

9. Артеменко М.В., Серебровский В.В., Бабков А.С. Информационно-аналитическая модель принятия решений в процессе диагностики рака желудка // *Фундаментальные исследования*. 2014. № 6. С. 18-23.
10. Гадалов В.Н., Титов В.С., Устинов А.Г., Ключиков И.А., Шеякин В.Н. Оценка состояния человека с помощью гетерогенных нечетких правил // *Известия Юго-Западного государственного университета*. 2012. № 1. Ч. 1. С. 33-42.

Николай Михайлович Агарков,
д-р мед. наук, профессор,
Михаил Владимирович Артеменко,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра биомедицинской инженерии,
ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,

Валентина Викторовна Дмитриева,
канд. тех. наук, ст. преподаватель,
кафедра электрофизических установок,
Национальный исследовательский
ядерный университет «МИФИ»,
г. Москва,
Александр Сергеевич Бабков,
аспирант,
кафедра биомедицинской инженерии,
ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
государственный университет»,
Светлана Александровна Горбатенко,
канд. техн. наук, доцент,
ФГБОУ ВПО «Курский институт социального образования»,
г. Курск,
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

А.Г. Гудков, Ю.А. Иванов, С.А. Мешков, С.В. Агасиева,
В.И. Петров, В.Ю. Синякин, С.И. Щукин

Исследование возможностей радиочастотной идентификации с пассивными метками в инвазивной биосенсорике

Аннотация

Рассматриваются проблемы применения технологии РЧИД с пассивными метками для считывания данных инвазивных биосенсоров. Обсуждается выбор рабочего диапазона частот системы РЧИД.

Считывание данных имплантируемых датчиков является важной проблемой инвазивной биосенсорике. Одним из наиболее перспективных путей ее решения является применение технологии радиочастотной идентификации (РЧИД) с пассивными метками.

Инвазивная биосенсорная система на базе технологии РЧИД с пассивными метками включает в себя внешнее считывающее устройство и один или несколько имплантируемых биосенсоров. Внешнее считывающее устройство посылает в эфир запрос – зондирующий сигнал. Метка принимает и обрабатывает информацию от считывателя, одновременно осуществляя питание и иницируя работу всех узлов биосенсора. Данные биосенсора поступают в метку, в которой происходит формирование пакетов данных для передачи во внешнее считывающее устройство. Передача осуществляется за счет модуляции отраженного от антенны зондирующего сигнала посредством изменения нагрузки антенны в соответствии с законом модуляции. Считыватель принимает отраженный сигнал и производит его детектирование для дальнейшей обработки, отображения информации от биосенсора или передачи ее в пункт сбора данных.

Питание пассивной метки осуществляется за счет энергии зондирующего радиосигнала. Данную функцию в метке осуществляет преобразователь электромагнитной энергии в энергию постоянного тока, который представляет собой комплекс антенны и выпрямителя ВЧ-сигнала. Энергия зондирующего радиосигнала считывателя трансформируется антенной метки в энергию переменного тока. В выпрямителе происходит преобразование переменного тока в постоянный. Таким образом, применение технологии РЧИД в инвазивных биосенсорных системах позволяет решить не только задачу обеспечения беспроводной двусторонней связи между биосенсором и внешним считывающим устройством, но и проблему питания биосенсора.

Наибольшее распространение получили системы РЧИД с пассивными метками ВЧ- и УВЧ-диапазонов. Главное отличие систем, работающих в этих диапазонах, заключается в том, что в системах РЧИД ВЧ-диапазона применяется индуктивная связь между считывающим устройством и меткой, а в системах УВЧ-диапазона – радиосвязь. Это различие определяет основные преимущества и недостатки систем данных типов.

