

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра физики твердого тела

**Система на основе DSP для регистрации и анализа формы
пульсовой волны плечевой артерии**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

магистрантки 2 курса

направления 11.04.04 «Электроника и наноэлектроника»

профиль «Формирование и диагностика микро-, нано- и биомедицинских
систем»

Института физики

Павловой Дарьи Александровны

Научный руководитель:

доцент, к.ф. – м.н.
должность, уч. степень, звание

подпись, дата

С.Ю. Добдин
инициалы, фамилия

Зав. кафедрой

профессор, д.ф. – м.н.
должность, уч. степень, звание

подпись, дата

А. В. Скрипаль
инициалы, фамилия

Введение. Традиционная аналоговая обработка сигнала, используемая во многих устройствах, зачастую является более практичным и экономичным способом получения нужного результата. Однако в случаях, когда необходима высокая точность обработки данных, а также компактность и миниатюрность устройства, стабильность его характеристик при различных температурах, предпочтительным решением становится цифровая обработка.

Цифровая обработка сигналов отличается от других «компьютерных наук» уникальным типом используемых данных - сигналами. В большинстве случаев происхождение этих сигналов обусловлено и соответствует данным, которые мы получаем из ощущений реального мира: сейсмические колебания, визуальные изображения, звуковые колебания и многое другое. DSP есть математические методы и алгоритмы обработки сигналов после их преобразования в цифровую форму, а также аппаратные средства для эффективной их реализации.

В медицине существует множество методов анализа пульсовых волн, несущих информацию о состоянии сердечнососудистой системы, однако данная область все еще находится в стадии развития, поскольку многим из методов анализа присущи недостатки, которые влияют на качество снятого пульсового сигнала, что не позволяет поставить точный и правильный диагноз. Например, ФПГ датчики обладают свойством слабой помехоустойчивостью, из чего часто могут возникнуть ошибки при измерениях, когда происходит малейшее движение испытуемого, а так же слишком слабого или сильного надавливания на ИК датчик. Бесконтактные методы также требуют точной настройки для получения четких пульсовых кривых. Сосуды могут стать органами-мишенями при всех заболеваниях сердечнососудистой системы, поэтому оценка состояния сосудов имеет огромную роль для ранней диагностики ряда патологий. Необходимость развития современных методов неинвазивной диагностики сердечнососудистой системы человека объясняет актуальность данной работы. Кроме того, использование ПЛИС обеспечит гибкость и переносимость данной архитектуры и возможность функционировать в широком диапазоне

аппаратных решений, а также упростит интеграцию с другими системами, повысит скорость разработки и позволит быстро адаптировать устройство под изменяющиеся требования или новые стандарты.

Объектом исследования является пульсовая волна как детектор состояния сердечнососудистой системы человека.

Предметом исследования является система на базе ПЛИС для регистрации пульсовой волны кровеносных сосудов.

Эмпирической базой данного исследования являются экспериментальные данные, полученные в ходе проведения измерения пульсовой волны у добровольца с использованием разработанной системы.

Цель магистерской работы: разработать метод измерений и систему на основе ПЛИС для регистрации и анализа формы пульсовой волны кровеносных сосудов.

Для достижения поставленной цели работы были определены следующие **задачи:**

1. Рассмотреть основные понятия теории сигналов, методы представления сигналов, описания линейных систем, базовые алгоритмы цифровой обработки сигналов.

2. Изучить физиологию пульсовой волны, провести критический анализ устройств для регистрации анализа пульсовой волны.

3. Разработать метод измерений и систему на основе ПЛИС для регистрации и анализа формы пульсовой волны кровеносных сосудов.

4. Экспериментально доказать возможность применения созданной системы на основе ПЛИС для регистрации и анализа пульсовой волны.

Магистерская работа содержит 3 главы:

Глава I ТЕОРИЯ СИГНАЛОВ

1.1 Представление сигналов в различных базисах

1.2 Аналого-цифровые преобразователи

Глава II МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

2.1 Физиология пульсовой волны

2.2 Существующие методы регистрации пульсовой волны

Глава III ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ РЕГИСТРАТОРА СИГНАЛОВ НА ПЛИС

3.1 Компоненты системы и схема их подключения

3.2 Программная реализация

3.3 Экспериментальное исследование

3.4 Практическое применение системы: метод оценки стресса и усталости, основанный на анализе пульсовой волны и машинных алгоритмах

1. ТЕОРИЯ СИГНАЛОВ

1.1 Представление сигналов в различных базисах

Сигналы можно разделить на три категории: аналоговые, дискретные и квантованные, при этом последние два относятся к группе цифровых сигналов. Аналоговые сигналы часто называют непрерывными, поскольку они являются своего рода аналогами природных объектов, порождающих эти сигналы. В качестве примеров аналоговых сигналов можно привести изображения, сейсмические колебания, сигналы радаров и речевые звуки. Вторая категория — дискретные сигналы — характеризуются областью определения, состоящей из отдельных точек или чисел, которые называют элементами дискретного сигнала. Обычно такие сигналы получают путём выборки аналогового сигнала. Третья группа включает сигналы, значения которых принимают только определённые квантованные уровни. Перед квантованием такие сигналы обычно дискретизируют, и в результате получается цифровой сигнал — комбинация дискретных и квантованных значений. Дискретные, квантованные и цифровые сигналы в основном являются искусственными и в определённом смысле абстрактными объектами. Цифровые системы и компьютеры работают исключительно с цифровыми сигналами. Методы обработки сигналов в цифровых системах требуют тщательного обоснования процесса амплитудного

квантования, который является нелинейным и сложным для математического описания. В большинстве случаев обработка информации осуществляется именно с помощью дискретных сигналов, а теории, основанные на них, часто применимы и к цифровым сигналам.

