

Введение. В настоящее время в странах, где активно развивается наука, повышенный интерес наблюдается к методам неинвазивного исследования кровеносной системы и внутренних органов человеческого организма.

Методы изучения, которые затрагивают новые направления, включают в себе получение максимального количества информации неинвазивным путем. На сегодняшний день создано большое количество диагностических приборов, ведется разработка множества устройств, позволяющих проводить исследование сердечно-сосудистой системы и получать важную информацию [1, 2]. Все больший успех набирают технологии, внедряемые в мобильные устройства, которые позволяют следить за своим здоровьем, их компактность и многозадачность кардинально продвигают развитие данной инфраструктуры [3]. Одним из таких устройств является фотоплетизмограф, его применение и специфика использования позволяют найти способ к созданию более компактной версии данного приспособления.

Фотоплетизмография - это один из методов диагностики состояния сердечно-сосудистой системы. Этот метод базируется на исследовании процесса поглощения света, проходящего через сосуды человека с пульсирующей кровью. Обычно диагностические приборы снимают фотоплетизмограмму на ухе человека или пальце руки. Используется для мониторинга пациентов, определения частоты сердечных сокращений, величины интенсивности пульсации кровотока. Применяется также для неинвазивной оценки количества кислорода в крови, для чего используют специальные приборы – пульсоксиметры [4]. Как показали исследования, проводимые на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии, сигнал фотоплетизмограммы несет важную информацию о работе сердца и сосудов, что требует развития специализированных методов анализа [5].

Фотоплетизмография позволяет оценить работу самого сердца и состояние сосудов, что является важным диагностическим фактором при

лечении и контроле состояния пациентов. Частота пульсовой волны отражает работу сердца, а ее форма, величина пиков и их соотношение дает информацию о состоянии стенок сосудов.

Большинство фотоплетизмографических датчиков использует в качестве источника света инфракрасный светодиод и соответствующий фотоприемник [5]. В то же время, для технических нужд в настоящее время часто используют широкополосные фотоприемники. Одно из таких применений – это датчики окружающего света, используемые в смартфонах для подстройки яркости экрана в соответствии с интенсивностью окружающего света. Кроме того, появились мощные и экономичные источники белого света (лазерные светодиоды). Они достаточно дешевы и удобны в использовании, к тому же фотоприемники часто снабжают аналого-цифровым преобразователем, расположенным в одном корпусе со светодиодом и позволяющим передавать уже цифровой сигнал, а не аналоговый, что существенно снижает требования к экранированию от внешних помех [6].

Целью данной работы является разработка малогабаритного датчика фотоплетизмограммы с цифровым выходом.

Разработанная макетная плата. Разработка макетной платы осуществлялась при помощи Altium Designer. Altium Designer позволяет реализовывать проекты электронных средств на уровне схемы или программного кода для дальнейшей передачи информации проектировщику ПЛИС или печатной платы.

Для разработки платы, сначала были добавлены отсутствующие в библиотеках компоненты. Библиотека состоит из условно графического изображения элемента и его посадочного места. Была добавлена микросхема MAX11201, светодиод, фотодиод, конденсатор, резистор. После чего, при помощи этих компонентов была составлена принципиальная схема, представлена на рисунке 1.

