

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ  
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ



# Праћење виталних знакова коришћењем термовизијске камере

Мастер рад

Ментор:

Др Марко Барјактаревић

Кандидат:

Смиљана Тодоровић,  
3211/2016

Београд, Октобар 2017

# Садржај

Сажетак .....	3
1. Увод.....	4
2. Инфрацрвена технологија .....	5
2.1. Теорија термографије .....	6
2.2. Мерење инфрацрвеног зрачења.....	7
3. Витални знакови .....	10
3.1. Пулс.....	10
3.2. Дисање .....	10
4. Карактеристике камере .....	11
4.1. Фреквенција одабирања .....	11
4.2. Начин фокусирања.....	11
4.3. Температурна резолуција.....	11
4.4. Просторна резолуција.....	12
4.5. Тип комуникације .....	12
5. Региони од интереса .....	13
5.1. Регион од интереса за естимацију пулса .....	13
5.2. Регион од интереса за естимацију учестаности дисања .....	18
6. Праћење региона од интереса .....	19
6.1. <i>Feature Matching</i> .....	19
6.2. <i>Face tracking</i> базиран на хистограму .....	22
7. Естимација учестаности дисања и пулса.....	24
7.1. Анализа у временском домену .....	25
7.2. Непараметарски метод .....	26
7.3. Параметарске методе.....	27
8. Апликација у реалном времену .....	30
8.1. Конфигурација камере .....	30
8.2. Аквиизиција и складиштење података .....	32
8.3. Обрада података и естимација пулса.....	32
8.4. Графички интерфејс .....	32
9. Мерења.....	34
10. Закључак .....	35
Литература.....	36

## Сажетак

Пулс и учестаност дисања су добари индикатори физичког и емотивног стања особе. Већина инструмената за праћење виталних знакова као што су рад срца и дисање подразумевају физички контакт са корисником. У овом раду биће представљен метод праћења виталних знакова термовизијском камером. Термовизијска камера као сензор омогућава безконтактно праћење виталних знакова. Ово је од великог значаја када су у питању апликације за праћење емотивног стања особе, јер сам процес мерења не би требало да утиче на резултате мерења. У колима је битно да ништа не узнемирава возача и не скреће му пажњу са вожње. Како је за утврђивање пулса и учестаности дисања довољан видео запис лица, особа не мора да буде свесна мерења. За разлику од RGB камере, термовизијска може да ради и ноћу, што је за конкретну апликацију од великог значаја.

**Кључне речи:** безконтактно мерење, пулс, учестаност дисања, термовизија, термовизијска камера

# 1. Увод

Најпрецизнији и најтачнији инструмент за мерење pulsa је **ЕЦГ**, њиме се директно може снимити рад срца. Ако је од интереса само учестаност рада срца могу се користити и други инструменти. Ти инструменти на индиректан начин, користећи неки механички ефекат протицања крви, као што је то на пример крвни притисак одређују учестаност рада срца. Неки од њих спадају у пиезоелектричне претвараче, који дају поуздана мерења, али су јако осетљиви на помераје, други, фотоплетизмографи, базирани су на оптичким својствима одређеног дела коже. Пиезоелектрични претварачи користе информацију о крвном притиску на локалном нивоу, уређај се ставља на прст, и конвертују га у напонски сигнал. (K. Aminian, 1992) Фотоплетизмографи се такође стављају на прст, инфрацрвена светлост се емитује на кожу, а сензор користи информацију о томе колико је светлости апсорбовано. (Murphy, 2000) Један овакав сензор је коришћен као референца при мерењима. Ултразвучни доплер представља технику снимања спектра брзине крви. (Holdsworth, 1999.) Сви претходно наведени начини мерења pulsa захтевају контакт између сензора и корисника. За апликацију мерења виталних знакова код возача, мерење траба да буде аутоматизовано и такво да оно само не утиче на резултате, што се може постићи неком безконтактном методом. Прва безконтактна метода за мерење виталних знакова се заснивала на радару (Greneker, 1997) и била је у стању да измери puls и учестаност дисања на неколико метара. Мерења виталних знакова радаром су активна, док је камерама могуће мерити виталне знакове пасивно. Када је у питању термовизијска камера, Pavlidis, је један од пионира у овој области. (Levine, 2001) Са термалних слика се могу издвојити крвни судови. Прикупљањем температура са крвних судова и обрадом сигнала која се базира на FFT-у се може проценити вредност pulsa. (Marc Garbey, 2007) Chekmenev, Farag и Essock су користили вејвлете за издвајање таласних облика pulsa, постигавши тачност од 86.3% у односу на референтну вредност. (S. Chekmenev, 2007) Gault се надовезао на те радове додавањем полуаутоматског селектовања крвног суда и **побољшавањем** филтара. (T. Gault, 2010.) У радовима (Pavlidis, 2006), (N. Sun, 2005) коришћено је адаптивно филтрирање и праћење покрета што је довело до тачности од 88.5 %. У раду (Wu, 2012.) представљен је концепт који се базира на промени боје коже лица приликом пулсирања крви, док се у раду (Guha Balakrishnan, 2013) посматрају мали помераји главе проузроковани пулсирањем крви. Последње две методе не би могле да нађу примену у аутомобилској индустрији, јер је од великог значаја да се витални знакови прате и ноћу. У раду (T. Gault A. F., 2013.) је аутоматизована детекција крвних судова. Један од циљева овог рада је апликација у реалном времену која ће истовремено пратити учестаност рада срца и дисања. Поред тога, за праћење лица испробане су две методе. А за саму естимацију pulsa и учестаности дисања предложене су три методе, прва рачуна вредности виталних знакова на основу детекције пикова временског сигнала, а друге две су базиране на естимацији спектралне густине снаге (SGS), непараметарским и параметарским методама.

