

DOI <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2021.6.12>

УДК 53.083.2

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА И ГЕНЕРАЦИИ РАДИОФИЗИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ОБРАТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

П. А. Кобрисев, А. В. Корженевский, В. А. Черепенин

Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова РАН,
125009, Москва, ул. Моховая, 11-7

Статья поступила в редакцию 24 июня 2021 г.

Аннотация. Разработан опытный образец устройства для радиофизической диагностики сердечного ритма. Описана модульная структура устройства. Для сбора данных измерительной системой подобран интеллектуальный датчик. На программно-аппаратном уровне настроена процедура обмена данными между датчиком и компьютером. Построены алгоритмы цифровой обработки сигналов, в частности фильтрации, удалении артефактов различной природы и спектрального анализа биофизических данных. Продемонстрированы результаты измерения вариабельности сердечного ритма. Изложен принцип подбора сигнала для воздействия на организм, использующий данные о флуктуациях периодов сердечных сокращений.

Ключевые слова: вариабельность сердечного ритма, фликкер-шум, возмущающее поле.

Abstract. The prototype of the device for radio-physical diagnostics of heart rate has been developed. The modular structure of the device is described. An intelligent sensor is selected for data acquisition and measurement system. Data exchange procedure between sensor and computer is configured on hardware and software level. Digital signal processing algorithms, in particular, filtering, cancelling artifacts of various nature and spectral analysis of biophysical data have been implemented. The results of measuring the heart rate variability are demonstrated. The concept of selecting a signal for organism exposure is represented, which uses information about heart rate fluctuations.

Key words: heart rate variability, flicker noise, disturbing field.

Введение

Сотрудники РФЯЦ-ВНИИЭФ (г. Саров) под руководством Е.П.Лобкаевой на протяжении нескольких десятилетий исследуют воздействия электромагнитных полей на организм человека. В частности, изучается терапевтический эффект от воздействия низкочастотным слабым магнитным полем [1, 2]. Обоснование применения этой терапии строится на известном положении из теории детерминированного хаоса, что организм человека – открытая устойчиво-неравновесная система [3, 4]. Подобные системы очень чувствительны к начальным условиям. Этот феномен известен как «эффект бабочки», означающий, что для вывода диссипативной системы из установившегося неравновесного состояния достаточно слабого толчка. Неравновесные процессы легко подстраиваются под ритмы внешних воздействий. Очевидно, что характер этих воздействий может иметь любую природу, не только электромагнитную.

В организме человека много самоорганизующихся неравновесных процессов. Их характерная особенность – наличие фрактальных флуктуаций в виде фликкер-шума [5]. К таким процессам относятся изменение скоростей химических и биохимических реакций, осцилляции активности одиночных нейронов, альфа-ритм головного мозга и др. Для подбора параметров возмущающего поля было предложено использовать спектр variability сердечного ритма (ВСР). Во-первых, этот показатель наиболее доступен для измерений. А во-вторых, это важнейшая физиологическая характеристика, отражающая работу основных регуляторных систем организма – гуморальной, симпатической и парасимпатической нервной системы [6, 7]. Сердце – электромеханический преобразователь, подстраивающийся под команды, поступающие от вегетативной нервной системы. Подстройка осуществляется посредством изменения времени между двумя соседними сердечными сокращениями, именуемыми кардиоинтервалами. Для этого у синусового узла, который является водителем сердечного ритма, есть много прямых и обратных связей с другими системами организма. Если получить спектральную плотность

мощности флуктуаций сердечного ритма, окажется, что она имеет зависимость вида $1/\Gamma^n$, где значение показателя n лежит в диапазоне $[0.8; 1.4]$ для здорового состояния организма [8].

Целью настоящей работы была разработка достаточно простого экспериментального устройства для оценки ВСР и генерации на ее основе воздействующего сигнала. Для этого были созданы три составных блока: блок диагностики, блок обработки данных и блок генерации сигнала воздействия.

