

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
«ЛЭТИ» ИМ. В.И. УЛЬЯНОВА (ЛЕНИНА)
Кафедра МО ЭВМ

ОТЧЕТ
по научно-исследовательской работе
Тема: Измерение и анализ variability пульса, полученного с
видеокамеры

Студент гр. 7304

Гаврилов А.В.

Руководитель

Филатов А.Ю.

Санкт-Петербург

2022

ЗАДАНИЕ НА НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКУЮ РАБОТУ

Студент Гаврилов А.В.

Группа 7304

Тема НИР: Измерение и анализ variability пульса, полученного с видеорекамеры

Задание на НИР:

Реализация алгоритма для усиления цвета и измерение пульсовой волны в точках интереса, оценка точности разработанных алгоритмов.

Сроки выполнения НИР: 07.02.2022 – 09.06.2022

Дата сдачи отчета: 19.12.2022

Дата защиты отчета: 19.12.2022

Студент		Гаврилов А.В.
Руководитель		Филатов А.Ю.

АННОТАЦИЯ

В данной работе будут рассмотрены подходы для измерения пульсовой волны по видеоизображению. В рамках задачи измерения пульса по видео необходимо определять точку на изображении, в которой будет измеряться пульс, а также определить точность полученного решения. В работе реализовано считывание данных пульсовой волны с пульсометра Polar H10 с помощью беспроводного Bluetooth соединения для оценки точности.

SUMMARY

In this research, approaches for measuring the pulse wave from a video will be considered. As part of the task of measuring the pulse by video, it is necessary to determine the point in the image at which the pulse will be measured, as well as to determine the accuracy of the resulting solution. The work implements the reading of pulse wave data from the Polar H10 heart rate monitor using a wireless Bluetooth connection to assess accuracy.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
1. Постановка задачи	6
2. Результаты работы в весеннем семестре	7
2.1. Обзор аналогов	8
2.2. Измерение пульса по видео	9
2.3. Поиск точек интереса	14
2.4. Разработка методов оценки точности	14
2.5. Результаты оценки точности	15
3. План работы на осенний семестр	20
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	20
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	21

ВВЕДЕНИЕ

Пульсовая волна содержит значимую информацию о состоянии человека. С помощью характеристик пульса можно определить значения стресса, расслабленность человека, а также выявлять заболевания.

Существующие средства для измерения пульса требуют непосредственного контакта с кожей человека, будь то аппарат ЭКГ, фитнес-часы или спортивный пульсометр. Такие подходы требуют контроля за ношением устройства для измерения, а также эти устройства могут ограничивать человека в движениях. Для того, чтобы обеспечить контроль за психофизиологическим состоянием неинвазивным способом возможно вычислять пульс по изменению цвета кожи человека из-за наполнения сосудов кровью.

Задача является актуальной и может найти применение в различных областях человеческой жизни. Данные о пульсе человека могут быть полезны во время сеансов у врачей-психиатров, психологов, когда ношение устройств может сказываться в процессе сеанса. Неинвазивное измерение пульса в профессиональной деятельности врачей может значительно сократить время приема за счет простоты применения.

Пульс является источником информации о стрессе и расслабленности человека, что может помочь в оценке внимательности и производительности труда. Применение технологии оценки пульса в системах контроля бдительности может позволить обезопасить сотрудников и окружающих от несчастных случаев, возникающих вследствие усталости, оценивать стресс человека, чтобы обеспечивать наиболее комфортные условия для сотрудников и увеличивать их производительность труда.

Технология измерения пульса по видео человека имеет огромные перспективы применения, но существующие решения работают с низкой точностью из-за множества факторов, например, различной освещенности, различного цвета кожи человека, постоянного движения человека относительно

камеры и т.д. Поэтому задачей данной работы является разработка алгоритма определения пульсовой волны в условиях, близких к реальным – при движении человека, изменении освещенности помещения, падении теней.

Целью работы является получение данных о вариабельности пульса неинвазивным способом с помощью обычной видеокамеры для последующего анализа.

1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Одним из важнейших показателей состояния человека является пульс. Измеряя вариабельность пульса возможно оценить различные показатели стресса, волнения, состояние нервной системы человека и т.д. Вариабельность пульса дает огромное количество информации о человеке, как для краткосрочного анализа, так и для долгосрочного анализа его состояния, поэтому измерение и анализ вариабельности пульса является одной из важнейших задач для построения системы оценки бдительности.