В системах РЧИД ВЧ-диапазона антенны считывателя и метки биосенсора представляют собой магнитосвязанные катушки индуктивности, образующие трансформатор. На рис. 1 представлена эквивалентная схема системы РЧИД с индуктивной связью [1], [2]. Здесь L_C и L_M – антенны считывателя и метки соответственно; R_M – активное сопротивление антенны метки; R_H – эквивалент нагрузки, определяемой энергопотреблением биосенсора. Колебательный контур $L_M C_M$ настроен на рабочую частоту системы РЧИД.

В системах РЧИД ВЧ-диапазона антенны считывателя и метки биосенсора представляют собой магнитосвязанные катушки индуктивности, образующие трансформатор. На рис. 1 представлена эквивалентная схема системы РЧИД с индуктивной связью [1], [2]. Здесь L_C и L_M – антенны считывателя и метки соответственно; R_M – активное сопротивление антенны метки; R_H – эквивалент нагрузки, определяемой энергопотреблением биосенсора. Колебательный контур $L_M C_M$ настроен на рабочую частоту системы РЧИД.

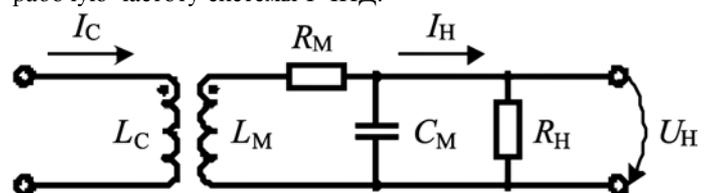


Рис. 1. Эквивалентная схема системы РЧИД с индуктивной связью

В системах РЧИД УВЧ-диапазона используются принципы радиосвязи. Из теории антенн [3] известно, что при условии совпадения максимума диаграммы направленности с направлением прихода волны, сведения к минимуму омических потерь в антенне и точного совпадения поляризации антенны с поляризацией падающей волны мощность в нагрузке приемной антенны определяется соотношением

$$P_H = \Pi \cdot S_{\text{эфф}} \cdot K_R, \quad (1)$$

где Π – модуль вектора Пойнтинга падающей электромагнитной волны; $S_{\text{эфф}}$ – эффективная поверхность приемной антенны;

$$K_R = \frac{4 \cdot R_H \cdot R_A}{|Z_H + Z_A|^2} \quad (2)$$

– коэффициент согласования антенны, имеющей входное сопротивление $Z_A = R_A + jX_A$, и нагрузки с входным сопротивлением $Z_H = R_H + jX_H$.

Выражение (1) справедливо для плоской электромагнитной волны. Если расстояние x между антеннами считывателя и метки много больше размеров антенн (что характерно для дальней зоны), то излучаемую источником сферическую волну в апертуре приемной антенны в некотором приближении можно считать плоской. Тогда значение модуля вектора Пойнтинга такой волны при ее распространении в свободном пространстве будет определяться выражением

$$\Pi = \frac{P_{\text{EIRP}}}{4\pi x^2}, \quad (3)$$

где P_{EIRP} – эквивалентная изотропная излучаемая мощность передатчика.

Для электромагнитной волны тело человека представляет собой сложную неоднородную структуру, состоящую из областей с разными значениями электрических параметров. В табл. 1 приведены значения относительной диэлектрической проницаемости ϵ и удельной электрической проводимости σ тканей тела человека на частотах [4].

Магнитные свойства тканей мало отличаются от свойств свободного пространства, т. е. их относительная магнитная проницаемость $\mu \approx 1$.

В системах же УВЧ-диапазона будет наблюдаться значительное затухание сигнала, обусловленное ненулевой проводимостью тканей. Кроме того, на границах раздела органов и тканей будет происходить многократное отражение и преломление электромагнитных волн.

Для оценки затухания электромагнитной волны в теле человека в зависимости от удаленности внешнего считывателя от пациента, глубины расположения импланта, количества и параметров слоев тканей тела пациента и рабочей частоты можно использовать метод аналитического расчета напряженности электрического поля в многослойных структурах, представляющих собой полупространство с плоской бесконечной границей (одномерная модель) [5]-[8].