## 2. Инфрацрвена технологија

До 1800. године није се ни претпостављало да постоји инфрацрвени део електромагнетног спектра. Док је Вилијам Хершел, познат по открићу планете Уран, истраживао оптичке материјале у потрази за оним који ће редуковати светлину слике сунца у телескопу током соларних обсервација, приметио је да различито обојена стакла слично утичу на светлину али да нека у великој а нека у малој мери преносе сунчеву топлоту. Спровео је систематичан експеримент, са Њутновом призмом, али је посматрао ефекат загревања а не расподелу интензитета у спектру. Показало се да се температуре повећавају идући од љубичасте до црвене, па је претпоставио да негде мора постојати тачка у којој ефекат загревања достиже свој максимум. Мерења су потврдила да се та тачка не може достићи у видљивом делу спектра. Померајући термометар ка делу изнад црвене, Хершел је потврдио да температуре континуирано расту. Део у коме је Хершел показао да се налази максимум је данас познат као инфрацрвени део спектра, али је тај назив овај део спектра добио касније, сам Хершел га је назвао термометријски спектар. Хершел се бринуо да ли ће оптика за инфрацрвено зрачење бити осуђена на рефлектујуће елементе, али је 1830. италијански истраживач Мелони дошао до открића да натријумхлорид, кога у природи има у изобиљу, добро пропушта инфрацрвено зрачење. Наредних сто година натријумхлорид је коришћен као главни оптички материјал инфрацрвеног зрачења, све док 1930. није синтетичким путем добијен кристал транспарентан за инфрацрвено зрачење.

Термометри су били ненадмашиви све до 1829. године када је Нобили измислио термоелемент. Мелони је потом повезао више термоелемената редно како би формирао термопил. Нов инструмент је био 40 пута осетљивији од најбољих термометара тог времена и могао је да детектује термалну радијацију особе удаљене три метра од сензора.

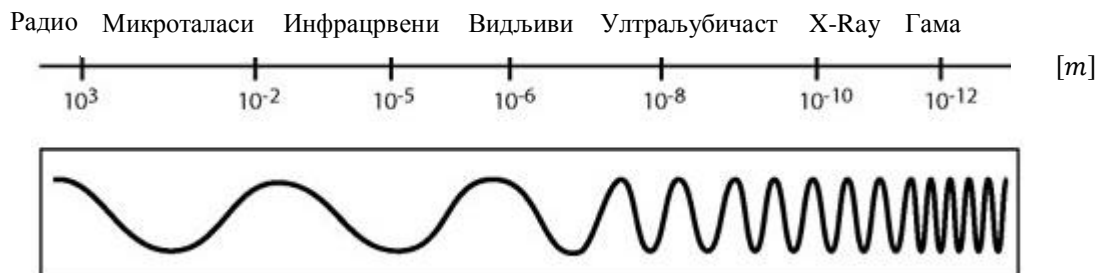
Џон Хершел, син Вилијама Хершела, је 1840. године успео да добије прву термалну слику. На основу разлике у испаравању танког филма уља када је изложено фокусираном загревању, термална слика се може видети као рефлектована светлост где ефекат интерференције уљаног филма чини да слика буде видљива људским оком. Такође, успео је да сними термалну слику на папир, што је назвао термограмом.