Существует множество областей применения систем оценки бдительности, например, в такси для слежения за водителем или на работе, для оценки производительности работника. Пульс – один из важнейших параметров для оценки состояния человека, но измерения с помощью различных носимых устройств или ЭКГ-аппаратов сильно усложняют работу людей. В то время, как алгоритм измерения пульса по видео может позволить незаметно для человека оценивать его состояние.

Целью работы является получение данных о вариабельности пульса неинвазивным способом с помощью обычной видеокамеры для последующего анализа. Для достижения данной цели поставлены следующие задачи:

- сбор данных с камеры и пульсометра для оценки точности,
- автоматизация тестирования алгоритма на собранных данных с различными параметрами,
- увеличение точности алгоритма за счет выбора параметров (коэффициент усиления изменения цвета, длина обрабатываемого куска видео от чего зависит результат преобразования Фурье, анализируемый частотный диапазон, выбор канала для измерения пульсовой волны и др.) с наибольшей точностью,
- добавить вычисление пульсовой волны по точкам на руках, шее.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ В ВЕСЕННЕМ СЕМЕСТРЕ

Все результаты работы представлены в репозитории:

<https://github.com/etu-ai/vpulse>

2.1. Обзор аналогов

Базовым решением неинвазивного измерения пульса является фотоплетизмограмма (PPG). Этот подход требует близкого расположения камеры от кожи человека, но в задаче измерения пульса по лицу ведутся исследования для построения rPPG (remote PPG).

Прежде всего для проведения исследования и разработки необходимо собрать данные для проведения тестирования алгоритмов. В рамках этой задачи были проведены эксперименты и собраны более 20 видеофайлов с записью пульса с помощью пульсометра Polar H10. Существует также ряд открытых баз данных с видео, данными пульса, но все эти данные записаны в лабораторных условиях и не позволяют тестировать алгоритмы при различном освещении и различных движениях человека. Одним из условий постановки экспериментов в открытых базах данных является стационарное расположение испытуемого перед камерой [1-6].

Подходы для получения rPPG можно разделить на 2 основных категории: 1) решения на основе математических методов и фильтрации сигнала, 2) решения на основе нейронных сетей, так как нейронные сети являются универсальными аппроксиматорами.

Для решения задачи с помощью фильтров предложены следующие подходы:

- Вычисление гармонических составляющих [7] и спектра на основе преобразования Фурье или метода Уэлча,
- Применение метода независимых компонент (ICA)[8],
- Фильтрация сигнала фильтром Баттерворта [9-10] и др.

Недостатки подходов:

- с увеличением расстояния искомый сигнал уменьшается, а количество шумов увеличивается [11]
- для работы необходим значительный размер анализируемого окна – от 20 секунд, что является проблемой по следующим причинам:
- 20 непрерывных секунд, где человек сидел совсем без движений зафиксировать крайне сложно в работе, такой интервал сильно уменьшает частоту вычисления новых данных о человеке,
- получение измерений будет с отставанием на 20 секунд
- невозможно гарантировать, что параметры фильтрации (нижняя и верхняя граница полосового фильтра, окно плавающего среднего и др.) идентичны для всех условий, от которых зависит цвет пикселей. Цвет пикселей зависит от:
 - освещенности объекта,
 - психофизиологического состояния человека (смущение с покраснением лица, бледность),
 - движений человека относительно камеры и движение камеры относительно человека.

Методы на основе нейронных сетей:

- end-to-end – на вход нейронной сети изображение, на выходе значение сигнала пульсовой волны [12-14],
- анализ спектра сигнала на изображении [15-16].

2.2. Измерение пульса по видео

Уже доказано, что камера способна фиксировать изменения цвета кожи при наполнении артерий кровью. Именно это лежит в основе оптического метода измерения пульса - получение фотоплетизмограммы [17]. Большинство приборов, использующих этот подход для измерения пульса, требуют непосредственного контакта с кожей и освещения участка кожи, когда

производится съемка фотографий кожи человека. Освещение вспышками света используется для уменьшения шумов от стороннего освещения, которое может меняться, а непосредственная близость устройства к коже для увеличения количества данных, чтобы можно было получить частотные характеристики изменения цвета.

В данной работе решается задача получения пульса оптическим методом, но без предъявления требований к контакту устройства с кожей. Для этого реализован ряд фильтров, чтобы очистить сигнал от шумов и оставить только составляющую пульсовой волны.

Для решения поставленной задачи была разработана программа, состоящая из 5 модулей (см. рис. 1):

- модуль чтения видео с камеры или файла,
- модуль чтения действительных значений пульсовой волны из записанного файла или с данных пульсометра Polar H10 по протоколу bluetooth,
- модуль детекции точек интереса на лице человека, который способен выдавать до 468 точек на лице,
- модуль обработки или вычисления пульсовой волны в каждой полученной точке,
- модуль вывода результата на экран.