Пусть источник сигнала, расположенный на расстоянии $d_0 + d_1$ от поверхности тела человека, имеет изотропную антенну и излучает сферическую волну. Рассмотрим участок поверхности тела с линейными размерами, много меньшими величинами $d_0 + d_1$. Тогда в некотором приближении можно считать, что падающая на эту поверхность волна имеет плоский фронт, а значит, ее распространение вглубь тела может быть описано одномерной моделью, аналогичной представленной в [6].

На рис. 2 изображена одномерная модель для расчета напряженности электрического поля источника сигнала. Тело представлено слоистой структурой, состоящей из слоев кожной, жировой и мышечной тканей. Последний слой продлен до бесконечности в направлении оси X . Будем считать, что при $x < 0$ волна имеет сферическую форму, а при $x \geq 0$ фронт волны имеет плоскую форму. Если мощность излучения источника электромагнитной волны равна P_{EIRP} , то напряженность электрического поля падающей волны в начале координат определяется соотношением

$$E_1 = \sqrt{\frac{P_{\text{EIRP}}}{2 \cdot \pi \cdot d_0^2 \cdot \text{Re}\left(\frac{1}{Z_1}\right)}}$$

где Z_1 – волновое сопротивление свободного пространства.

На рис. 3 показаны результаты расчета нормированного модуля вектора Пойнтинга электромагнитной волны, распространяющейся вглубь слоистой структуры, для значений слоя жировой ткани 0, 5, 20 и 50 мм на частотах УВЧ-диапазона. Анализируя полученные результаты, можно заключить, что распределение поля в структуре неравномерно и зависит от толщины слоя жировой ткани и частоты. С увеличением глубины наблюдаются минимумы и максимумы значений модуля вектора Пойнтинга, обусловленные интерференцией волн, многократно отраженных от границ раздела слоев.

При исследовании проблемы выбора рабочего диапазона частот биосенсорной системы на основе технологии РЧИД особое внимание следует обратить на отрицательное воздействие электромагнитного излучения на организм человека. Для оценки величины вредного воздействия радиопередатчиков средств на человека регуляторами стран Европы и США используется удельный коэффициент поглощения электромагнит-

Таблица 1

Относительная диэлектрическая проницаемость ϵ и удельная электрическая проводимость σ некоторых тканей тела человека на частотах

Ткань	13,56 МГц		433 МГц		915 МГц		2,45 ГГц	
	ϵ	$\sigma, \text{Ом}^{-1}\text{м}$						
Кожа (сухая)	260	0,27	41,6	0,57	39,6	0,69	37,6	1,30
Жир	13,9	0,027	5,03	0,045	4,77	0,053	4,39	0,081
Мышцы	132	0,68	64,2	0,97	61,4	1,20	54,6	2,25
Сердце	273	0,59	60,7	0,99	57,9	1,17	54,8	2,15
Кость (кортикальный слой)	29,7	0,047	13,5	0,11	12,6	0,17	11,6	0,41

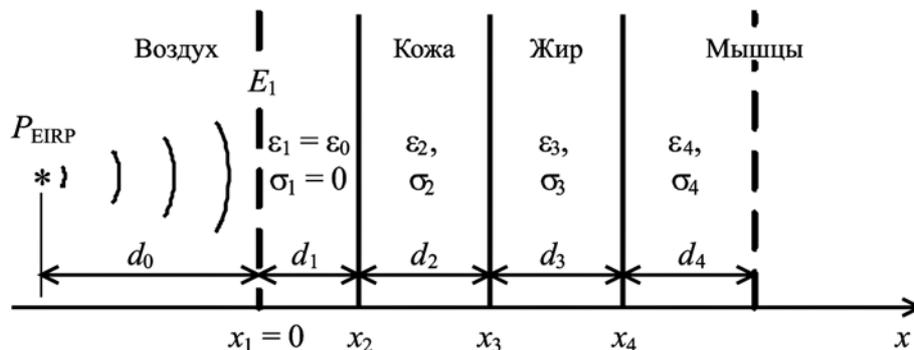


Рис. 2. Модель среды распространения электромагнитной волны

ной энергии (SAR, от англ. Specific Absorption Rate) – показатель, определяющий энергию электромагнитного поля, выделяющуюся в тканях тела человека в единицу времени. Он определяется как мощность, поглощенная единицей массы ткани тела человека, и имеет размерность ватт на килограмм.