Удобно рассматривать сигналы как точки или векторы в определённом функциональном пространстве (пространстве сигналов), а преобразования сигналов — как отображения внутри этого пространства. В таком подходе свойства сигналов интерпретируются как свойства самого пространства. Термин «пространство» используется для придания понятию множества сигналов геометрического смысла и повышения наглядности. Связь с понятием метрики пространства подразумевает наличие способа, по которому каждой паре точек в этом пространстве сопоставляется неотрицательное вещественное число, которое можно интерпретировать как расстояние между ними и которое должно удовлетворять определённым условиям:

$$d(a_1, a_2) = 0, \text{ если } a_1 = a_2;$$

$$d(a_1, a_2) = d(a_2, a_1);$$

$$d(a_1, a_3) \leq d(a_1, a_2) + d(a_2, a_3).$$

Первые два условия понятны и очевидны; третье условие — правило треугольника — заключается в том, что если две точки близки к третьей, то они должны быть близки и друг к другу. В теории сигналов наиболее часто используют евклидову метрику, поскольку она проста в расчетах и обладает физическим смыслом: она измеряет энергию разности двух сигналов, что легко реализовать с помощью физических приборов. Обычно для физических объектов-сигналов действует принцип суперпозиции, который математически выражается как свойство линейности пространства сигналов. Понятие системы напрямую связано с понятием сигнала, поскольку системы осуществляют преобразование входного сигнала в выходной. Основным элементом при разработке систем обработки сигналов является их анализ, проектирование и реализация, чтобы получить выходной сигнал, максимально подходящий для конкретного применения. При создании теоретических моделей системы часто

вводятся условия линейности и инвариантности к сдвигу. Несмотря на их строгость, результаты, полученные при соблюдении этих условий, широко применимы на практике к множеству систем (хотя бы приближенно).

Выбор конкретного базиса зависит от удобства в нахождении представления сигнала и, безусловно, от особенностей самой задачи и характеристик сигналов. Наиболее широко используются два типа базисных функций: сдвиговые и мультипликативные. Сдвиговые базисные функции формируются из одной функции путём её сдвига по аргументу. Мультипликативные функции обладают свойством, что произведение двух таких функций также принадлежит к системе базисных функций, что позволяет строить систему путём многократного перемножения одной и той же функции. В качестве примеров сдвиговых функций можно привести импульсные базисные функции и функции отсчётов, а в качестве примеров мультипликативных — экспоненциальные функции.

1.2 Аналого-цифровые преобразователи

Аналого-цифровые преобразователи (АЦП) находят широкое применение в различных сферах современной науки и техники. Они являются важнейшим компонентом цифровых измерительных приборов, систем преобразования и отображения информации, программируемых источников питания, электронно-лучевых дисплеев, радиолокационных комплексов, устройств контроля элементов и микросхем. Кроме того, АЦП играют ключевую роль в автоматизированных системах контроля и управления, а также в устройствах ввода-вывода данных для вычислительных машин. На базе АЦП создаются преобразователи и генераторы практически любых функций, цифрууправляемые аналоговые регистраторы, корреляторы, спектральные анализаторы и другие устройства. В настоящее время используются три основных технологии производства АЦП: модульная, гибридная и полупроводниковая. При этом доля производства полупроводниковых интегральных схем (ИС) АЦП постоянно растёт; в ближайшем будущем, вероятно, в модульных и гибридных исполнениях будут выпускаться

преимущественно сверхточные и сверхбыстродействующие преобразователи с высокой рассеиваемой мощностью.

Аналого-цифровые преобразователи (АЦП) представляют собой устройства, которые преобразуют входные аналоговые сигналы в соответствующие цифровые формы, пригодные для обработки микропроцессорами и другими цифровыми системами. Процесс аналого-цифрового преобразования для непрерывных сигналов включает две самостоятельные стадии: дискретизацию и квантование.

Основой дискретизации является принцип, позволяющий представить непрерывный сигнал в виде взвешенной суммы, что обеспечивает возможность его дискретизации во временной области:

$$U(t) = \sum_j a_j f_j(t),$$

где a_j - значения сигнала в дискретные моменты времени; $f_j(t)$ - набор элементарных функций, используемых для восстановления сигнала по его отсчетам.

Наиболее известной формой дискретизации является равномерная, основанная на теореме отсчетов. Согласно этой теореме, коэффициенты a_j берутся равными мгновенным значениям сигнала $U(t_j)$ в дискретные моменты времени $t_j = j\Delta t$, при этом период дискретизации выбирается из условия:

$$\Delta t = 1/2F_m,$$

где F_m - максимальная частота спектра исходного сигнала.

В настоящее время существует множество методов преобразования напряжения в код, которые значительно различаются по точности, скорости преобразования и сложности аппаратной реализации. Аналого-цифровые преобразователи классифицируют по различным признакам: на параллельные, последовательные (включая методы последовательного приближения, последовательного счета или следящие преобразователи), интегрирующие (однотактные, многотактные, сигма-дельта, частота-напряжение) а также на последовательнопараллельные (многотактные, многоступенчатые,

конвейерные) типы.

На рисунке 1 изображена реализация параллельного метода АЦ-преобразования для трехразрядного числа.