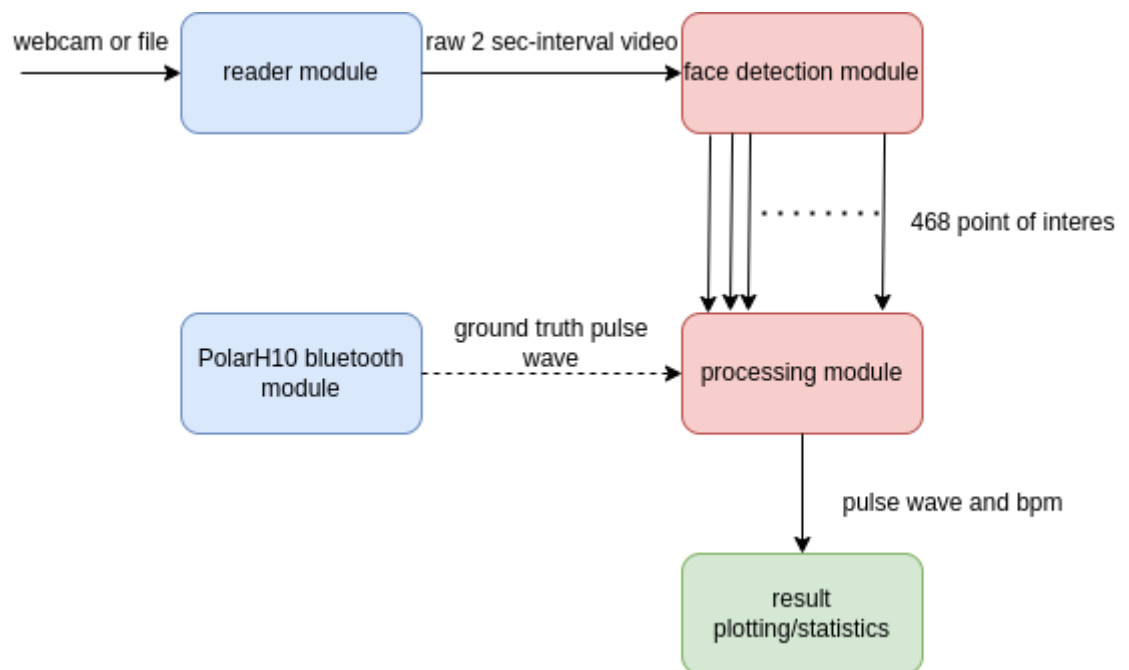


Рис. 1 – Архитектура программного средства определения пульса

Вышеописанные модули реализуют следующую последовательность действий (см. рис. 2): 1) поиска лица человека на видео и накопление непрерывного интервала в 8 секунд для дальнейшей обработки, 2) извлечение точек интереса и фильтрация их по критериям видимости человеку, так как точки на лице могут перекрывать сторонними объектами, 3) обработка всех точек и вычисление пульса.