Даље развијање инфрацрвених детектора је споро напредовало. Нека од знајчајних открића су болометар (1880), који је могао да детектује топлотно зрачење краве на растојању од 400 метара. Године 1892. је први пут термодетекторима додат део за хлађење пуњен течним гасовима. (нпр. течни нитроген температуре  $-196^{\circ}\text{C}$ ). Између 1900. и 1920. године многу уређаји за детекцију особа, артиљерије, авијације, бродова, ледених брегова су били патентирани. Први системи који подсећају на данашње су почели да се развијају током првог светског рата. У то време су обе стране желеле да експлоатишу инфрацрвено зрачење у војне сврхе. Ти програми су укључивали системе за детекцију непријатеља, даљинско мерење температура, сигурну комуникацију и навигацију ракета. Тадашњи системи су могли да детектују авион на удаљености од 1.5km или особу на растојању од 300m.

Већина тих инструмената била је базирана на болометру, али су се у периоду између два рата развила два нова инфрацрвена детектора: конвертор слике и фотонски детектор. Конвертор слике је омогућавао да се види у мраку. Овај детектор се назива активним јер је било неопходно обасјати потенцијалне локације мета снопом инфрацрвеног зрачења. Током другог светског рата радило се на развоју пасивног детектора – фотонског детектора. Средином 1950-их термални уређаји су постали доступни цивилној науци и индустрији.

## 2.1. Теорија термографије

Електромагнетни спектар је подељен у више делова према таласној дужини који се називају опсези. Опсези се разликују по начину који се користи приликом стварања и детектовања електромагнетног зрачења **одговарајуће таласне дужине**. За све опсеге важе исти физички закони.



Слика 2.1. 1: Електромагнетни спектар

У термографији се користи инфрацрвени опсег. Горња граница овог опсега се наслања на видљиви део спектра, а доња на микроталасе. Инфрацрвени опсег се често дели на четири мања подопсега. То су блиско инфрацрвено зрачење ( $0.75\text{--}3\ \mu\text{m}$ ), средње ( $3\text{--}6\ \mu\text{m}$ ), далеко ( $6\text{--}15\ \mu\text{m}$ ) и екстремно инфрацрвено зрачење ( $15\text{--}100\ \mu\text{m}$ ).

Црно тело представља објекат који апсорбује свако зрачење, било које таласне дужине, које на њега падне. Идејно је конструкција црног тела веома једноставна. Карактеристика зрачења отвора у изотермној шупљини од непрозирног апсорбујућег материјала доста одговара карактеристикама црног тела. У пракси је црно тело **непропусна** кутија свуда осим на отврима на једној страни кутије. Свако зрачење које прође кроз отворе се апсорбује кроз понављајуће рефлексије унутар кутије и само инфинитезимално мали део може да изађе из кутије. Црна која се добија на отврима је приближно једнака црном телу и готово савршена за све таласне дужине. Емисивност црног тела описују три закона:

- Планков закон

Описује спектрану расподелу зрачења црног тела. Када се Планкова формула, дата једначином 2.1.1 исцрта у функцији таласне дужине, за различите температуре добија се фамилија крива. **За било коју од ових крива када је  $\lambda = 0$ , емисивност је такође нула**. Са растом температуре, таласна дужина на којој се јавља максимум се смањује.

$$W_{\lambda b} = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5 (e^{hc/\lambda kT} - 1)} \times 10^{-6} \left[ \frac{Watt}{m^2}, \mu m \right] \quad (2.1.1)$$

- Винов закон

Диференцирањем Планкове формуле по  $\lambda$  и налажењем максимума добија се:

$$\lambda_{max} = \frac{2898}{T} [\mu m]$$

ова формула је математички запис појаве да боје варирају од црвене преко наранџасте до жуте како температура црног тела расте. Тако веома топла звезда Сириус ( $11\ 000\ K$ ) емитујући белу светлост,

зрачи топлотну енергију чији се пик детектује у невидљивом ултраљубичастом делу спектра а таласна дужина тог зрачења је  $0.27 \mu m$ . Сунце, чија је температура око  $6000 K$  емитује жуту светлост, чији је пик на око  $0.5 \mu m$ , односно у средини видљивог дела спектра. На собној температури пик емитованог зрачења се налази на  $9.7 \mu m$ . Ова таласна дужина припада далеком инфрацрвеном опсегу који није видљив голим оком.