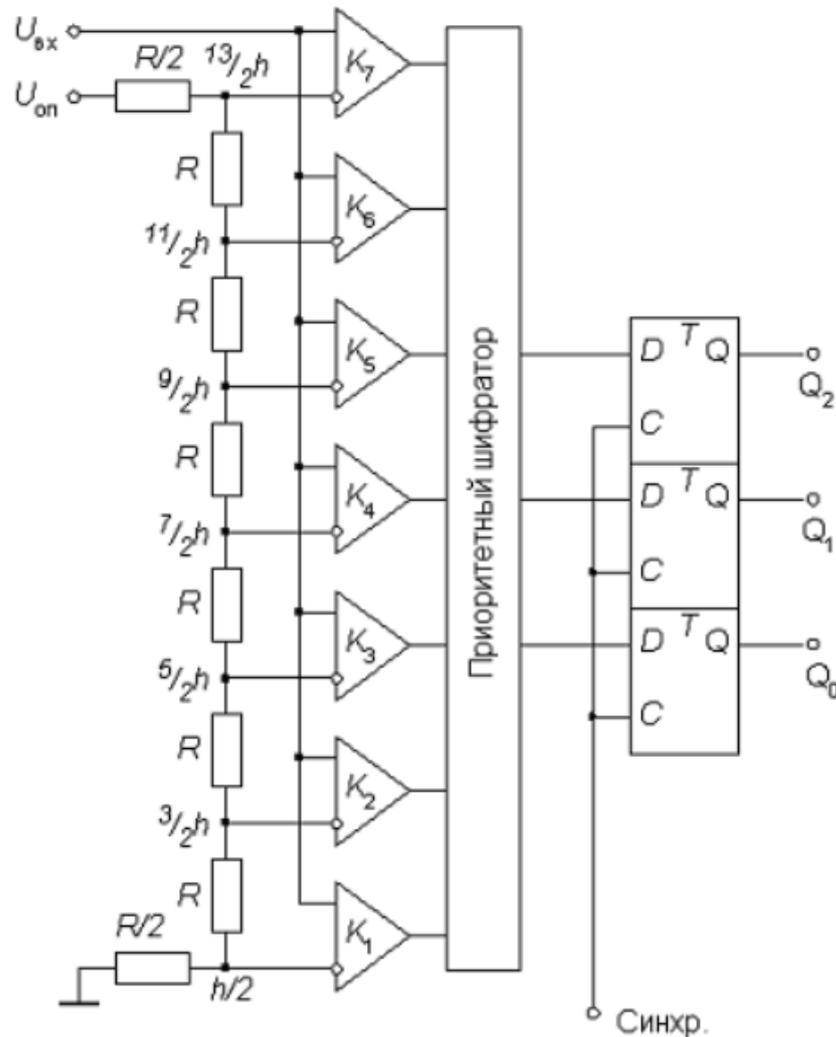


Рисунок 1. Реализация параллельного метода АЦ- преобразования для 3-разрядного числа.

Используя три двоичных разряда, можно представить восемь различных значений, включая ноль. Следовательно, требуется семь компараторов. Эти семь опорных напряжений формируются с помощью резистивного делителя. Если приложенное входное напряжение не выходит за пределы диапазона от $5/2h$, до $7/2h$, где $h = U_{оп}/7$ - квант входного напряжения, соответствующий единице младшего разряда АЦП, то компараторы с 1-го по 3-й устанавливаются в состояние 1, а компараторы с 4-го по 7-й - в состояние 0. Преобразование данной

группы кодов в трёхразрядное двоичное число осуществляется с помощью логического устройства, известного как приоритетный шифратор, схема работы которого представлена в таблице 1.

Таблица 1. Диаграмма состояний приоритетного шифратора

Входное напряжение	Состояние компораторов							Выходы		
	$U_{\text{вх}}/h$	K_7	K_6	K_5	K_4	K_3	K_2	K_1	Q_2	Q_1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
2	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0
3	0	0	0	0	1	1	1	0	1	1
4	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0
5	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1
6	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0
7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

2. МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

2.1 Физиология пульсовой волны

Пульсовая волна — это волна расширения упругого сосуда, возникающая под действием толчка сердца, который выбрасывает кровь в сосуды. Во время систолы (сокращения левого и правого желудочков и выброса крови в аорту из левого желудочка и в легочный ствол из правого желудочка) часть крови поступает в аорту, что вызывает повышение давления в её начальной части и растяжение стенок. Затем эта волна давления и связанное с ней растяжение сосудистой стенки распространяются дальше к периферии, формируя так называемую пульсовую волну. Таким образом, при ритмическом выбрасывании крови сердцем в артериальных сосудах возникают последовательные распространяющиеся пульсовые волны. Скорость распространения этих волн в сосудах определена как скорость пульсовой волны, однако она не отражает

линейную скорость движения крови — эти процессы принципиально различны. Пульс периферических артерий можно охарактеризовать как «волнообразное движение, происходящее вследствие распространения первичной волны, образующейся в аорте, по направлению к периферии».

2.2 Существующие методы регистрации пульсовой волны

В медицине существует множество методов анализа пульсовых волн, однако эта область все еще находится в стадии развития. Основной задачей является определение диагноза и стадии заболевания у пациента на основе формы пульсовой кривой.

На сегодняшний день для оценки состояния сердечно-сосудистой системы широко применяются такие методы, как электрокардиограмма, фонокардиография, реография, фотоплетизмография, сфигмография и другие. Также для диагностики используют различные функциональные пробы, например, ортостатическую пробу, пробу Вальсальвы, пробу с управляемым дыханием и другие тесты. Пульсовая волна, особенно при анализе с помощью метода сфигмографии, содержит важную информацию о состоянии сосудов. Однако многие из существующих методов имеют недостатки: качество снимаемого пульсового сигнала может снижаться из-за помех или неправильных условий измерения. Например, датчики ФПГ чувствительны к помехам и ошибкам при малейших движениях пациента или неправильном давлении на датчик. Бесконтактные методы требуют точной настройки для получения четких пульсовых кривых.

3. ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ РЕГИСТРАТОРА СИГНАЛОВ НА ПЛИС

3.1 Компоненты системы и схема их подключения

Принципиальная схема проекта представлена на рисунке 2.

