

Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное агентство по образованию
Федеральное государственное образовательное учреждение высшего
профессионального образования «Санкт-Петербургский государственный
университет»

Математико-механический факультет

Кафедра Системного Программирования

Николаев Александр Игоревич

Фильтрация низкочастотных временных колебаний цвета на видео

Магистерская диссертация

Допущена к защите.

Зав. кафедрой:

док. физ.-мат. наук, проф. Терехов А. Н.

Научный руководитель:

кан. физ.-мат. наук, доц. Вахитов А. Т.

Рецензент:

Гуревич Л. С.

Санкт-Петербург

2014

SAINT-PETERSBURG STATE UNIVERSITY

Mathematics&Mechanics Faculty

Department of Software Engineering

Alexander Nikolaev

Low frequency temporal color variations in videos

Master's Thesis

Admitted for defence.

Head of the chair:

Prof. Andrey N. Terehov, Ph. D.

Scientific supervisor:

Doc. Alexander T. Vakhitov, Ph. D.

Reviewer:

Lev S. Gurevich

Saint-Petersburg

2014

Содержание

1	Введение	5
2	Постановка задачи	8
3	Методология	8
4	Обзор	9
4.1	Алгоритмы подсчета пульса	12
4.1.1	EVM	14
4.1.2	Подсчет на базе алгоритма JADE	15
4.2	Алгоритмы фильтрации сигналов на базе разреженного представления	17
4.2.1	OMP	18
4.2.2	Пороговое отсечение	22
5	Численные эксперименты	29
5.1	Съемки	30
5.2	Синтетические данные	30
5.3	Экспериментальный стенд	32
5.4	Методика обработки	33
6	Результаты экспериментов	35
6.1	Синтетические данные	35
6.2	Обработка съемок	35

6.2.1	Алгоритм EVM	35
6.2.2	Подсчет на базе алгоритма JADE	37
6.2.3	Алгоритмы на базе разреженного представления . . .	38
6.2.3.1	Алгоритм OMP	43
6.2.3.2	Алгоритм порогового отсеечения	43
7	Выводы	48
7.1	Анализ существующих алгоритмов	48
7.2	Сравнение алгоритма на базе OMP и порогового отсеечения .	49
7.3	Анализ предложенного алгоритма	50
7.4	Результаты работы	50
8	Благодарности	52
9	Список литературы	53

1 Введение

Фильтрация низкочастотных колебаний цвета на видео представляет из себя деятельность направленную на избавление видеофрагментов или их участков от колебаний цвета происходящих чаще некоторого порогового значения. При этом, в зависимости от области применения, такая фильтрация может осуществляться разными способами и быть полной или частичной. Важным применением методов временной фильтрации является вычисление пульса по видео.

Пульс — синхронное с сокращением сердца периодическое расширение кровеносных сосудов, видимое глазом и определяемое на ощупь [1]. Частота пульса является важной характеристикой живых существ. Его ритмика позволяет получить данные касательно работы сердца, психофизиологического состояния человека, его настроения и самочувствия. Возможность получения данных о характеристике работы сердечной мышцы в реальном времени и за продолжительные периоды имеет широкое применение в разных отраслях. Эти данные могут быть использованы в медицинских целях для получения информации о самочувствии больных или состоянии здоровья новорожденных детей; в ситуациях, где может быть важно психоэмоциональное состояние человека — скажем, при кредитном интервью; с целью анализа состояния водителей или операторов тяжелой техники. В зависимости от целей получения значений пульса, может быть важно измерять его без влияния на состояние и возможность действий объекта измерений или же таким образом, чтобы он не знал о факте измерения. Долговременное измерение пульса человека в спокойных условиях может быть источником данных для анализа его нормального состояния и способствовать ранней диагностике заболеваний или состояний, способствующих отклонению значений сердечного ритма без необходимости проведения дополнительных исследований.

Существует широкий спектр способов измерения пульса — от простейших, например, пальпации на артериях — до сложных программно-аппаратных комплексов, позволяющих кроме пульса так же получить и другие характеристики физиологического состояния. Наиболее точные ре-

зультаты измерений пульса получаются при использовании контактных методов измерений. При наличии возможности и необходимости в получении широкого диапазона данных касательно самочувствия пациента может применяться электрокардиография [15]. Более простой и дешевой методикой является пульсоксиметрия [7, 24], позволяющая измерять пульс на протяжении продолжительного времени.

Контактные методы, однако, представляют неудобство для пациентов, часто ограничивают их автономность и вызывают раздражение на коже, поэтому актуальной является задача бесконтактного измерения пульса. Наиболее распространённым методом бесконтактного измерения является оптический, при котором производится анализ видеосигнала, содержащего в себе изображения изучаемого объекта. Возможность использования самых разных источников для видео — как специальных установок, так и подручных средств [10, 18, 16] — приводит к необходимости разработки алгоритмов анализа изображения, позволяющих должным образом отфильтровать широкий диапазон шумов без присутствия какой-либо дополнительной информации касательно природы измеряемого пульса. Существующие решения — алгоритмы EVM, предложенный Wu. *et al.* [29] и алгоритм предложенный Poh. *et al.* [22] на базе JADE [32] недостаточно хорошо справляются с данной задачей, либо получая слишком большие погрешности в условиях высокого уровня зашумления, либо требуют детальных предположений касательно возможного диапазона значений пульса. При этом, необходимо учитывать, что априорные знания касательно измеряемого пульса могут быть, в общем случае, лишь агрегированные и что источники видео для анализа часто могут предоставлять только изображение в градациях серого, а не цветное.

В настоящее время широкое распространение получили техники фильтрации сигналов на базе разреженных представлений. За счёт существования базиса, в котором сигнал может быть представлен в разреженном виде, алгоритмы позволяют эффективно избавляться от шумов в видео и на изображениях [36, 37, 38]. Методы разреженного представления позволяют создавать и реализовывать очень простые алгоритмы фильтрации. Возможность такой реализации алгоритма фильтрации позволяет говорить

о его работе в реальном времени.

2 Постановка задачи

Задачей данной работы является реализация устойчивого к шумам алгоритма фильтрации низкочастотных временных колебаний видео.

Принимая конечный сигнал $y(t)$ как $y(t) = x(t) + v(t)$, где $x(t)$ есть истинный сигнал, а $v(t)$ есть шум, определим отфильтрованный сигнал как $\hat{x} = F(y(t), p)$, где $F(y(t), p)$ есть некоторый алгоритм фильтрации сигнала $y(t)$, а p есть параметр данного алгоритма фильтрации (возможно, пустой).

Задача фильтрации, таким образом, формализуется как

$$\rho(\hat{x}(t), x(t)) \rightarrow \min \quad (1)$$

Подсчет пульса производится путём изучения графика изменения интенсивности сигнала и подсчета пиков на нём.

3 Методология

В рамках достижения поставленной задачи необходимо:

1. Исследовать возможность применения алгоритмов подсчета пульса, используемое оборудование, существующие методы и их ограничения.
2. Провести сравнительный анализ существующих алгоритмов низкочастотной временной фильтрации, в том числе на базе разреженных представлений.
3. Предложить новый алгоритм подсчета пульса и сравнить его с существующими.
4. Провести анализ качества работы алгоритмов при ухудшении качества видео.

4 Обзор

Типичная схема подсчета пульса включает в себя четыре этапа, последовательно реализуемых с целью получения сигнала о сердцебиении. Первым таким этапом является стабилизация рассматриваемого изображения. Самой большой проблемой для стабилизации при неподвижности человека является движение, вызванное осуществлением дыхательной функции. Движение, вызываемое самим сердцебиением, проявляется гораздо меньше. Стабилизация может производиться с помощью разных методик, напрямую зависящих от природы анализируемого сигнала, и существует несколько подходов, удовлетворительно работающих на видео с натуральными непрерывными движениями человека [28, 5]. Рассмотрение данного вопроса лежит за пределами данной работы.

Второй этап заключается в идентификации той части изображения, которая представляет интерес для анализа. Такая идентификация может происходить как в автоматическом [16, 18], так и в ручном режиме [29], кроме того, в зависимости от размера, освещенности изображения и самого изображенного предмета разнятся подходы к тому, какая именно видимая область лучше подходит для подсчета пульса. Кроме физиологических соображений, присутствуют и ограничения, связанные с обстоятельствами съемки — слишком темные или светлые участки (говорящие о возможном превышении реальным изображением пределов допустимой яркости), блики, окрашенные поверхности и прочие изменения естественного вида кожных покровов могут представлять из себя нерепрезентативные для анализа регионы. Детальное рассмотрение данного вопроса так же лежит вне пределов этой работы. На рис. 1 проиллюстрирован выбор референтной области. Необходимые части изображения должны включать в себя только кожу, не иметь затемнённых или слишком светлых участков или иных предметов.

Третий этап — фильтрация полученного сигнала. После получения репрезентативных данных необходимо извлечь из них информацию касательно пульса, для чего необходимо выделить сигналы, имеющие к нему отношение, и отделить их от прочих. Фильтрацию можно производить как беря во внимание физические характеристики пульса, так и не делая этого.

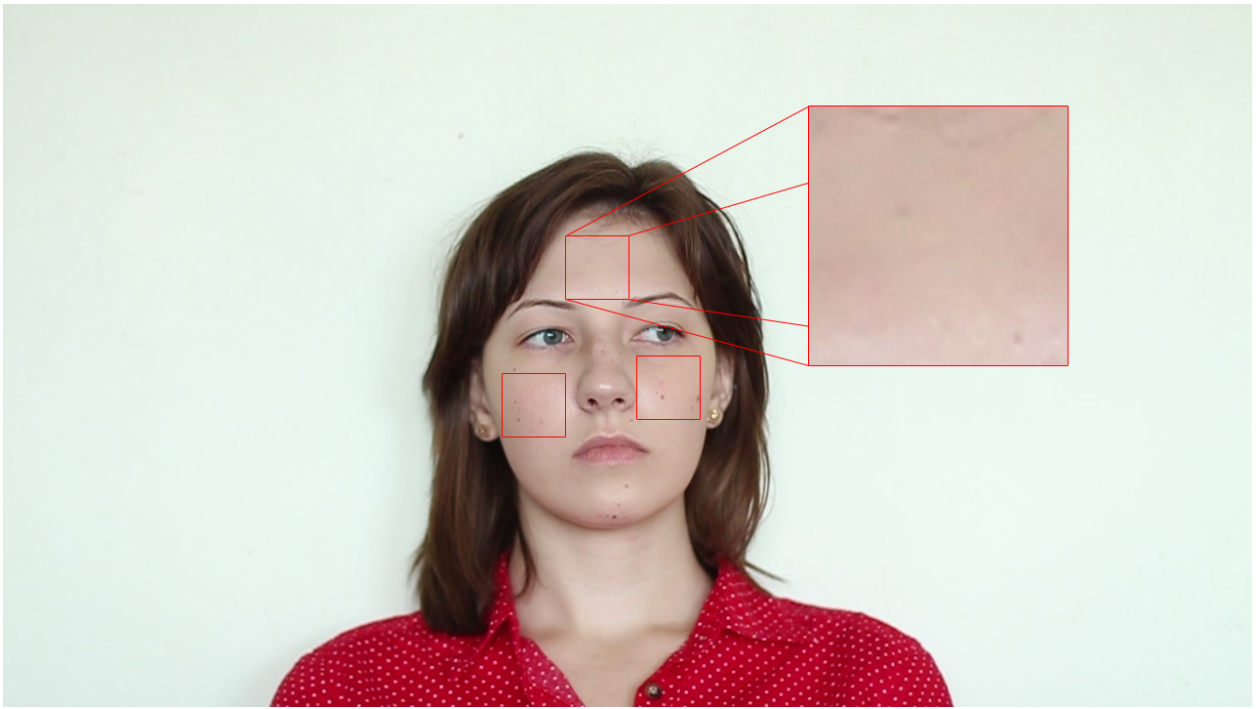


Рис. 1: Выбор референтной области на кадре из видео.

С точки зрения частотной фильтрации релевантной является следующая таблица значения пульса в зависимости от возраста исследуемого[9]:

У младенцев (до одного месяца)	70–190 ударов в минуту,
У малышей (от месяца до года)	80–160 ударов в минуту,
У детей от года до двух	80–130 ударов в минуту,
У детей трех–четырёх лет	80–120 ударов в минуту,
У детей пяти–шести лет	75–115 ударов в минуту,
У детей семи–девяи лет	70–110 ударов в минуту,
У детей старше десяти лет, у взрослых	60–100 ударов в минуту.

Исходя из этих данных, можно делать определенные предположения о природе сигнала, которые могут быть полезны при фильтрации. Для осуществления фильтрации многомерный набор пискелей в каждый момент времени (для каждого временного отсчета, то есть кадра) сигнал переводится в одномерный, как проиллюстрировано на рис. 2. Более детально алгоритмы фильтрации при бесконтактных оптических измерениях будут рассмотрены ниже.