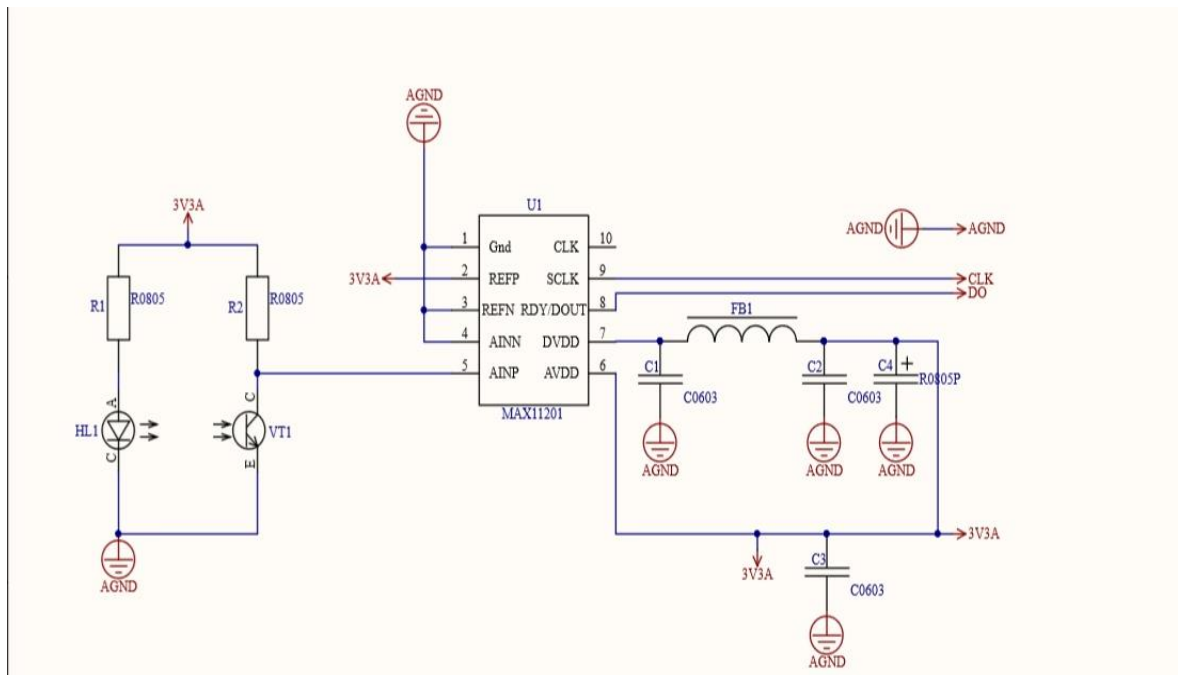


Рисунок 1 Электрическая принципиальная схема датчика фотоплетизмограммы

Основной частью электрической принципиальной схемы является фотоплетизмографический датчик отраженного света. Для компактности он включает в себя светодиод HL1, работающий в инфракрасном диапазоне с длиной волны 960нм и NPN-фототранзистор VT1. Фототранзистор включен по схеме с общим эмиттером. Излучаемый светодиодом свет проходит сквозь ткани пальца, отражается и возвращается в фотоприемник. Фотоприемник геометрически разнесен относительно излучателя и экранирован от излучателя для предотвращения засвета, что представлено на рисунке 2. Экран изготовлен из медной фольги толщиной 0,3 мм.



Рисунок 2 Экранирование излучателя от фотоприемника

Ограничивающий ток через светодиод резистор R1, и резистор R2 в цепи коллектора фототранзистора, выбраны таким образом, чтобы транзистор работал в режиме усиления. С коллектора транзистора регистрируется падение напряжения.

Существенной проблемой при регистрации фотоплетизмограммы для решения задач, связанных с анализом низкочастотных ее составляющих, является наличие в сигнале высокоамплитудных трендов связанных с артефактами и особенностями регистрируемого сигнала. При регистрации

таких данных возможно несколько подходов. Как правило, серийные фотоплетизмографы снабжаются аналоговым фильтром верхних частот с частотой среза порядка 0,5 Гц и даже выше. Для решения задач стоящих в дипломной работе это не подходит. Так как в технических требованиях необходимо обеспечить полосу от 0,05 Гц. Разработка аналогового фильтра с частотой среза не превышающего 0,05 Гц. Такой фильтр во-первых, крупногабаритный, так как требует конденсаторов большой емкости. Во-вторых, постоянная времени фильтра очень велика и в случае двигательного артефакта сигнал уходит за динамический диапазон усилителя и АЦП. И может релаксировать к основной линии десятки секунд. Это не применимо при анализе сигналов, особенно при использовании носимых устройств. Возможное решение создание активных фильтров с разрядом конденсатора, что существенно усложняет и увеличивает габариты устройства. Либо отказ от использования фильтра верхних частот и использование АЦП с большим запасом по разрядности квантования. Для улучшения свойств эргономике устройства было решено использовать АЦП. Был выбран MAX11201. Его преимущества, высокая в своем классе разрядность квантования 24 бита. Невысокая, но достаточная для решения нашей задачи частота дескритизации 120 Гц. Малые габариты. Отсутствие использования внешней схемы тактирования. Удобный цифровой выход. Высокоомный аналоговый вход. Низкое энергопотребление. Таким образом, как показал обзор, АЦП полностью удовлетворяет техническим требованиям нашей задачи [33].