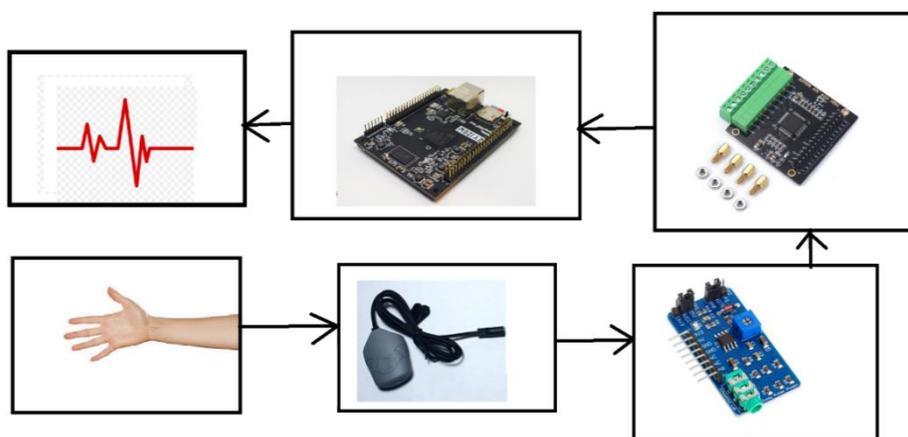


Рисунок 2. Принципиальная схема проекта

На рисунке 14 можно увидеть пульсовую волну с руки человека, выводимую на экране ПК, как результат работы установки.

Элементы установки следующие (после руки):

- 1) Пневматический датчик, который крепится на палец испытуемого.
- 2) Easy Pulse Plugin - это совместимый с Arduino и удобный для использования на макетной плате датчик пульса, основанный на принципе фотоплетизмографии.
- 3) AD7606 (рисунок 3) - это 16-разрядный 8-канальный модуль АЦП, частота дискретизации на канал может достигать 200 Кбит/с.



Рисунок 3. AD7606

4) QMTECH ZYJZGW Xilinx Zynq7000 Zynq XC7Z010 SoC FPGA - плата на базе SoC XC7Z010-1CLG400C (рисунок 4) предлагает высокую производительность благодаря частоте внешнего кристалла 33,333 МГц и наличию до 2,1 Мб блочной оперативной памяти, а также 28 КБ логических ячеек.

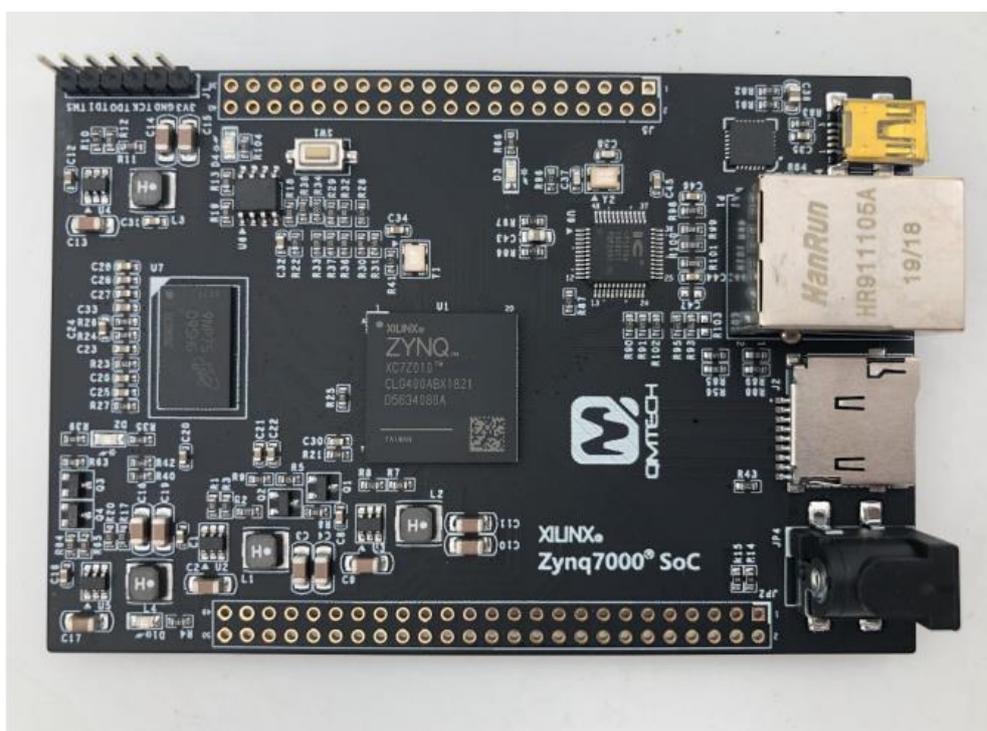


Рисунок 4. Zynq7000

5) Персональный компьютер, используемый для визуализации графиков.

3.2 Программная реализация

Для измерения пульсовой волны была собрана установка с АЦП AD7606 фирмы Analog Devices, подключенный к плате отладочной на базе SoC Zynq 7000, которая выступает в качестве обработчика данных и выдачи обработанных данных в персональный компьютер по интерфейсу UART (полное описание компонентов системы представлено в разделе 3.1).

Дизайн проекта представлен на рисунке 5.