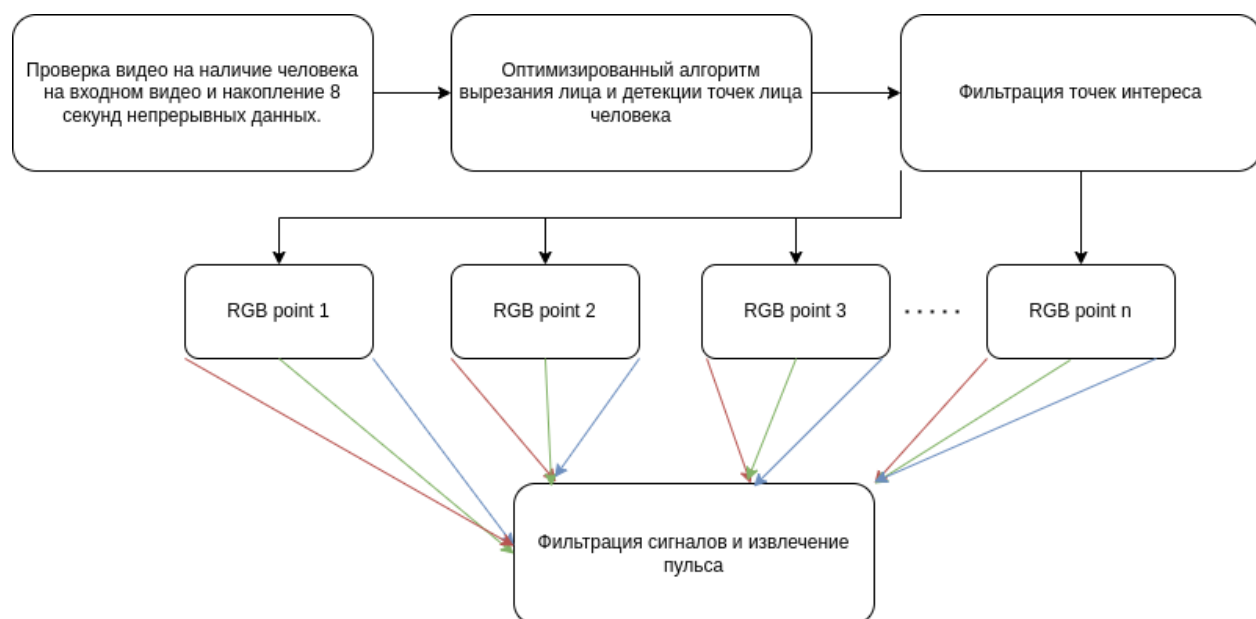


Рис. 2 – Алгоритм обработки данных

На стадии обработки данных происходит:

- Вычисление chrome канала из RGB каналов

- Вычисление независимых компонент из RGB методом ICA
- Применение ко всем сигналам полосового фильтра с отсеиванием частот ниже 42/60 Гц и выше 220/60 Гц, которые соответствуют нижней и верхней границам пульса человека
- Применение фильтра плавающего среднего и фильтра линейного тренда
- Генерация суммы каналов в точках с вычислением лучшего смещения (смещения при котором достигается наилучшая корреляция между сигналами)

Вычисление пульса 3 методами:

- по спектру методом Уелча
- по π -интервалам между пиками
- по количеству пиков в единицу времени

Затем выделяются кластеры точек, которые показывают одинаковые значения пульса

При исследовании кластеров точек выявлено, что одна и та же точка на лице не относится к кластеру, наиболее близкому по значению частоты сердечного ритма, более чем 10 секунд подряд и не более 60% от длины всего видео. Это означает, что ядро кластера, который содержит точки содержащие сигнал наиболее приближенный к реальному, постоянно меняется из-за изменения освещенности и движений человека.

На рис. 3 представлен пример вывода программы, где в нижнем левом углу представлено лицо человека с найденными точками интереса. В правой нижней части экрана представлена таблица с вычислениями пульса по каждому каналу (цвету) в каждой выбранной точке. В данном случае использовались 4 точки: на лбу, на щеках и на носу. В верхней части экрана выводятся графики реального пульса и графики вычисленной пульсовой волны для каждой точки конкретного цвета. В программе можно менять отображаемые сигналы (менять цвет, на основе которого был сгенерирован график, менять точку, откуда сигнал был получен).