Последним этапом является подсчет пульса по подготовленным первыми тремя этапами данным. Все рассматриваемые алгоритмы проводят

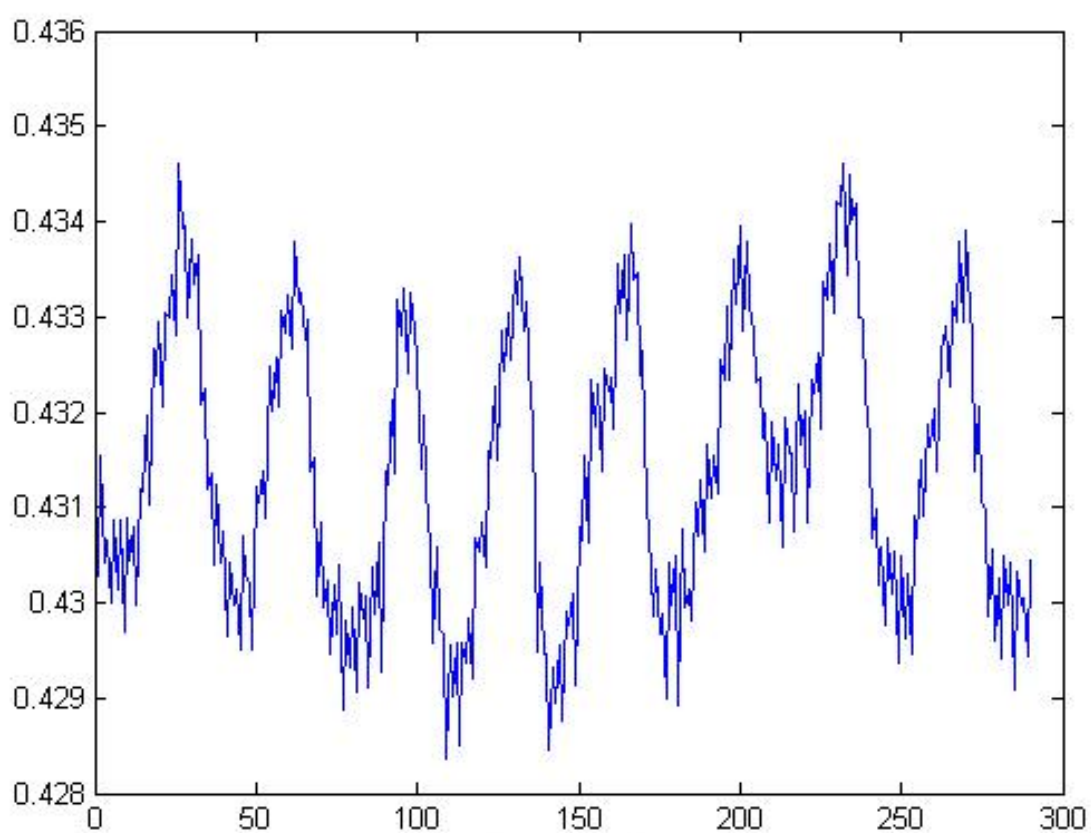
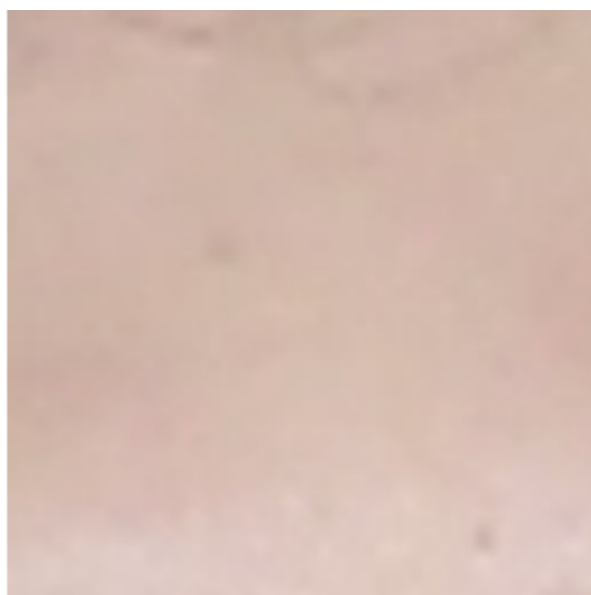


Рис. 2: Преобразование двухмерной референтной области в одномерный сигнал. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

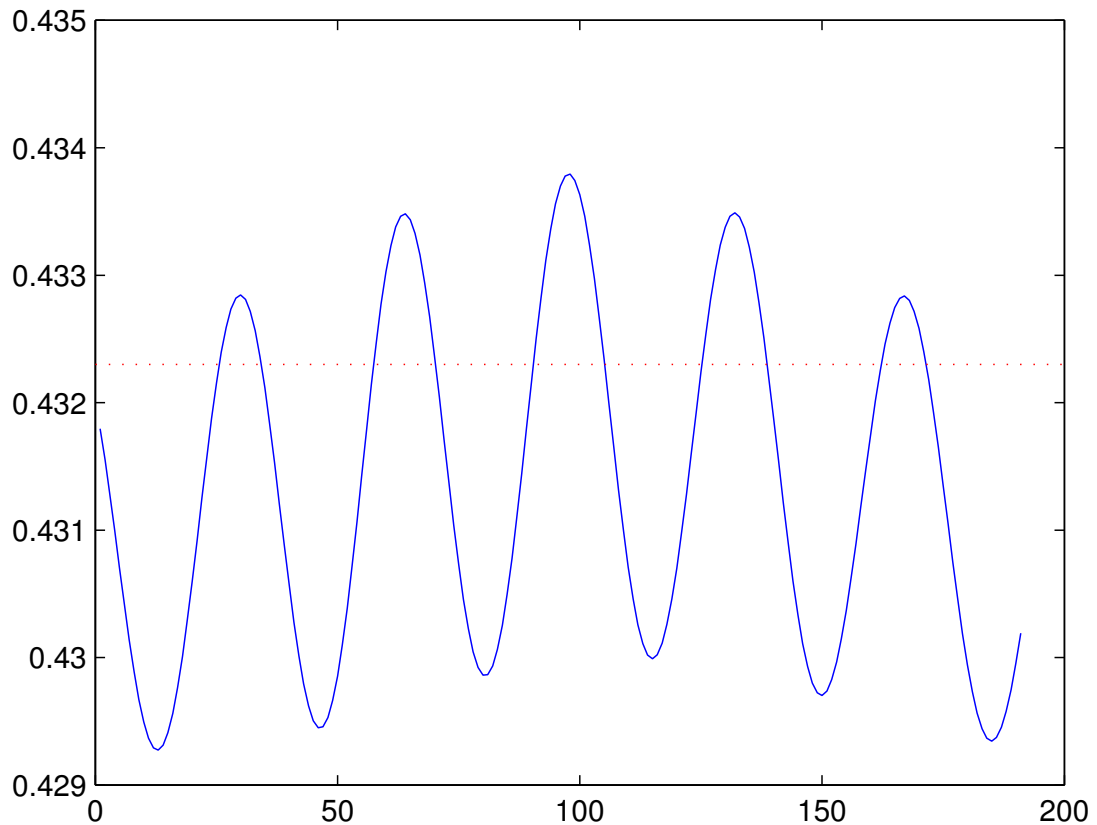


Рис. 3: Подсчет количества пиков на графике после фильтрации. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

подсчет однообразно, путём подсчета количества пиков на графике сигнала от времени после фильтрации. Схожая методология подсчета позволяет единообразно сравнивать разные механизмы фильтрации. Рис. 3 иллюстрирует осуществление подсчета в ручную. При автоматизации процесса измерений, это действие выполняется в программном модуле.

4.1 Алгоритмы подсчета пульса

Специализированные средства измерения пульса построены на базе физиологических явлений, тесно связанных с сердцебиением — изменением состояния электромагнитных полей (электрокардиография)[15] и изменением уровня гемоглобина в крови, влияющего на поглощение кожей света определенного частотного диапазона (пульсоксиметрия)[7, 24]. Базовая методология работы таких устройств не подразумевала программируемой ло-

гики — они лишь отражали факт сердцебиения, подсчет за какое-то время осуществлялся человеком. Кроме того, такое оборудование получает данные не только о факте сокращения сердечной мышцы, но и информацию о том, как именно это сокращение происходило и о другой информации касательно состояния здоровья объекта изменений. В настоящее время такого рода устройства содержат в себе программируемую логику, которая в разрезе измерения пульса заключается в фильтрации и подсчете по сигналу. В силу высокой специализированности и приоритета точности измерений над удобством пользования, условия для фильтрации и подсчета создаются хорошие (их результат является целью работы прибора и в случае недостаточного качества сигнала оператор может воздействовать на установку до получения желаемого результата) и используемые алгоритмы не представляют особого интереса.

Кроме специализированных инструментов, пульс так же можно измерять средствами, которые изначально для этого не были предназначены. Каждый из таких методов измерений опирается на конкретные физиологические феномены. Такие методы можно широко поделить на две группы — контактные и бесконтактные. Контактные методы, в свою очередь, могут опираться на разные явления. Одним из примеров может служить использование акселерометра в мобильном телефоне[17], базирующееся на том, что сокращение сердечной мышцы ведёт за собой наблюдаемое движение, которое можно зарегистрировать с помощью мобильного телефона, хорошо закреплённого на теле. Такой метод, однако, не очень удобен в силу необходимости крепления телефона, доставляющего дискомфорт и мешающего его прямому назначению, кроме того, у него есть трудности при работе в полевых условиях. Другие примеры контактного метода измерения базируются на использовании указательного пальца, которым необходимо коснуться камеры аппарата[11, 23, 14]. В некоторых случаях так же используется механизм подсветки от телефона в виде штатной вспышки. Такие методы позволяют получать данные по алгоритмам, схожим с пульсоксиметрией, описанной выше. Они, однако, требуют постоянного внимания от исследуемого, неподвижности указательного пальца на устройстве и не позволяют пользоваться телефоном штатным образом.

Основной работы бесконтактных методов измерения пульса является феномен изменения цвета кожи в зависимости от ударов сердца. Человеческий глаз не воспринимает изменения цвета кожи, вызываемые пульсом, в силу того, что он приспособлен для восприятия большего диапазона изменений цвета в том диапазоне, в котором кожа людей может менять цвет[12]; однако, такие измерения могут быть запечатлены, при необходимости усилены для большей иллюстративности[29] и исследованы. Удобство таких методов проявляется в их неинвазивности (объект исследования может и не знать, что его пульс измеряется — это может способствовать получению более репрезентативных данных при необходимости не афишировать факт измерений), возможности обрабатывать существующие видеозаписи, которые изначально для этого не были предназначены, возможности получения результатов в реальном времени, простоте и возможности получения данных за продолжительные периоды времени (можно проводить измерения пульса работающего за персональным компьютером человека[22] в течение рабочего дня или же водителя за рулём[30]). Такие методы, однако, требуют сложной фильтрации входящего сигнала, детали которой представляют интерес.

4.1.1 EVM

Одним из бесконтактных методов является Eulerian Video Magnification[29], широко использующий характеристики человеческого пульса. Данный метод, в применении к измерению пульса, состоит из:

- Децимации анализируемой области изображения с помощью Гауссовой пирамиды[31];
- Применении идеального фильтра в диапазоне 0.5–1.1Гц. Границы этого диапазона определяются частотными характеристиками пульса, приведенными выше, и Теоремой Котельникова[2]. При этом производится перевод видео из формата RGB в формат NTSC (если оно в нём не было изначально) и рассматривается первый канал, содержащий информацию о яркости изображений.

- Подсчета значений по пикам получаемого одномерного сигнала.

Производимая фильтрация позволяет получить плавный сигнал с ярко выраженными пиками. На рис. 5 приведен пример графика яркости сигнала в исследуемой зоне изображения после применения алгоритма EVM.

Такой подход может иметь ограниченное применение в ситуации, когда объектом исследования является младенец или ребёнок, однако для взрослого в состоянии покоя он позволяет получить вполне приемлемые результаты — это связано с приведенными выше характеристиками ожидаемой частоты пульса. В случае, если реальная частота пульса находится вне этих рамок, качество подсчета будет падать.

4.1.2 Подсчет на базе алгоритма JADE

Другой существующий метод фильтрации — JADE[22] — основан на применении разложения методом независимых компонент к нормализованному RGB сигналу, получаемого из размытого изображения референтной части кадра. Представляя значения красного, зеленого и синего цвета как $x_1(t)$, $x_2(t)$ и $x_3(t)$, соответственно,

$$x'_i = \frac{x_i(t) - \mu_i}{\sigma_i} \quad (2)$$

для каждого $i = 1, 2, 3$ описывает нормализацию для каждого канала, где μ есть среднее значение, а σ — стандартное отклонение. Таким образом, метод работы алгоритма заключается в следующем:

- Нормализация входного RGB сигнала по каждой из компонент.
- Полученный нормализованный трехканальный сигнал раскладывается методом независимых компонент[32] на три новых сигнала.
- Из полученных компонент выбирается одна, соответствующий характеристикам пульса. На рис. 6 этот сигнал отмечен, как вторая компонента разложения. Данный сигнал подбирается, исходя из наибольшей мощности в диапазоне частот от $\frac{3}{4}$ Гц до 4Гц после преобра-

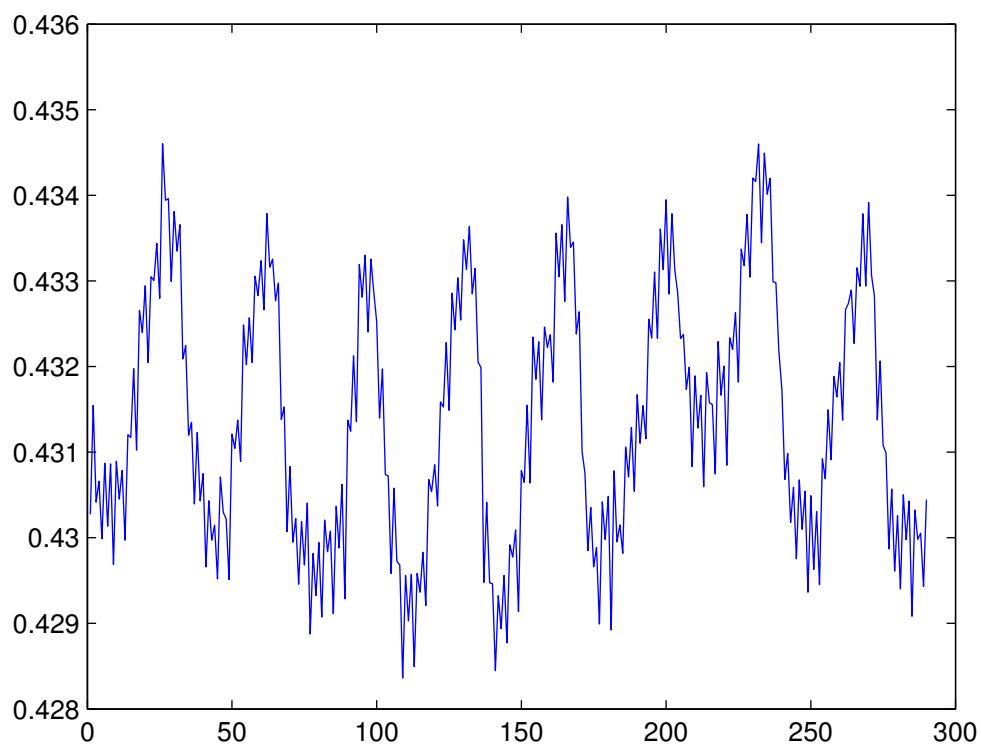


Рис. 4: Сингал-источник после обработки референтной области. Этот сигнал подаётся на вход алгоритма EVM. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

