

показателей отмечалось только в течении 30 мин после воздействия, а затем чувствительность кожи возвращалась к исходному уровню.

Наши дальнейшие исследования были направлены на исследование ответной реакции периферических нервов до и после воздействия методом электроакупунктуры флюктуирующими токами. Исследование проводили у здоровых добровольцев в двух группах по 10 испытуемых в каждой. В первой группе воздействие осуществляли флюктуирующими токами, а во второй группе – методом классического иглоуказывания. Для воздействия были выбраны точки в области предплечья на канале перикарда расположенные в проекции срединного нерва – МС6 и МС3. Проведенное исследование показало, что электроакупунктура флюктуирующими токами способно в большей степени по сравнению классической акупунктурой изменять исходное состояние периферического нервного проводника, о чем свидетельствует снижение амплитуды потенциала действия срединного нерва после воздействия. Полученные данные могут косвенно свидетельствовать о способности электроакупунктуры флюктуирующими токами оказывать более выраженное обезболивающее действие.

Таким образом, морфологические исследования позволили установить безопасные параметры воздействия не вызывающие повреждения мягких тканей в области введения иглы. Показано, что данный метод улучшает состояние кровообращения нижних конечностей, оказывает обезболивающее (гипоальгетическое) действие. Полученные экспериментальные данные указывает на возможность использования метода электроакупунктуры флюктуирующими токами в клинической практике и подтверждают целесообразность обоснования комплексного использования акупунктуры и физических факторов.

#### Литература

1. Барашков Г.Н. Рефлексотерапия боли. М.: Универсимед, 1995.- С. 151-153, 217-222.
2. Гаваа Лувсан. Традиционные и современные аспекты восточной медицины. – М., АО «Московские учебники и Картолиотография». – 2000. – 400с.
3. Курортология и физиотерапия (руководство) под ред. В.М. Боголюбова : в 2 томах. М.: Медицина, 1985 - С. 414-419.
4. Poentinen P.L., Salmella T.M. Analgesic effects of electroacupuncture // Am. J. Acupunct. 2014. Vol.7. № 3. P. 161-165.

УДК 621.396.6-027.31(076.5)

### РЕАЛИЗАЦИЯ ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЙ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В.Ф. АЛЕКСЕЕВ, Д.В. ЛИХАЧЕВСКИЙ, Г.А. ПИСКУН, А.В. АГЕЕВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники*

**Аннотация.** Рассмотрена программно-аппаратная платформа для обеспечения беспроводной передачи телеметрических данных, реализованная в системе датчиков слежения за активностью пациентов с дефектами опорно-двигательной системы. Представлены результаты моделирования на частоте 433 МГц для двух конфигураций полосковой печатной антенны датчика, что позволяет осуществить выбор наиболее оптимального варианта датчика слежения.

**Ключевые слова:** программно-аппаратная платформа, беспроводные системы телеметрии, опорно-двигательная система, моделирование.

**Abstract.** The software and hardware platform for providing wireless telemetry data transmission, implemented in the sensor monitoring system for the activity of patients with defects of the musculoskeletal system, is considered. The results of simulation at a frequency of 433 MHz for two configurations of a strip-type printed antenna of the sensor are presented, which allows the selection of the most optimal tracking sensor option.

**Keywords** software and hardware platform, wireless telemetry systems, musculoskeletal system, modeling.

#### Введение

Системы беспроводной телеметрии данных в медицинских исследованиях представляют собой большой практический интерес поскольку позволяют получать информацию от удаленных датчиков в режиме реального времени без применения специальных линий связи. Это предоставляет медицинскому персоналу огромные преимущества при наблюдении и контроле физического состояния больных, для которых, в других случаях, потребовалось бы использование токопрово-

дящих соединений или применение более традиционных электронных или оптических систем телеметрии.

### Реализация и исследования

Авторами предлагается программно-аппаратная платформа для обеспечения беспроводной телеметрии, реализованная в системе датчиков слежения за активностью пациентов с дефектами опорно-двигательной системы. Датчик распознавания и базовая станция, которая обрабатывает полученную информацию, представлены на рис. 1 и 2.



Рис. 1. Датчик распознавания



Рис. 2. Базовая станция (приемник)

Чувствительность приёмника определяется тремя факторами: тепловым шумом, коэффициентом шума данного приёмника и отношением сигнал/шум, необходимым для достоверного определения информационного сигнала.