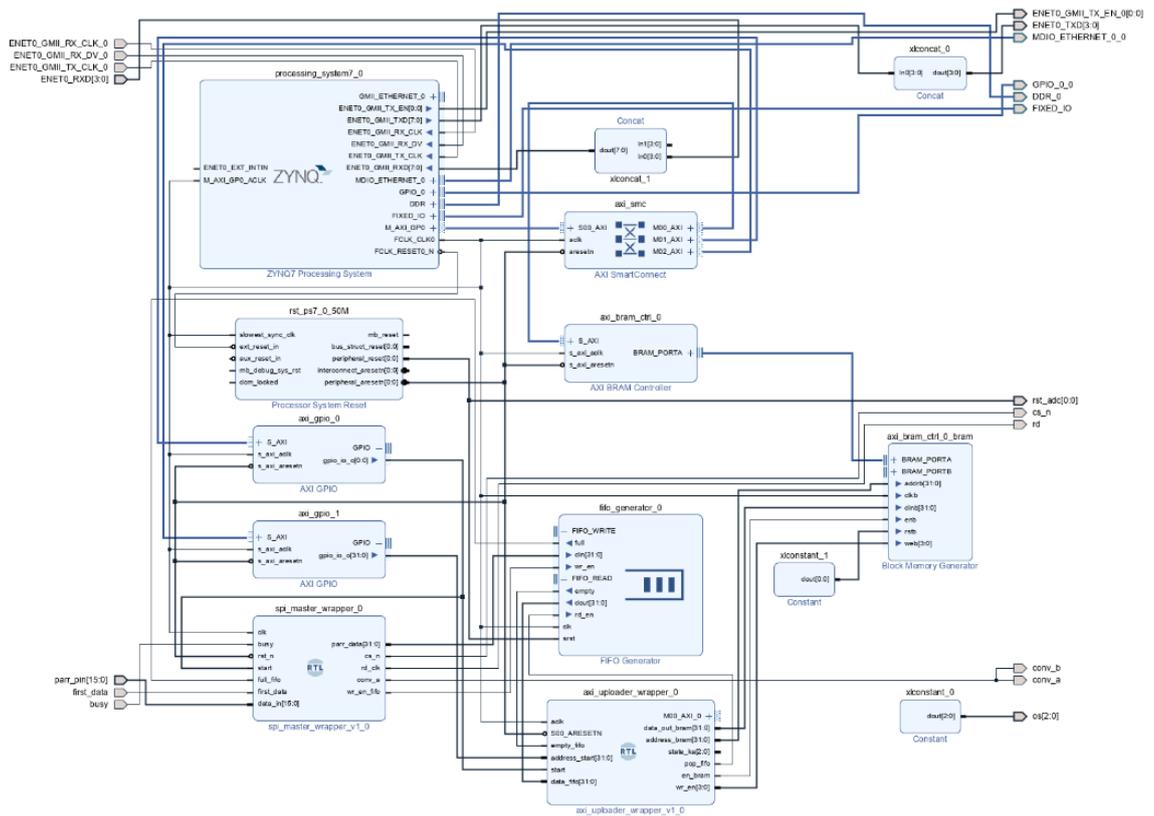


Рисунок 5. Дизайн проекта

Как видно из рисунка 17, основным вычислительным блоком является модуль `processing_system7_0` (далее PS), который предназначен для математической обработки 16 битного кода АЦП в значение напряжения. Модуль `spi_wrapper_0` предназначен для отправки запроса на получение данных с АЦП и загрузки полученных данных с модуль `fifo_generator_0`, который является First in first out буфером, хранящим семплы сигнала. Модуль `axi_uploader_wrapper_0` предназначен для получения данных с другого канала FIFO и загружает полученные семплы сигнала в блочную память FPGA. PS соответственно выгружает данные с блочной памяти и занимается обработкой данных и выдачей данных по UART.

Модуль верхнего уровня `counter4_sv` формирует временную диаграмму, приведенную на рисунке 6.

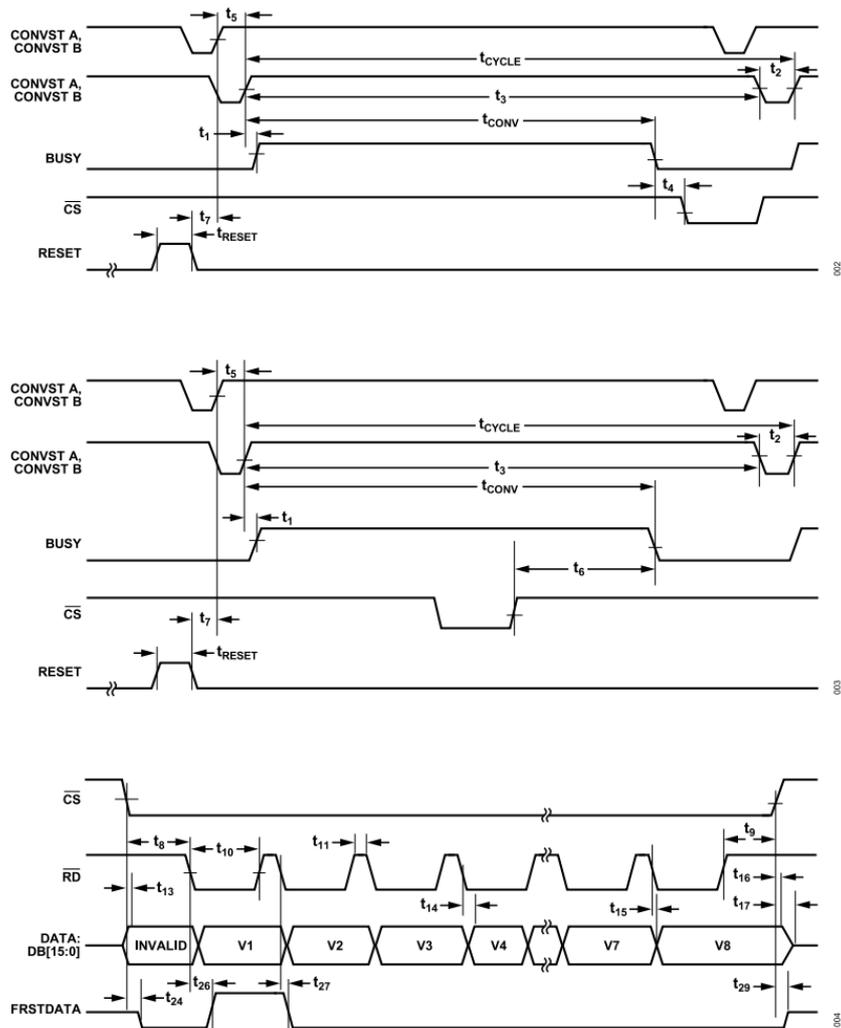


Рисунок 6. Временные диаграммы для верхнего модуля

Для считывания данных из блочной памяти и последующим преобразованием шестнадцатитбитных значений в значения напряжения был создан блок на языке С.