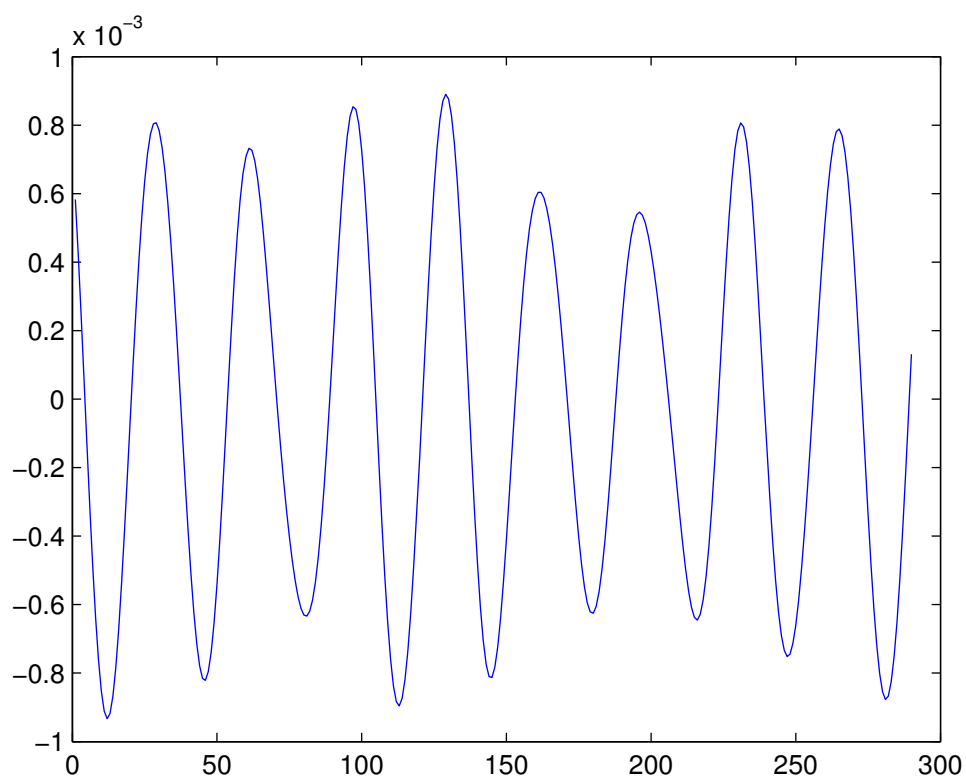


Рис. 5: Пример графика интенсивности сигнала по результатам работы алгоритма EVM. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость по отношению к средней, в долях единицы. 16

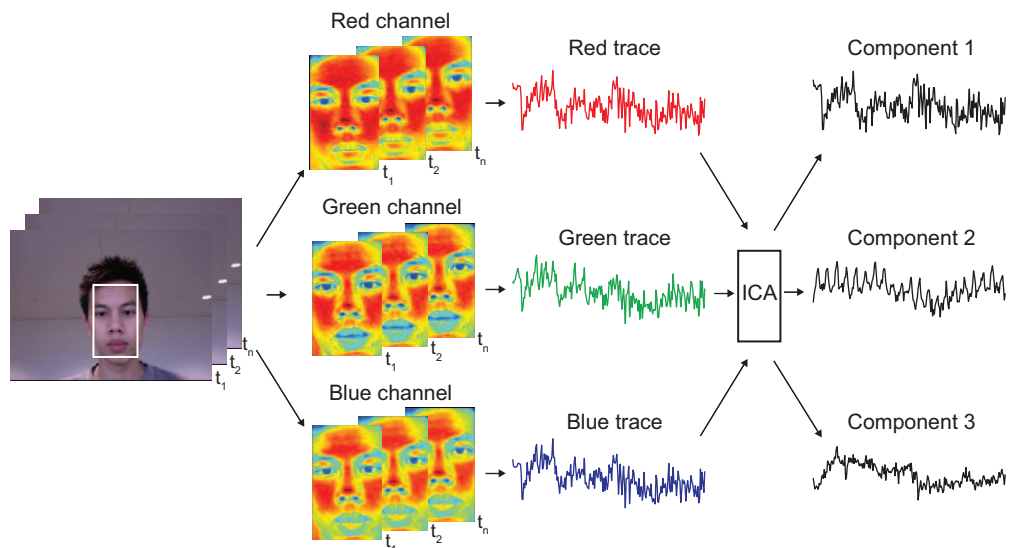


Рис. 6: Иллюстрация работы алгоритма JADE, приведена в [22]

зования Фурье. Для измерения пульса обычно подходит вторая компонента получающегося таким образом разложения.

- Из выбранной компоненты восстанавливается сигнал, по которому ведётся подсчет.

Кроме того, с целью борьбы с шумами, проводится анализ текущего значения пульса и накладывается ограничение на его максимальное изменение за одну секунду видео.

4.2 Алгоритмы фильтрации сигналов на базе разреженного представления

Разреженные представления широко представлены в изображениях и явлениях, встречающихся в природе. Касательно видео, резкие изменения освещенности или цвета не характерны для природных явлений и, обычно, являются результатом человеческой деятельности. Такого рода активности, однако, часто можно выделить на фоне природных явлений и не принимать во внимание. Соответственно, можно предположить, что на видео будет представлено несколько основных частот, одна из которых будет весьма близким (с точностью до шума съемки и физиологических задержек) отображением кардиоваскулярной активности. Принимая во внимание от-

носительное постоянство пульса и диапазон его значений, можно применить методы фильтрации на основе разреженного представления путем представления существующих в видео сигналов в разреженном виде. Формализация таких методов может быть определена следующим образом:

$$\begin{cases} y \in \mathbb{R}^n, x \in \mathbb{R}^m, A \in \mathbb{R}^{n \times m} \\ y = Ax \\ \|x\|_0 \rightarrow \min, \end{cases} \quad (3)$$

где y есть изначальный сигнал, вектор x его разреженное представление, а A — матрица преобразования, удовлетворяющая условию $n < m$. $\|x\|_0$ есть число ненулевых компонент разреженного представления. Задачей различных методов разреженной фильтрации является поиск таких условий разреженного представления, при котором некоторые из компонент отражают пульс. На рис. 7 такой компонентой является 1Гц, говорящая о пульсе 60 ударов в минуту.

Исходя из диапазона значений пульса можно сделать вывод, что компоненты сигналов с частотой выше 5Гц не могут в нормальных условиях нести информации о нём; однако, многие шумы могут находиться в этом диапазоне. Отфильтровывание частот выше 5Гц, таким образом, не должно мешать подсчету пульса, но может помогать задаче построения разреженного представления, особенно в условиях высокой зашумлённости.

4.2.1 ОМР

Алгоритм ОМР представляет из себя методологию построения сжатого сигнала из зашумленных отсчетов с помощью подхода CoSaMP[19]. Это жадный алгоритм поиска разложения, параметрами которого являются K_{target} — целевое количество ненулевых отсчетов и остаток — разница, между построенным алгоритмом разреженным сигналом и исходным. Алгоритм работает, в зависимости от заданного параметра, либо до момента, когда остаток становится меньше заданной величины, либо же до момента построения сигнала с K_{target} ненулевых компонент. После построения раз-

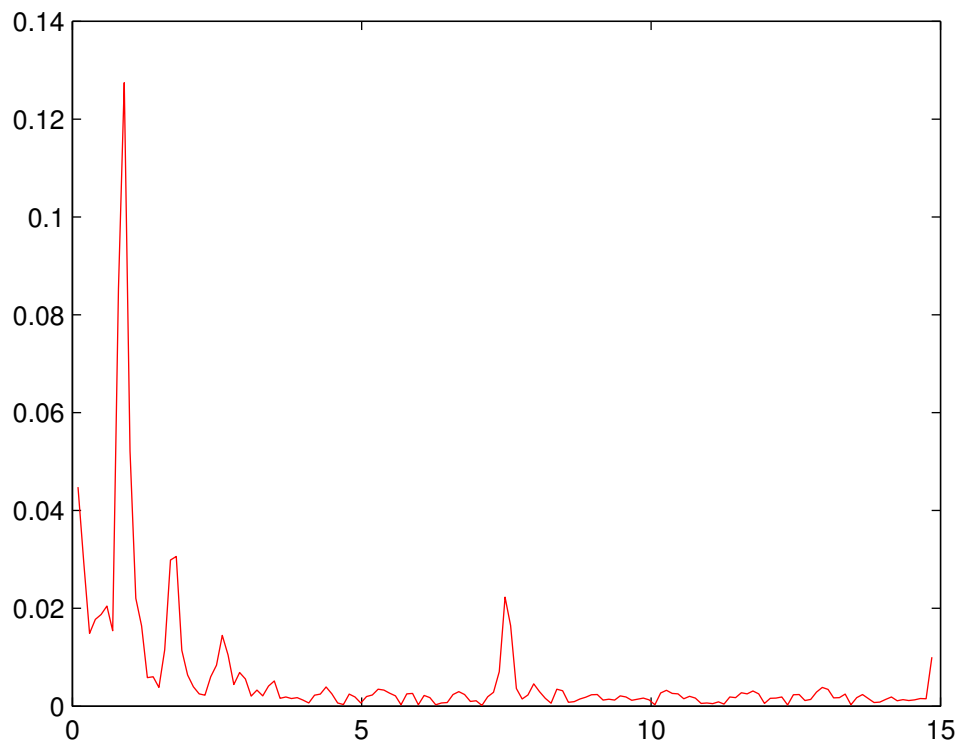


Рис. 7: Пример явно выраженных компонент в разреженном представлении. Ось абсцисс: частотный диапазон изображения, разделенный на равные интервалы. Ось ординат: мощность спектра дискретного преобразования Фурье.

реженного представления производится восстановление отфильтрованного сигнала, приближенно равного исходному.

Использование данного алгоритма для подсчета пульса следует следующему алгоритму:

- По существующему одномерному сигналу и значению K_{target} производится построение разреженного представления сигнала.
- Этот процесс зависит от случайного зерна CoSaMP и даёт разные, но похожие результаты при каждом запуске.
- Из разреженного построения изначального сигнала восстанавливается отфильтрованный сигнал.
- Производится подсчет пульса путём исчисления пиков отфильтрованного сигнала.

Для задачи фильтрации применительно к поиску сердцебиения в видеосигнале осуществляется перебор входного параметра алгоритма CoSaMP, K_{target} , указывающего на предполагаемое количество значащих сигналов в анализируемом видео. Использовать для этих целей величину остатка нецелесообразно. Слишком малые значения K_{target} не дают возможности восстановить какую-либо информацию, в то же время перебор больших значений K_{target} может занимать продолжительное время, но не более $O(N \log^2 N)$, где N есть количество кадров. Слишком большие значения K_{target} могут приводить нахождению сигналов не существующих в природе, но являющихся проявлением шумов. Таким образом, использование алгоритма OMP требует нахождения для референтных условий съемки параметра K_{target} , решения задачи представления сигнала в виде разреженного представления с его использованием и подсчета количества пиков при восстановлении данного разреженного сигнала. Как указано выше, для упрощения условий работы алгоритма можно применять фильтрацию сигналов с частотой выше 5Гц. Это приводит к тому, что входной сигнал для работы алгоритма становится более разреженным и уменьшает референтное K_{target} для тех же самых условий съемки. В качестве примера можно сравнить рис. 8 и рис. 9.

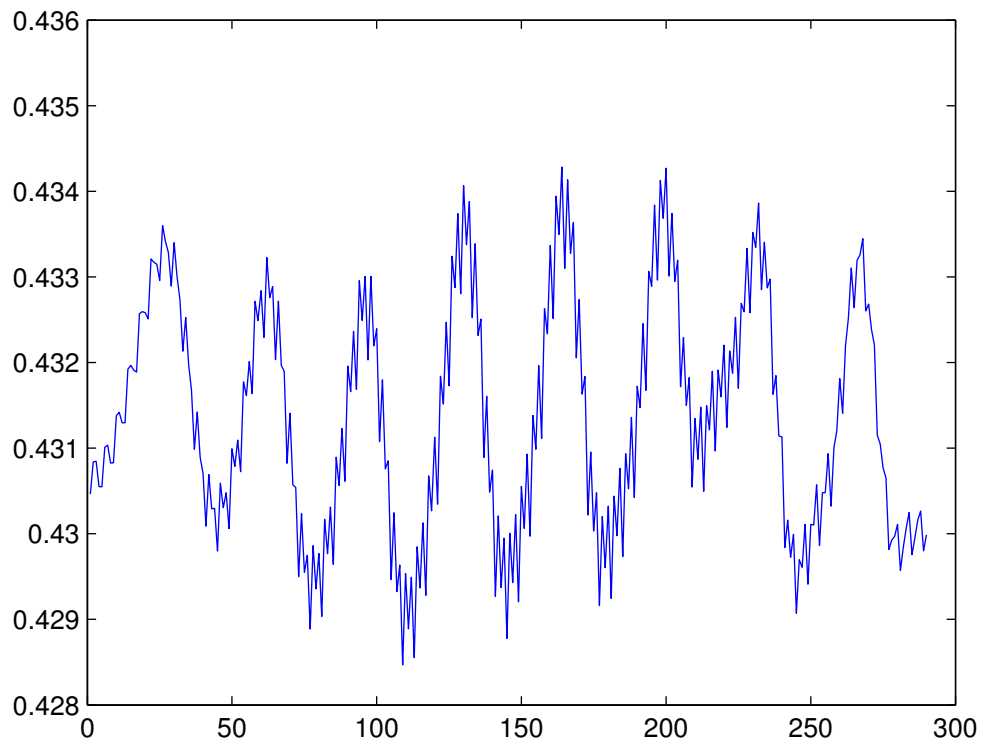


Рис. 8: Результат представления сигнала в разреженном виде с параметром $K_{target} = 20$. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

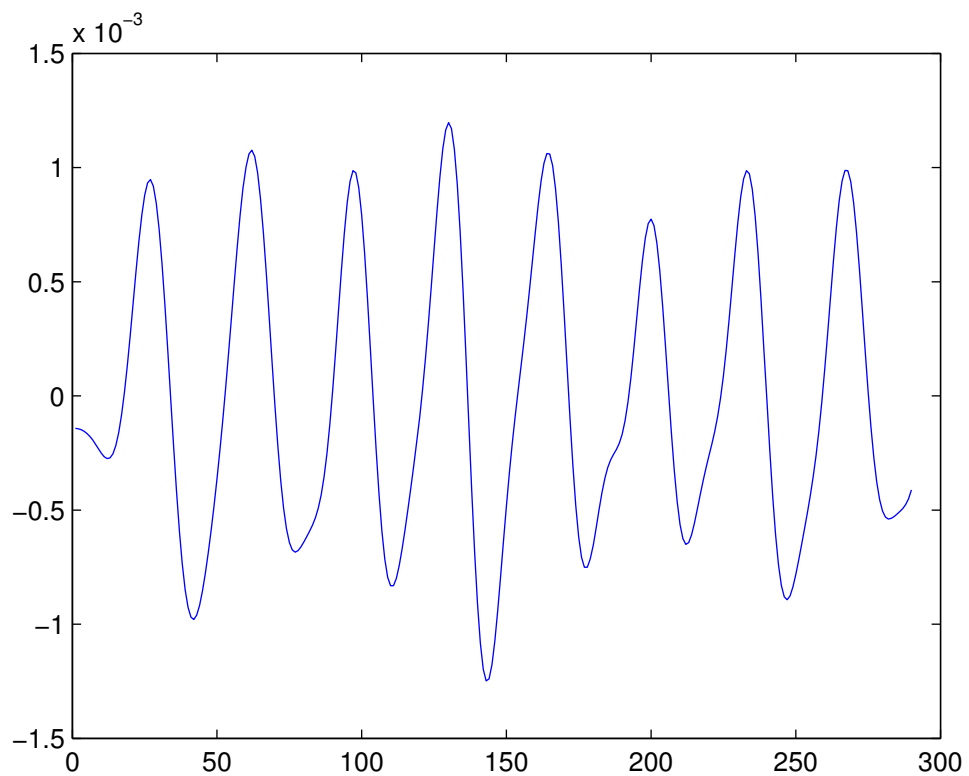


Рис. 9: Результат представления сигнала в разреженном виде с параметром $K_{target} = 15$ и предварительной фильтрацией выше 5Гц. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

4.2.2 Пороговое отсечение

Задача представления анализируемого сигнала разреженным образом может быть решена и с другой стороны. На этом основывается подсчет с использованием алгоритма порогового отсечения, заключающимся в следующем:

- Строится обратимое преобразование (в нашем случае — дискретное косинусное) исходного сигнала с количеством отсчетов равным количеству кадров;
- Обнуляются отсчеты со значением по модулю меньше некоторого порога K ;
- Обраным первому преобразованием (в нашем случае — обратным дискретным косинусным, по сути — линейной комбинацией базовых векторов с измененными значениями в отсчетах в качестве коэффициентов) восстанавливается отфильтрованный изначальный сигнал;
- Производится подсчет пульса.

