемника. Кроме того, коэффициент связи контуров при $z/2a \geq 1,5$ заметно больше (Рис. 6), чем в случае расположения контуров в одной плоскости.

4. Проанализируем теперь результаты (которые во многих случаях являются рекламными) по реализации беспроводной передачи электромагнитной энергии для питания искусственного желудочка сердца. В работах [3,11,12] приводится анализ возможности передачи энергии достаточной мощности для приведения в действие мотора-насоса, заменяющего удаленное сердце и перекачивающего 3...8 л/мин крови. Реализацию устройства, основанного на использовании двух разнесенных индуктивно связанных резонансных контуров (резонаторов), схематично дает Рис. 7.

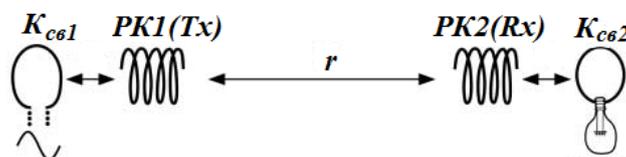


Рис. 7.

Один из резонаторов PK1 является источником, а другой PK2 – приемником (в большинстве источников второй резонатор называют релейным резонатором (Relay resonator)) Вспомогательный контур $K_{св1}$ необходим для согласования высокоимпедансного резонатора-передатчика с низкоимпедансным источником энергии, контур $K_{св2}$ – для согласования с эквивалентом нагрузки (электрическая лампочка накаливания мощностью 60 Вт). Для обеспечения определенной свободы перемещений пациента и при приемлемой эффективности передачи энергии в такой системе расстояние между передающим и приёмным резонаторами должно достигать

$r = 2 \dots 3$ м. Это возможно реализовать только при условии, что диаметр резонаторов соизмерим с максимальным расстоянием между ними. Испытанный макет для передачи мощности 60 Вт работает на частоте 9,9 МГц, нагруженные добротности резонаторов более 2000, а к.п.д. системы контуров уменьшается от 97% до 50% при увеличении расстояния между резонаторами от 25 см до 200 см. Реальный к.п.д. существенно меньше, всего 15 %, учитывая к.п.д. генератора с его источником питания от силовой сети, являющегося преобразователем АС-ДС-АС_{вч}. Основные резонаторы представляют собой катушки из 5 витков провода диаметром 3 мм, а их диаметры и длины равны 60 см и 20 см, соответственно. При передаче 60 Вт мощности и расстоянии 2 м между большими резонаторами напряженности электрического поля в центре между ними составляют 200 В/м, а магнитного поля – 1 А/м. На расстоянии 20 см от резонатора-передатчика (в области возбуждающего контура ($K_{св1}$)) напряженности полей возрастают до 1,4 кВ/м и 8 А/м, соответственно. Даже учитывая, что для передачи мощности 10 Вт напряженности полей уменьшатся приблизительно в 2,5 раза, это многократно больше предельно допустимых уровней (ПДУ) воздействия электромагнитных излучений радиочастот на человека [13], которые равны при времени воздействия 8 и более часов 30 В/м и 0,3 А/м, соответственно.

Более громоздкая, но более эффективная конструкция (Рис. 8) многократно приводилась в статьях [12], докладах и просто в рекламе. Справа находится резонатор-передатчик (РК1 – transmit resonator) и контур возбуждения ($K_{св1}$), слева – резонатор-приемник (РК2 – relay resonator), промежуточный контур ($K_{св2}$ – vest resonator) и имплантируемый контур ($K_{имп}$ – Rx implantable resonator), а в прозрачном контейнере, заполненном жидкостью, расположен ИЖС – искусственный желудочек сердца. В рекламном варианте данная конструкция демонстрировалась для передачи мощности 60 Вт, питающей электрическую лампу накаливания (из схемы удалялась имплантируемая часть ($K_{св3}$)). Ярко светящаяся лампочка, конечно эффектно, но она является сильно нелинейной нагрузкой. Тогда при изменении расстояния коэффициент передачи между основными резонаторами изменяется и величина нагрузки меняется, что нарушает условия согласования. То есть любое изменение расстояния при такого вида нагрузке требует после любого варьирования расстояния проводить оптимизацию настройки системы.

Для понимания основных характеристик такой системы беспроводной передачи энергии, в том числе и эргономических, приведем основные параметры ее конструкции (Таблица 1).