1. Материалы и методы

1.1 Блок диагностики

Функции блока диагностики – зарегистрировать пульсовую волну, оцифровать ее и передать на компьютер. Для измерений был использован метод фотоплетизмографии, основанный на изменении отраженного светового потока от сосудов, в которых пульсирует кровь [9]. Метод удобен для быстрого макетирования и отладки программного обеспечения. Кроме того, в статье [10] продемонстрировано, что результаты фотоплетизмограммы можно использовать наравне с результатами электрокардиограммы для оценки ВСР.

Для измерений был подобран датчик MAX30102. Его структурная схема изображена на рис.1.

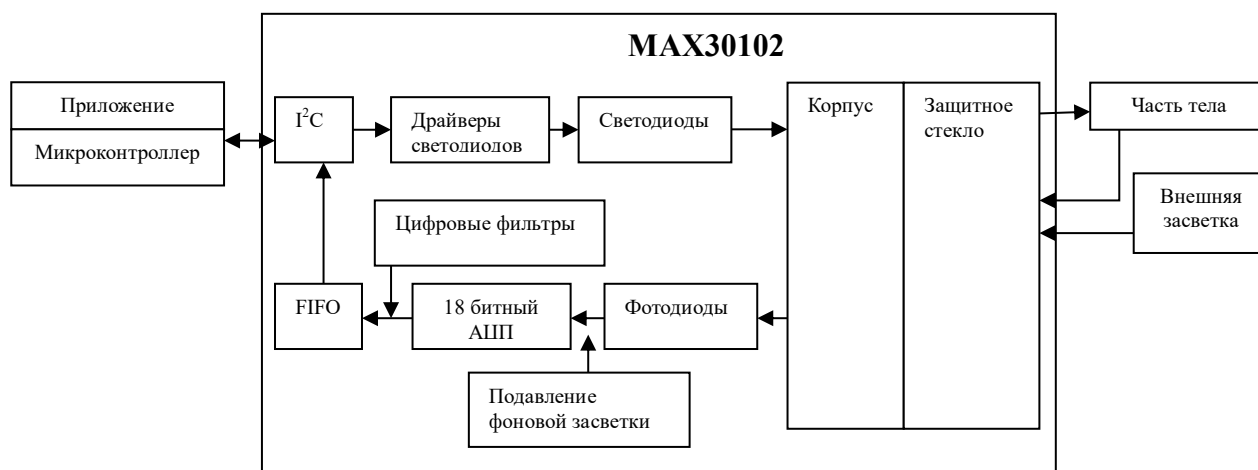


Рис. 1. Структурная схема датчика MAX30102.

Благодаря исполнению в виде интегральной схемы, датчик имеет ряд неоспоримых преимуществ по сравнению с аналоговыми сенсорами:

– встроенный аналого-цифровой преобразователь (АЦП) высокого разрешения

в сочетании с аналоговыми фильтрами сводит к минимуму влияние электромагнитных помех на измеренный сигнал за счет передачи его в цифровом виде;

- компенсация фоновой засветки и импульсный режим работы светодиодов позволяют исключить оптические помехи;
- драйвер светодиода позволяет проводить калибровку светового потока в зависимости от физиологических особенностей испытуемого человека, кроме того, есть возможность регулировать длительность световых импульсов, приводя к компромиссу помехоустойчивость и разрешение АЦП.

Сигнал с датчика передается по двухпроводному интерфейсу I²C на микроконтроллер архитектуры ARM Cortex-M4, с помощью которого реализован алгоритм конфигурации датчика, сбора данных и передачи их по последовательному порту на компьютер в блок обработки.

1.2 Блок обработки данных

Для визуального контроля процесса измерения на языке Python с помощью библиотек `numpy`, `scipy` и `matplotlib` реализован анимированный график фотоплетизмограммы, обновляющийся в режиме реального времени. На рисунке 2 изображен выходной сигнал с датчика. Он инвертирован по отношению к аналоговому сигналу пульсовой волны. Это связано с тем, что в МАХ30102 используется интегрирующий АЦП.