Такой подход основывается на том, что энергия шумов мала относительно значащих сигналов и, подобрав должным образом коэффициент K (зависящий от природы съёмки) возможно избавляться от шума и выделить имеющее отношение к интересующим сигналам (в данном случае — сердечной активности). Эффективным себя показало использование дискретного косинусного преобразования. Данное преобразование проще дискретного преобразования Фурье, порождает только вещественные значения и может быть реализовано на FPGA для работы в реальном времени.

Для того же сигнала-источника, изображенного на рис. 4 результат дискретного косинусного преобразования будет выглядеть как на рис. 27 (первый отсчет со значением 7.4844 не показан с целью улучшения восприятия), отфильтрованный по $K = 0.006$ результат преобразования изображен на рис. 11 (первый отсчет так же скрыт, его значение неизменно), а восстановленный сигнал будет как на рис. 12. Можно сравнить эти преобразования с теми, что получаются при предварительной фильтрации выше

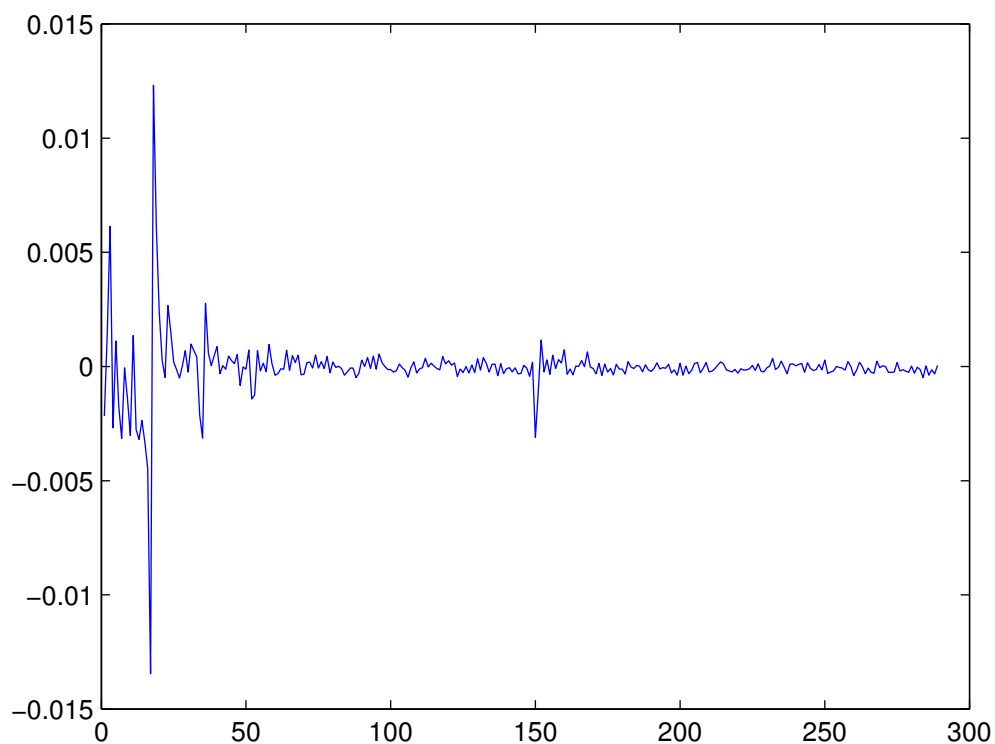


Рис. 10: Результат обработки сигнала дискретным косинусным преобразованием. Значение первого отсчета, равное 7.4844, не показано. Ось абсцисс: номер кадра (отсчета). Ось ординат: безразмерный коэффициент отсчета

уровня 5Гц с помощью рис. 28, рис. 14 и рис. 15 и убедится, что результаты одинаковы при том, что в данном случае, при минимизации количества высокочастотных шумов, результаты преобразования зримо отличаются.

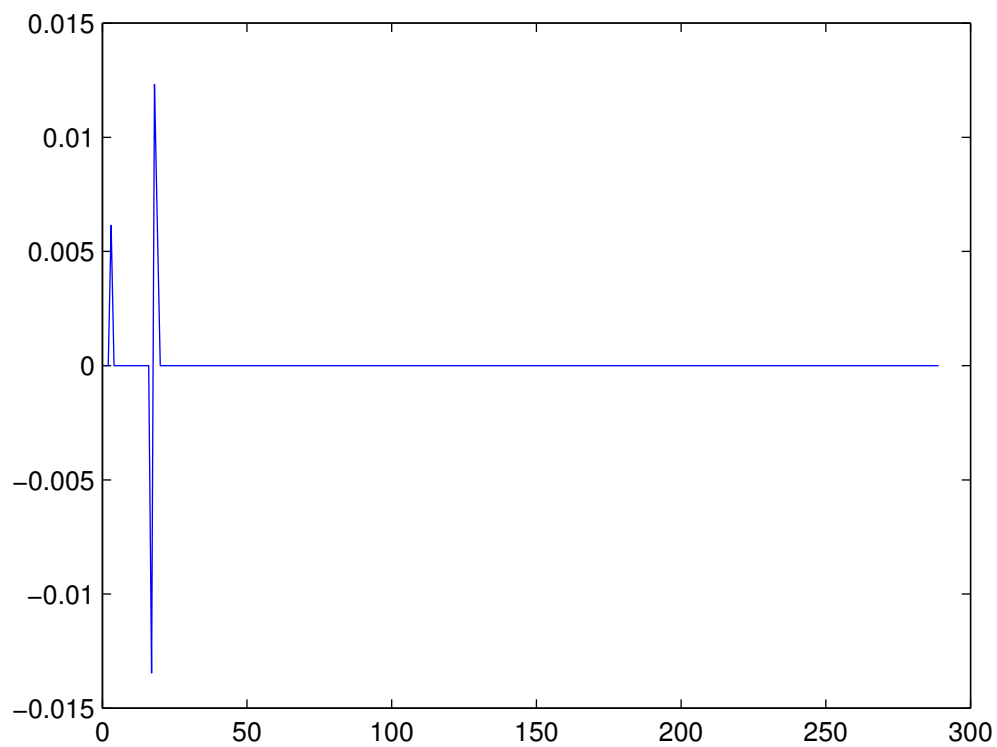


Рис. 11: Результат обработки сигнала дискретным косинусным преобразованием после обнуления всех значений, меньших по модулю, чем $K = 0.006$. Значение первого отсчета, равное 7.4844, не показано. Ось абсцисс: номер кадра (отсчета). Ось ординат: безразмерный коэффициент отсчета

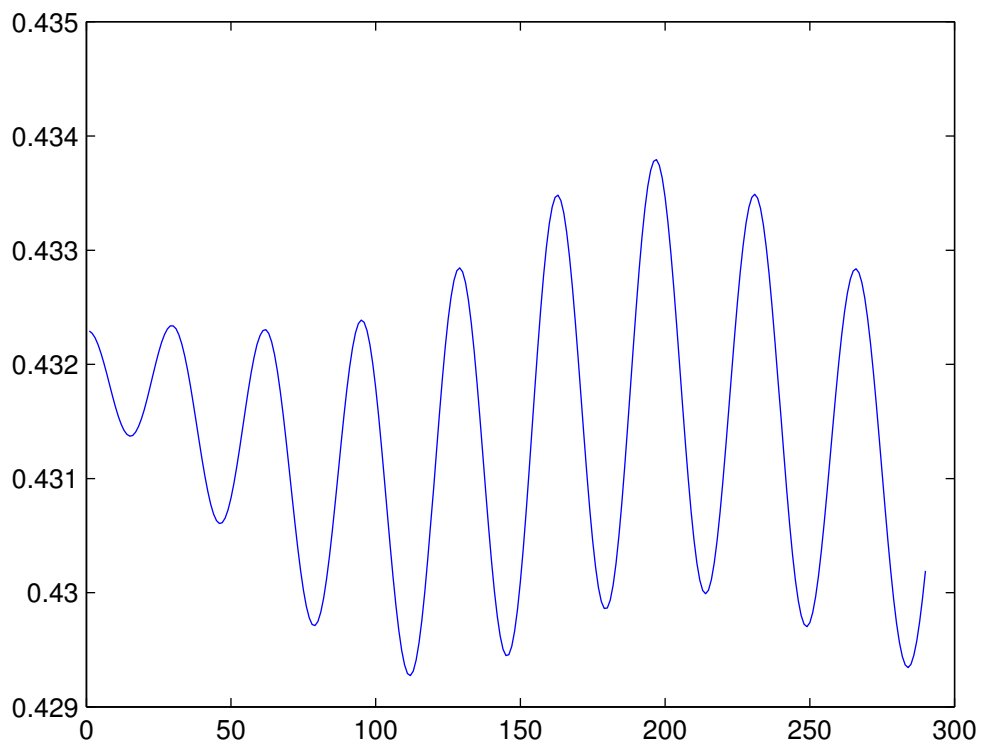


Рис. 12: Результат восстановления изначального сигнала после дискретного косинусного преобразования и обнуления всех значений, меньших по модулю, чем $K = 0.006$. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

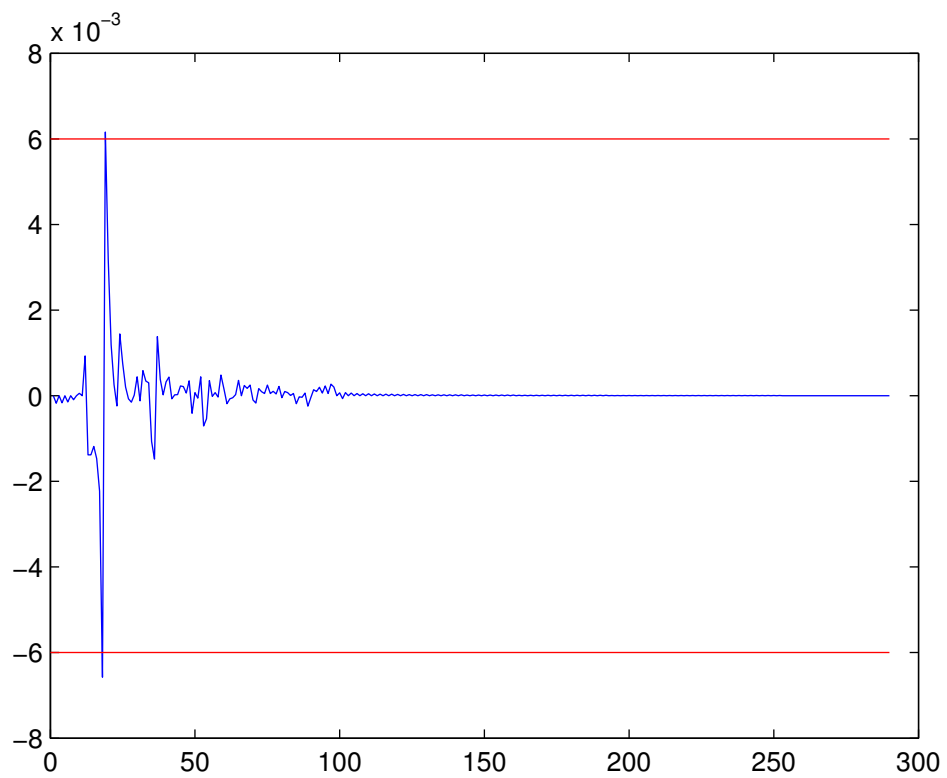


Рис. 13: Результат обработки отфильтрованного выше 5Гц сигнала дискретным косинусным преобразованием. Линии показывают значения отсчетов меньше $K = 0.006$ по модулю. Ось абсцисс: номер кадра (отсчета). Ось ординат: безразмерный коэффициент отсчета