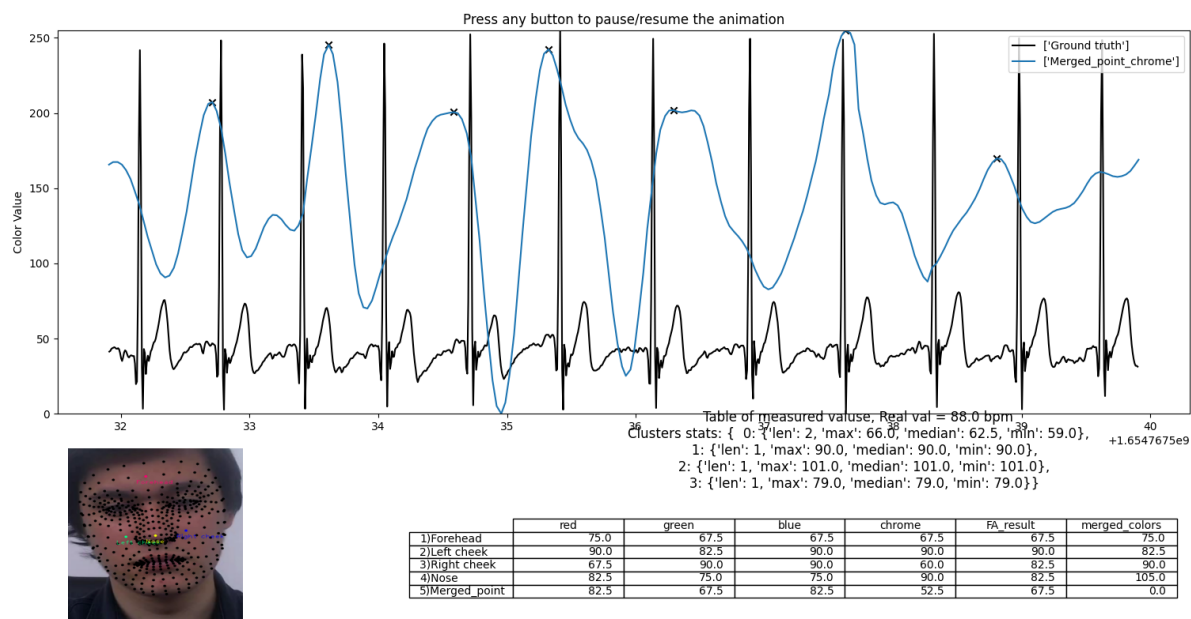


Рис. 3 – Вывод программы

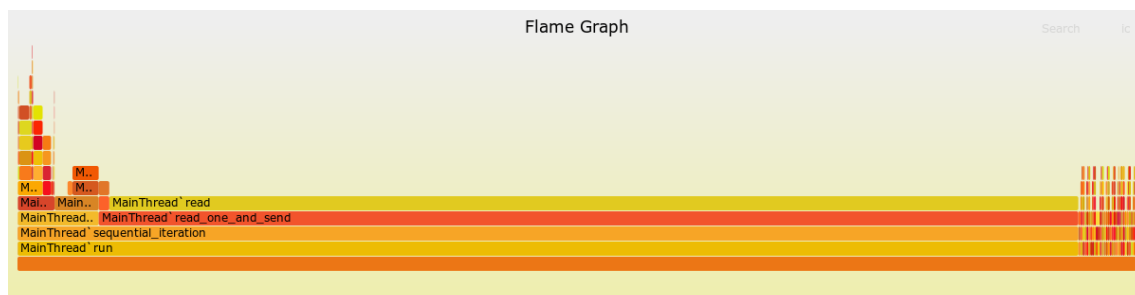


Рис. 3 – FlameGraph

Для поиска мест оптимизации программы был построен FlameGraph (см. рис. 4). Больше всего времени занимает поток чтения данных, а также этапы преобразования изображения из разных форматов, поиск лица.

С целью оптимизации поиска лица изображение уменьшалось в 2 раза, а когда лицо было найдено, то полученные координаты преобразовывались в изначальную систему координат.

2.3. Поиск точек интереса

Колебания цвета в точке связаны прежде всего с движением объекта или камеры, изменением освещения или цвета объекта. Поэтому необходимо искать наилучшие точки кожи человека для измерения пульсовой волны.

Так как объектом является человек, то для системы оценки бдительности наиболее значимыми точками интереса является лоб, шея, руки.

В работе реализован алгоритм поиска точки на лбу и щеках человека.

В качестве точки интереса выбрана область лба, для этого в исходном видео производится поиск лица и глаз человека, чтобы вычислить нужную область. Существуют исследования, который используют данный подход измерения пульса [18].

Затем в области лба выбирается точка, в которой и берутся значения 3х каналов RGB картинки для построения функций изменения цвета. В составленных функция производится поиск локальных максимумов, которые и должны соответствовать ударам сердца.

В основе алгоритма лежит поиск ключевых точек на лице человека с помощью нейронной сети из библиотеки *mediapipe*. Данная библиотека позволяет получать по 468 точек на лице человека.

2.4. Разработка методов оценки точности

Оценка точности является сложной задачей, поскольку необходимо выявить корреляцию между пульсовой волной и каким-то компонентом пикселя.

Для оценки точности данных используется нагрудный пульсометр Polar H10, который использует подход ЭКГ с помощью 2х электродов для измерения пульса. Доказано, что данный пульсометр показывает точность свыше 99% относительно принятым в медицине стандартным ЭКГ с 12 отведениями [19], что позволяет использовать данный сенсор для оценки точности разрабатываемого алгоритма. Программа считывает данные о пульсе с частотой

в 130 Гц, которая является максимальной для данного сенсора. Данные с сенсора накладываются на функции изменения цвета. Для оценки точности алгоритма необходимо точно сопоставлять максимумы и вычислять ошибку. Вычисления этих ошибок также находится в планах.

Выработаны следующие подходы для оценки точности измерения пульса:

- оценка точности для функции изменения цвета усредненной области вокруг точки интереса,
- суммирование каналов пикселя,
- комбинация 2х вышеописанных.