Таблица 1

Резонатор	$K_{св1}$	РК1	РК2	$K_{св2}$	$K_{имп}$
Диаметр, см	31	59	59	28	9,5

Диаметры основных резонаторов около 60 см (в других аналогах – 100...120 см). Это хоть и громоздко, но приемлемо. Конструктивно это плоские контуры, которые имеют более высокую добротность, чем контуры в виде традиционных катушек индуктивности, и существенно меньшие электрические поля. Следует обратить внимание на то, что резонаторы РК1, РК2 и промежуточный контур $K_{св2}$ не содержат сосредоточенных ёмкостей, необходимых для настройки их в резонанс. Резонанс достигается за счет собственной распределенной емкости и он без внешних емкостных элементов является минимальным. Это однозначно соответствует максимальной добротности резонаторов (она достигает 3000...5000) и наибольшему импедансу, как у спиральных резонаторов, используемых в УКВ диапазоне. Физически это разомкнутые контуры. Возникает вопрос в целесообразности резонатора РК2. Действительно, наличие этого релейного резонатора играет важнейшую роль для повышения к.п.д. системы беспроводной

передачи большой мощности для питания бытовой техники и других устройств. Но ставить во главу угла предельно высокий к.п.д. устройств для передачи мощности 1...10 Вт не имеет смысла, разве что исключительно в рекламных целях. Хорошим примером является нешуточная борьба разработчиков и производителей беспроводных устройств зарядки аккумуляторов мобильных телефонов, смартфонов и других устройств индивидуальной коммуникации за достижение наиболее близкого к единице к.п.д. при разнесении этих устройств и зарядного блока на расстояние 20...50 см. Если зарядное устройство питается от силовой сети, то высокий к.п.д. при невысоком уровне передаваемой мощности является третьестепенным параметром. Ниже будет приведен пример того, как борьба за высочайший к.п.д. систем беспроводной передачи энергии в устройства невысокой мощности существенно сократила и даже исключила прогресс в разработках.

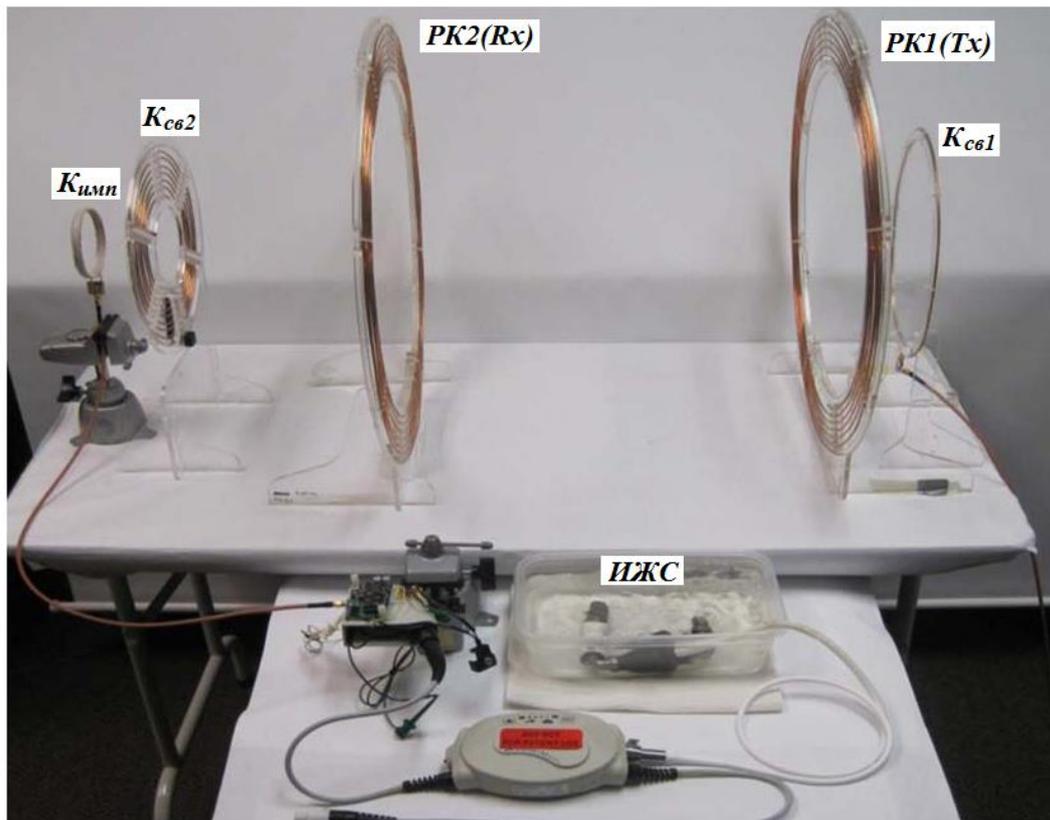


Рис. 8.