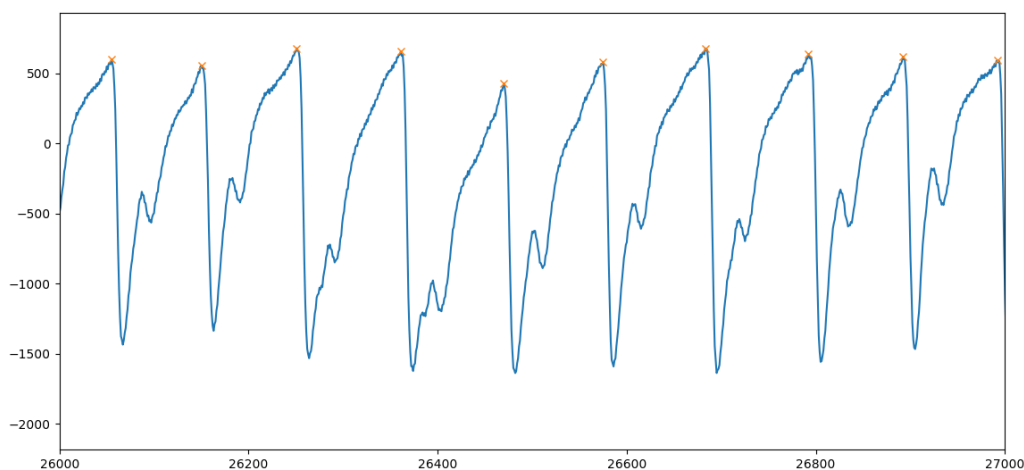


Рис. 2. Выходной сигнал с датчика МАХ30102.

Обработка сигнала включает в себя алгоритмы фильтрации, чтобы свести к минимуму ошибки нахождения кардиоинтервалов. Наибольшие искажения сигнала вызваны физиологическими артефактами, связанными с движением и дыханием испытуемого. Трудности при построении алгоритмов заключаются в том, что артефакты носят случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с основной полосой частот биофизического сигнала. Поэтому требуются нетривиальные методы обработки сигнала на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований [11].

ВСП имеет множество приложений. Для представленной работы основной целью является радиофизический анализ регуляторных систем, не обнаружение различных аномалий (экстрасистол, аритмий и др.), поэтому предполагается, что кардиоинтервалы распределены по нормальному закону [12]. После нахождения кардиоинтервалов исключаются те, что выходят за диапазон $\pm 3\sigma$ относительно средней частоты сердечных сокращений (ЧСС). Также из массива кардиоинтервалов нужно вычесть среднюю ЧСС, так как для анализа представляет ценность только переменная составляющая. На этом этапе можно переходить к спектральному анализу, используя метод Ломба, или метод Уэлча, или авторегрессионную модель. Однако установлено, что адекватная интерполяция и последующее дискретное преобразование Фурье (ДПФ) дают более эффективный результат [13]. Способ интерполяции и шаг дискретизации выбраны так, чтобы минимально исказить реальный спектр. Данные с равномерной сеткой пригодны для ДПФ. Предварительно нужно провести свертку интерполированных данных с оконной функцией для предотвращения растекания спектра и гребешковых искажений. После этого рассчитывается спектральная плотность мощности по формуле:

$$W(\omega) = \frac{1}{f_d} \frac{|\sum_{k=0}^{N-1} x(k)w(k)e^{-j\omega kT}|^2}{\sum_{k=0}^{N-1} |w(k)|^2},$$

где $x(k)$ – отсчеты сигнала, $w(k)$ – коэффициенты оконной функции, N – количество отсчетов, f_d – частота дискретизации.

Строится наглядный график зависимости этой характеристики от частоты.

По нему можно визуально и численно оценить влияние каждой регуляторной системы на ВСР. Наконец, найденная спектральная плотность мощности аппроксимируется функцией вида $1/f^n$ методом наименьших квадратов.