Для корректной интерпретации выходных данных была написана программа на Python, позволяющая считывать данные с процессора по интерфейсу UART и преобразовывать считываемый датасет в графики, выводимые в реальном времени.

3.3 Экспериментальное исследование

Перед проведением эксперимента был реализован дизайн в САПР Vivado на языке описания аппаратуры Verilog согласно цели исследования (см. раздел 3.2). С помощью пневматического датчика производилась регистрация

пульсовой волны. Регистрация пульсовой волны проводилась в течение 15 секунд. Одновременно с этим производилась регистрация прошедшей пульсовой волны через оптический датчик на концевую фалангу пальца. Полученные данные выводились на экран с помощью предварительно написанной программой на языке Python, в которой реализована возможность считывания данных с ПЛИС по интерфейсу UART. После получения двух сигналов пульсовых волн был произведен анализ в Python. Анализировались пульсовые волны по отдельности, а именно, были выявлены максимальные значения амплитуд на каждом кардиоинтервале.

Ниже приведены примеры изменения формы пульсовой волны до и после физической нагрузки (рис. 7.1, рис. 7.2). В приложении 6 представлен графический результат всей серии измерений.

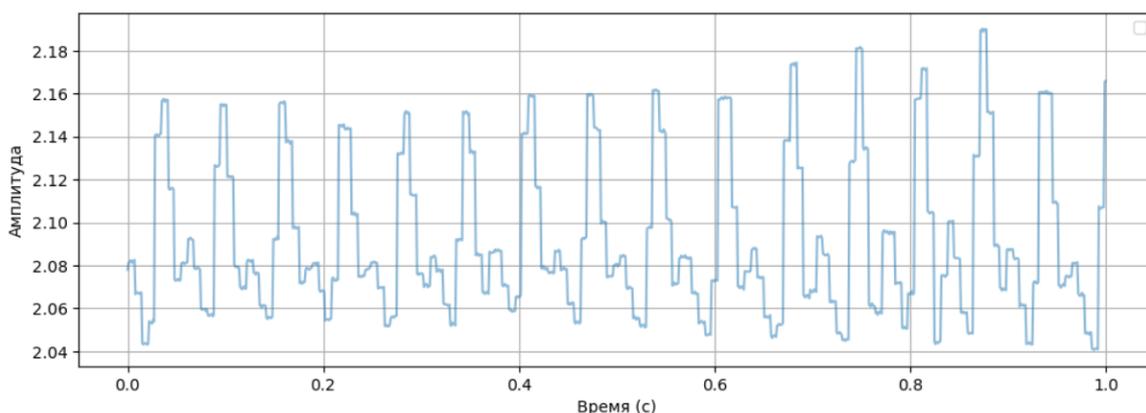


Рисунок 7.1. Форма пульсовой волны до стресса

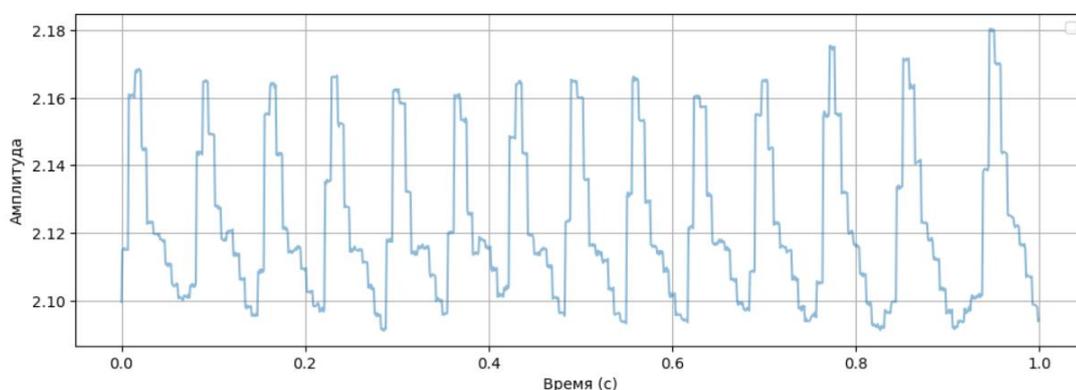


Рисунок 7.2. Форма пульсовой волны после стресса

Как видно из рисунков 7.1 и 7.2 время задержки пульсовых волн почти не изменилась, а амплитуда увеличивается, и, следовательно, можно судить об изменении скорости нарастания пульсовой волны.

3.4 Практическое применение системы: метод оценки стресса и усталости, основанный на анализе пульсовой волны и машинных алгоритмах

В рамках исследования был реализован алгоритм на языке Python.

На рисунках 8.1 и 8.2 представлена визуализация графика после удаления искаженного сигнала и шума.

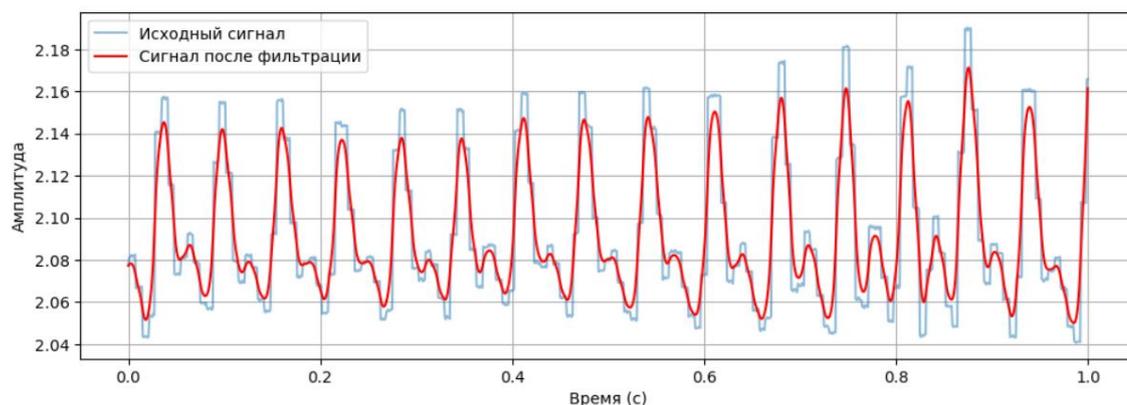


Рисунок 8.1. Сигнал после фильтрации (до физической нагрузки)