Важным элементом датчика является схема фильтрации питания. Она включает в себя керамические конденсаторы C1, C2, C3, танталовый конденсатор C4 и феррит FB1.

После разработки принципиальной схемы необходимо было составить модель печатной платы. В первую очередь были выставлены правила, соответствующие требованиям изготовителя. Правила касаются минимальной ширины дорожек и расстояния между ними, а также размера переходных отверстий и контактных площадок и линий шелкографии.

Связь датчика ФПГ с Arduino Nano осуществляется по SPI интерфейсу.

SPI (Serial Peripheral Interface) - стандарт последовательного периферийного интерфейса синхронной передачи данных, предназначенный для обеспечения сопряжения микроконтроллеров и периферии. Любая передача информации в интерфейсе SPI синхронизована с тактовым сигналом. К одному ведущему устройству (Master) по последовательному периферийному интерфейсу может присоединяться несколько ведомых устройств (Slave). Ведущий процессор может выбирать ведомое устройство, а остальные устройства в этом случае не принимают участия в передаче данных. SPI совместимый интерфейс состоит из четырех сигналов: SCLK (служит для передачи тактового сигнала), SOMI (выходной для ведомого и входной для ведущего сигнала Slave-Out-Master-In), MISO (выходной для ведущего и входной для ведомого сигнала Slave In Master Out), SS(STE) (выбор ведомого устройства Slave - Select) [34].

SPI в Arduino- это один из основных протоколов для обмена данными между платой ардуино и подключенными устройствами. АЦП MAX11201 передает данные двумя сигналами RDY/DOUT, SCLK. На рисунке 3 представлено соединение фотоплетизмографа с Arduino Nano.



Рисунок 3 Соединение датчика ФПГ с Arduino Nano

Результаты экспериментальных исследований. Для экспериментальной проверки работоспособности собранной установки, была проведена запись фотоплетизмограмм десять испытуемых. Путем снятия показаний с указательного пальца. Закрепив крепление на фаланге, подключив Arduino к компьютеру, и начинаю передавать данные получаемые с датчика, путем просвета пальца. Закончив запись вывожу данные на график. А также расчет спектров мощности зарегистрированных сигналов.

Ниже представлены данные типичные фотоплетизмограммы для двух испытуемых. На рисунке 4 представлена фотоплетизмограмма первого испытуемого, а на рисунке 5 фотоплетизмограмма второго.