Оценка точности сводится к задаче сопоставления пиков функций цветовых компонент и пульсовой волны. Таким образом для оценки точности можно применить поиск пиков для всех рассматриваемых функций поиск ближайших или анализ с помощью метода Уэлча.

2.5. Результаты оценки точности

Для определения канала с наивысшей точностью были собраны 43375 измерений по видео 12 разных испытуемых. Полная статистика по исследуемым методам представлена в табл. 2. В таблице представлено количество измерений нашим алгоритмом с плавающим окном. Шаг плавающего окна равен 2 секундам. Для измерения пульсовой волны накапливаются 4 интервала по 2 секунды. В качестве оценочных метрик выбраны:

- частота пульса по количеству пиков в функции за единицу времени
- частота пульса по медианному значению rr-интервалов
- по спектрограмме, полученном методом Уелча

Таблица 1 – Результаты оценки точности

Метод	По количеству пиков в интервале времени MAE, bpm	По медиане г-интервалов MAE, bpm	Методом Уелча MAE, bpm
Факторный анализ	11,79	13,55	18,04
Blue канал	12,31	14,12	18,63
Chrome канал	12,19	13,99	18,37
Green канал	12,14	14,04	18,53
Сумма каналов	11,43	12,68	17,65
Red канал	12,20	14,20	18,53
Суммированный по точкам сигнал	По количеству пиков в интервале времени MAE, bpm	По медиане г-интервалов MAE, bpm	Методом Уелча MAE, bpm
Blue канал	11,29	12,37	17,38
Chrome канал	11,11	12,44	17,89
Green канал	11,21	12,35	17,71
Сумма каналов	11,13	11,09	16,85
Red канал	11,18	12,37	17,57

Также эти параметры оценивались и для суммы точек. Суммой точек является сумма сигналов в разных точках с учетом смещения, чтобы достичь наилучшей корреляции. Все значения усреднены между 4 различными точками на лице человека и между всеми измерениями в этих точках.

Усредненные результаты по все видео представлены в табл. 1.

По результатам измерений точности наибольшую точность показывает сигнал, полученный из суммы RGB компонент с учетом смещения и с применением такой же суммы между сигналами всех 4 точек, в которых проводилось измерение. Метод Уелча показывает наихудший результат, так как частота дискретизации спектральной функции в данных измерениях составляет 0.125 Гц, что дает большую ошибку в измерениях.

Таблица 2 – Таблица измерений алгоритма для каждого видео

№ видео	Количество измерений	Средний пульс испытуемого	Метод (цветовой канал)	По количеству пиков в интервале времени MAE, bpm	По медиане gg-интервалов MAE, bpm	Методом Уелча MAE, bpm
1	5173	80,65	Факторный анализ	8,36	9,81	17,76
			Blue канал	8,60	10,32	18,09
			Chrome канал	8,51	10,20	17,93
			Green канал	8,51	10,27	18,02
			Сумма каналов	7,96	8,67	17,10
			Red канал	8,54	10,34	18,22
2	175	77,05	Факторный анализ	9,41	11,01	18,30
			Blue канал	9,40	11,00	18,04
			Chrome канал	9,73	11,76	18,21
			Green канал	9,82	12,03	17,99
			Сумма каналов	8,96	10,01	16,86
			Red канал	9,64	11,83	18,84
3	5205	91,21	Факторный анализ	10,58	9,29	23,48
			Blue канал	10,09	9,15	23,55
			Chrome канал	10,18	9,23	23,60
			Green канал	10,23	9,27	23,63
			Сумма каналов	11,14	9,27	23,46
			Red канал	10,22	9,35	23,64
4	4900	75,51	Факторный анализ	10,18	12,59	16,67
			Blue канал	10,62	13,22	16,98
			Chrome канал	10,67	13,31	16,99
			Green канал	10,59	13,23	17,18
			Сумма каналов	9,49	11,28	15,82
			Red канал	10,69	13,32	17,06
5	8	88,14	Факторный анализ	8,36	8,14	20,15