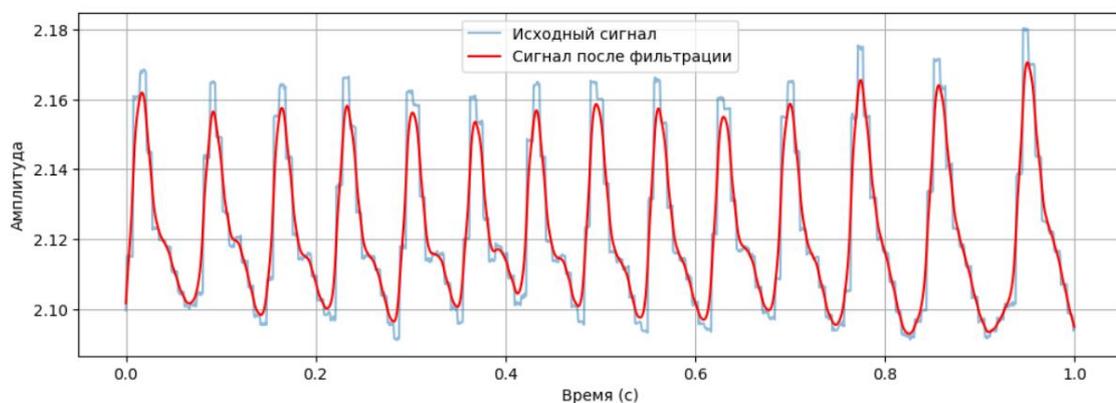


Рисунок 8.2. Сигнал после фильтрации (после физической нагрузки)

Выделим пики на графиках, по которым можно определить изменение пульсовой волны после физической нагрузки (рисунок 9.1 и 9.2).

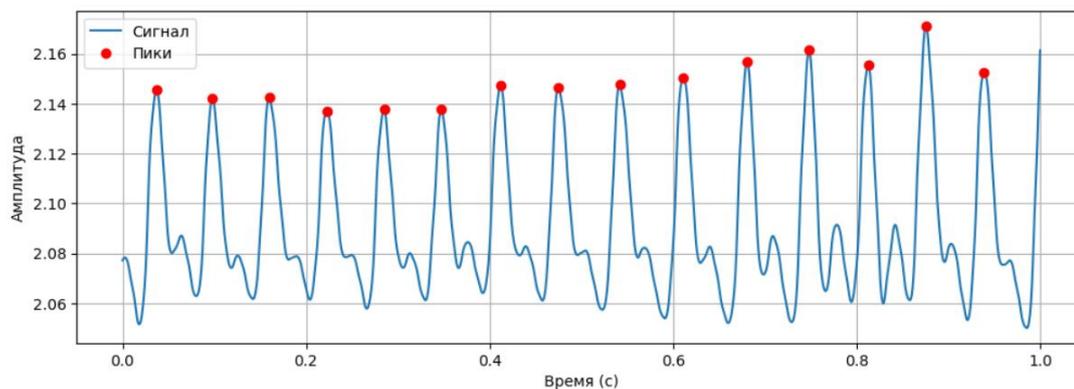


Рисунок 9.1. Сигнал после фильтрации (до физической нагрузки)

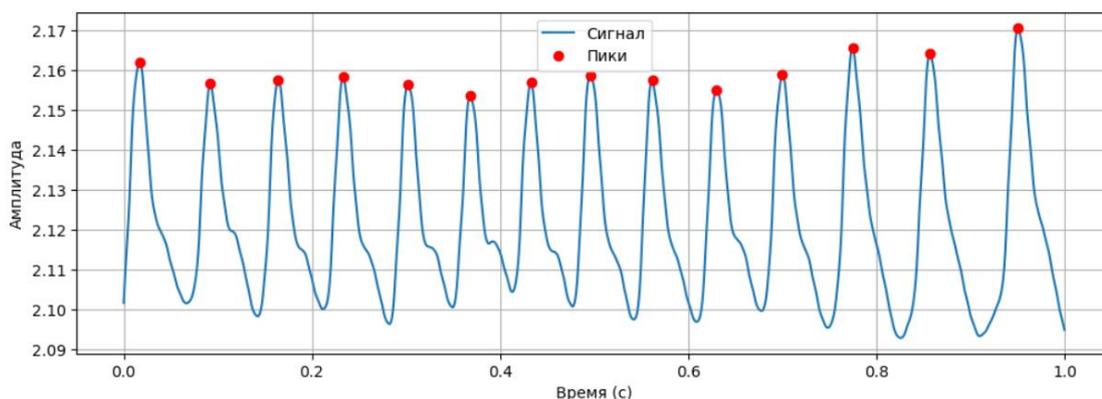


Рисунок 9.2. Сигнал после фильтрации (после физической нагрузки)

Далее был реализован расчет амплитуды и длительности, скорости нарастания, индекс жёсткости и индекс отражения пульсовой волны. Результаты представлены в таблице 2.

Таблица 2. Результаты расчетов

	До физической нагрузки	После физической нагрузки
Средний пульс	72.74 (уд/мин)	78.9 (уд/мин)
Скорость нарастания	0.254 с	0.320 с
Индекс жесткости	242.40	230.05
Индекс отражения	1.00	1.00

Таким образом, полученные параметры для оценки стресса и усталости могут использоваться как для характеристики текущего уровня адаптации артериальной системы к физическим нагрузкам, так и для мониторинга

изменения свойств сосудов в повседневной жизни.