1.3 Блок генерации сигнала воздействия

Массив значений функции, которой была аппроксимирована спектральная плотность мощности ВСР, подвергается обратному преобразованию Фурье, результат передается через последовательный порт с компьютера обратно на Cortex M4. Эти данные используются в качестве модулирующего сигнала для генерации возмущающего поля. Частоту модулирующего сигнала можно выбрать равной средней ЧСС. В качестве несущего колебания можно использовать треугольный, прямоугольный и синусоидальный сигнал с частотой порядка 100 Гц.

Возмущающее поле может иметь любую физическую природу, при этом схема для генерации выглядит примерно одинаково (рисунок 3).

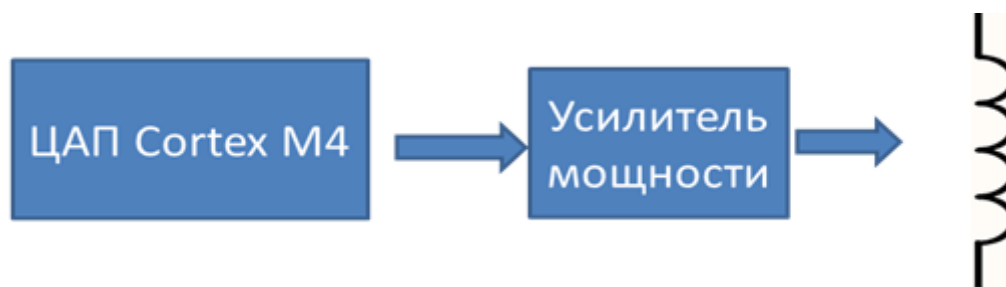


Рис. 3. Схема генерации возмущающего поля.

Модулированный сигнал с цифро-аналогового преобразователя микроконтроллера Cortex M4 усиливается с помощью усилителя мощности (например, класса D), далее возбуждает катушку индуктивности.

2. Результаты

В качестве примера работоспособности устройства далее представлены результаты измерений одного из испытуемых. Испытуемый находился в покое, в положении сидя. Для анализа ВСР использовались записи длительностью не менее 5 минут. Частота дискретизации – 100 Гц. Отправной точкой в оценке ВСР является ритмограмма – массив кардиоинтервалов на временной шкале.

Для наглядности график построен столбиками. На рисунке 4 изображена ритмограмма, на которой видны пропуски столбиков – это следствие удаленных артефактов и кардиоинтервалов, не попавших в интервал $\pm 3\sigma$.