Представим себе, что между резонатором-передатчиком PK1 и контуром K_{св2} удален высокочастотный резонатор PK2. Тогда э.д.с., наведенная в контуре K_{св2} непосредственно из резонатора PK1, станет существенно меньше, поскольку взаимная индуктивность между названными контурами меньше этого параметра между главными резонаторами:

$$M_{13} \approx \sqrt{L_{PK1} \cdot L_{K_{св2}}} < M_{12} \approx \sqrt{L_{PK1} \cdot L_{PK2}},$$

так как $L_{K_{св2}} < L_{PK2}$. Поэтому резонатор PK2 очень точно назвали «relay resonator», поскольку в нем при резонансе наводится ток, приблизительно сравнимый с током в резонаторе PK1 и он *передает* магнитный поток в близко расположенный контур K_{св2} с малыми потерями. Это означает, что во всех случаях, когда необходимо увеличить э.д.с. в приемном контуре, аналогичном контуру K_{св2}, то следует поместить рядом с ним контур большего размера, чем у приемного, настроенный в резонанс. Именно наличие

«релейного» резонатора РК2 позволяет существенно увеличить расстояние между источником и нагрузкой до 2 м и более.

Посмотрим на систему (Рис. 8) с точки зрения пользователя. Борьба за максимальное разнесение резонатора-передатчика и блока резонаторов (включая имплантируемый) на первый взгляд обеспечивает достаточную свободу пациента. Но большое разнесение в основном относится к самым громоздким резонаторам КР1 и КР2. При этом релейный резонатор КР2, должен находится на минимальном расстоянии от контуров $K_{св2}$ и $K_{имп}$, то есть на расстоянии не более 30...50 см от пациента. Вот это и есть весь диапазон свободного перемещения. Таким образом, при ослаблении требований к высокому к.п.д. целесообразно исключить громоздкий релейный резонатор. Эффективность снизится до 20...30 % при максимальном расстоянии 2,0...2,5 м, но свобода перемещений будет ограничена именно двухметровым интервалом.

Обратимся теперь к самой деликатной части системы передачи: резонансному промежуточному контуру $K_{св2}$ и имплантируемому $K_{имп}$. Приведенные в Таблице 1 диаметр первого 28 см, а второго – 9,5 см. По-видимому, размеры обоих контуров несколько великоваты. Для имплантата максимальный диаметр следует уменьшить по крайней мере до 4...5 см. Что касается промежуточного контура $K_{св2}$, который должен находится прямо напротив грудной клетки, то его диаметр хотелось бы уменьшить приблизительно до 20 см и максимально приблизить соосно к контуру-имплантату. Закрепление его непосредственно на коже крайне нежелательно из-за увеличения потерь в мышечной ткани и связанного с этим резкого снижения добротности. Оптимально закрепить его над имплантатом с зазором 2...3 см, например, в кармане специального жилета. Потери между рассматриваемыми контурами с указанной геометрией будут невелики, учитывая небольшое расстояние между их плоскостями, несмотря на уменьшение их габаритов по сравнению с исходными. Названные оценочные параметры контуров являются предметом более строгой оптимизации. Снижение эффективности системы можно компенсировать увеличением мощности, подводимой к резонатору-передатчику до 50...60 Вт, и увеличением его диаметра до 1,0...1,5 м. Однако есть ограничения, связанные с ростом амплитуд электрического и магнитного полей, регламентируемых нормами и правилами при работе с источниками электромагнитных полей [13].