Для повышения чувствительности приёмника при заданной ширине полосы и отношении сигнал/шум можно и нужно снизить коэффициент шума приёмника, для чего целесообразно установить перед ним малошумящий усилитель.

Фактор шума двухкаскадной системы, состоящей из малошумящего усилителя *LNA* и встроенного усилителя трансивера вычисляется по «каскадной формуле Харальда Фриса»:

$$F = F_1 + (F_2 - 1)/G_1,$$

где  $F$  – фактор шума;  $F_1$  – фактор шума первого каскада;  $F_2$  – фактор шума второго каскада;  $G_1$  – коэффициент усиления первого каскада.

Из рис. 3 видно, что при использовании малошумящего усилителя на входе, коэффициент шума приёмника в целом снижается до 2 дБ и ниже. При этом увеличение усиления сверх 15-20 дБ уже мало снижает коэффициент шума.

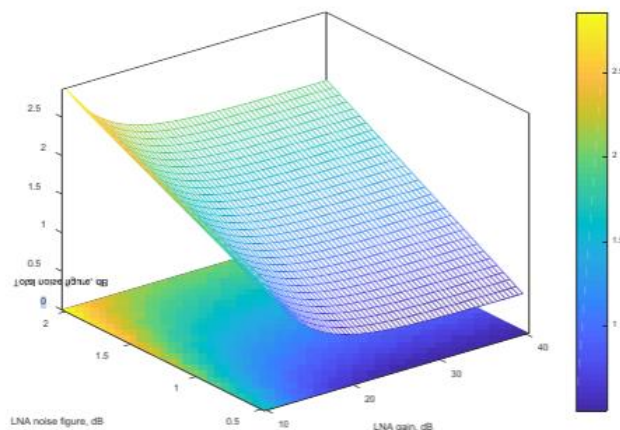


Рис. 3. Коэффициент шума приёмника с усилителем (*LNA*) в зависимости от характеристик последнего согласно прологарифмированной формулы

Установив на вход малошумящий усилитель *Maxim Integrated MAX2640*, можно более чем на 5 дБ улучшить чувствительность приёмника. В результате такого технического решения

наблюдается снижение максимально допустимой мощности на входе приёмника с 10 дБм до – 6 дБм и незначительный рост токопотребления (на 3,5 мА).

Рассмотрим принцип действия датчика. В датчике расположен мик-роэлектромеханический акселерометр, жёстко закреплённый на электронной печатной плате датчика, измеряющий двигательную активность наблюдаемого пациента. Телеметрические данные передаются по беспроводным каналам радиосвязи на обрабатывающее устройство.

Регулятор напряжения реализован на микросхеме серии *TPS780*. В отличие от более ранней серии *TPS71501*, *TPS780* имеет крайне низкий ток собственного потребления (всего 500 нА), а также наличие отдельного логического входа, реализующего функцию переключения выходного напряжения.

Беспроводной датчик построен на кристалле (СнК) *EZR32HG220*. СнК совмещает в одном корпусе микроконтроллер (МК) и трансивер суб – гигагерцового диапазона. МК имеет в основе ядро *Cortex-M0+*.

*MMA8653FCR1* является низко энергопотребляемым, трехосным, емкостным микромеханическим акселерометром с разрешением 10 бит, подключен по цифровой шине *I2C*, где линия *SCL* отвечает за тактирование, а *SDA* – за данные.

*GEYER KX-7T-26.0 MHz 10pF* – кварцевый резонатор, задает несущую частоту.

Источником питания служит пара литиевых батарей типоразмера АА номинальным напряжением 3,6 В, подключенные параллельно, через сдвоенный диод Шоттки.

СнК питается по трем шинам: *IOVDD* (цифровой ввод-вывод), *AVDD* (аналоговый ввод-вывод), *RFVDD* (трансивер). Напряжение всех трех шин питания одинаково и составляет 2,4–3,3 В. На каждой шине питания СнК размещен отдельный комплект конденсаторов развязки. Шины СнК, в свою очередь, питаются от общей шины питания *VDD* (выход стабилизатора).

Тактирование МК осуществляется от внутреннего *RC*–генератора.

Схема и топология антенного тракта рассчитана на рабочую частоту 433 МГц. Антенна – полосковая печатная.

Для реализации программно аппаратной платформы для обеспечения беспроводной телеметрии очень важна конфигурация полосковой печатной антенны датчика. Для выбора наиболее оптимального варианта датчика слежения авторами было выполнено математическое моделирование печатной антенны датчика.