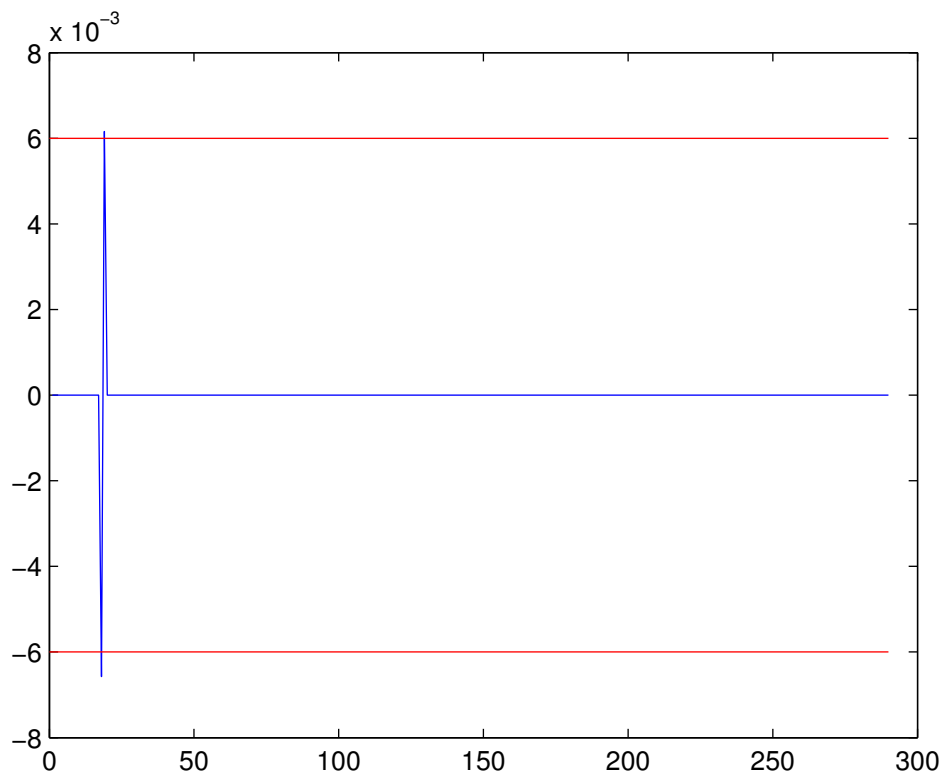


Рис. 14: Результат обработки отфильтрованного выше 5Гц сигнала дискретным косинусным преобразованием после обнуления всех отсчетов, меньших по модулю, чем $K = 0.006$. Линии показывают значения отсчетов меньше $K = 0.006$ по модулю. Ось абсцисс: номер кадра (отсчета). Ось ординат: безразмерный коэффициент отсчета

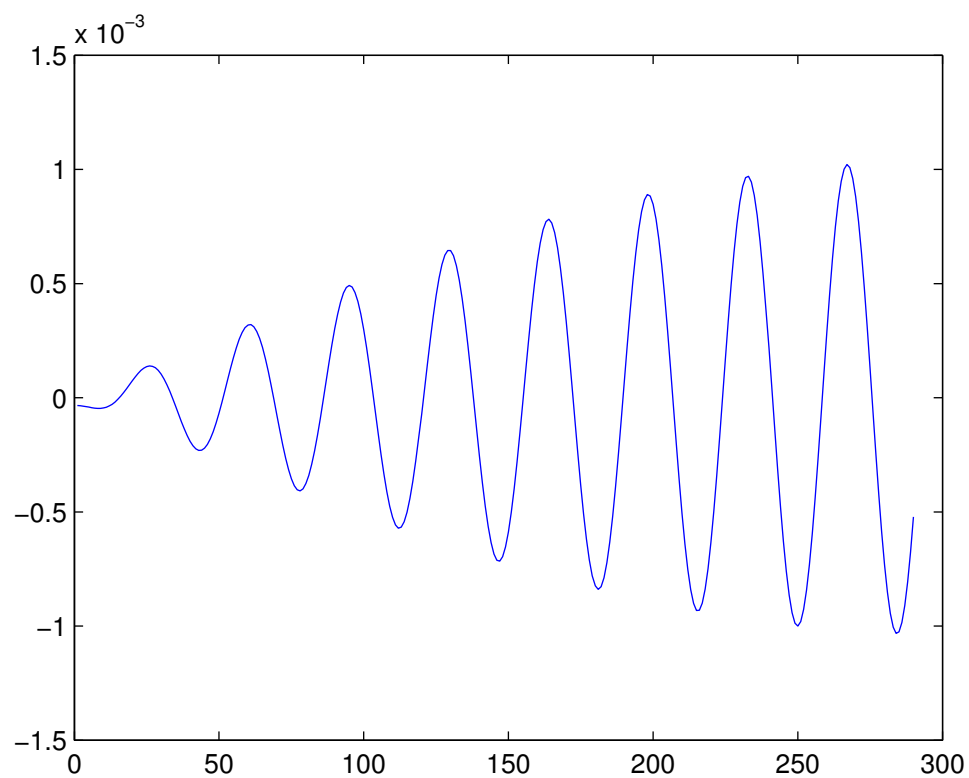


Рис. 15: Результат восстановления изначального сигнала после фильтрации выше 5Гц, дискретного косинусного преобразования и обнуления всех значений, меньших по модулю, чем $K = 0.006$. Ось абсцисс: номер кадра. Ось ординат: яркость в долях от единицы.

5 Численные эксперименты

Для проверки работы существующих алгоритмов и описанного выше алгоритма порогового отсеечения были проведены численные эксперименты, представляющие из себя съемки живых объектов исследования и обработку полученных видеофрагментов на специально разработанном экспериментальном стенде. По причине отсутствия у автора оборудования для измерения пульса, валидация результатов проводилась следующим образом:

- Выделение референтной области;
- Спектральный анализ видеофрагмента на предмет наличия в нём признаков пульса;
- Использование идеального фильтра для отсеечения помех;
- Ручной подсчет пиков на изображении.

Возможность использования такого подхода была подтверждена [29] и при проведении экспериментов, лежащих за пределами данной работы. Кроме собственноручно снятых видео, так же использовались фрагменты из [29] с целью отсеечения артефактов оборудования и тестирования качества стабилизации.

В рамках проведения экспериментов проводились следующие действия:

- Стабилизация снятых видео с целью сравнения подсчета пульса на них относительно нестабилизированных видео. Провести подсчет на отдельных видео не проведя стабилизации не представилось возможным.
- Зашумление с разными уровнями шума с целью оценить стабильность работы алгоритмов на зашумлённых данных.

- Фильтрация частот выше 5Гц. Таким образом, каждый зашумлённый отрывок давал два сигнала для анализа — с фильтрацией выше 5Гц и без неё.
- Фильтрация каждым из описанных алгоритмов с разными параметрами, при их наличии.
- Подсчет пульса.

5.1 Съёмки

Съёмки осуществлялись на фотоаппарат Canon 650D, с использованием объектива Canon EF $f1.4$ с фиксированным фокусным расстоянием в 50мм. Съёмки проводились при естественном солнечном свете, в пасмурную погоду и искусственном освещении люминисцентных ламп. Нормирование интенсивности освещения не проводилось. Для проведения съёмок объект исследования располагался сидя или стоя около стены, которая служила фоном. Фотоаппарат помещался на штатив с располагался таким образом, чтобы лицо объекта съёмки располагалось бы в центре кадра, как на рис. 16 и рис. 17. Съёмки производились с ручной настройкой баланса белого, выдержки и фокуса, производимыми один раз перед началом записи с частотой 25 или 50 кадров в секунду. Сохранялись отрезки длиной не менее полминуты, при этом начало и конец видео обрезались в силу влияния движения вызванного началом и окончанием съёмки. Присутствующие на съёмках женщины несли на себе некоторый макияж.

5.2 Синтетические данные

Для проверки работы алгоритма EVM с сигналами, частота в которых может быть за пределами предварительно определенных границ фильтрации, были созданы синтетические сигналы с заранее известными характеристиками. В качестве источника была использована простая непрерывная периодическая функция. Её значения были определены на $Fs * StopTime$ количестве отсчетов, где $StopTime$ это время в секундах,



Рис. 16: Пример кадра со съёмки



Рис. 17: Пример кадра со съёмки

если бы это было бы видео, а F_s это количество кадров в секунду в той же парадигме. В качестве одного из параметров функции была взята моделируемая частота пульса, F_c . После исчисления отсчетов, к каждому из них был добавлен случайный шум, заметно влияющий на получающийся сигнал. При дальнейшей обработке с помощью алгоритма EVM его параметры выбирались таким образом, чтобы F_c находилась бы вне их. Такое состояние соответствует ситуации, когда частота пульса находится вне диапазона фильтрации EVM.

5.3 Экспериментальный стенд

Обработка видеофрагментов производилась на виртуальной машине под управлением 64-х битной OS Windows Server 2008 с 16Гб ОЗУ, восемью ядрами Intel Xeon X5650, работающими на частоте 2.67ГГц и 160Гб места на жестком диске, развернутой в среде виртуального облака Pilgrim. Разработка программного кода велась на виртуальной машине под управлением 64-х битной OS Windows 7 с 2Гб ОЗУ, одним ядром Intel Core i7 3520M, работающем на частоте 2.9ГГц и 50Гб места на жестком диске, развернутой в среде Virtual Box на ноутбуке MacBook Pro. Разработка велась в среде MATLAB[33], версии R2013a (8.1.0.604) Синхронизация программного кода между данными точками разработки осуществлялась с помощью Git, проект доступен по <https://github.com/ainikolaev2013/Master-s>. Синхронизация видео, построенных в среде MATLAB представлений видео, данных о результатах производилась с помощью Google Drive посредством стандартных клиентов.

Стенд позволяет обрабатывать видео в полуавтоматическом режиме — после выбора референтной области на выбранном видео, производится вырезание этой области, зашумление с заданными уровнями шума, применение всех фильтров, подсчет пульса и сохранение результатов. Кроме результатов измерения пульса так же сохранялись спектральные характеристики видео, его зашумленных и отфильтрованных вариантов. Для коротких отрезков так же производилось сохранение зашумлённых видео, делать это для более длинных не представилось возможным в силу ограничений

по пространству на жестком диске. В рамках поиска значений K , K_{target} и сравнения алгоритмов, проводился перебор возможных значений K в зависимости от длины видео, K_{target} в зависимости от условий съемки. Так же перебирался диапазон границ фильтра для алгоритма EVM. Значения этих параметров сохранялись при записи подсчитанных значений пульса.

5.4 Методика обработки

Первичные видео проверялись на приемлемость к использованию путём построения спектра сигнала в референтных точках. Этот процесс позволял отсеивать те записи или части записей, которые оказывались слишком светлыми или темными. Кроме того, отсеивались записи на которых объект исследования слишком сильно двигался (поворачивал голову, махал ею), те, на которых было невозможно выбрать достаточно большую область кожного покрова для исследования (она могла быть закрыта волосами или третьими предметами) и те, которые невозможно было стабилизировать. Скорее всего, эти отрезки утрачены не безвозвратно и их можно использовать, но на практике быстрее оказывалось повторить съемки в заданных условиях.

Каждое исследуемое видео обрезалось в начале и конце, чтобы избавиться от движения, связанного с началом и концом съемки. После этого оно кадрировалось с целью ускорения обработки и разрезалось на части длиной не менее 30 секунд. Следующим шагом являлась идентификация референтных областей 64 на 64 пикселя на коже исследуемого объекта, которые бы не содержали в себе бровей, глаз, бликов или прочих помех (см. рис. 1). Дальнейшие действия проводились в автоматическом режиме.

Каждому запуску всей цепочки действий присваивался свой runID, определяемый минутой запуска по маске ууууyddmmHHMM. Исходя из вырезанной части изображения, строилась матрица Stack в MATLAB, хранящая покадрово значения в каждом из трёх каналов RGB, производилось зашумление аддитивным Гауссовым шумом (77 разных значений шума с варьируемым шагом), после чего зашумленные матрицы сохранялись в свои отдельные файлы в формате данных MATLAB, имена которых отражали

уровень шума и то, из какой матрицы они были сделаны. По этим файлам производилась фильтрация алгоритмом порогового отсека (60 значений K), EVM (три значения для нижней границы фильтра и четыре для верхней), JADE и OMP (перебор значений K_{target} от 1 до 40). Фильтрация строилась по сигналу полученному из файла и по сигналу полученному из файла с отфильтрованными частотами выше 5Гц. Результаты сохранялись отдельно для каждого файла, отдельно для всех видео обработанных с одним runID и в центральную точку, которая синхронизировалась между обеими используемыми рабочими станциями.

6 Результаты экспериментов

6.1 Синтетические данные

Алгоритм OMP стабильно находил реальное количество отсчетов, причем делал это с $K_{target} = 1$. Такой результат не зависел от наличия фильтрации частот выше 5Гц и согласуется с теорией, в силу того, что синтетические данные были сгенерированы одной функцией. Отклонения от референтного значения наблюдались не более, чем на один удар (при референтном значении в 1500).

Алгоритм порогового отсека так же подсчитывал правильный пульс, однако делал это с ошибкой большей, чем у OMP при отсутствии фильтрации частот выше 5Гц (отклонения до тридцати трёх ударов). Фильтрация частот выше 5Гц приводила к тому, что значение подсчета строго соответствовало референтному. При этом, алгоритм порогового отсека работал качественно быстрее алгоритма OMP.

Алгоритм EVM на синтетических данных показал неудовлетворительный результат. Результаты работы алгоритмов на синтетических данных показаны на рис. 18.

6.2 Обработка съемок

6.2.1 Алгоритм EVM

Алгоритм EVM стабильно работает на широком диапазоне шумов и может быть использован в качестве референтного. Накладываемые им ограничения по предположению диапазона значений пульса могут не всегда быть обоснованными в реальных условиях (скажем, при анализе видео с маленькими детьми), но на примере проведенных объектов исследований данное ограничение не проявилось. Существенная разница между показаниями количества ударов при разном диапазоне частот начала проявляться только при $\sigma \geq 1$, что является весьма высоким уровнем шума, приводя-

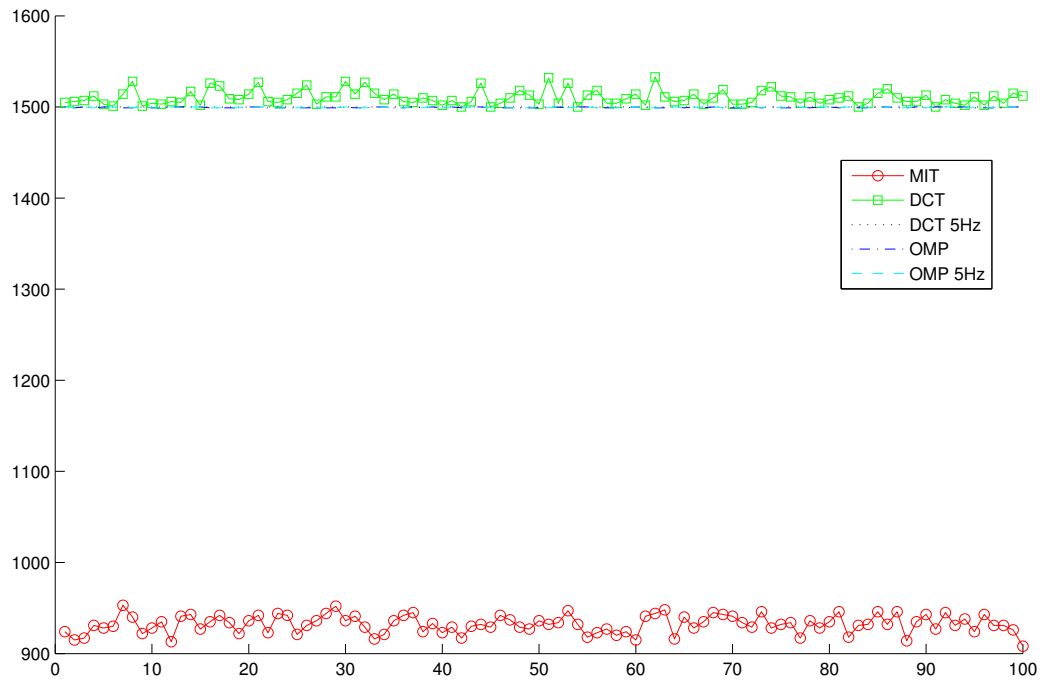


Рис. 18: Результат обработки синтетических данных. Референтное значение пульса равно 1500. Ось абсцисс: номер эксперимента. Ось ординат: количество ударов пульса.