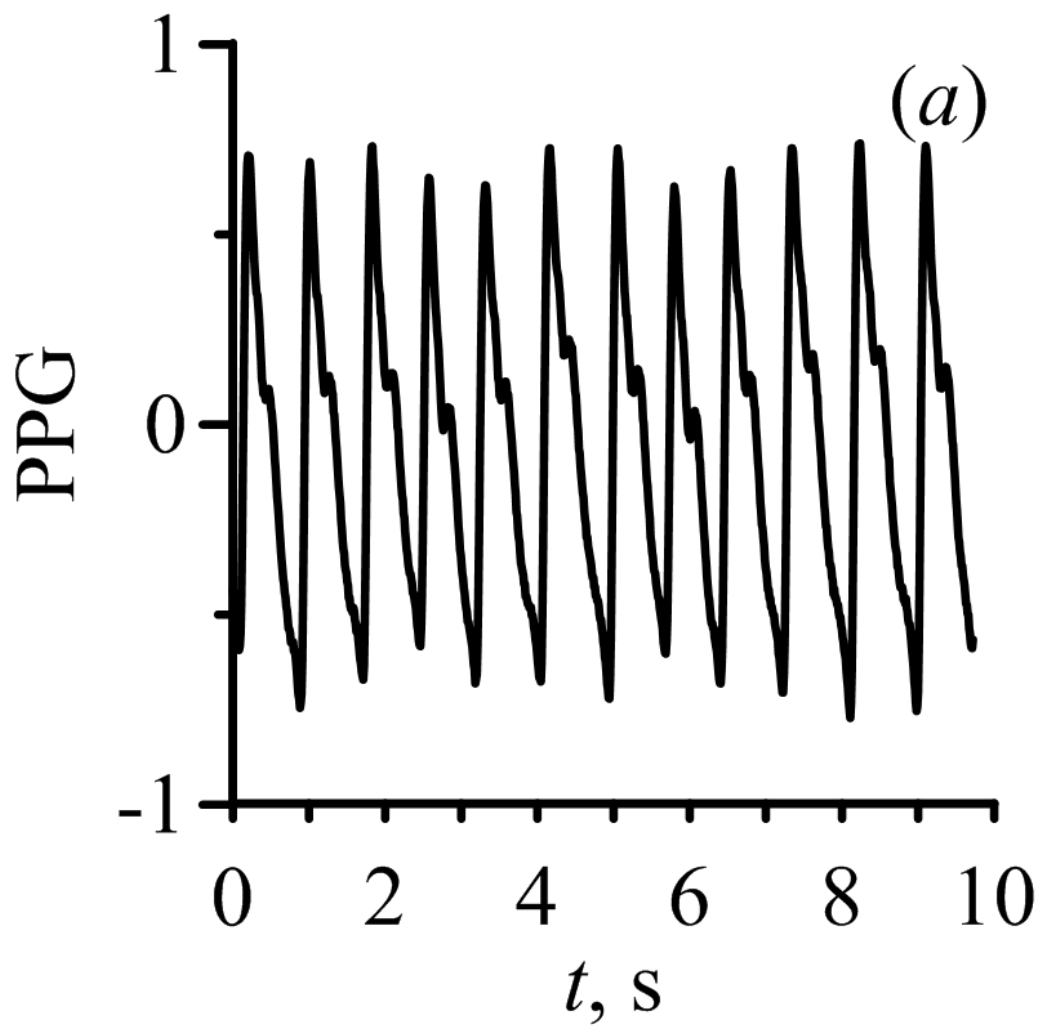


Рисунок 4 Фотоплетизмограмма первого испытуемого

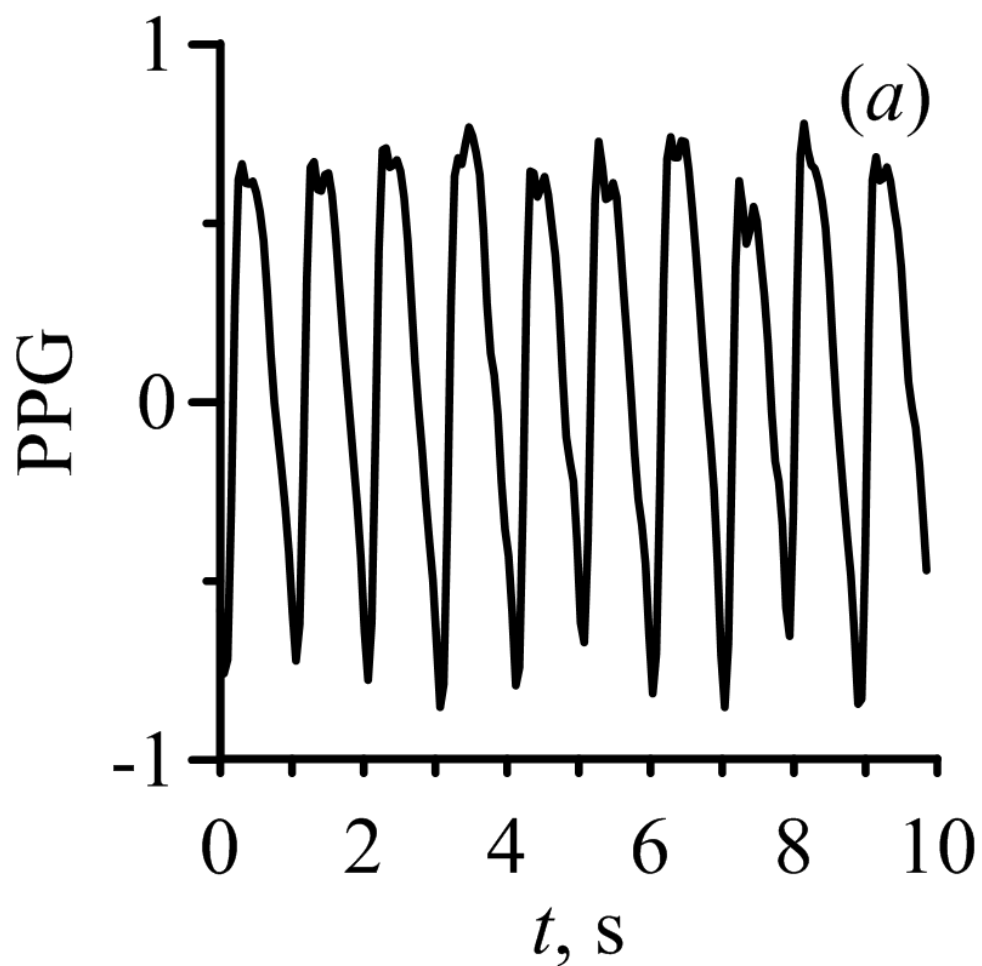


Рисунок 5 Фотоплетизмограмма второго испытуемого

А также их спектр мощности. На рисунке 6 спектр мощности первого испытуемого. На рисунке 7 спектр мощности второго.