Заключение. В процессе выполнения работы было выполнено изучение теории сигналов и аналогово-цифровых преобразователей, а также методов регистрации пульсовой волны; проведен эксперимент с разработанной системой на ПЛИС.

На основе результатов проведенной работы показана возможность реализации регистратора пульсовой волны на микросхемах ПЛИС, что обеспечивает гибкость и переносимость данной архитектуры и возможность функционировать в широком диапазоне аппаратных решений. Кроме того, разработанный алгоритм способствует развитию современных методов неинвазивной диагностики сердечно-сосудистой системы человека.

Список использованных источников:

1. Стешенко В.Б., Попова Т.В., Малашевич Д.Б. — Основы HDL Verilog как средства проектирования цифровых устройств: Уч. пос. / Под ред. А.И. Сухопарова. - М.: МИЭТ, 2006. -136 с
2. Сара Л. Харрис, Дэвид Харрис. Цифровая схемотехника и архитектура компьютера: RISC-V / пер. с англ. В. С. Яценкова, А.Ю. Романова; под ред. А. Ю. Романова. – М.: ДМК Пресс, 2021. – 810 с.
3. Бойко, В.И. Схемотехника электронных систем. Аналоговые и импульсные устройства / В.И. Бойко, А.Н. Гуржий, В.Я. Жуйков [и др.]. - СПб.: БХВ-Петербург, 2004. - 496 с.
4. Балакай В.Г. Интегральные схемы аналого-цифровых преобразователей /Балакай В.Г,Крюк И.П.,Лукьянов Л.М.; Под ред.Лукьянова Л.М. .-М: Энергия, 2008 .-257с.: Ил. .-Библиогрс.251-256.
5. Парфенов А.С. Ранняя диагностика сердечно сосудистых заболеваний с использованием аппаратно-программного комплекса «Ангиоскан-01» / №2. С. 70-74
6. В.А.Милягин, В.Б. Комиссаров. Современные методы определения жесткости сосудов 2010. 135 с.
7. Скрипаль Ан. В., Бахметьев А. С., Брилёнок Н. Б., Добдин С. Ю., Сагайдачный А. А., Баатыров Р. Т., Усанов А. Д., Тихонова А. С. Индекс

отражения пульсовой волны у юных спортсменов // Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика. 2020. Т. 20, вып. 2. С. 125–133.

8. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2009. 96 с.

9. Айзен Г.С. Некоторые современные методы исследования аппарата кровообращения. 1961. - 57 с.

10. Быстродействующие интегральные микросхемы ЦАП и АЦП и измерение их параметров. Под редакцией Марцинкявичюса.- М.: Радио и связь. 1988 – 224с.

11. Вениаминов В. Н., Лебедев О. Н., Мирошниченко А. И. Микросхемы и их применение: Справ. Пособие. – М.: Радио и связь, 1989. 240 с.

12. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Вагарин А.Ю., Рытик А.П. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны.– Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2009. – 96 с

13. Баевский Р.М., Кириллов О. И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М., 1984. 221С

14. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Протопопов А.А. и др. Тепловизионная диагностика тонического состояния артериальных сосудов // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2008: Материалы ежегодной Всерос. науч. школы-семинара. Саратов, 2008. С. 24–26.

15. Циммерман, Ф. Клиническая электрокардиография[Текст] / Ф. Циммерман ; пер. с англ.В. Н. Хирманова. - 2-е изд. - М. :Бином, 2015. - 424 с.

16. Васюк Ю.А. Функциональная диагностика в кардиологии : клиническая интерпретация [Текст] : учеб. пособие для системы послевуз. проф. образования / под ред. Ю. А. Васюка. - М : Практическая медицина, 2009. - 309 с.

17. Куликов В.П. Ультразвуковая диагностика сосудистых заболеваний. –М.: Стром 2011 г., 512 с.

18. Федерков Б.Г., Телец В.А., Микросхемы ЦАП и АЦП: функционирование, параметры, применение.- М.: Энергоиздат, 1990. –320с.
19. Вениаминов В. Н., Лебедев О. Н., Мирошниченко А. И. Микросхемы и их применение: Справ. Пособие. – М.: Радио и связь, 1989. 240 с.
20. Валах В.В., Григорьев В.Ф., Быстродействующие АЦП для измерения формы случайных сигналов М.: Приборы и техника эксперимента. 1987, №4 с.86-90
21. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники /Пер. с англ Б.Н. Бронина и др. — 5-е изд., перераб.— М.: Мир, 1998 — 704 с.: ил (2 аб).
22. Поспелов Д.А. Логические методы анализа и синтеза схем. М.: Энергия, 1974, 368 с.
23. Токхейм Р. Основы цифровой электроники: Пер. с англ. – М.: Мир, 1988. – 392 с., ил.
24. A. Rodríguez-Vázquez, F. Medeiro, and E. Janssens, CMOS Telecom Data Converters, Kluwer Academic Publishers, 2003 (А. Родригес-Васкес, Ф. Медейру, и Э. Янссенс, КМОП телекоммуникационные преобразователи данных, Kluwer Academic Publishers, 2003)
25. EE315B VLSI Data Conversion Circuits (Course Notes - Stanford University) (Схемы преобразования данных VLSI EE315B (Конспекты лекций - Стэнфордский университет))
26. High Speed Data Converters, A. M. A. Ali, IET 2016. (Высокоскоростные преобразователи данных, А. М. А. Али, IET 2016)
27. W. Kester. ADC Architectures II: Successive Approximation ADC. Analog Devices, MT-021 Tutorial.
28. Калашников, В.И. Электроника и микропроцессорная техника: Учебник / В.И. Калашников. - М.: Academia, 2015. - 384 с.
29. Засухина О.А., Малинин Н.К., Кузнецов М.Е., Головатюков Л.К. Системы автоматизированного проектирования в области электроники и электротехники // Современные технологии и научно-технический прогресс. 2023. № 10. С. 206-207.