щем к заметной деградации изображения. Данный метод так же достаточно быстр в работе, ибо использует разложение по Гауссовой пирамиде с целью построения одномерного сигнала из двухмерного, что позволяет одновременно уменьшать разрешение и размывать изображение перед анализом. Фильтрация сигнала выше уровня 5Гц никак не влияет на работу алгоритма EVM, ибо она осуществляется им в любом случае.

6.2.2 Подсчет на базе алгоритма JADE

Результаты алгоритма JADE в общем случае оказались неудовлетворительными. Как видно из рис. 19 результаты фильтрации данного алгоритма не дают возможности хоть как-либо судить о значении пульса. Фильтрация сигнала выше частоты в 5Гц делает данные несколько более правдоподобными, однако говорить об их полезности всё так же не приходится. Эвристический выбор значащей компоненты разложения может не всегда быть актуальным.

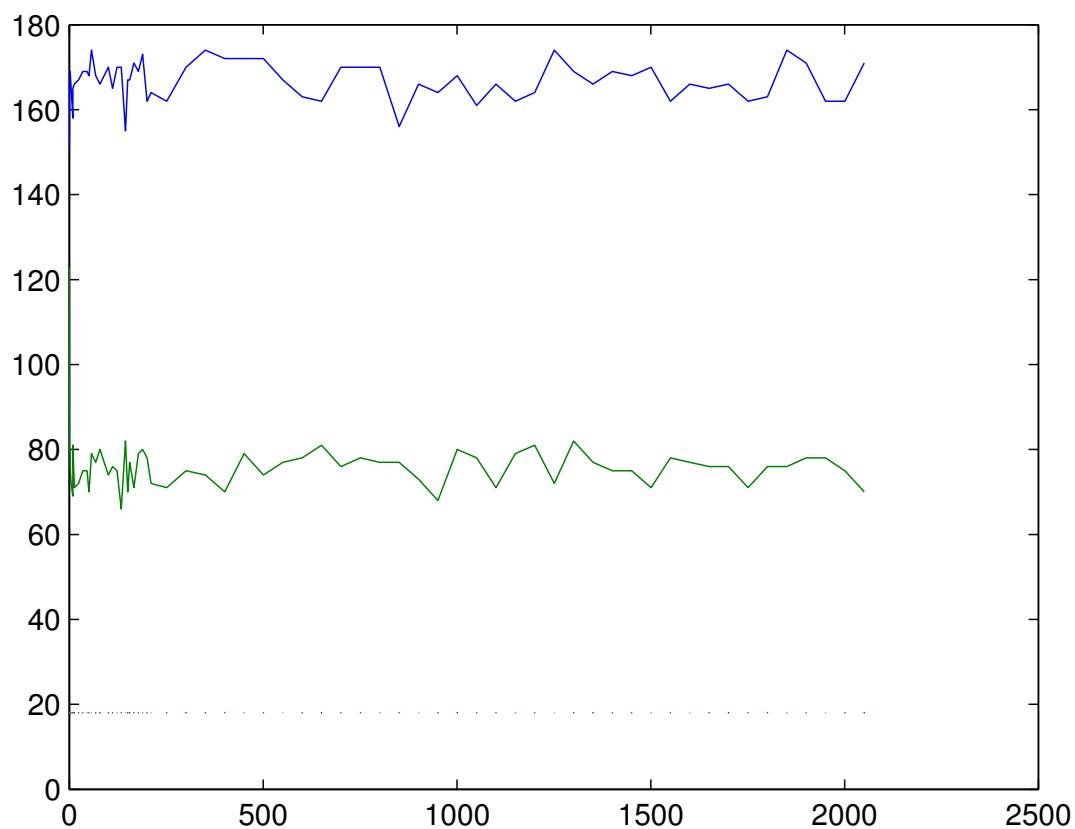


Рис. 19: Количество ударов пульса подсчитанных по алгоритму JADE при разных уровнях шума. Горизонтальная линия на восемнадцати ударах — референтное значение. Ось абсцисс: уровень шума в тысячных долях σ . Ось ординат: количество ударов пульса.

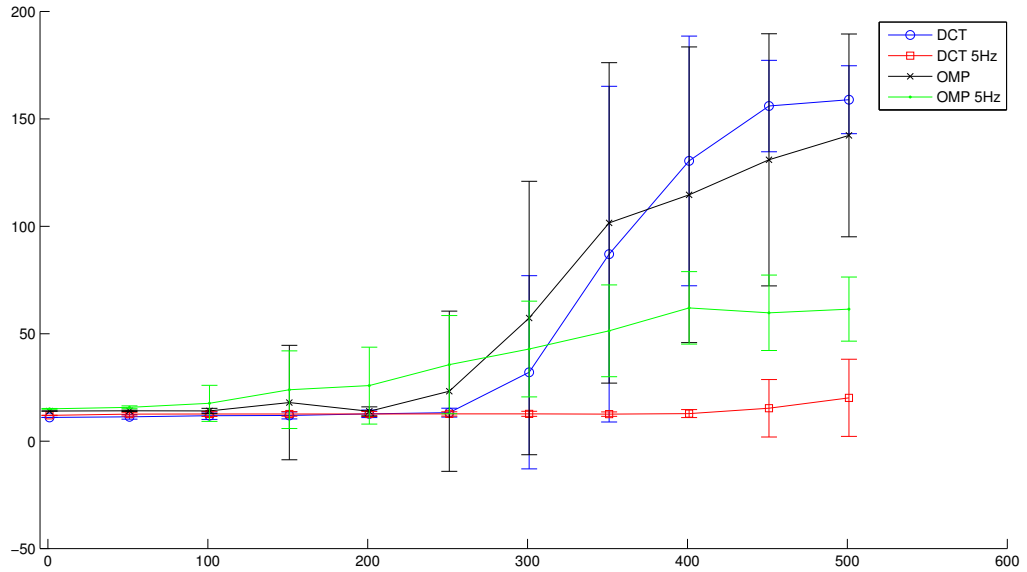


Рис. 20: Проверка работы параметров K и K_{target} , полученных на референтной области из одного фрагмента на другой референтной области из того же фрагмента. Ось абсцисс: уровень шума в тысячных долях σ . Ось ординат: количество ударов пульса.

6.2.3 Алгоритмы на базе разреженного представления

Алгоритмы на базе разреженного представления показали свою применимость и эффективность для задачи подсчета пульса. Алгоритм порогового отсечения в общем случае более стабилен и дает большее пересечение параметров между разными уровнями шума, как показано в рис. 21, рис. 22, рис. 23, и рис. 24. Кроме этого, изменение подсчитанной величины пульса в зависимости от изменения параметра алгоритма гораздо более предсказуемо для алгоритма порогового отсечения, чем для алгоритма ОМР. При высоком уровне зашумлённости оба алгоритма положительно реагируют на использование фильтрации выше 5Гц. Примечательно, что при повышении зашумлённости алгоритмы без предварительной фильтрации выше 5Гц начинают сходиться на значениях не имеющих ничего общего с пульсом.

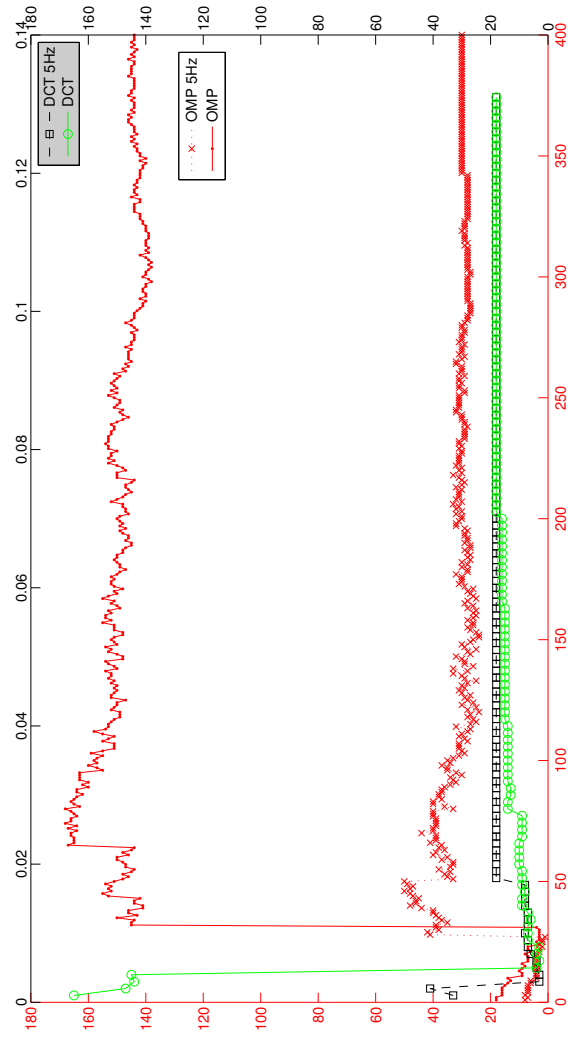


Рис. 21: Сравнение работы алгоритмов ОМР и порогового отсечения при отсутствии шума. Красная ось абсцисс: параметр K_{target} . Красная ось ординат: количество ударов пульса. Черная ось абсцисс: параметр K . Черная ось ординат: количество ударов пульса.

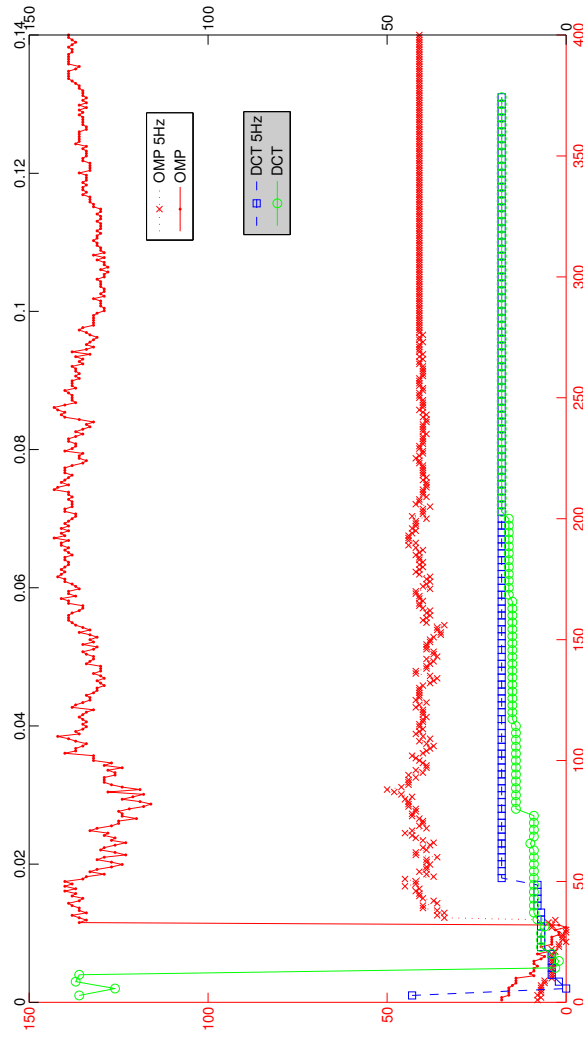


Рис. 22: Сравнение работы алгоритмов ОМР и порогового отсечения при малом уровне шума. Красная ось абсцисс: параметр K_{target} . Красная ось ординат: количество ударов пульса. Черная ось абсцисс: параметр K . Черная ось ординат: количество ударов пульса.

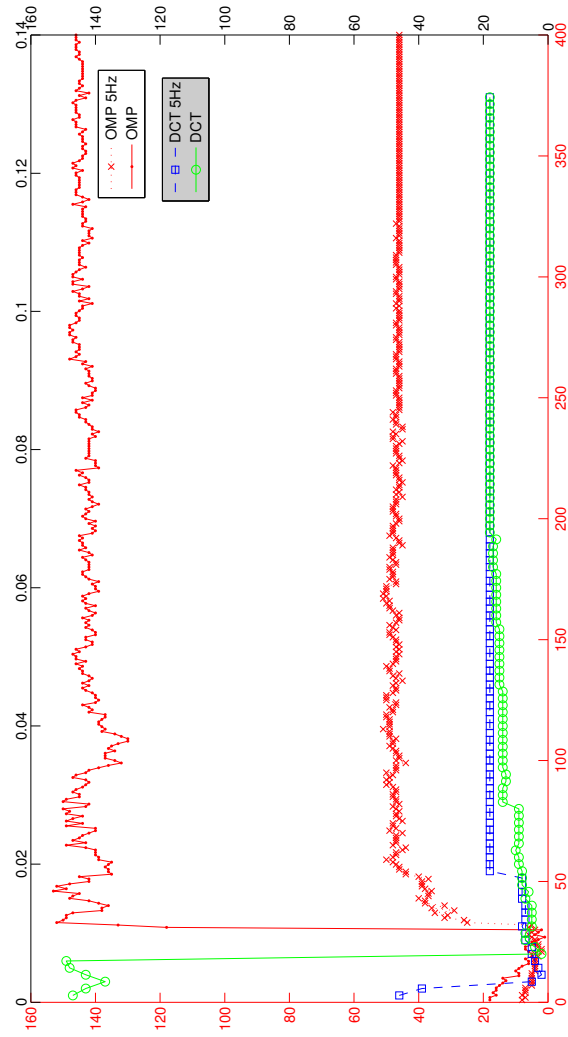


Рис. 23: Сравнение работы алгоритмов ОМР и порогового отсечения при среднем уровне шума. Красная ось абсцисс: параметр K_{target} . Красная ось ординат: количество ударов пульса. Черная ось абсцисс: параметр K . Черная ось ординат: количество ударов пульса.