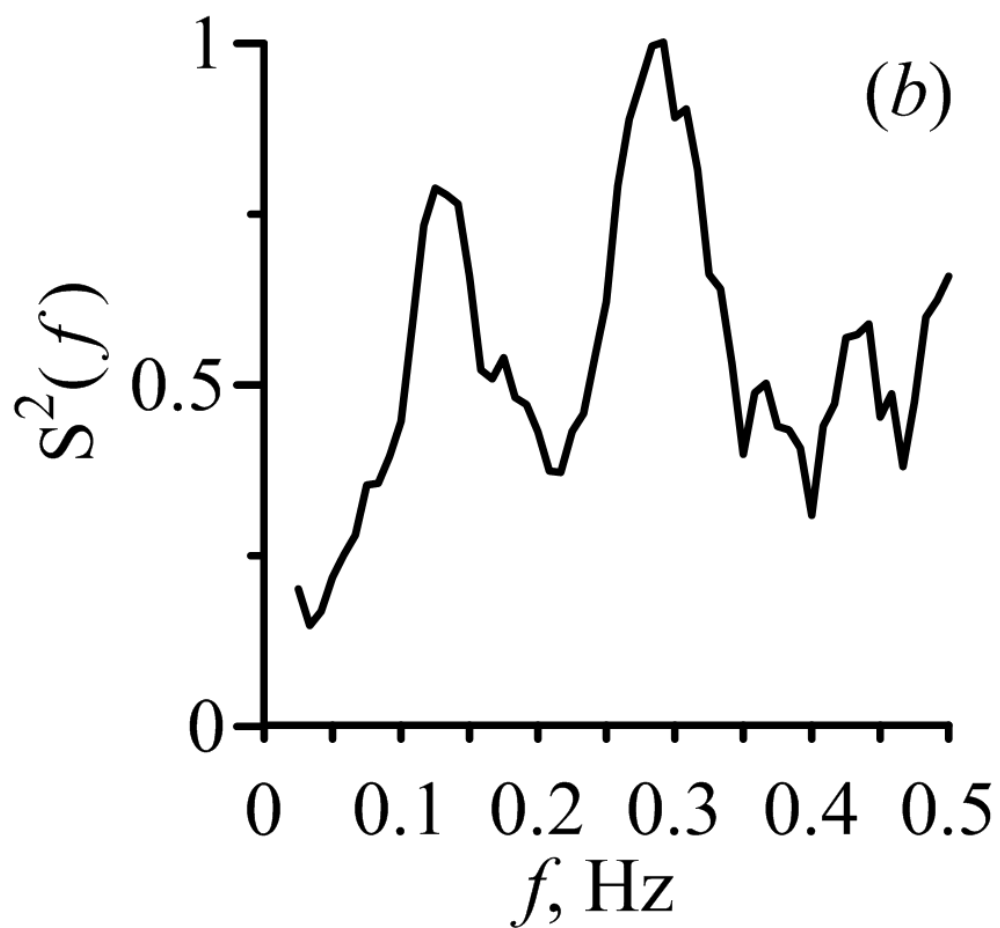


Рисунок 6 Спектр мощности первого испытуемого

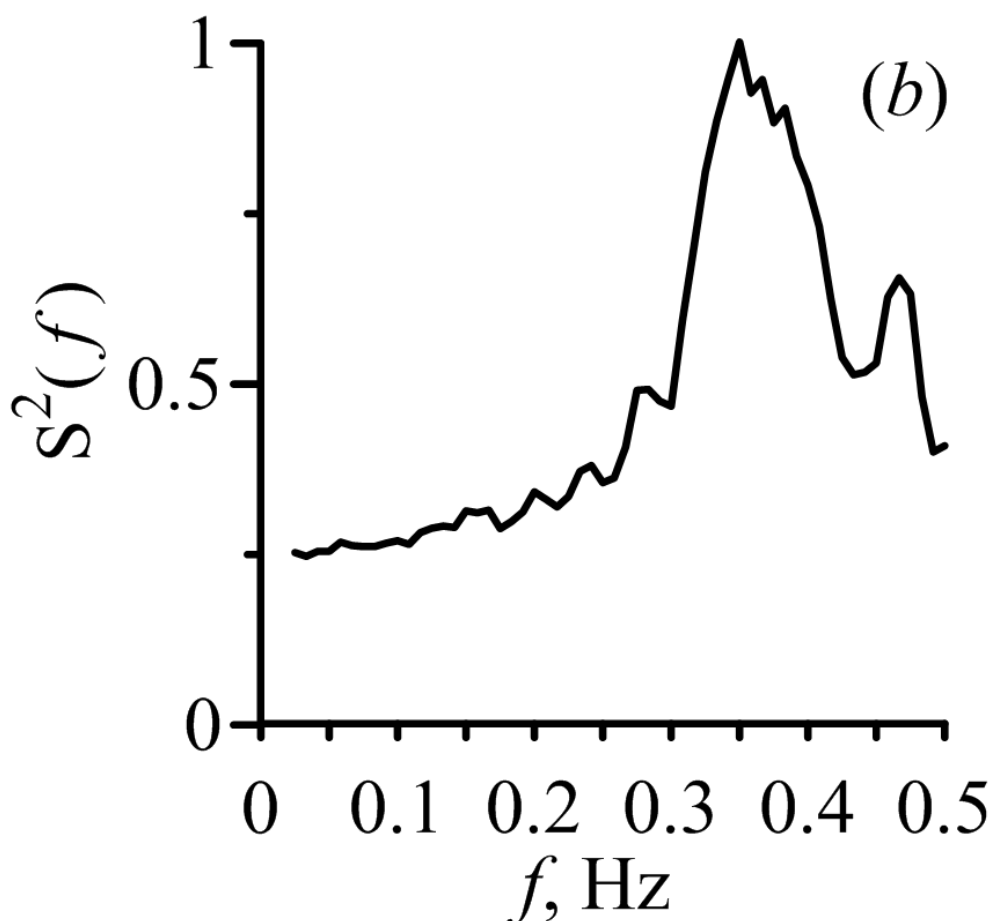


Рисунок 7 Спектр мощности второго испытуемого

Заклучение. В ходе выполнения квалификационной работы был сделан обзор методов измерения фотоплетизмограмм, а также датчика фотоплетизмограммы. Была разработана электрическая принципиальная схема датчика ФПГ на базе АЦП MAX11201. Освоена система автоматизированного проектирования Altium Designer 16.

С помощью системы автоматизированного проектирования Altium Designer 16 был изготовлен экспериментальный макет печатной платы. Была проведена наладка работы отдельных узлов и системы в целом. Были проведены экспериментальные исследования. Проведенная оценка показала удовлетворительное качество зарегистрированного сигнала. И хорошее соответствие ожидаемым характеристикам.