Для процесса моделирования необходимо было импортировать в *MatLab Antenna Tool* *Box* маску антенны. На рис. 3 и 4 представлены два варианта конфигурации маски антенны.

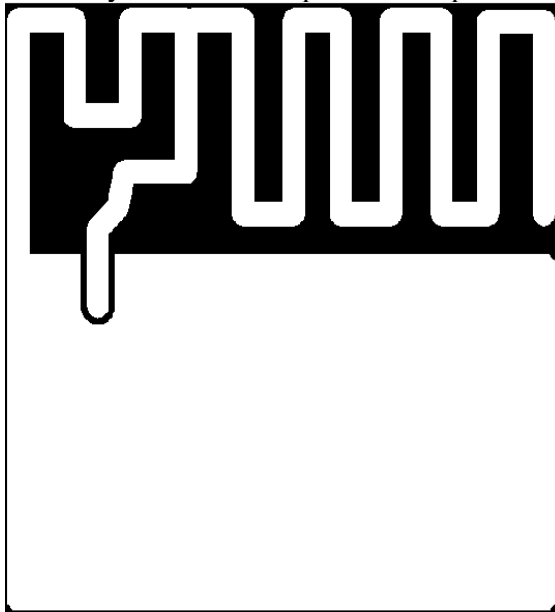


Рис. 3. Конфигурация маски

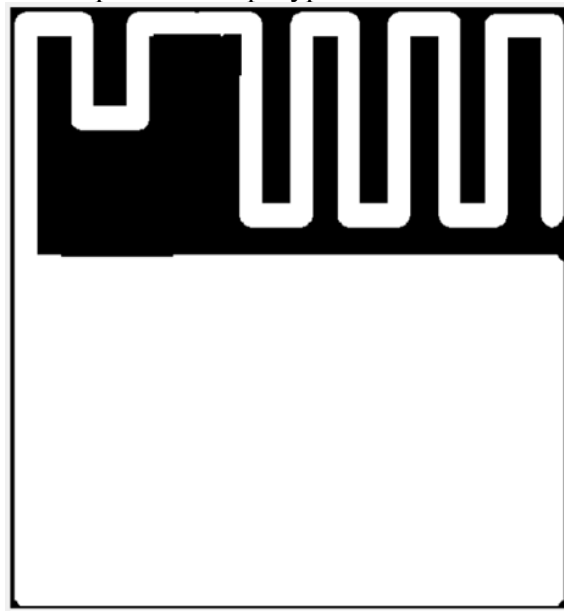


Рис. 4. Конфигурация маски

В результате моделирования на частоте 433 МГц были получены трехмерные модели диаграмм направленности для двух конфигураций антенн (рис. 5 и 6).