			Blue канал	10,64	8,94	23,26
			Chrome канал	9,08	6,86	20,10
			Green канал	8,43	7,00	22,15
			Сумма каналов	10,40	9,61	24,58
			Red канал	9,57	9,33	21,03
6	5512	65,77	Факторный анализ	13,59	17,49	14,40
			Blue канал	14,35	18,39	14,98
			Chrome канал	14,41	18,42	14,84
			Green канал	14,50	18,49	15,02
			Сумма каналов	12,44	15,89	13,13
			Red канал	14,35	18,32	15,02
7	5959	87,05	Факторный анализ	11,52	14,20	17,61
			Blue канал	11,99	14,85	18,08
			Chrome канал	12,00	14,84	18,00
			Green канал	11,94	14,83	18,05
			Сумма каналов	10,66	12,62	16,76
			Red канал	11,84	14,72	17,95
8	5235	78,70	Факторный анализ	9,37	10,83	17,89
			Blue канал	9,61	11,30	18,42
			Chrome канал	9,58	11,25	18,25
			Green канал	9,56	11,26	18,17
			Сумма каналов	9,06	9,87	17,33
			Red канал	9,67	11,33	18,44
9	2094	70,45	Факторный анализ	11,80	15,42	13,25
			Blue канал	12,80	16,69	14,03
			Chrome канал	12,65	16,58	14,02
			Green канал	12,67	16,59	13,97
			Сумма каналов	10,55	13,75	12,15
			Red канал	12,71	16,67	13,86
10	2597	65,07	Факторный анализ	14,96	18,97	13,62

			Blue канал	15,81	19,94	14,26
			Chrome канал	15,81	19,83	14,23
			Green канал	15,71	19,90	14,14
			Сумма каналов	13,81	17,43	12,41
			Red канал	15,64	19,70	14,21
11	1670	97,99	Факторный анализ	15,56	12,60	29,33
			Blue канал	14,98	12,25	29,16
			Chrome канал	15,01	12,32	29,67
			Green канал	14,92	12,21	29,33
			Сумма каналов	16,42	13,30	29,78
			Red канал	14,76	12,18	29,30
12	4847	63,53	Факторный анализ	17,76	22,30	14,04
			Blue канал	18,87	23,40	14,69
			Chrome канал	18,70	23,28	14,61
			Green канал	18,76	23,36	14,70
			Сумма каналов	16,29	20,45	12,44
			Red канал	18,71	23,26	14,75

Показанные результаты хуже, чем показатели аналогов. MAE ошибка рассмотренных аналогов варьируется от 2 до 10 ударов в минуту в зависимости от данных, на которых происходили изменения, и в зависимости от конкретного алгоритма. Низкая точность связано с изменчивыми условиями записи видео, а также высокой продолжительностью видео, где необходимо постоянно следить за человеком. В собранных данных длина каждого видео достигает 3-4 часов, в то время как у аналогов длительность видео составляет 10-15 минут или менее.

3. План работы на осенний семестр

Так как разработанные и проанализированные подходы недостаточны для получения результатов высокой точности в сложных условиях (при плохой освещенности и постоянных движениях человека), то планируется разработать нейросетевое решение.

Для разработки этого решения необходимо выполнить следующие задачи:

- 1) Собрать собственные данные в наилучших условиях для обучения первичной модели
- 2) Разработать подход для обучения НС в различных условиях
- 3) Разработать архитектуру НС
- 4) Провести оценку точности моделей на основе открытых баз данных

Существует множество разных подходов для предобработки и аугментации данных, при обучении НС необходимо иметь сбалансированный набор данных, чтобы избежать переобучения сети в определенных ситуациях.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате работы был проведен анализ существующих алгоритмов и программных средств для определения пульсовой волны по видео человека. Существующие аналоги достигают высокой точности на записанных в лабораторных условиях данных. При фиксированном хорошем освещении и отсутствии резких движений человека возможно достигать точности в ± 2 удара в минуту.

Разработан подход на основе метода независимых компонент и суммирования сигналов с использованием метода вычисления смещений сигналов друг относительно друга для достижения наивысшей корреляции. Разработана программа для проведения исследований алгоритмов определения пульса, а также прототип программы определения пульсовой волны по видео лица человека.

Разработанная программа была протестирована на более чем 6 часах различных данных 12 различных испытуемых. Точность решения достигла $\pm 11,09$ ударов в минуту в сложных условиях измерения, когда на видео появляются посторонние люди, недостаточная освещенность.