Список литературы

1. Камышко И. В. Медицинские приборы. Разработка и применение. – М. – Медицинская книга, 2004.
2. Агаханян Т. М. Электронные устройства в медицинских приборах: Учебное пособие / Т. М. Агаханян, В. Г. Никитаева. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2005.
3. Baura G. Medical Device Technologies: A Systems Based Overview Using Engineering Standards (Academic Press Series in Biomedical Engineering). – 2011.
4. Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. СПб.: "Невский Диалект"; М.: "Издательство БИНОМ", 2000.
5. Ильясов Л. В. Биомедицинская измерительная техника: Учеб. пособие для вузов/Л. В. Ильясов. – М.: Высш. шк., 2007.
6. Няшин Ю. И., Лохов В.А. Основы биомеханики: учебное пособие. – Пермь: Изд-во Пермского государственного технического университета, 2007.
7. Алдонин Г. М, Системы и устройств в кардиологии: учеб. Пособие / Г. М. Алдонин, С. П. Желудько. – Красноярск: Сиб. Федер. Ун-т, 2014.
8. Мошкевич В. С. Фотоплетизмография: (Аппаратура и методы исследования). - Москва : Медицина, 1970.
9. Виглеб Г. Датчики: пер с нем. – М.:Мир, 1989.
- 10.Федотов А. А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013.
- 11.Иго Том - Arduino, датчики и сети для связи устройств.- Санкт-Петербург,2014.
- 12.Петин В. А. Проекты с использованием контроллера Arduino. — СПб.: БХВ-Петербург, 2014.

13. Блум Джереми - Изучаем Arduino: инструменты и методы технического волшебства: Пер. с англ. — СПб.: БХВ-Петербург, 2015.
14. Википедия [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://ru.wikipedia.org/>, свободный.
15. Ревич Ю. В. Практическое программирование микроконтроллеров Atmel AVR на языке ассемблера. – 3-е изд., испр – СПб.: БХВ - Петербург, 2014.
16. Соммер У. Программирование микроконтроллерных плат Arduino/Freeduino: Пер. с нем. – 2-е изд., перераб. и доп. – СПб.: БХВ-Петербург, 2016.
17. QHRV Assessment. [Электронный ресурс]. URL: http://www.qhrv.ru/dtr_pwv_overview_ru.htm
18. Webster J.G., Design of Pulse Oximeters. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 1997.
19. Большаков В. П. Создание трехмерных моделей и конструкторской документации в системе КОМПАС 3D. Практикум. – СПб.: БХВ – Петербург, 2010.
20. Программирование – это так просто, программирование – это так сложно. Современный учебник программирования. – М.: МЦНМО, 2015.
21. Культин Н. Б. Turbo Pascal в задачах и примерах. – СПб.: БВХ – Санкт-Петербург, 2000.
22. Семенютин В.Б., Алиев В.А., Берснев В.П. , Патцак А., Козлов А.В., Пак В.А. Оценка состояния системы мозгового кровообращения с помощью кросс-спектрального анализа спонтанных колебаний системной и церебральной гемодинамики. Нейрохирургия, №1, 2008.
23. Finapres Medical Systems. Non-invasive hemodynamics. 2012.
24. John Allen. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. IOP PUBLISHING. 2007.
25. Moyle J.T.B. Pulse Oximetry. London: BMJ Books, 2nd ed., 2002.

26. Nellcor Inc. , "Measurement of Functional and Fractional Oxygen Saturation", Pulse Oximetry ref.note 2, Nellcor Inc. Hayward CA.
27. M. Yelderman, and W. New, Jr., "Evaluation of Pulse Oximetry", *Anesth* 59:4(349-352) Oct 1983.
28. Webster JG. *Medical Instrumentation: Application and Design*, fourth edition. John Wiley and Sons, New York, New York, 2009.
29. Болл Стюарт Р. Аналоговые интерфейсы микроконтроллеров. — М.: Додэка-XXI, 2007.
30. Сабунин А. *Altium Designer. Новые решения в проектировании электронных устройств*, Солон-Пресс, 2009.
31. Макс Шлее Qt 4.8 Профессиональное программирование на C++. — СПб.: «БХВ-Петербург», 2012.
32. Способ оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека / А.С. Карavaев, Е.В. Сидак, В.И. Пономаренко и др. // *Novus Trend*. – 2010. - №1. – С. 30-31.
33. Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Kiselev A.R., Gridnev V.I., Ruban E.I. and Bezruchko B.P. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system // *CHAOS*. 2009. V. 19. P. 033112.
34. Kiselev A.R., Karavaev A.S., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Ishbulatov Y.M., Posnenkova O.M., Bezruchko B.P. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability // *Russian Open Medical Journal*. -2016. -V. 5. Iss. 1. -P. e0101.