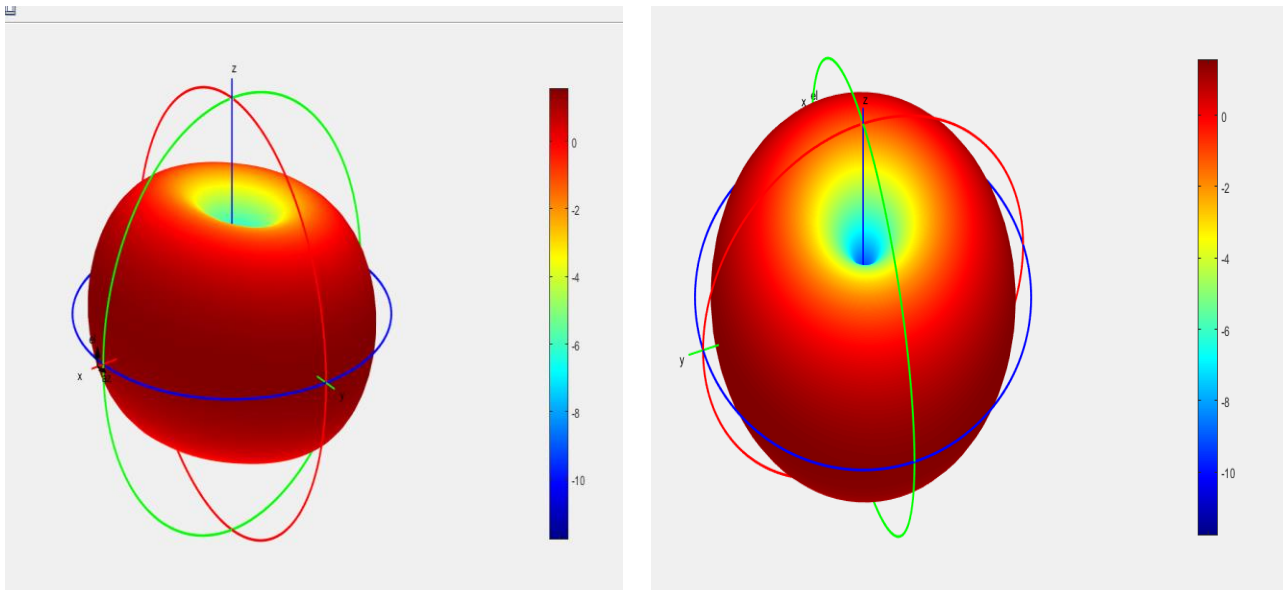


Рис. 5. Трехмерная модель диаграммы направленности для первого варианта конфигурации антенны

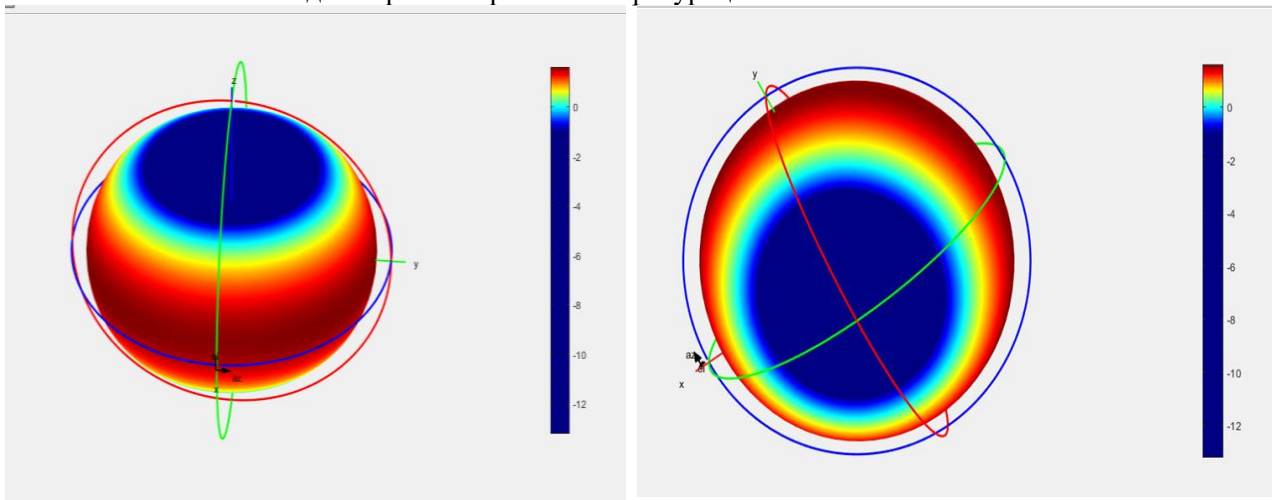


Рис. 6. Трехмерная модель диаграммы направленности для второго варианта конфигурации антенны

Анализ трехмерных моделей диаграмм направленности показывает, что первый вариант конфигурации антенны является более эффективным и способен более качественно реализовать передачу данных, так как модель имеет ярко выраженную интенсивность излучения антенны в различных направлениях в пространстве.

Полученные спектры сигналов, представленные на рис. 7 и 8, от двух вариантов конфигурации антенн (в условиях центра города), подтверждают результаты моделирования: первый вариант конфигурации антенны является более эффективным и способен более качественно реализовать передачу данных. Так как спектр сигнала для первого варианта антенны не имеет просадок по уровню сигнала, то при его обработке значительно увеличится шанс избежать нежелательной потери информации, в отличие от второго варианта конфигурации антенны, где имеется тенденция просадки уровня сигнала, которая негативно отразится на качестве передаваемых данных.