- Стефан-Болцманов закон

Интегралне Планкову формулу од  $\lambda = 0$  до  $\lambda = \infty$ , добија се укупно израчена енергија црног тела.

$$W_b = \sigma T^4 [Watt/m^2]$$

Формула говори да је укупна снага зрачења црног тела пропорционална четвртој степену апсолутне температуре. Према овој формули снага коју људско тело, чија је температура  $300 K$ , израчи у окружење површине  $2 m^2$  је око  $1 kW$ . Овај губитак снаге се не би могао надоместити да нема апсорпције зрачења са околних површина.

Дакле сем црног тела, и сва остала тела зраче и апсорбују електромагнетно зрачење. Како би се окарактерисала израчена снага неког тела уводи се појам који је назван емисивност. Спектрална емисивност представља однос спектралне снаге зрачења неког објекта и црног тела на истој температури и таласној дужини:

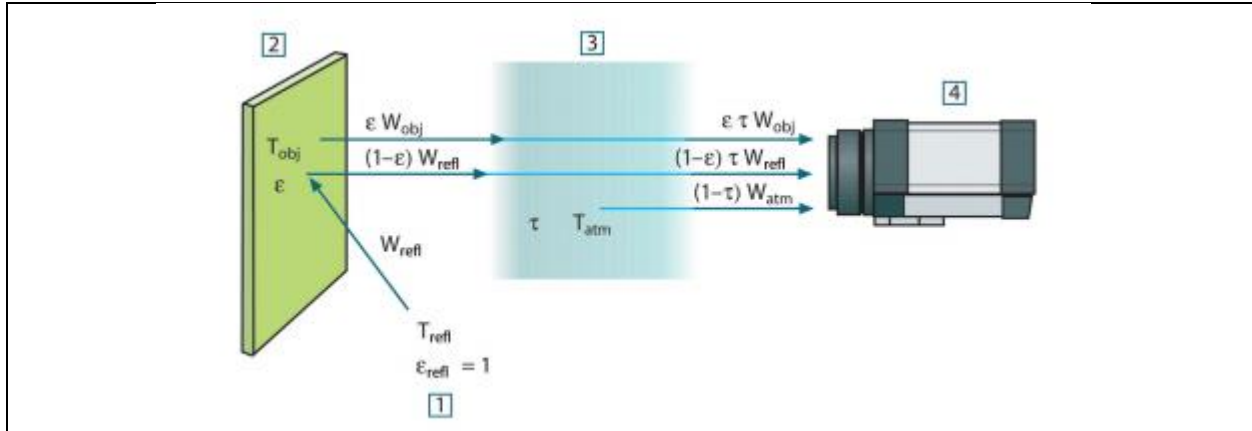
$$\varepsilon_\lambda = \frac{W_{\lambda o}}{W_{\lambda b}}$$

Опште говорећи постоје три типа извора зрачења, који се разликују начину на који се емисивност мења са променом таласне дужине.

- Црно тело,  $\varepsilon_\lambda = \varepsilon = 1$
- Сиво тело,  $\varepsilon_\lambda = \varepsilon = const.$  мања од 1
- Радијатор,  $\varepsilon$  варира са таласном дужином

## 2.2. Мерење инфрацрвеног зрачења

Зрачење на детектовано камером која снима неки објекат не потиче само од тог објекта. Оно садржи и зрачење које потиче од околине, рефлектовано од површине објекта. Оба ова зрачења донекле ослабе док кроз атмосферу путују до детектора. И само зрачење атмосфере утиче на оно које долази до камере. Ово је приказано на слици 2.2.1. Ово је досата поједностављен модел онога зрачења тела, поред атмосфере на израчену топлотну енергију утичу и објекти који нису обухваћени видеокругом камере али имају велику снагу зрачења. Овакве утицаје је тешко квантификовати, али су они углавном довољно мали да се могу занемарити. На основу слике 2.2.1 може се извести формула за рачунање температуре објекта који припада сцени уз помоћ излаза калибрисане камере.



##### НАЦРТАТИ СОПСТЕВЕНУ СЛИКУ #####

Претпоставимо да је детектована снага зрачења  $W$  извора који представља црно тело температуре  $T_{source}$ , на малим растојањима генерише излазни сигнал камере  $U_{source}$  који је пропорционалан снаги на улазу (ленеарна снага камере). Може се писати следећа једначина:

$$U_{source} = CW_{source}$$

или једноставније:

$$U_{source} = CW_{source}$$

где је  $C$  константа. Као што је претходно описано, постоје три извора израчене снаге:

- Зрачење које потиче од објекта  $\epsilon\tau W_{obj}$

Где је  $\epsilon$  емисивност објекта,  $\tau$  трансмисивност атмосфере, а температура објекта је  $T_{obj}$ .