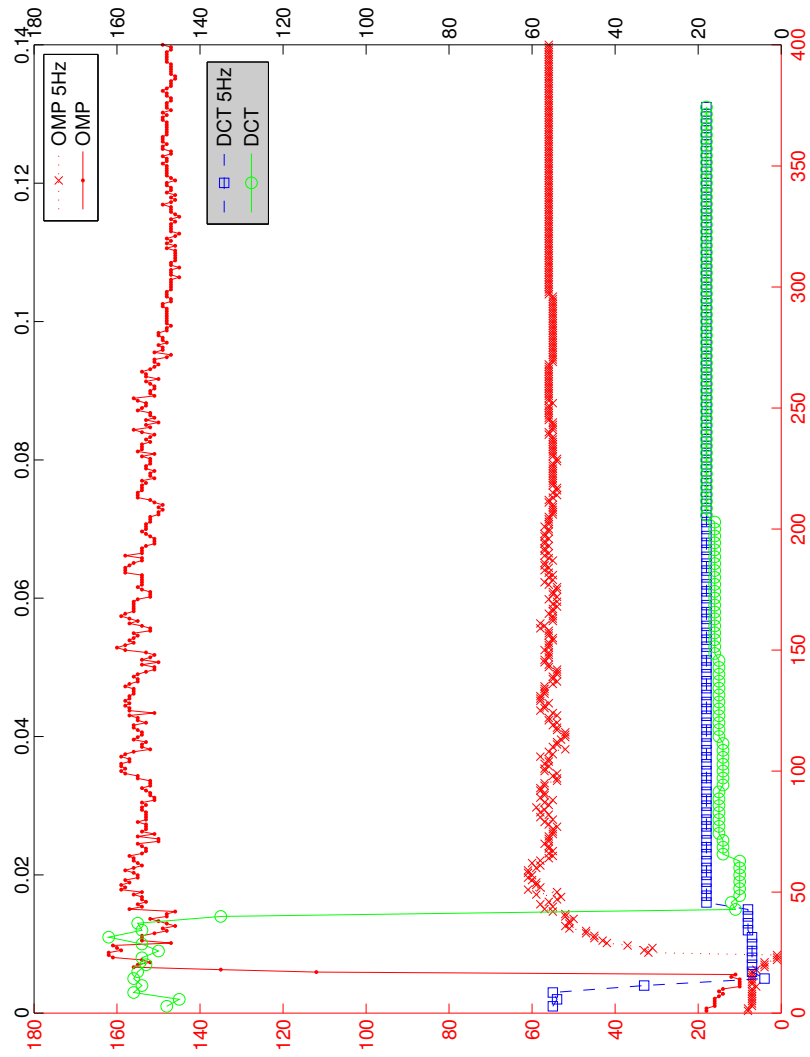


Рис. 24: Сравнение работы алгоритмов ОМР и порогового отсечения при высоком уровне шума. Красная ось абсцисс: параметр K_{target} . Красная ось ординат: количество ударов пульса. Черная ось абсцисс: параметр K . Черная ось ординат: количество ударов пульса.

6.2.3.1 Алгоритм ОМР

Результаты работы алгоритма ОМР представляются весьма интересными и проиллюстрированы на рис. 21, 22, 23, 24. Наличие фильтрации выше 5Гц не всегда является для него полезным — скажем, при $\sigma \geq 2$ такая фильтрация не позволяет получить разумный результат ни при каких условиях, а при $\sigma \geq 1$ она приводит к более быстрой деградации результатов, чем её отсутствие. На малых уровнях шума, при $\sigma \leq 0.1$, фильтрация помогает и позволяет удерживать разумный результат в более широком диапазоне значений K_{target} . Без фильтрации результаты алгоритма очень быстро деградируют при шумах $\sigma \geq 1$ и очень долго этого не делают при меньших значениях шумов. Учитывая, что высчитывание результата для каждого следующего K_{target} включает в себя исчисление значения для предыдущего, можно говорить о возможности создания системы, которая будет помнить последние несколько результатов и ориентироваться на момент их резкого изменения. Отдельно стоит упомянуть то, что с добавлением небольшого количества шума, результат остаётся стабильным на одно-два значения K_{target} дольше, чем без добавления шума. При этом, найти значение K_{target} дающее возможность найти реальный пульс при высоком уровне шума не всегда представляется возможным.

6.2.3.2 Алгоритм порогового отсеечения

Результаты работы алгоритма порогового отсеечения проиллюстрированы рис. 27, 28. Значения порога $K \in [0.006, 0.010]$ показали себя эффективным во всех видео. Такой показатель не может быть отнесен только к используемому оборудованию, так как он так же применим и на тестировочных видео из других источников. Алгоритм положительно реагирует на наличие фильтрации частотного диапазона выше 5Гц. Его показатели так же предсказуемо ухудшаются от воздействия шума, при этом показания при $K \in [0.008, 0.009]$ без фильтрации начинают портиться после $\sigma \geq 0.25$, в то время как с фильтрацией только после $\sigma \geq 0.5$. Интегрально, алгоритм показал свою пригодность к этому типу задач. Однако, при очень высоких уровнях шума найти подходящий K может быть невозможно.

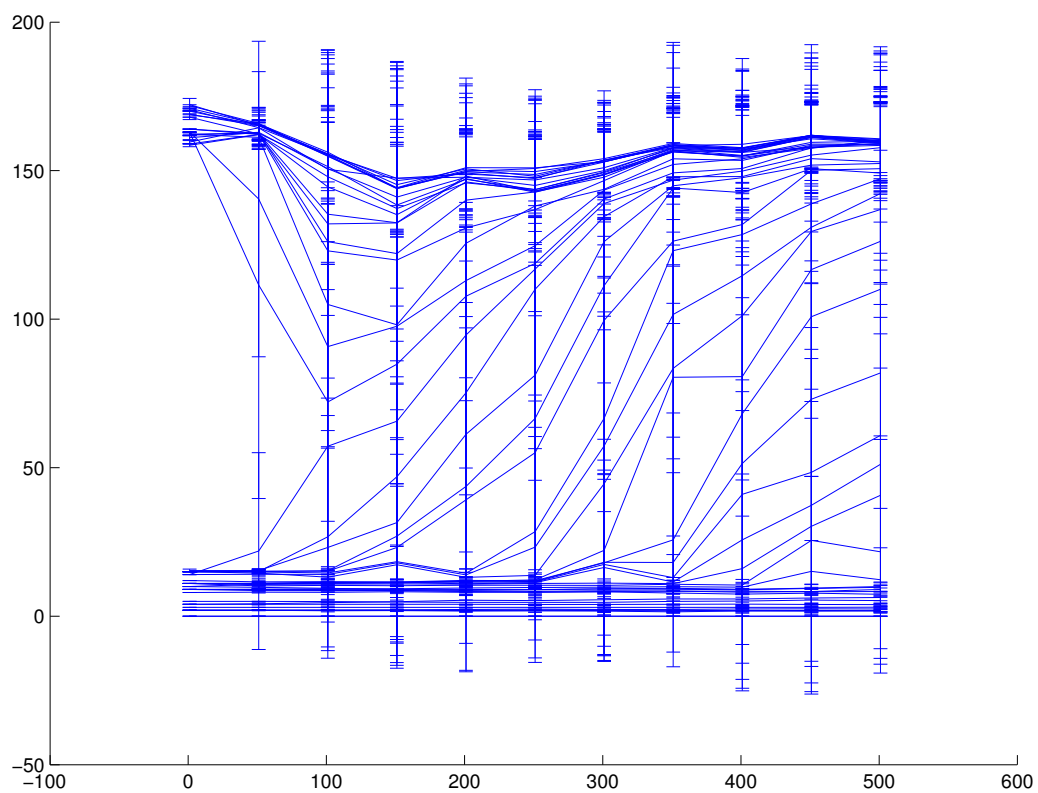


Рис. 25: Влияние числа значащих частот K_{target} на количество ударов, подсчитанных методом ОМР. Ось абсцисс: параметр K_{target} . Ось ординат: количество ударов пульса.

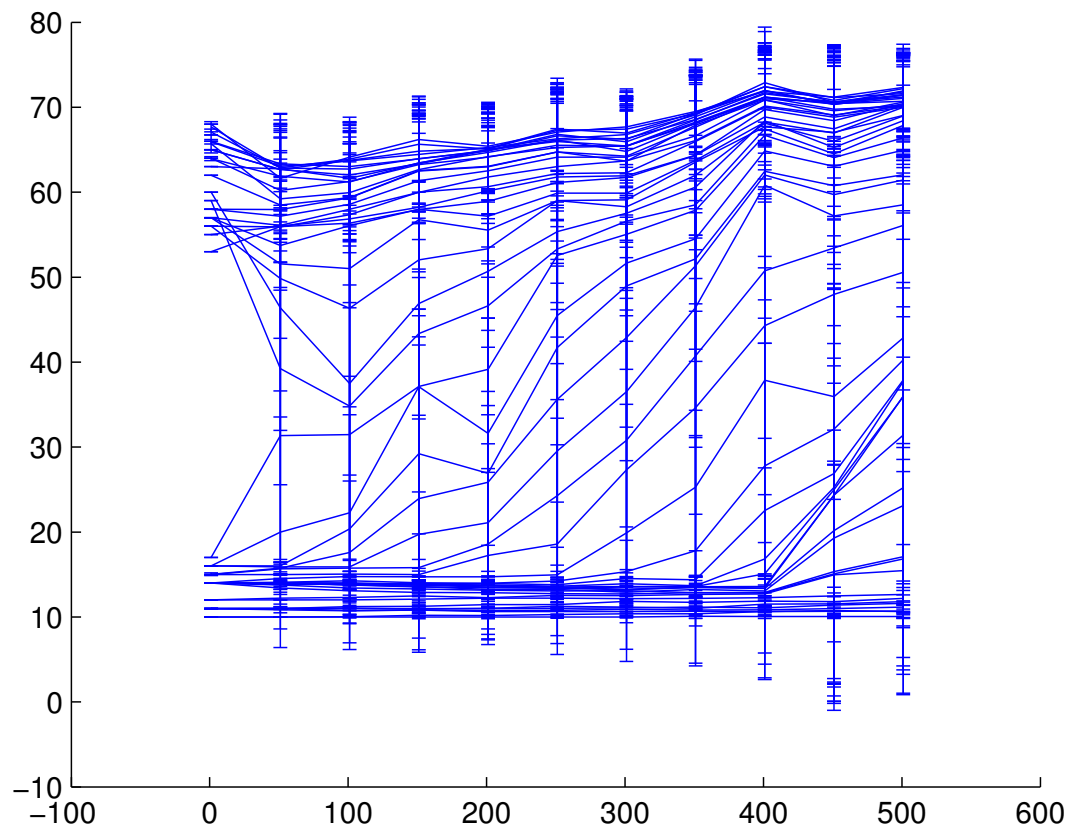


Рис. 26: Влияние числа значащих частот K_{target} на количество ударов, подсчитанных методом ОМР. Ось абсцисс: параметр K_{target} . Ось ординат: количество ударов пульса.

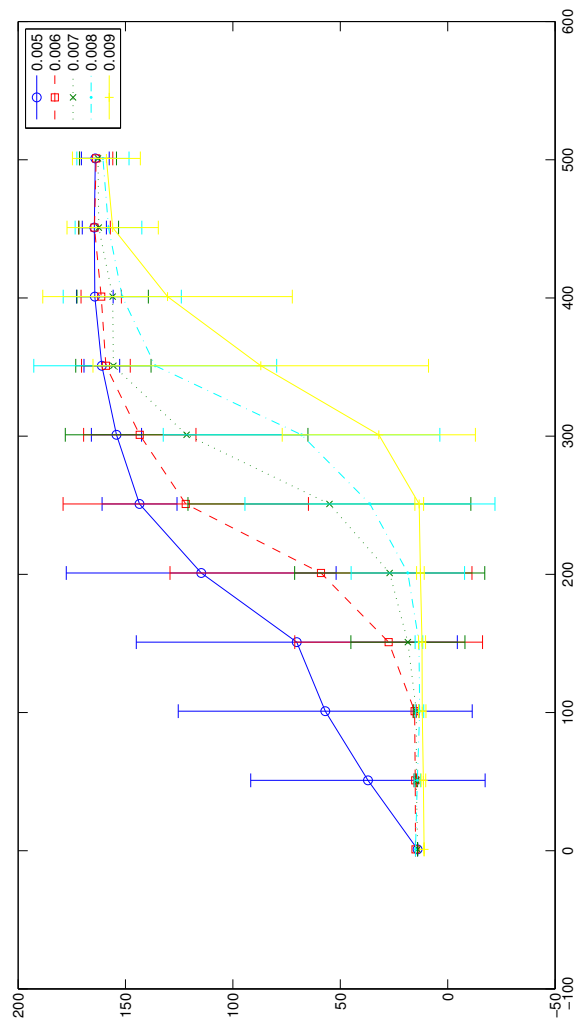


Рис. 27: Влияние шума и параметра K на подсчет ударов с помощью метода порогового отсечения. Ось абсцисс: шум в тысячных долях σ . Ось ординат: количество ударов пульса.

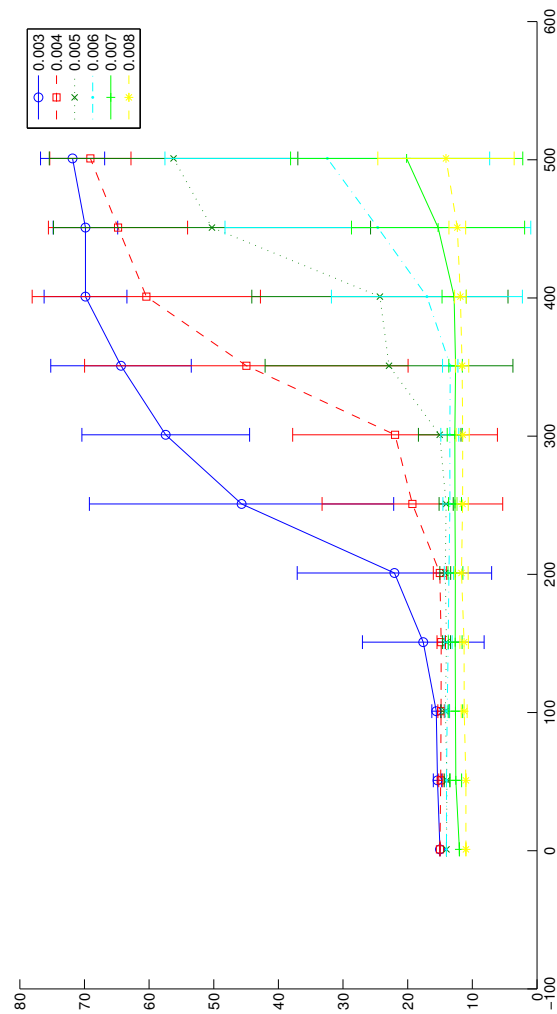


Рис. 28: Влияние шума и параметра K на подсчет ударов с помощью метода порогового отсечения с использованием фильтрации частот выше 5Гц. Ось абсцисс: шум в тысячных долях σ . Ось ординат: количество ударов пульса.