Проведенные расчеты показали, что при расположении антенны считывателя на расстоянии около 1 м от поверхности кожи пиковое значение локального SAR для системы ВЧ-диапазона составляет 30 мВт/кг, а для системы УВЧ-диапазона – 21 мВт/кг. Величины SAR различаются почти на три порядка, но тем не менее они значительно ниже разрешенных европейскими и американскими стандартами уровней, причем усредненных по времени и объему. Ситуация меняется при сокращении расстояния до источника сигнала. При уменьшении d_0 до 20 см локальный SAR источника излучения в диапазоне ВЧ вырастает до 320 мВт/кг, а источника в УВЧ-диапазона – до 2,1 Вт/кг. При дальнейшем приближении антенны считывателя к поверхности кожи до значения $d_0 = 2$ см максимальный SAR в ВЧ-диапазоне достигает значения 625 мВт/кг, оставаясь при этом в допустимых пределах, а максимальный SAR в УВЧ-диапазоне вырастает до 160 Вт/кг, что значительно выше допустимых значений. Здесь следует отметить, что усредненное по времени и объему тканей значение SAR с учетом скажности сигнала в реальной системе может оказаться на порядок или два ниже полученных значений. Тем не менее продолжительное воздействие на человека излучения считывателя с та-

кими характеристиками при малых расстояниях от источника нежелательно.

Из сказанного следует, что в случае применения в биосенсорной системе технологии РЧИД УВЧ-диапазона становится актуальной проблема снижения отрицательного воздействия электромагнитного излучения на пациента и медицинский персонал.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта №13-08-12035 офи_м и при финансовой поддержке Минобрнауки России в рамках государственного контракта (соглашения) № 14.577.21.0138, уникальный идентификатор прикладных научных исследований и экспериментальных разработок (проекта) RFMEFI57714XO138.

Список литературы:

1. Finkenzeller K. RFID Handbook Fundamentals and Applications in Contactless Smart Cards and Identification / 3rd Ed. – Chichester: John Wiley and Sons Ltd, 2010. 480 p.
2. Curty J.P. et al. Design and Optimization of Passive UHF RFID Systems. – New York (USA): Springer Science + Business Media, LLC, 2007. 148 p.
3. Сазонов Д.М. Антенны и устройства СВЧ. Учеб. для радиотехнич. спец. вузов. – М.: Высш. шк., 1988. 432 с.

