

ЛИТЕРАТУРА

1. Орлов П.Е., Газизов Т.Р., Заболоцкий А.М. Новая концепция создания интегрированных датчиков для контроля электромагнитной обстановки в бортовой аппаратуре космического аппарата // Авиакосмическое приборостроение. – 2012. – № 5. – С. 20–23.
2. <http://talgat.org>
3. Архипенко А.С. Квазистатическое и электродинамическое моделирование структур связанных линий для исследования возможностей реализации датчиков кондуктивных эмиссий: выпускная квалификационная работа бакалавра. – ТУСУР, 2016.

ОБЗОР ИССЛЕДОВАНИЙ В ОБЛАСТИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ СОВМЕСТИМОСТИ И БЕЗОПАСНОСТИ КАРДИОСТИМУЛЯТОРОВ

*А.В. Бусыгина, аспирант каф. ТУ
г. Томск, ТУСУР, bav-tusur@mail.ru*

Кардиостимулятор представляет собой небольшое электронное устройство, которое имплантируется под кожу для регулирования сердцебиения [1]. Он состоит из генератора импульсов и одного или двух проводов с электродами, которые воздействуют на сердечную мышцу электрическими сигналами. Генератор представляет собой контроллер с батареей в герметичном титановом корпусе. В публикациях встречаются упоминания о сбоях в работе кардиостимулятора при воздействии на него электромагнитных излучений (ЭМИ). Кардиостимулятор является жизненно важным устройством, поэтому важно обеспечить его бесперебойную работу. Цель работы – представить обзор современных исследований в области электромагнитной совместимости и безопасности кардиостимуляторов.

Для кардиостимуляторов актуален вопрос влияния помех, создаваемых мобильными телефонами, на работу кардиостимулятора. В Японии под руководством Министерства внутренних дел проводились исследования по определению минимального безопасного расстояния между кардиостимулятором и устройствами беспроводной связи. Так, безопасным считается расстояние 22 см, но в некоторых случаях оно может быть увеличено до 75 см [2].

Диапазон рабочих частот кардиостимуляторов обычно составляет от 10 Гц до нескольких кГц, диапазон частот внешних устройств составляет от 125 кГц до 2,45 ГГц. Посторонние сигналы, обнаруженные в полосе пропускания чувствительного фильтра кардиостимулятора, могут привести к возникновению неисправностей или помех в его работе. В работе [2] описан метод смягчения электромагнитных

помех, основанный на «смягчении сигнала». В данном случае сигнал представляет собой радиочастотный (РЧ) сигнал, передаваемый в периоды простоя устройства беспроводной связи, не создавая помех в работе устройства. Этот сигнал подавляет низкочастотные шумы во внутренних схемах кардиостимулятора. Низкочастотные сигналы включают амплитудную модуляцию, импульсную модуляцию и периодические сигналы. Экспериментально подтверждено, что при использовании устройств, работающих на частоте 950 МГц с периодом 1 Гц и коэффициентом заполнения 0,5, максимальное расстояние помех без смягчающего сигнала составляет 71 см. Отмечено, что при смещении частоты в пределах 1 МГц, максимальное расстояние помех уменьшается в пределах 3 см. При фиксации частоты устройства на 450 МГц, период составляет 14 Гц с коэффициентом заполнения 1,7, при отсутствии сигнала смягчения максимальное расстояние помех составляет 18 см, а при частоте смягчения 4 МГц помехи не наблюдаются.

В работе [3] исследовались экранирующие свойства двух материалов (резиновый лист и резистивная пленка). Установлено, что экранирующие свойства резистивной пленки выше, чем у резинового листа. При этом их размер может колебаться в пределах площади, превышающей площадь самого кардиостимулятора, без изменения экранирующих свойств. Также отмечено, что экранирующий материал должен обеспечивать эффективность экранирования около 10-20 дБ при расстоянии менее 6 см между антенной и телом человека.

В работе [4] также исследовалось влияние электромагнитных помех, создаваемых устройствами радиочастотной идентификации (РЧИ) и считывателей ближнего поля, на кардиостимулятор. Считыватели РЧИ могут работать в трех основных частотных диапазонах: низкочастотные (НЧ) 125–134 кГц, высокочастотные (ВЧ) 13,56 МГц, и ультравысокочастотные (УВЧ) 856–960 МГц. В качестве доказательства наличия помех рассматривались любые изменения запрограммированных параметров кардиостимулятора, например, любое отклонение в интервале стимуляции, превышающее 10% от запрограммированного и любые непреднамеренные импульсы, полученные от кардиостимулятора. Авторами описана методика испытания кардиостимуляторов, состоящая из: определение амплитуды моделируемого сигнала путем повышения сигнала от 0 до точки, где кардиостимулятор способен его отслеживать, затем данное значение удваивается; фиксация активности кардиостимулятора в интервале 60 с до и после применения РЧ-сигнала, при этом РЧ-сигнал изначально устанавливался на максимально возможном для системы уровне, затем

снижался до прекращения нежелательных явлений. Установлено, что при внешнем УКВ воздействии мощностью до 2 Вт кардиостимулятор не дает никаких сбоев, но при увеличении мощности до 20 Вт два из десяти испытанных кардиостимуляторов показали нарушение своей деятельности. Возможно, это связано с тем, что использование входных фильтров не является обязательным для кардиостимуляторов. В основном современные кардиостимуляторы имеют фильтры, которые позволяют подавлять внешние сигналы на частотах выше 100 МГц, однако фильтрация становится менее эффективной при ВЧ воздействии и практически отсутствует при воздействии НЧ. Отмечается, что при воздействии НЧ-сигналов с напряженность поля 400 А/м зубцы ЭКГ не затрагиваются, однако влияние сигнала на ЭКГ видно.

