

УДК 53.083.2

РАЗРАБОТКА ОПТИЧЕСКОГО ДЕТЕКТОРА ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ

И. О. Васнев¹, А. В. Корженевский², Т. С. Туйкин²

¹Московский физико-технический институт (государственный университет),
141700, г. Долгопрудный Московской области, Институтский пер., д. 9

²Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова РАН,
125009 Москва, ул. Моховая, 11-7

Статья поступила в редакцию 5 июня 2018 г., после доработки – 30 июня 2018 г.

Аннотация. Предложен способ диагностики злокачественных опухолей посредством анализа пульсовых осцилляций, регистрируемых с помощью оптических фотоплетизмографов. Целью работы является создание двухканального датчика пульса, способного анализировать корреляцию пульса в разных частях тела. В предшествующих работах было обнаружено нарушение корреляции пульсаций электропроводности тканей в области злокачественной опухоли и общего пульса. Так как осцилляции импеданса ткани обусловлены кровяным потоком, в настоящей работе предложено вместо электроимпедансной томографии использовать фотоплетизмографию, как более доступный метод. Устройство содержит два датчика пульса, которые передают информацию на общую управляющую плату, и программное обеспечение. Пульсометры содержат в себе оптический датчик, систему усиления и фильтрации сигнала. Программная часть считывает оцифрованные данные и выводит их на персональный компьютер в режиме реального времени, вычисляя при этом их корреляционные характеристики.

Ключевые слова: пульс, импеданс, программно-аппаратный комплекс, обработка сигнала.

Abstract. A method for diagnosing malignant tumors by analyzing of pulse oscillations recorded with optical photoplethysmographs is proposed. The aim of the work is to create a two-channel pulse sensor that can analyze the correlation of the pulse in different parts of the body. In previous works, a decrease of correlation was

found between pulsations of the electrical conductivity of tissues in the area of a malignant tumor and the general pulse. Since the tissue impedance oscillations are caused by the blood flow, it is suggested in our work that photoplethysmography should be used instead of electrical impedance tomography as a more accessible method. The device contains two heart rate sensors that transmit information to a common control card, and software. The pulsometers contain an optical sensor, a system for amplifying and filtering the signal. The software part reads the digitized data and outputs it to the personal computer in real time, calculating their correlation characteristics.

Key words: pulse, impedance, software and hardware complex, signal processing.

1. Введение

Уменьшение корреляции пульсовой осцилляции электрического импеданса в раковой опухоли по отношению к пульсовым осцилляциям в здоровой области была обнаружена исследовательской группой из США [1]. В исследовании использовалась электроимпедансная томографическая система для диагностики молочной железы (см., например, [2]). Помимо этого, методом оптической плетизмографии измерялся пульс на пальце руки (как в заведомо здоровом регионе). В ходе эксперимента исследовались различные корреляционные зависимости пульсовых осцилляций в здоровой области и раковой опухоли:

1. Спектральный корреляционный коэффициент, r_s : корреляционный коэффициент между спектром изменения оптической плотности в здоровой области и спектром изменения электропроводности в предполагаемой злокачественной опухоли.
2. Коэффициент максимальной временной корреляции, $r_{t,max}$: максимальный корреляционный коэффициент, существующий между изменением оптической плотности и изменением электропроводности. Сигнал изменения электропроводности сдвигался по фазе от 0 до 360 градусов, самая большая корреляция, которая наблюдалась за время процедуры сдвига, и есть

коэффициент $r_{t,max}$.

3. Фаза в максимуме временной корреляции $r_{t,max}$: фазовый сдвиг, который привел к максимальному значению коэффициента $r_{t,max}$.

В результате эксперимента было выявлена закономерность. Она заключается в том, что временная и спектральная корреляции между изменением электропроводности и пульсом в здоровой области были различны для разных исследуемых областей. Для области с раковым заболеванием корреляция между измеряемыми величинами была довольно низкой ($r < 0,1$), в то время как здоровый регион демонстрировал большую корреляцию ($r > 0,18$).