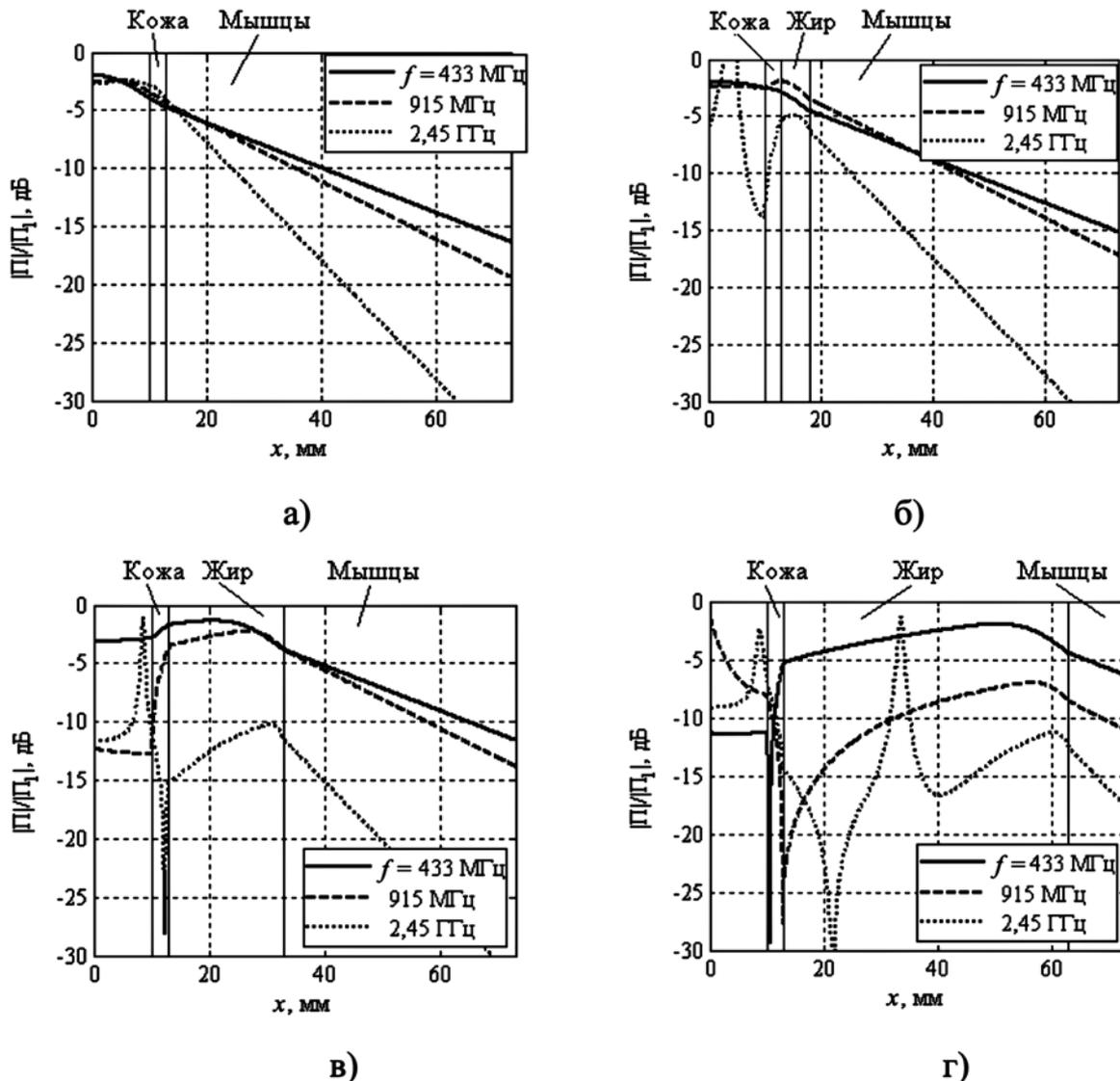


Рис. 3. Результаты расчета модуля вектора Пойнтинга в структуре с толщинами жировой ткани $d_3 = 0$ (а); $d_3 = 5$ мм (б); $d_3 = 20$ мм (в); $d_3 = 50$ мм (г)

4. *Gabriel C.* Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies: Technical Report. – Brooks Air Force Base (USA), 1996. AL/OE-TR-1996-0037.
5. *Johansson A.J.* Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation. – Lund (Sweden): Lund University, 2004. 161 p.
6. *King R.W.P., Prasad S., Sandler B.H.* Transponder antennas in and near a three-layered body // IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques. June 1980. Vol. MTT-28. PP. 586-596.
7. *Иванов Ю.А., Агасиева С.В., Гудков А.Г., Мешков С.А., Снякин В.Ю., Шашурин В.Д.* Применение технологии радиочастотной идентификации с пассивными метками в инвазивной биосенсорике // Машиностроитель. 2014. № 5. С. 12-20.
8. *Иванов Ю.А., Гудков А.Г., Мешков С.А., Шашурин В.Д., Клевцов В.А., Агасиева С.В., Снякин В.Ю.* Применение резонансно-туннельных нанодиодов для повышения эффективности преобразователя электромагнитной энергии инвазивных биосенсорных систем на базе технологии радиочастотной идентификации // Электромагнитные волны и электронные системы. 2014. Т. 22. № 4. С. 60-65.