5. Аналогичная задача в области кардиологии связана с созданием беспроводных устройств питания кардиостимуляторов. И хотя требуемые передаваемые мощности здесь на порядки меньше, до недавнего времени одним из приоритетных параметров являлся предельно высокий к.п.д. устройств. Поясним назначение и основные характеристики кардиостимуляторов. Имплантация кардиостимулятора [6] может быть назначена при любых брадикардиях или брадиаритмиях, которые обусловлены как врожденными, так и приобретенными заболеваниями сердечно-сосудистой системы и несут угрозу здоровью или жизни больного. На Рис. 9 схематично указаны имплантированные кардиостимуляторы (вид спереди). Слева приведен однокамерный вариант А, на котором КС – собственно кардиостимулятор, размещенный под правой грудной мышцей, К – тонкий экстр гибкий кабель, проходящий через вену в полость миокарда и Э – электрод, закрепленный на стенке правого желудочка сердца. Микросхема и батарея (аккумулятор) кардиостимулятора находятся в герметичном титановом корпусе и вырабатывают электрические импульсы, передаваемые по кабелю для возбуждения мышцы правого желудочка сердца. Если стимулятор сердечной деятельности предназначен для пожилого человека, то в нем используются специальные батареи со сроком службы 10...20 лет, что делает эту систему полностью автономной. Другой вариант для молодых людей имеет аккумулятор небольшой емкости, который требует зарядки с интервалом приблизительно 1...3 месяца. До недавнего времени все

кардиостимуляторы оснащались батареями, что требовало при исчерпании их ресурса заменять кардиостимулятор, что сопряжено с несложной хирургической операцией. Основным недостатком однокамерного прибора является стимуляция только одной из камер сердца. При этом предсердия продолжают функционировать в своем ритме, а при совпадении фазы сокращений желудочка и предсердия наблюдается нарушение кровотока: кровь из желудочка забрасывается в предсердие и приносящие кровь сосуды. Двухкамерный кардиостимулятор показан справа на Рис. 9, два электрода которого имплантируют в предсердие и правый желудочек, а вырабатываемые им возбуждающие сигналы сдвинуты по времени так, чтобы обеспечить согласованную стимуляцию предсердия и желудочка и правильный ток крови по сердцу. Трехкамерные кардиостимуляторы (кардиосинхронизирующие) способны стимулировать в определенной последовательности три камеры сердца: правый и левый желудочек и правое предсердие. Такие кардиостимуляторы последнего поколения обеспечивают нормальную работу сердца и физиологичную внутрисердечную гемодинамику.

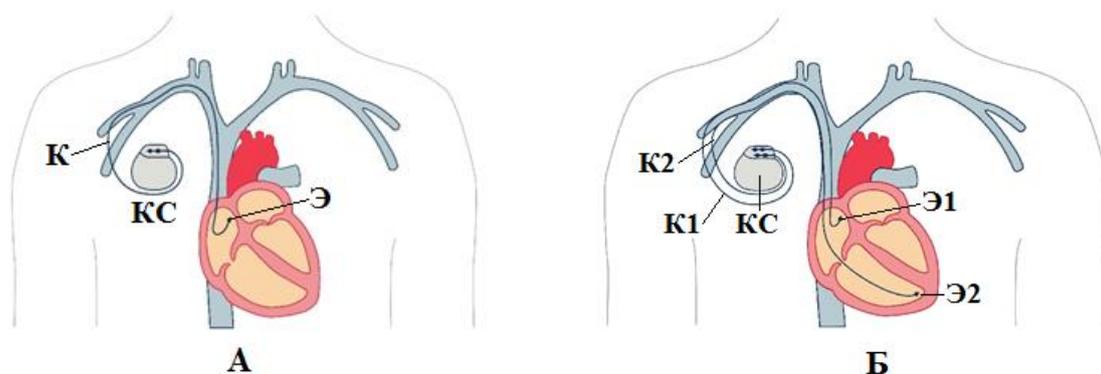


Рис. 9. Кардиостимуляторы: А – однокамерный, Б – двухкамерный

Некоторые модели кардиостимуляторов оснащены сенсорными датчиками. Такие приборы называют частотно-адаптивными, и в их комплектующие включается сенсор, который детектирует изменения в активности нервной системы, частоту дыхания и температуру тела. Также существуют модели кардиостимуляторов, которые оснащены кардиовертером дефибриллятором, которые при наступлении фибрилляции или опасных аритмий начинают выполнять автоматическую дефибрилляцию. После воздействия на камеры сердца разрядом высокого напряжения фибрилляция или тахикардия желудочков купируется, и сердце продолжает сокращаться согласно ритму, заданному при имплантации прибора.