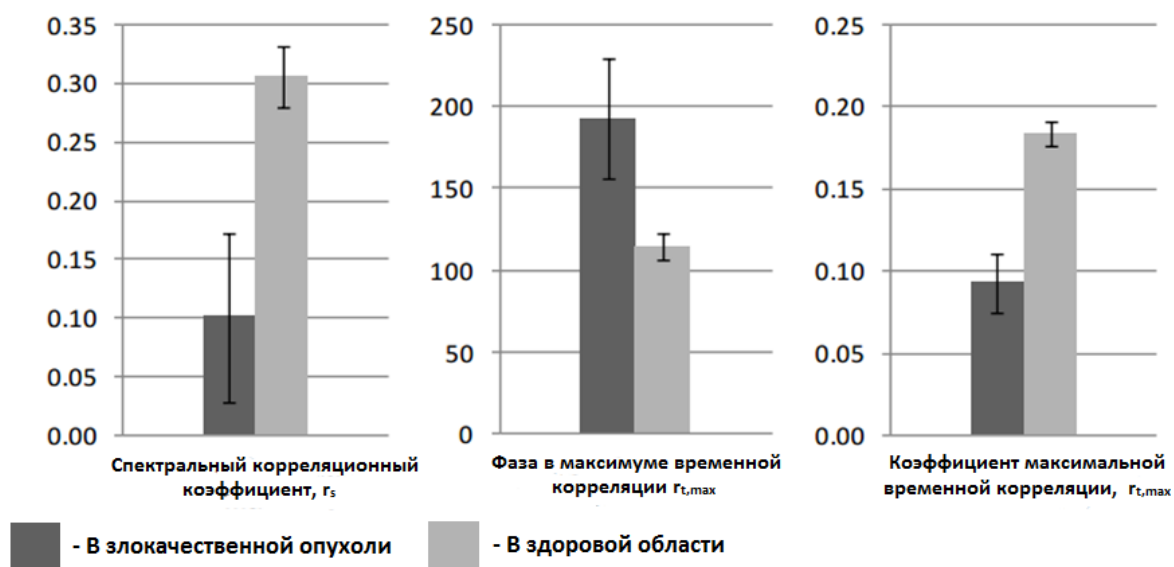


Рис. 1. Значения параметров для здоровых и больных раком пациентов.

Кроме спектральной и временной корреляции, в разных областях обнаружено и различие по фазе, в которой наблюдался максимум временной корреляции. Для здоровой области характерное значение фазы находилось в районе 115 градусов, в то время как для региона со злокачественной опухолью значение фазы было около 190 градусов.

Такие результаты можно объяснить следующей гипотезой. В нормальном состоянии молочная железа окружена системой сосудов – больших вен и артерий, переходящих в артериолы, капилляры и венулы, и их положение относительно друг друга стандартно регулируется организмом. Обычно

система многократно делится пополам, начиная разветвление от стенки грудной клетки и двигаясь по всей молочной железе. Вокруг опухоли же строение сосудистой системы значительно отличается: она имеет неправильные размер, форму и схему ветвления. Сеть не разветвляется по стандартной схеме – вместо этого она многократно тройится, разделяясь на сосуды неодинакового диаметра. Плотность сосудистых образований на периферии опухоли от 4 до 10 раз выше плотности сосудистых образований внутри нее [3]. Снижается впрыскивающая способность (кровяной поток через заданный объем), скорость движения красных кровяных тел, поток кров на периферии опухоли становится неоднородным и хаотическим [4]. Эти аномалии в динамике потока крови порождают изменения импеданса в среде, отличные от изменений, порождаемых динамикой потока крови в здоровой молочной железе.

Задача корреляционного анализа состоит в определении количественной меры сходства разных сигналов. Для этой цели применяются корреляционные функции [3].

$$B_s(t_1) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(t)S(t - t_1)dt$$

Эта функция называется корреляционной и характеризует меру сходства между сигналом $S(t)$ и его копией, имеющей произвольную задержку на время t_1 . Чем больше площадь перекрытия сигнала $S(t)$ с его копией, тем больше величина $B_s(t)$.

Если сигнал является периодическим, когда энергия не ограничена, необходимо рассмотреть значение корреляционной функции при сдвиге копии сигнала лишь в пределах одного периода T первоначального сигнала:

$$B_s(t_1) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} S(t)S(t - t_1)dt$$

2. Разработка программно-аппаратного обеспечения

Фотоплетизмография – неинвазивный метод регистрации оптической плотности ткани с помощью источника света и фотодетектора. Применяется этот метод, в том числе, и для изучения кровенаполнения тканей [4]. Выделяют

два основных способа получения информации о пульсе методом фотоплетизмографии: первый основан на пропускании света, второй – на рассеянии. В связи с тем, что мы намерены изучать пульс в любой части тела, в том числе в молочной железе, а зарегистрировать сигнал, прошедший через толстый слой ткани, невозможно, было решено регистрировать отраженный сигнал инфракрасного светодиода.