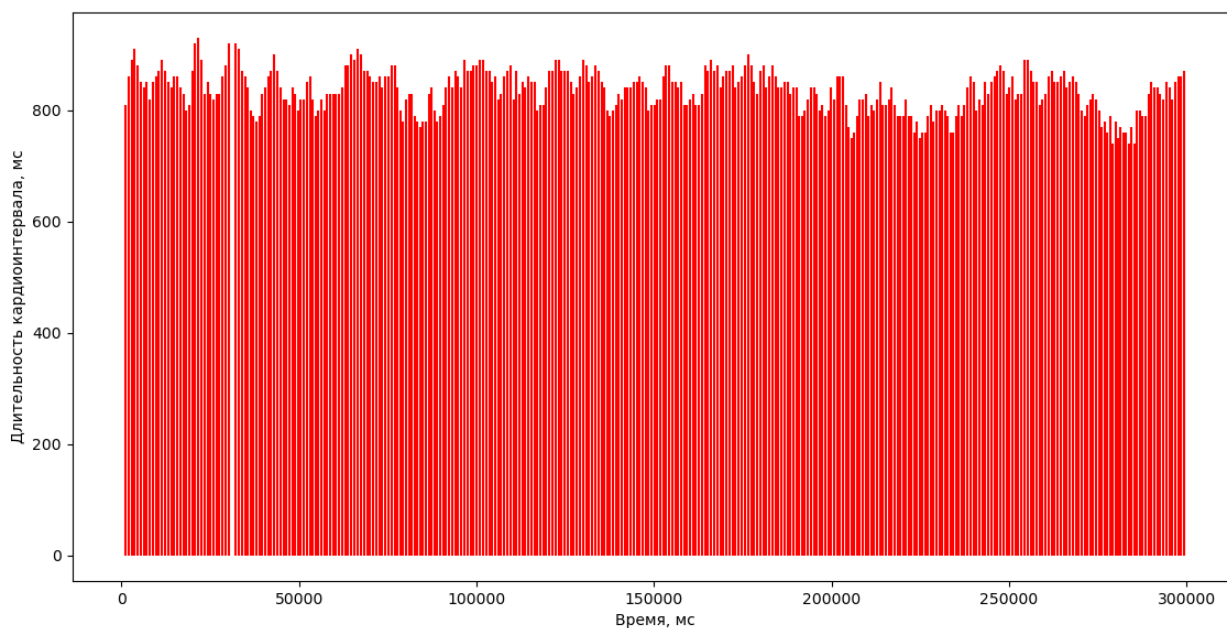


Рис. 4. Ритмограмма.

На рисунке 5 представлена огибающая ритмограммы, то есть ее переменная составляющая. Данные получены интерполяцией неравномерной ритмограммы кубическими сплайнами с шагом дискретизации 200 мс. После этого массив данных подвергнут ДПФ с предварительной сверткой с окном Тьюки с 20% косинусоидальным сглаживанием.

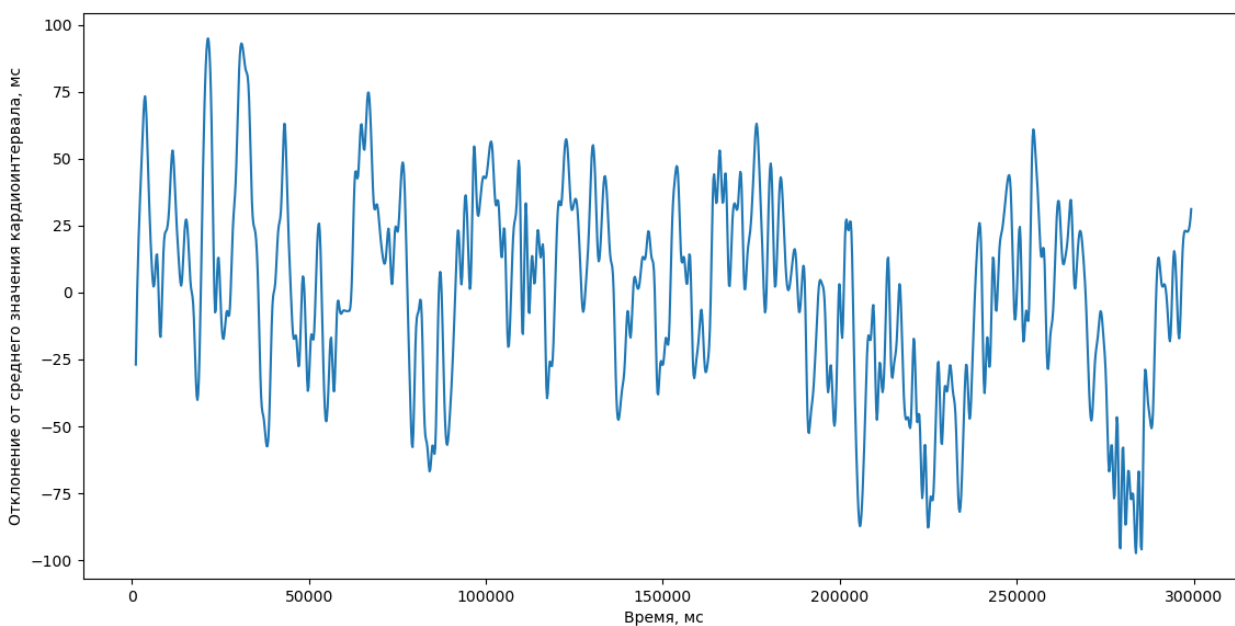


Рис. 5. Переменная составляющая ритмограммы.

На рисунке 6 представлен график спектральной плотности мощности ВСР. График принято делить на три зоны [14]. Диапазон до 0.05 Гц – вклад гуморальной регуляции, от 0.05 Гц до 0.15 Гц – симпатической нервной системы и от 0.15 Гц до 0.45 Гц – парасимпатической нервной системы. Также на рисунке 6 изображена пунктирной черной линией аппроксимирующая функция $1/f^n$ с показателем степени $n = 0.86$.