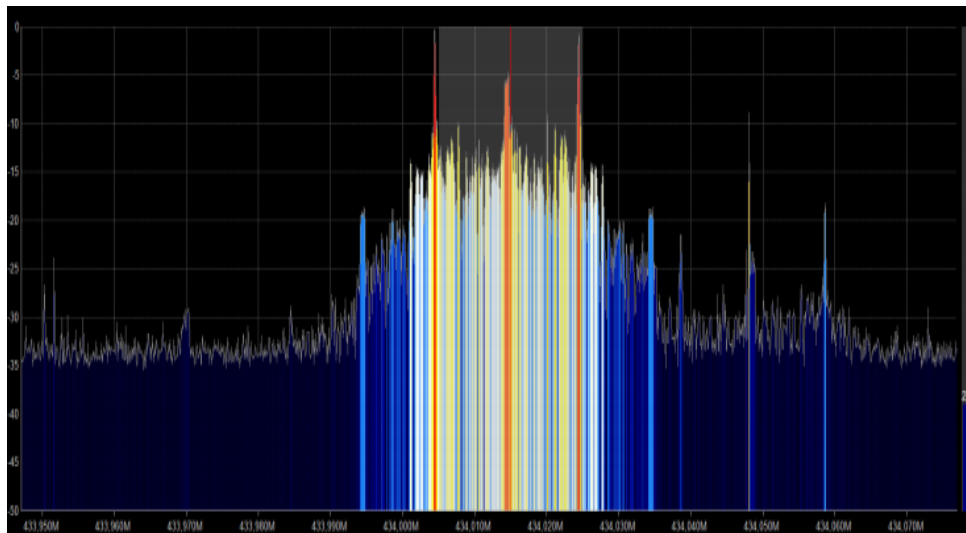


Рис. 7. Спектр сигнала для первого варианта конфигурации антенны

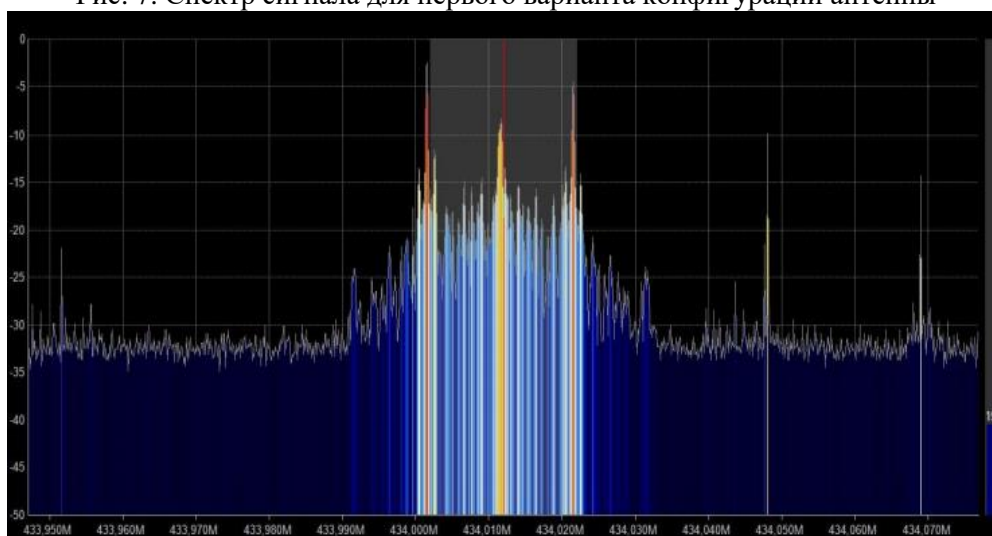


Рис. 8. Спектр сигнала для второго варианта конфигурации антенны

Регистрация спектра сигнала осуществлялась при помощи *DVB-T DAB FM* приёмника со штатной штыревой антенной и программой *SDR RTL-SDR (USB)*.

#### Заключение

Авторами выполнена реализация программно-аппаратной платформы для телеметрии на примере датчика слежения за активностью пациентов после перенесенных травм опорно-двигательной системы.

#### Список литературы

1. Принцип обеспечения собственной системы беспроводной связи в телеметрии / А.В. Агеев, А.В. Стрельцова, С.А. Грудковский, В.Ф.Алексеев // материалы 13-ой международной молодежной научно-технической конференции «Современные проблемы радиоэлектроники и телекоммуникаций, РТ – 2017», Севастополь, Российская Федерация / УО «СГУ». – Севастополь, 2017. – С. 103.
2. Управление электроприводом с помощью MATLAB, Simulink. [Электронный ресурс] – Режим доступа: [https://matlab.ru/seminars/Upravlenie-elektroprivodom-s-pomoshchyu-MATLAB-Simulink?sphrase\\_id=53071](https://matlab.ru/seminars/Upravlenie-elektroprivodom-s-pomoshchyu-MATLAB-Simulink?sphrase_id=53071)