На Рисунке 2 изображена схема включения внешних компонентов, необходимых для управления датчиком, который получает сигнал пульса. Подача высокого уровня на вход **Enable** активирует сенсор TCRT1000. Ткани тела, прилегающие к датчику, действуют как рассеиватель, фототранзистор фиксирует рассеянный свет, в котором содержится информация о пульсе.

На выходе датчика (V_{SENSOR}) мы получим периодический физиологический сигнал, связанный с изменением интенсивности рассеянного инфракрасного излучения, обусловленного пульсирующим объемом крови в тканях [5]. Сигнал, таким образом, синхронизирован с частотой сердцебиения.

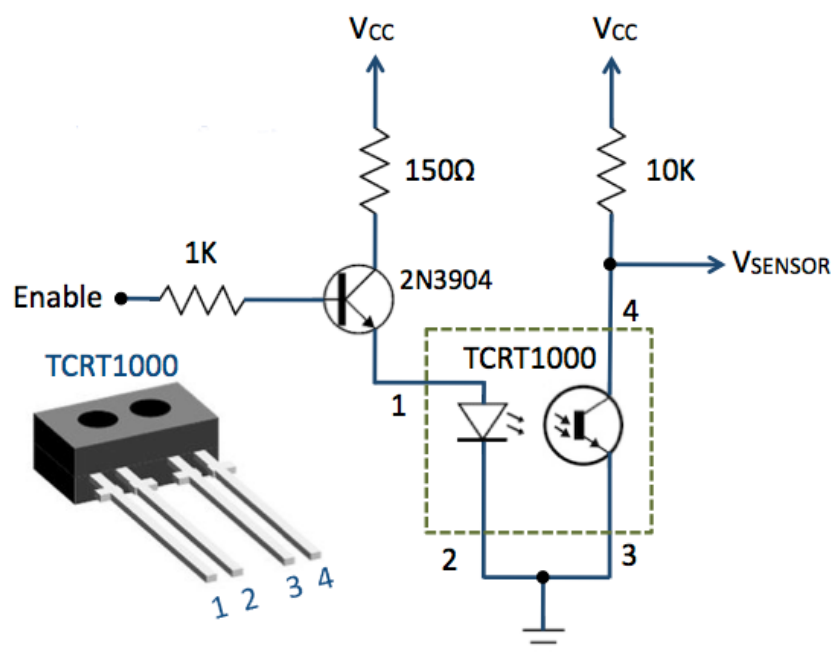


Рис. 2. Схема включения внешних компонентов для управления оптическим датчиком TCRT1000.

В данной работе использовался восьмибитный микроконтроллер ATmega168PA, который относится к серии megaAVR, отличающийся широким

набором периферийных систем при очень низком энергопотреблении. Этот микроконтроллер способен произвести все необходимые для работы системы операции. Для программирования микроконтроллера использовалась интегрированная платформа разработки и отладки приложений Atmel AVR-Studio.