Вернемся теперь к вопросу беспроводной зарядки аккумулятора в кардиостимуляторах с длительным сроком службы. В эти аккумуляторные кардиостимуляторы входит, кроме стандартной имплантируемой части, система беспроводной зарядки: резонансный контур $K_{\text{имп}}$ (Рис. 9), выпрямитель и регулятор тока зарядки. Вне тела человека находится резонансный контур высокой добротности (аналогичный $K_{\text{св2}}$ на Рис. 9) и генератор частоты с системой автономного питания (например, с аккумулятором). Диаметр имплантируемого контура по-видимому может быть не более 20 мм, а частота радиолнии может быть повышена до 30 МГц или даже до 144 МГц. Диаметр внешнего резонансного контура – 5...7 см. Этот резонатор размещается приблизительно соосно с контуром имплантата, а его плоскость должна быть удалена от кожного покрова на расстояние 10...20 мм для сохранения высокой добротности. Вся внешняя конструкция может быть закреплена в кармане жилета на время подзарядки аккумулятора кардиостимулятора. Это минимально ограничивает мобильность пациента.

Весьма ответственным элементом обсуждаемых устройств являются электроды. По логике, чтобы вызвать возбуждение в нервном волокне диаметром около 12...20 мкм нужен тончайший электрод, имеющий гальванический контакт с волокном и необходимую механическую стабильность этого контакта. Трудно представить, что надежность контакта будет сохранена на длительный срок (годы!), если он претерпевает воздействие, связанное с мышечными сокращениями сердца с частотой около 1 Гц. Для понимания этой проблемы приведем схематичный рисунок строения нерва (Рис. 10).

В верхней части А слева условно изображен источник нервных импульсов, из которого выходят два нервных волокна. Они проходят внутри оболочки периферического нерва, в котором упакованы в отдельные оболочки от десяти до нескольких тысяч аналогичных волокон. Это напоминает телефонный кабель с тысячами проводных линий. Каждое из волокон покрыто плохо проводящей оболочкой, а внутри содержит хорошо проводящий аксон. Существует несколько разновидностей нервных волокон, отличающихся по диаметру и скорости распространения нервных импульсов. Но самое главное отличие групп нервных волокон заключается в том, что в наиболее толстых волокнах между оболочкой и аксоном имеется миелиновая очень плохо проводящая прослойка. Эти волокна обслуживают двигательные функции и сигналы в них распространяются от источника (мозга) к мышцам. Другой вид волокон, которые могут иметь или не иметь миелиновой прослойки, передает сигналы рецепторов зрения, обоняния и т. п. только в обратную сторону, то есть к мозгу.

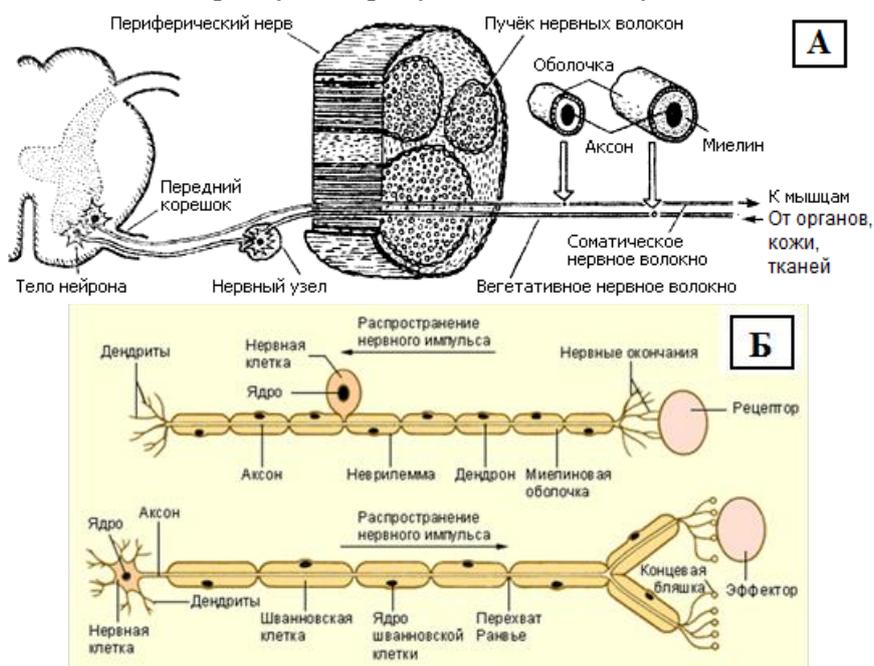


Рис. 10. Строение нерва.