Для улучшения точности программного средства определения пульса планируется разработка методики обучения нейронной сети, как универсального аппроксиматора. Данный подход позволит не подбирать параметры фильтров сигнала, а обучить НС фильтровать пульсовой сигнал с изображений от шумов, связанных с освещением, движением человека, изменением цвета кожи по физиологическим причинам.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Li, X., Alikhani, I., Shi, J., Seppanen, T., Junttila, J., Majamaa-Voltti, K., ... Zhao, G. (2018). The OBF Database: A Large Face Video Database for Remote Physiological Signal Measurement and Atrial Fibrillation Detection. 2018 13th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition (FG 2018). doi:10.1109/fg.2018.00043
2. Hernandez-Ortega, J., Daza, R., Morales, A., Fierrez, J., & Tolosana, R. (2020). Heart Rate Estimation from Face Videos for Student Assessment: Experiments on edBB. 2020 IEEE 44th Annual Computers, Software, and Applications Conference (COMPSAC).
3. Stricker, R., Muller, S., & Gross, H.-M. (2014). Non-contact video-based pulse rate measurement on a mobile service robot. The 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication.
4. Melchor Rodríguez, A., & Ramos-Castro, J. (2018). Video pulse rate variability analysis in stationary and motion conditions. BioMedical Engineering OnLine, 17(1). doi:10.1186/s12938-018-0437-0
5. Nowara, E. M., Marks, T. K., Mansour, H., & Veeraraghavan, A. (2018). SparsePPG: Towards Driver Monitoring Using Camera-Based Vital Signs Estimation in Near-Infrared. 2018 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW).
6. Meziatisabour, R., Benezeth, Y., De Oliveira, P., Chappe, J., & Yang, F. (2021). UBFC-Phys: A Multimodal Database For Psychophysiological Studies Of Social Stress. IEEE Transactions on Affective Computing, 1–1. doi:10.1109/taffc.2021.3056960
7. Amruta Pai, Ashok Veeraraghavan, and Ashutosh Sabharwal. CameraHRV: Robust measurement of Heart Rate Variability using a Camera. Conference: Optical Diagnostics and Sensing XVIII: Toward Point-of-Care Diagnostics. February 2018.

8. Donghao Qiao, Farhana Zulkernine, Raihan Masroor, Roshaan Rasool, Nauman Jaffar. Conference: 2021 22nd IEEE International Conference on Mobile Data Management (MDM). June 2021.
9. Gudi, A., Bittner, M., & van Gemert, J. (2020). Real-Time Webcam Heart-Rate and Variability Estimation with Clean Ground Truth for Evaluation. *Applied Sciences*, 10(23), 8630. doi:10.3390/app10238630
10. Fukunishi, M., Kurita, K., Yamamoto, S., & Tsumura, N. (2018). Video Based Measurement of Heart Rate and Heart Rate Variability Spectrogram from Estimated Hemoglobin Information. 2018 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW). doi:10.1109/cvprw.2018.00180
11. Song, R., Zhang, S., Cheng, J., Li, C., & Chen, X. (2020). New insights on super-high resolution for video-based heart rate estimation with a semi-blind source separation method. *Computers in Biology and Medicine*, 116, 103535. doi:10.1016/j.compbimed.2019
12. Ewa M. Nowara, Daniel McDuff, and Ashok Veeraraghavan. Systematic analysis of video-based pulse measurement from compressed videos. *Biomedical Optics Express* Volume 12(1); 2021 Jan 1.
13. Brian L. Hill; Xin Liu; Daniel McDuff. Beat-to-Beat Cardiac Pulse Rate Measurement From Video. 2021 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision Workshops (ICCVW). Montreal, BC, Canada.
14. Yu, Z., Peng, W., Li, X., Hong, X., & Zhao, G. (2019). Remote Heart Rate Measurement From Highly Compressed Facial Videos: An End-to-End Deep Learning Solution With Video Enhancement. 2019 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision (ICCV). doi:10.1109/iccv.2019.00024
15. Hsu, G.-S., Ambikapathi, A., & Chen, M.-S. (2017). Deep learning with time-frequency representation for pulse estimation from facial videos. 2017 IEEE International Joint Conference on Biometrics (IJCB). doi:10.1109/btas.2017.8272721
16. Song, R., Chen, H., Cheng, J., Li, C., Liu, Y., & Chen, X. (2021). PulseGAN: Learning to Generate Realistic Pulse Waveforms in Remote

Photoplethysmography. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 25(5), 1373–1384. doi:10.1109/jbhi.2021.3051176

17. Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), R1–R39. doi:10.1088/0967-3334/28/3/r01

18. Gudi, A., Bittner, M., Lochmans, R., & van Gemert, J. (2019). Efficient real-time camera based estimation of heart rate and its variability. In *Proceedings - 2019 International Conference on Computer Vision Workshop, ICCVW 2019* (pp. 1570-1579). [9022193] (*Proceedings - 2019 International Conference on Computer Vision Workshop, ICCVW 2019*). <https://doi.org/10.1109/ICCVW.2019.00196>

19. Gilgen-Ammann, R., Schweizer, T., & Wyss, T. (2019). RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise. *European Journal of Applied Physiology*. doi:10.1007/s00421-019-04142-5