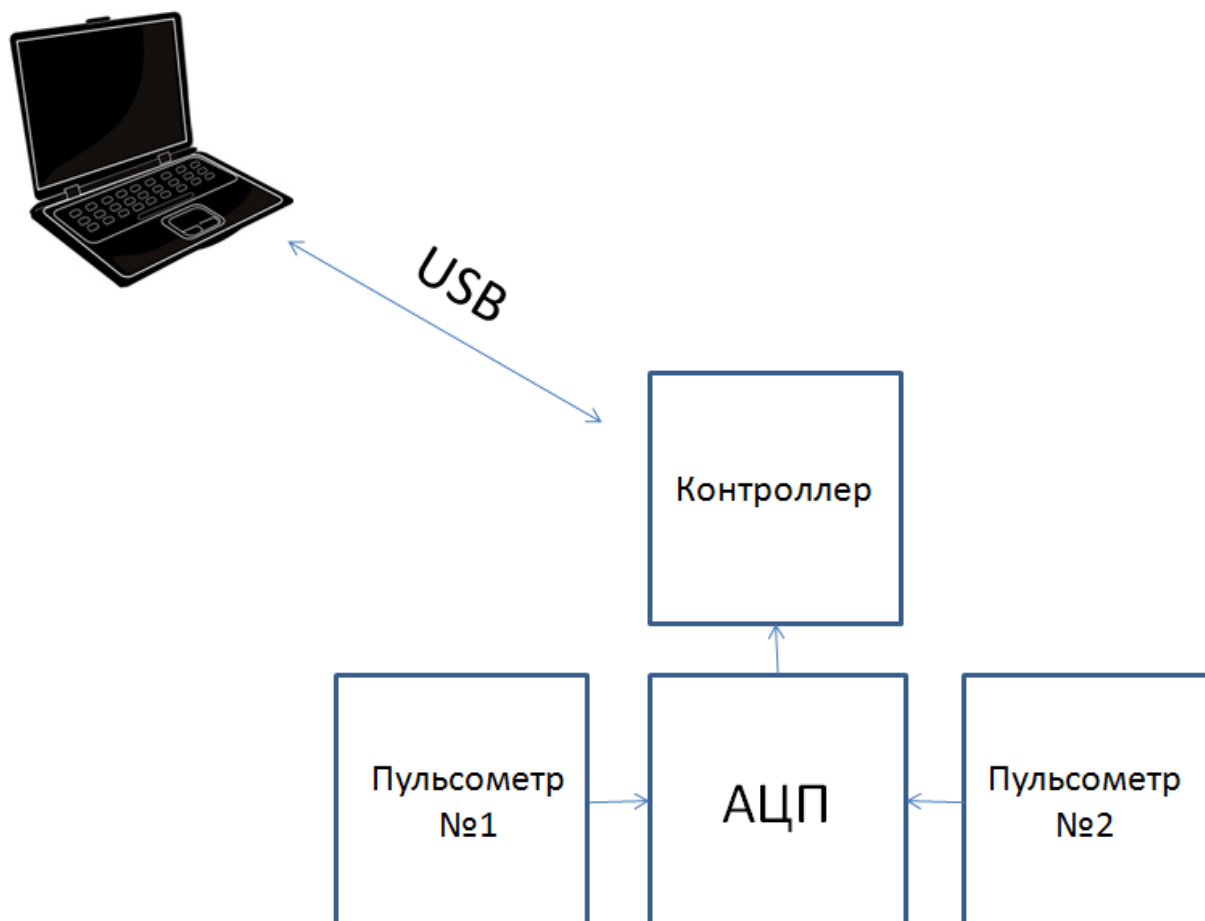


Рис. 3. Принципиальная блок-схема устройства.

В результате, было создано программное обеспечение для контроллера, позволяющие получать оцифрованные данные с двух датчиков пульса, в реальном времени передавать эти данные на персональный компьютер для последующей обработки, управлять процессом получения данных, принимая команды старт/стоп с персонального компьютера.

Для разработки программного обеспечения на персональном компьютере использовалась интегрированная среда разработки (IDE) Netbeans. Реализация была произведена на языке Java. Программа способна визуализировать сигналы

с датчиков в режиме реального времени, сохранять полученные данные для последующего анализа, а также загружать ранее полученные измерения.

Также было создано программное обеспечение для анализа корреляции между двумя зарегистрированными сигналами. Программа получает данные из файла формата Excel, вычисляет максимальный коэффициент корреляции между сигналами, определяя сдвиг фаз между ними, при котором значение корреляционного коэффициента становится максимальным, и выводит результат на экран. Для разработки программного обеспечения использовалась среда разработки Visual Studio. Реализация была произведена на языке C#.

3. Результаты

В результате исследования были получены и оцифрованы данные с двух оптических датчиков пульса, размещенных на указательных пальцах разных рук.