На нижней части Б Рис. 10 это отражено более подробно, в том числе, на нем показаны так называемые перехваты Ранье, которые представляют узкие разрывы шириной в единицы мкм внешней плохо проводящей оболочки нервного волокна. На этих участках возможно искусственно вводить в волокно сигналы управления. Но эта задача до сих пор решалась только для уединенного нервного волокна, а не для нервного волокна, окруженного сотнями и тысячами аналогичных волокон, находящихся в оболочке нерва. Именно задача адресного возбуждения конкретного нервного волокна представляет широкое поле для технических новаций.

Но как же тогда электроды передают сигналы, управляющие периодическими сокращениями сердечных мышц? Рис. 11 проливает свет на этот процесс. На нем

приведено два варианта электродов. Первый из них это электрод с пассивной фиксацией внутри сердца. Такой электрод называют якорем. Он имеет 4...6 усиков, которые могут отгибаться только в сторону подводящего кабеля. Когда электрод внедряют в мышечную ткань миокарда, то он при любом усилии в противоположном направлении усики разводятся и не дают выдернуть якорь. Другой электрод с активной фиксацией внутри миокарда заканчивается двух- или трехвитковой упругой спиралью диаметром около 1 мм, которая при установке «ввинчивается» в сердечную мышцу.



Рис. 11. Способы фиксации электродов в миокарде.

По сути это варварский, но достаточно надежный способ. Учитывая, что сердечная мышца состоит из сотен мышечных волокон, мы фактически обеспечиваем электрический контакт только с некоторым числом пучков концевых бляшек, передающих возбуждение мышечным волокнам (нижняя часть Рис. 11, Б). Очевидно, что управление передается не на все мышечные волокна. Этот недостаток существенно исправляется благодаря тому, что один аксон может «обслуживать» от нескольких десятков до нескольких сотен мышечных волокон (т.е. мышца имеет разную плотность иннервации).

6. Впечатляющий прогресс в миниатюризации автономных стимуляторов сердечного ритма можно видеть по публикациям Ады Пунс, работающей в Стэндфордском университете [14-19]. За последние 5-6 лет она переломила традиционный взгляд на исключительное использование диапазона КВ (10...14 МГц) в решении задач кардиостимуляции и отошла от сложившихся требований максимизации к.п.д. этих устройств [14, 15, 16, 19]. Все прекрасно были осведомлены о чудовищных погонных потерях в области частот от единиц до десятков ГГц в мышечных тканях человека и теплокровных животных, которые составляют сотни и тысячи дБ/м. Здесь были приняты во внимание два важных фактора. Во-первых, имплантируемый контур диаметром всего в 1 мм должен отдавать мощность около 50 мВт, что более чем достаточно для кардиостимулятора. Во-вторых, между имплантатом и источником электромагнитной волны находится только тонкий слой сильно поглощающей мышечной ткани (единицы сантиметров), и полное затухание передаваемого сигнала даже при погонном затухании в 1000...2000 дБ/м составит 20...40 дБ. Её группа разработала такие системы передачи мощности, в которых используется фокусировка СВЧ излучения, в результате чего указанные потери уменьшаются на 10...15 дБ. Размер имплантата не превышает размера рисового зерна и прикрепляется непосредственно на стенке миокарда.

7. Выводы и возможности дальнейших разработок

- Выполнен анализ беспроводных систем передачи электромагнитной энергии в поглощающие среды с высоким к.п.д. на примере имплантируемого искусственного желудочка сердца, потребляющего мощность 5...10 Вт. Определена оптимальная конструкция основных элементов такого устройства и возможный для этого диапазон частот.

- Дано описание аналогичной системы для питания кардиостимуляторов и указаны основные трудности для создания надежных систем длительного пользования.

- Приведены результаты создания сверхминиатюрных кардиостимуляторов и беспроводных систем передачи энергии для их питания. В них исключены требования высокого к.п.д., что позволило ввести новый класс технических решений, реализуемый в СВЧ диапазоне.

Основными ближайшими и перспективными задачами при разработке кардиостимуляторов являются создание новых способов введения сигналов для синхронизации работы сердечных мышц. Лучшим вариантом следует считать создание бесконтактных устройств передачи возбуждающих сигналов к мышцам миокарда.