Еще одним источником ЭМИ, представляющим угрозу для кардиостимулятора, являются электрические системы контроля, представляющие собой рамки [5]. Эти системы, так же как и устройства РЧИ и считыватели ближнего поля, основаны на связи передатчика с меткой, расположенной на предмете. В данной работе проводились измерения интенсивности полей на различном расстоянии от рамки. Так, в центре рамки при высоте 0 м от пола максимальная интенсивность составляет 1000 мГс, на высоте 0,5 м и 1 м интенсивность достигает значения 2000 мГс. При таких воздействиях кардиостимулятор осуществляет стимуляцию без отсылки к ритму сердцебиения.

В мировой науке большой интерес также вызывают вопросы безопасности человека при воздействии ЭМИ, в этой связи актуален вопрос о влиянии на организм кардиостимуляторов, расположенных непосредственно внутри него, и как кардиостимуляторы влияют на поглощение ЭМИ в области своего расположения.

В работе [7] исследовалось распределение поглощения электромагнитной энергии (SAR) вблизи кардиостимулятора в модели человеческого торса под воздействием излучения спиральной антенны 150 МГц. Обнаружено, что уровень SAR при наличии кардиостимулятора гораздо выше, чем при его отсутствии, и связано это с множественным отражением волны (от поверхности корпуса и от поверхности мышц).

Работа [6] показывает влияние расположения кардиостимулятора на величину и распределение SAR в месте его расположения. Так, эндокардиальное расположение кардиостимулятора вызывает рост максимальных значений SAR в 2 раза, вероятно, это связано с близостью к мышечной ткани, обладающей высокой проводимостью. При эпикардиальном расположении кардиостимулятора максимальные значения SAR повышаются лишь на 20% по сравнению со значениями SAR данной области тела без кардиостимулятора.

Главную роль в вопросе влияния ЭМ помех на кардиостимуляторы играет соединение между корпусом стимулятора и проводом электрода [8], т.к. в данном случае стимулятор выступает в качестве приемной антенны по отношению к волнам от мобильного телефона. В работе [8] проведен численный анализ SAR вокруг кардиостимулятора и его экспериментальное подтверждение с помощью метода термографии. ЭМ воздействие создавалось плоской перевернутой F антенной установленной на металлическом корпусе мобильного телефона третьего поколения. Антенна работала на частоте 2 ГГц с выходной мощностью 0,25 Вт. Исследование показало отличие в распределении SAR в модели торса с кардиостимулятором и без него.

Таким образом, обозначены основные направления исследований в области электромагнитной совместимости и безопасности имплантируемых кардиостимуляторов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Cruciani S. et. al. Numerical simulation of Wireless Power Transfer system to recharge the battery of an implanted cardiac pacemaker // Proc. of the 2014 Int. Symp. on Electromagnetic Comp. (EMC Europe 2014), Gothenburg, Sweden, September 1–4, 2014. – P. 44–47.
2. Kawamura Y. et.al. A novel method of mitigating EMI on implantable medical devices: Experimental validation for UHF RFID reader/writers // Proc. of 2009. IEEE Int. Symp. on Electromagnetic Comp., August 17–21, Austin, TX, USA. – 2009. – P. 197–202.
3. Wang J., Ohshima T., Fujiwara O. Effectiveness evaluation of shielding material for reducing electromagnetic interference of cardiac pacemaker by portable information terminals // Proc. of 2001 IEEE Int. Symp. on Electromagnetic Comp., August 13–17, Montreal, Que., Canada. – 2001. – P. 1054–1057.
4. Mattei E. et. al. Provocative Testing for the Assessment of the Electromagnetic Interference of RFID and NFC Readers on Implantable Pacemaker // IEEE Trans. on Electromagnetic Comp. – February 2016. – Vol. 58, No. 1. – P. 314–322.
5. Okumura T., Kojima K.. Effects of electromagnetic interferences on implantable cardiac pacemakers // IEEE 2nd Global Conf. on Consumer Electronics (GCCE). – 2013. – P. 59–62.
6. Akiyama R. et. al. FDTD calculations of SAR around an implanted cardiac pacemaker from wireless radio terminal // Proc. of 2016 URSI Asia-Pacific Radio Science Conf. – August 21–25, 2016: Seoul, Korea. – 2016. – P. 904–905.
7. Saito K. et. al. SAR analysis around an implanted cardiac pacemaker induced by EM wave of VHF band // ISAP2015. – 2015. – P. 1–2.
8. Watanabe R. et. al. SAR evaluations of mobile phone close to a pacemaker implanted in human body // 32nd Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS: Buenos Aires, Argentina. August 31 – September 4, 2010. – P. 3839–3842.