7 Выводы

Человеческий пульс проявляется в виде изменения цвета кожи, которое можно зафиксировать бытовым оборудованием и анализировать с целью получения количественных характеристик работы сердечной мышцы. Это изменение цвета может быть зарегистрировано при широком диапазоне освещенности и зашумленности. Для этого можно использовать фотоаппарат, камеру мобильного телефона или ноутбука. Знание о значении пульса имеет актуальность, прежде всего, в медицине, где возможность удалённо и неинвазивно продолжительно измерять пульс представляется очень полезной, кроме того оно так же актуально в ситуациях, где требуется оценка психофизиологического состояния объекта исследований — при оценке того, говорит человек правду или нет, устал ли он за рулём.

Только методы удалённого оптического измерения, требующие сложной фильтрации сигнала обладают актуальными для такого рода задач свойствами. Эти алгоритмы в состоянии продолжать давать стабильные результаты подсчета пульса в зашумлённых условиях и могут работать лучше в случае принятия во внимание характерных свойств сердцебиения. Методы удаленного оптического измерения оказались пригодны к проведению точных измерений.

7.1 Анализ существующих алгоритмов

Принимая во внимание ограничения на диапазон значений пульса, который может встречаться в природе, можно строить высокоэффективные алгоритмы фильтрации изображений, позволяющие получать данные касательно значений пульса. Более точные оценки ожидаемого пульса позволяют сделать простые алгоритмы находящие его даже в очень зашумлённых видеофрагментах, в то время как общие оценки, исходящие только из заранее непреодолимой верхней границы частоты пульса (взятой за 5Гц) позволяют заметно улучшить работу алгоритмов, не делающих никаких предположений касательно диапазона исследуемого сигнала.

Алгоритм EVM позволяет получать точные данные касательно пульса при верности посылок касательно того диапазона, в котором он находится. Это может быть не всегда верно в случае, если объект исследования находится не в состоянии покоя и такие ограничения ограничивают эффективность его применения на практике. Применение алгоритма JADE к данной проблеме в реализованном виде представляется проблематичным, хотя, возможно, дополнительная фильтрация входного сигнала может предоставить возможность его успешного использования.

Алгоритм OMP может успешно применяться для данного рода задач при возможности разворачивания программно-аппаратного комплекса, который будет учитывать результаты фильтрации для многих значений K_{target} сразу и отслеживать изменения оцениваемого значения пульса в зависимости от текущего значения K_{target} . Нелинейность и нестабильность зависимости оцениваемых значений пульса от изменения K_{target} , особенно в зашумлённых условиях представляет из себя некоторую трудность для его практического использования. Алгоритм OMP в общем случае положительно реагирует на дополнительную фильтрацию входного сигнала от сигналов с частотой выше 5Гц, что говорит о том, что более детализированная обработка входного сигнала может способствовать улучшению его результатов и большей их регуляризации.

7.2 Сравнение алгоритма на базе OMP и порогового отсеечения

Алгоритм OMP не всегда позволяет получить результат, причем такой эффект проявляется в не самых сложных условиях. Для алгоритма порогового отсеечения такое не характерно — качество его работы медленно деградирует вместе с шумом. Алгоритм нелинейно и непредсказуемо реагирует на изменение параметра K_{target} . Алгоритм порогового отсеечения проявляет похожий отклик при относительно больших K . В нормальном диапазоне, в котором более всего вероятны верные значения K , алгоритм предсказуемо реагирует уменьшением количества подсчитанных ударов на увеличение K и наоборот. Не всегда применение фильтрации на 5Гц по-

ложительно влияет на работу алгоритма ОМР. Иногда такая фильтрация приводит к принципиальной невозможности получить результат. Для алгоритма порогового отсечения такого не наблюдается — фильтрация на 5Гц позволяет получить правильный результат при более низких K . Мера изменения K , в прочем, варьируется в зависимости от видео и уровня шума.

7.3 Анализ предложенного алгоритма

Предложенный алгоритм порогового отсечения оказался приемлем для задачи подсчета пульса. Удалось найти значения порога $K \in [0.006, 0.010]$ приемлемые на всех экспериментальных видеофрагментах. Алгоритм устойчив к шумам и на реалистичном их диапазоне продолжает давать практически неизменную оценку пульса. При высоких уровнях шума результаты подсчетов деградируют стабильно. На результаты алгоритма благоприятно влияет фильтрация высокочастотных сигналов выше 5Гц, она способствует большей стабильности подсчета и меньшей реакции на зашумлённость.

Алгоритм является самым простым в реализации из всех приведенных (особенно велика разница по сравнению с JADE и работающим на том же принципе разреженного представления ОМР) и может быть реализован в реальном времени на FPGA (задача реализации дискретного косинусного преобразования на FPGA уже решена). Возможна дальнейшая оптимизация работы алгоритма путём упрощения обработки видео.

7.4 Результаты работы

В рамках методологии достижения цели работы — разработки и реализации устойчивого к шумам алгоритма фильтрации низкочастотных временных колебаний:

- Проведено исследование природы отражения человеческого пульса и на видео и изучена специфика проявления сердечной активности в видео

- Исследованы места применения алгоритмов фильтрации видео с пульсом, используемое оборудование, существующие методы оценки и их ограничения
- Проведен сравнительный анализ существующих алгоритмов фильтрации, определены границы применимости и необходимые для их работы ограничения
- Предложен новый алгоритм анализа и проведено его сравнение с уже существующими
- Проведен анализ качества работы алгоритмов при ухудшении качества видео.

Цель работы достигнута, задача выполнена.

8 Благодарности

Автор бесконечно обязан широкому кругу лиц, без действий со стороны которых эта работа не смогла бы состояться. Хотелось бы поблагодарить Тросько Игоря Усяславовича, Орлова Алексея Юрьевича и Аронова Виталия Борисовича за предоставление возможности уделять внимание этому труду в рабочее время. Автор благодарен Ловчикову Валерию Александровичу за жизненный пример и открытие дверей. Автор так же благодарен Лукашину Алексею Андреевичу за предоставление вычислительных мощностей. Автор благодарен Новиковой Елене Сергеевне за предоставление оборудования для съемки и поддержку. Автор не может не упомянуть Николаеву Ольгу Владимировну, Николаеву Надежду Борисовну и Николаева Игоря Николаевича, проявлявших бесменные стимулы для завершения этой работы и Новикова Бориса Асеновича за полезные жизненные уроки. Автор благодарит Фомина Никиту Антоновича и Халоимову Дарью Максимовну за помощь в отображении результатов и Мосягина Александра Владимировича за диалектические тезисы. Автор выражает глубокую благодарность Кречмару Евгению Арсеньевичу за готовность участвовать в экспериментах и Вахитову Александру Тимуровичу за предоставленное время. Автор благодарит Луцива Дмирия Вадимовича за проявленное внимание к мелочам и терпение. Автор не может не отметить Черневича Кирилла Владимировича, Соловьева Сергея Олеговича, Качана Кирилла Юрьевича и Фролова Дениса Александровича, чьи старания позволили уделять время этой работе.

Возможность вести данную работу была обеспечена СЗФ «ОАО „МегаФон“» и ООО «Джи Джи Эй.»

Список литературы

- [1] *Большая Советская Энциклопедия*. Советская энциклопедия, Москва, 1969–1978.
- [2] *Котельников В.А.* О пропускной способности эфира и проволоки в электросвязи — Всесоюзный энергетический комитет. // Материалы к I Всесоюзному съезду по вопросам технической реконструкции дела связи и развития слаботочной промышленности. 1933. Репринт статьи в журн. УФН. 176:7. 2006. С. 762–770.
- [3] M. Lewandowska, J. Ruminski, T. Kocejko, and J. Nowak. Measuring pulse rate with a webcam — a non-contact method for evaluating cardiac activity. In *2011 Federated Conference on Computer Science and Information Systems*, pages 405–410. IEEE, 2011.
- [4] L. G. Lindberg, T. Tamura, and P. P. Å. Öberg. Photoplethysmography. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 29(1):40–47, January 1991.
- [5] A. Litvin, J. Konrad, and W. Karl. Probabilistic video stabilization using kalman filtering and mosaicking. In *IS&T/SPIE Symposium on Electronic Imaging, Image and Video Communications and Proc*, 2003.
- [6] D. Marr. *Vision: A Computational Investigation into the Human Representation and Processing of Visual Information*. MIT Press, 1982.
- [7] K. Matthes. Untersuchungen über die sauerstoffsättigung des menschlichen arterienblutes [studies on the oxygen saturation of arterial human blood]. *Naunyn-Schmiedeberg's Archives of Pharmacology*, 179(6):698–711, 1935.
- [8] J. Modersitzki. *FAIR: Flexible Algorithms for Image Registration - Software and Apps*. Society for Industrial and Applied Mathematics, 2009.
- [9] Pulse: Medlineplus medical encyclopedia, May 2014.
- [10] Sensors overview | android developers, May 2014.
- [11] J. B. Bolkhovsky, C. G. Scully, and K. H. Chon. Statistical analysis of heart rate and heart rate variability monitoring through the use of smart phone

- cameras. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1610–1613. IEEE, 2012.
- [12] M. Changizi. *The Vision Revolution: How the Latest Research Overturns Everything We Thought We Knew About Human Vision*. BenBella Books, 1st edition, June 2009.
 - [13] M. Garbey, N. Sun, A. Merla, and I. Pavlidis. Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54(8):1418–1426, 2007.
 - [14] M. Gregoski, A. Vertegel, and F. Treiber. Photoplethysmograph (ppg) derived heart rate (hr) acquisition using an android smart phone. In *Proceedings of the 2nd Conference on Wireless Health*, pages 23:1–23:2, New York, NY, USA, 2011.
 - [15] C. JK. Electrocardiography 100 years ago. origins, pioneers, and contributors. *N Engl J Med*, 315(7):461–4, 1986.
 - [16] S. Kwon, H. Kim, and K. S. Park. Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2174–2177. IEEE, 2012.
 - [17] S. Kwon, J. Lee, G. S. Chung, and K. S. Park. Validation of heart rate extraction through an iphone accelerometer. In *Annual International Conference of the IEEE*, pages 5260–5263. IEEE, 2011.
 - [18] F. Lamonaca, Y. Kurylyak, D. Grimaldi, and V. Spagnuolo. Reliable pulse rate evaluation by smartphone. In *2012 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings*, pages 1–4. IEEE, 2012.
 - [19] D. Needell and J. A. Tropp. Cosamp: Iterative signal recovery from incomplete and inaccurate samples. *Applied and Computational Harmonic Analysis*, 26:301–321, 2008.

- [20] I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, C. Puri, J. Fei, and M. Garbey. Interacting with human physiology. *Comput. Vis. Image Underst.*, 108(1–2):150–170, 2007.
- [21] P. Pelegris, K. Banitsas, T. Orbach, and K. Marias. A novel method to detect heart beat rate using a mobile phone. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 5488–5491. IEEE, 2010.
- [22] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 18:10762–10774, 2010.
- [23] C. Scully, J. M. J. Lee, A. M. Gorbach, D. Granquist-Fraser, Y. Mendelson, and K. H. Chon. Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone. *EEE Trans. Biomed. Eng.*, 59(2):303–306, 2012.
- [24] J. W. Severinghaus and Y. Honda. History of blood gas analysis. vii. pulse oximetry. *Journal of Clinical Monitoring*, 3(2):135–138, April 1987.
- [25] R. Silva and N. U. Haq. Monitoring heart rate with common market smart-phones for identifying potential signs that may lead to sudden death. Master’s thesis, School of Computing Blekinge Institute of Technology, SE – 371 79 Karlskrona Sweden, 2013.
- [26] R. Szeliski. *Computer Vision: Algorithms and Applications*. Microsoft Research, 2010.
- [27] C. Takano and Y. Ohta. Heart rate measurement based on a time-lapse image. *Med. Eng. Phys*, 29(8):853–857, 2007.
- [28] B. Tordoff and D. Murray. Guided sampling and consensus for motion estimation. In *European Conference in Computer Vision*, 2002.
- [29] H.-Y. Wu. Eulerian video processing and medical applications. Master’s thesis, MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY, June 2012.

- [30] E. Rogado, J. García, R. Barea, L. Bergasa, and E. López. Driver fatigue detection system. In *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pages 1105–1110, 2008.
- [31] P. J. BURT and E. H. ADELSON. The laplacian pyramid as a compact image code. *IEEE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS*, COM-31(4):532–540, April 1983.
- [32] J.-F. Cardoso. High-order contrasts for independent component analysis. *Neural Comput*, 11(1):157–192, 1999.
- [33] MATLAB. Официальный сайт MathWorks.
<http://www.mathworks.com/products/matlab/>
- [34] S. Hu, J. Zheng, V. Chouliarasa, and R. Summers. Feasibility of imaging photoplethysmography. In *Proceedings of IEEE Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, pages 72–75. IEEE, 2008.
- [35] K. Humphreys, T. Ward, and C. Markham. Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: a further step toward noncontact pulse oximetry. *Rev. Sci. Instrum*, 78(4), 2007.
- [36] K. Dabov, A. Foi, V. Katkovnik, and K. Egiazarian. Bm3d image denoising with shape-adaptive principal component analysis. In *Proc. Workshop on Signal Processing with Adaptive Sparse Structured Representations (SPARS'09)*, 2009.
- [37] K. Dabov, A. Foi, and K. Egiazarian. Video denoising by sparse 3d transform-domain collaborative filtering. In *Proc. 15th European Signal Processing Conference. EUSIPCO*, 2007.
- [38] A. Buades, B. Coll, and J.-M. Morel. A non-local algorithm for image denoising. *Computer Vision and Pattern Recognition*, 2005.