Большие перспективы в миниатюризации беспроводных кардио- и других стимуляторов двигательной деятельности человека и животных связаны с использованием высокочастотного диапазона. Несмотря на слишком оптимистичные заявления о том, что используя излучатели СВЧ с фокусировкой можно компенсировать громадные потери, следует не забывать о предельно допустимых для человека нормах потока СВЧ мощности, а это всего 10 мВт/см^2 . Причиной моего предостережения является опубликованное рекламное заявление сотрудника лаборатории Стэнфордского университета. *«Исследователи также разработали для своего миниатюрного имплантата антенну особой конструкции, которая позволяет принимать максимум энергии независимо от ориентации по отношению к ее источнику. При этом энергия фокусируется в точке размещения имплантата, а вокруг него излучение слабее, благодаря чему общее нагревание тканей укладывается в ограничения, налагаемые соответствующими стандартами безопасности IEEE»*. Увы, тепловое воздействие СВЧ излучения начинает ощущаться при плотности потока мощности более 100 мВт/см^2 , что на *четыре* порядка выше приведенного предельного уровня облучения.

Литература

1. Искусственный желудочек сердца – VAD. Режим доступа: <http://perfusionua.blogspot.ru/2008/01/vad.html>
2. Трансплантация искусственного сердца. Режим доступа: <http://hospitalisrael.ru/iskusstvennoe-serdce/>
3. A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fisher, M. Soljačić. Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances // SCIENCE, V. 317, 6 July 2007
4. Ada S. Poon, S. O’Driscoll, T.H. Meng. Optimal frequency for wireless power transmission into dispersive tissue // IEEE Trans. on AP. V.58, № 5, 2010
5. В.В. Никольский, Т.И. Никольская. Электродинамика и распространение радиоволн. – М.: Наука, 1989
6. Медицинская биофизика: Учебник / В.О. Самойлов.– СПб.: СпецЛит, 2004. – 496 с.
7. Подповерхностная радиолокация / М.И. Финкельштейн, В.И. Карпухин, В.А. Кутев, В.Н. Метелкин: Под ред. М.И. Финкельштейна. – М.: Радио и связь, 1994. – 216 с.
8. Г.З. Айзенберг, В.Г. Ямпольский, О.Н. Терёшин. Антенны УКВ. Под ред. Г.З. Айзенберга. Часть 1. – М.: Связь, 1972
9. К.С. Борзунова, Н.П. Чубинский. Алгоритмы определения эффективной магнитной проницаемости системы магнитных диполей. Радиофизика метаматериалов // Сб. докладов IV Всероссийских Армандовских чтений. Муром. 27–29мая, 2014 г.
10. П. Л. Калантаров, Л. А. Цейтлин/ Расчет индуктивностей. Справочная книга. Ленинград: Энергоатомиздат, 1986
11. Yi Zhao, Brody Mahoney, Joshua R. Smith. Analysis of a Near Field Communication Wireless Power System // IEEE WPTC, 2016.

12. B.H. Waters, A.P.Sample,P. Bonde, J.R.Smith. Powering a ventricular assist device (VAD) with the free-range resonant electrical energy delivery (FREE-D) system // Proc. of the IEEE. V. 100, № 1, 2012
13. СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-9. Санитарные нормы и правила при работе с источниками электромагнитных полей высоких, ультравысоких и сверхвысоких частот. 1996
14. Andrew Ma, Ada SY Poon. Midfield wireless power transfer for bioelectronics // IEEE Circuits and Systems Magazine. V. 15, 2015. P. 54-60
15. Sanghoek Kim, Ada SY Poon. Optimal transmit dimension for wireless powering of miniature implants // Antennas and Propagation (APSURSI), 2011 IEEE International Symposium on AP. V. 7. P. 408-411
16. Ada SY Poon. Electromagnetic field focusing for short-range wireless power transmission // Radio and Wireless Symposium (RWS), 2012 IEEE. P. 115-118
17. Andrew Ma, Ada SY Poon. Midfield wireless power transfer for bioelectronics // IEEE Circuits and Systems Magazine. V. 15. 2015/ P. 54-60
18. Sanghoek Kim, Ada SY Poon. Optimal transmit dimension for wireless powering of miniature implants // Antennas and Propagation (APSURSI), 2011 IEEE International Symposium. V. 7. P. 408-411
19. Daniel Pivonka, Anatoly Yakovlev, Ada SY Poon, Teresa Meng. A mm-sized wirelessly powered and remotely controlled locomotive implant // IEEE transactions on biomedical circuits and systems/ V.6, 2012/ P. 523-532