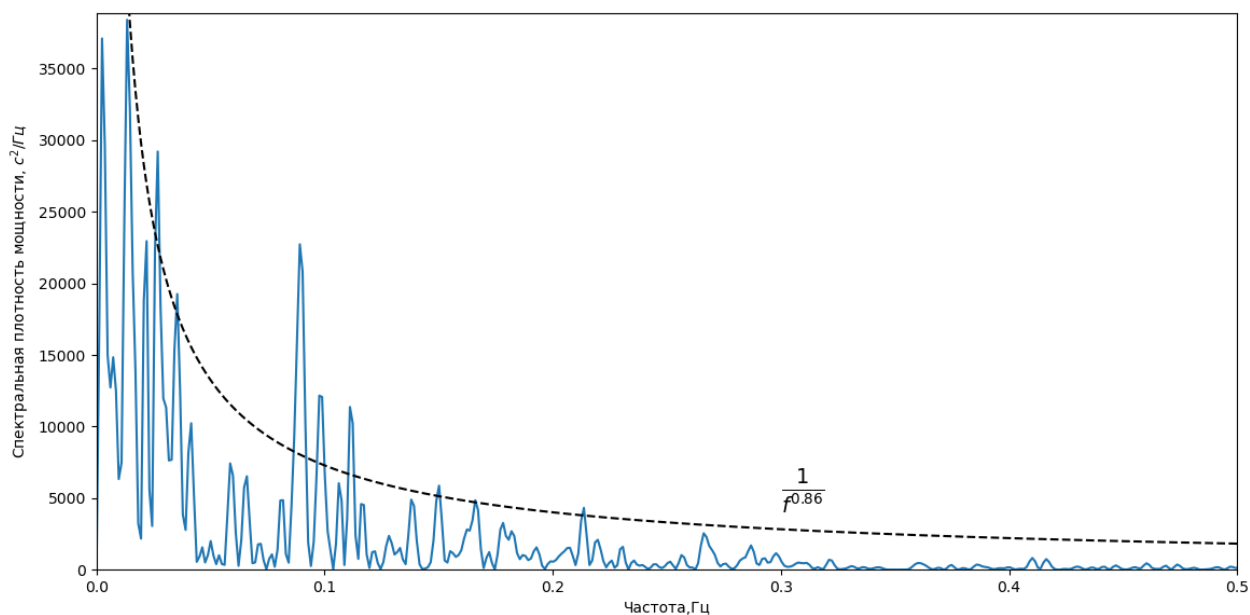


Рис. 6. Спектральная плотность мощности ВСР.

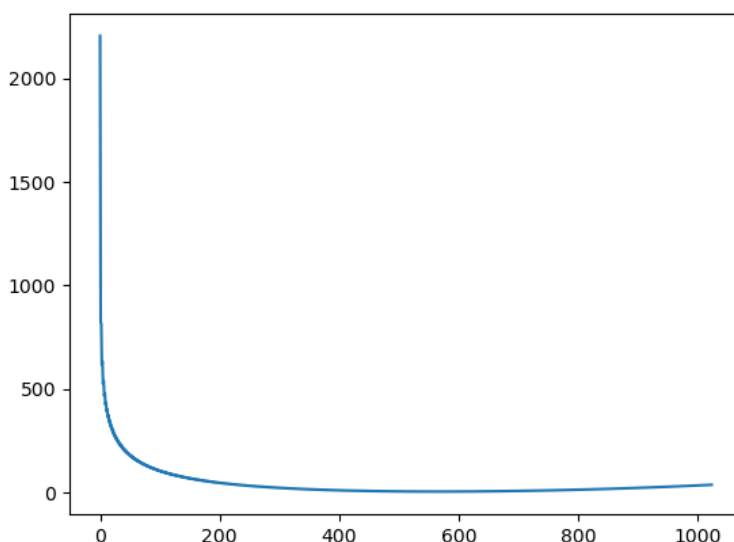


Рис. 7. Модулирующий сигнал для генерации возмущающего поля.