Александр Григорьевич Гудков,
 д-р техн. наук, генеральный директор,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Юрий Александрович Иванов,
 д-р физ.-мат. наук, профессор,
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Сергей Анатольевич Мешков,
 канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Светлана Викторовна Агасиева,
 канд. техн. наук, директор отдела,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Владимир Игоревич Петров,
 заместитель директора,
 НИИ БМТ МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Владимир Юрьевич Снякин,
 инженер,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Сергей Игоревич Щукин,
 д-р техн. наук, профессор,
 зав. кафедрой «Медико-технические
 информационные технологии» (БМТ-2),
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
 г. Москва,
 e-mail: ooo.giperion@gmail.com

А.В. Алпатов, А.В. Кирюхин

Система поддержки водителя на основе анализа пульса и параметров движения транспортного средства

Аннотация

Рассмотрены существующие подходы к повышению безопасности вождения транспортных средств. Предложена структурная схема системы регистрации опасного вождения на основе регистрации технических параметров движения транспортного средства и психофизиологических параметров водителя. Приведены количественные критерии оценки опасного вождения с указанием диапазонов допустимых и пороговых значений. Рассмотрено использование аппарата нечеткой логики для оценки стиля вождения транспортного средства. Показаны экспериментальные результаты работы экспертной системы для оценки результирующего коэффициента стиля вождения.

Существующие подходы к повышению безопасности вождения транспортных средств

В настоящее время в мировой системе транспорта особенно актуальна проблема предотвращения опасного или агрессивного вождения (dangerous and aggressive driving) транспортных средств (ТС). Зарубежные исследователи приводят несколько различных критериев опасного или агрессивного вождения. Среди них преднамеренные действия, приводящие к увеличению риска столкновения автомобилей, сопровождающиеся состоянием нетерпения, раздражительности, враждебности или попыткой сэкономить время [1].

В последнее время в связи с высоким уровнем дорожно-транспортных происшествий появляются различные системы поддержки водителей (driver assistance systems), использующие разные датчики и аппаратуру.

Многие из таких систем основываются на измерении биосигналов, регистрируемых с водителя посредством различных датчиков [2]. На основании информации, извлекаемой из биосигналов, исследователи оценивали эмоции [3], уровень стресса [4], усталости и тревоги [5] и аффективное состояние [6] водителя. В литературе попеременно используются термины «аффективное состояние» или «эмоциональное состояние» для оценки психического и физического напряжения, испытываемого водителем в процессе вождения [7].

Известно, что поведение водителя за рулем во многом обусловлено изменением его эмоционального состояния, одной из форм проявлений которого является аффект [8]. В состоянии аффекта наступает заметное изменение в произвольно-двигательной сфере (торможение или перевозбуждение, нарушение координации) и в сфере вегетативных реакций (пульс, дыхание, давление крови). Это проявляется в моторных реакциях водителя, которые воздействуют на органы управления ТС.

В свою очередь, аффективное состояние водителя, часто сопровождающееся негативными эмоциями (гнев, разочарование), является причиной опасного вождения и приводит к дорожно-транспортным происшествиям [9].

Кроме контроля скоростного режима, современные системы безопасности обеспечивают оценку дорожной ситуации с помощью видеокамер и других датчиков [10].

Дополнительным информационным каналом, характеризующим взаимодействие водителя и ТС, может служить перемещение органов управления, поскольку их движение зависит от моторных реакций водителя, которые, в свою очередь, зависят от уровня внимания и бодрствования водителя [11].

Ритм сердца (пульс) является одним из наиболее часто используемых психофизиологических параметров человека, регистрируемых во время вождения ТС. На его основе проводится большое количество экспериментов по оценке значимости выполнения различных задач во время вождения [12].