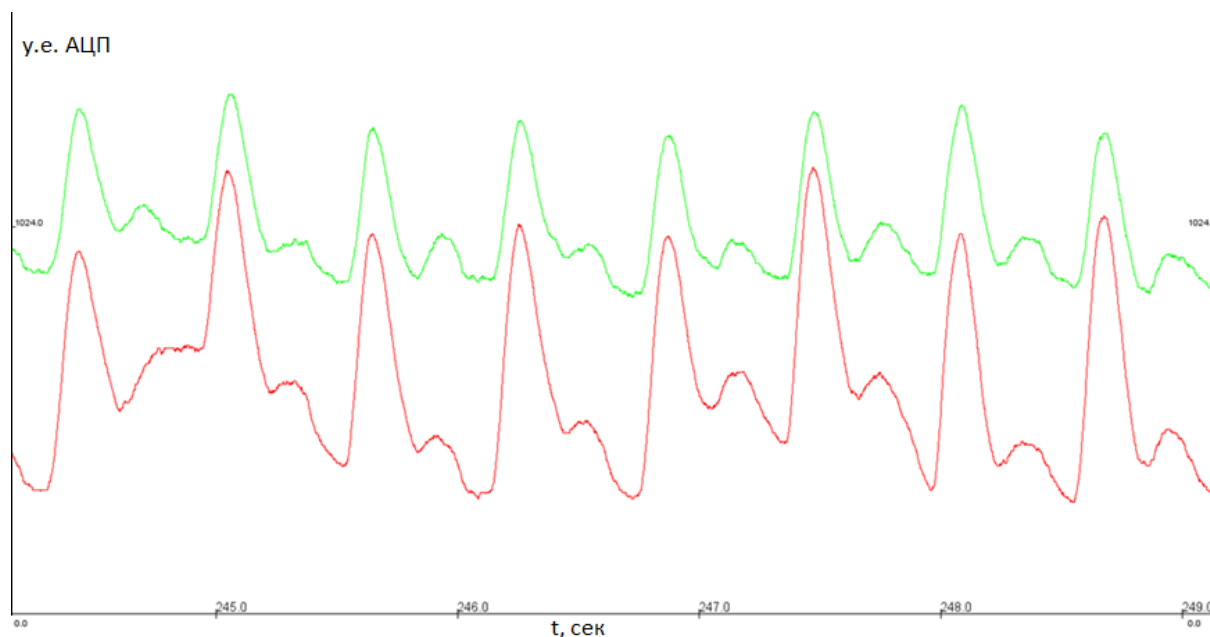


Рис. 4. Оцифрованные данные.

Также был вычислен коэффициент максимальной временной корреляции между сигналами, полученными с двух здоровых областей, в качестве которых использованы два указательных пальца разных рук, а также указательный палец и молочная железа. Этот коэффициент находится в интервале от 0.4 до 0.45, что свидетельствует о высоком уровне сходства сигналов.

4. Заключение

В результате работы был создан прототип двухканального оптического пульсометра и программное обеспечение для него. Получены и обработаны данные с датчиков прибора. Вычислены коэффициенты корреляции между пульсовыми осцилляциями в различных здоровых областях тела. В дальнейшем планируется изучить корреляции пульсовых осцилляций в здоровой области и области со злокачественной опухолью и на основе полученных результатов разработать диагностическую экспертную систему.

Работы проведены при поддержке ФГБУ «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» (Фонд содействия инновациям).

Литература

1. Halter R.J., Hartov A., Poplack S.P., diFlorio-Alexander R., Wells W.A., Rozenkranz K., Barth R., Kaufman P., Paulsen K.D. Real-time electrical impedance variations in women with and without breast cancer. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2015, Vol. 34(1), pp. 38-48. DOI: [10.1109/TMI.2014.2342719](https://doi.org/10.1109/TMI.2014.2342719)
2. Cherepenin V., Karpov A., Korjenevsky A., Kornienko V., Kultiasov Y., Ochapkin M., Trochanova O. and Meister D. Three-dimensional EIT imaging of breast tissues: system design and clinical testing, IEEE Trans. Medical Imaging, 2002, Vol. 21(6), pp. 662-667
3. Ribatti D., Nico B., Crivellato E., Vacca A. The structure of the vascular network of tumors. Cancer Letters, 2007, Vol. 248. pp. 18 – 23.
4. Du J., Li F.-H., Fang H., Xia J.-G., Zhu C.-X. Microvascular architecture of breast lesions: evaluation with contrast-enhanced ultrasonographic micro flow imaging., J. Ultrasound Med, 2008, Vol. 27, pp. 833-842.
5. Создание сенсора для измерения частоты сердцебиения [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.radiolocman.com/shem/schematics.html?di=144220>

Для цитирования:

И. О. Васнев, А. В. Корженевский, Т. С. Туйкин. Разработка оптического детектора злокачественных опухолей. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2018. № 7. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/jul18/3/text.pdf>
DOI 10.30898/1684-1719.2018.7.3