На рисунке 7 изображен в относительных единицах модулирующий сигнал, спектр которого совпадает с аппроксимирующей функцией, упомянутой

ранее. Этот сигнал – результат обратного дискретного преобразования Фурье массива из 1024 значений аппроксимирующей функции.

Заключение

Разработанный опытный образец прибора в целом справляется со своими основными функциями. Анализ ВСР происходит с хорошей повторяемостью результатов при соблюдении технических требований к записи фотоплетизмограммы. Частота дискретизации, методы удаления артефактов и оптимальные алгоритмы поиска точки максимального давления в сосудах (систола) дают погрешность в определении длительности кардиоинтервала в пределах 1%, что предоставляет возможность получать достоверные данные для спектрального анализа. Устройство также генерирует электрический сигнал, который можно преобразовать в поле воздействия любой природы.

Литература

1. Лобкаева Е.П., Девяткова Н.С., Комиссаров В.И. Обоснование подбора параметров импульсного магнитного поля для получения заданного биологического эффекта. *Сборник материалов I Международной конференции*. Саров, РФЯЦ-ВНИИЭФ. 2005. С.8 – 20.
2. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Шихлярова А.И., Кузьменко Т.С., Барсукова Л.П., Марьяновская Г.Я., Шейко Е.А., Евстратова О.Ф., Жукова Г.В. Магнитные поля, адаптационные реакции и самоорганизация живых систем. *Биофизика*. 1996. Т.41. №4. С.898-905.
3. Пригожин И. *Конец определенности. Время, хаос и новые законы природы*. Ижевск, НИЦ «Регуляторная и хаотическая динамика». 2000.
4. Мандельброт Б. *Фрактальная геометрия природы*. Москва, Институт компьютерных исследований. 2002. 656 с.
5. Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б., Подлазов А.В. *Нелинейная динамика: подходы, результаты, надежды*. Москва, URSS. 2006.
6. Баевский Р.М. *Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения*. Москва, Медицина, 2000. 295 с.

7. Бокерия Л.А., Бокерия О.Л., Волковская И.В. Вариабельность сердечного ритма: методы измерения, интерпретация, клиническое использование. *Анналы аритмологии*. 2009. Т.6. №4. С.21-32.
8. Патент RU № 2714438. Девяткова Н.С., Лобкаева Е.П., Синельникова И.А. *Способ оценки функционального состояния организма*. Опубликовано 14.02.2020. Бюлл. №5.
9. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007. Vol.28. P.1–39.
10. Bánhalmi A., Borbás J., Fidrich M., Bilicki V., Gingl Z., Rudas L. Analysis of a pulse rate variability measurement using a smartphone camera. *Hindawi Journal of Healthcare Engineering*. Vol.2018. Article ID 4038034. <https://doi.org/10.1155/2018/4038034>
11. Fedotov A.A., Akulov S.A., Akulova A.S. Motion artifacts reduction in wearable respiratory monitoring device. *EMBECS & NBC 2017*. Vol 65. https://doi.org/10.1007/978-981-10-5122-7_280
12. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В., Гаврилушкин А.П., Довгалевский П.Я., Кукушкин Ю.А., Миронова Т.Ф., Прилуцкий Д.А., Семенов А.В., Федоров В.Ф., Флейшман А.Н., Медведев М.М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. *Вестник аритмологии*. 2002. №24. С.65.
13. Moody G.B. Spectral analysis of heart rate without resampling. *Computers in Cardiology Proceedings*. 1993. P.715–718.
14. Мамий В.И. Спектральный анализ и интерпретация спектральных составляющих колебаний ритма сердца. *Физиология человека*. 2006. Т.32. №2. С.52-60.

Для цитирования:

Кобрисев П.А., Корженевский А.В., Черепенин В.А. Устройство для измерения параметров сердечного ритма и генерации радиофизических сигналов обратного воздействия. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2021. №6. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2021.6.12>