- Од околине рефлектовано зрачење  $(1 - \epsilon)\tau W_{ref}$

Где је  $(1 - \epsilon)$  рефлективност објекта. Окружење као извор зрачења има температуру  $T_{ref}$ . Усваја се да је  $T_{ref}$  исто за све површине које окружују објекат. Ово је наравно поједностављена верзија стварне ситуације, али и неопходна како би се дошло до **неке** формуле која може имати практичну примену. Поред тога, усваја се да је емисивност околине 1, то значи да ће сво зрачење које пада на површине које окружују објекат пре или касније бити апсорбовано, што је у складу са Кирховим законом.

- Зрачење које потиче од атмосфере  $(1 - \tau)\tau W_{atm}$

Где је  $(1 - \tau)$  емисивност атмосфере. Температура атмосфере је  $T_{atm}$ .

Даље, укупна израчена снага је дата формулом 2.2.1:

$$W_{tot} = \epsilon\tau W_{obj} + (1 - \epsilon)\tau W_{ref} + (1 - \tau)\tau W_{atm} \quad (2.2.1)$$

Ако претходни израз помножимо константом  $C$ , на основу једначине 2.2.2 можемо писати:

$$U_{tot} = \epsilon\tau U_{obj} + (1 - \epsilon)\tau U_{ref} + (1 - \tau)\tau U_{atm} \quad (2.2.2)$$



па следи да је  $U_{obj}$  :

$$U_{obj} = \frac{1}{\varepsilon\tau} U_{tot} - \frac{1 - \varepsilon}{\varepsilon} U_{ref} - \frac{1 - \tau}{\varepsilon\tau} U_{atm} \quad (2.2.3)$$

Где је  $U_{obj}$  израчунат напон на излазу из камере за црно тело на температури објекта  $T_{obj}$ . Напон се може директно превести у температуру објекта.  $U_{tot}$  је измерен напон на излазу камере.  $U_{ref}$  теоријски добијен напон калибрацијом камере за црно тело на температури  $T_{ref}$ .  $U_{atm}$  теоријски добијен напон на основу калибрације камере црним телом на температури  $T_{atm}$ . Израз 2.2.3 представља општу формулу која се користи за израчунавање температура код термовизијске Флирове опреме.

Из претходних порука се може закључити да приликом коришћења камере треба водити рачуна о:

- емисивности објекта  $\varepsilon$
- релативној влажности ваздуха
- температури атмосфере  $T_{atm}$
- удаљености објекта
- рефлектованој температури амбијента  $T_{ref}$

Од саме апликације зависи колико је битно што приближније познавати ове параметре.

## 3. Витални знакови

### 3.1. Пулс

Срце ради као пумпа, чиме омогућава циркулисање крви кроз организам. Под циркулацијом крви кроз организам подразумевамо **ону** која се одвија између срца и тела као и ону која се одвија између плућа и срца. Код друге долази до везивања кисеоника за молекуле хемоглобина, те онда прва транспортује кисеоник до различитих делова тела. Учестаност којом срце пумпа крв назива се пулс. Код одраслих људи уобичајне вредности пулса су у опсегу од 60 до 100 откуцаја у минути. Нижи пулс обично одговара ефикаснијем раду срца и бољој кондицији, зато је **на пример** пулс атлетичара знатно нижи. На пулс утичу физичка активност, кондиција, температура ваздуха, позиција тела, здравствено и емотивно стање, па се стога познавање пулса може користити као индикатор расположења неке особе.

### 3.2. Дисање

Овај физиолошки процес подразумева пренос кисеоника из ваздуха из спољашње средине до унутрашњих ткива као и пренос угљен диоксида у супротном смеру. Дисање је спонтани процес, који се одвија у циклусима. Један циклус се састоји од инхалације и експирације ваздуха у којој сем плућа учествују и други органи као што су stomачни мишићи, дијафрагма, душник, нос. Преко носа се узима ваздух из спољне средине, ваздух путује до плућа где се врши размена гасова и на крају се ваздух поново преко носа ослобађа ваздух који се путујући кроз организам загрејао. Дакле температура ваздуха приликом инхалације и експирације није иста, а то утиче и на температуру коже око ноздрва. Те промене у температури коже нам омогућавају да одредимо учестаност дисања неке особе.

## 4. Карактеристике камере

У овом раду коришћена је FLIR A35 термовизијска камера, чије су спецификације дате табелом 4.1. Камера има линеарни и нелинеарни мод, у нелинеарном моду вредности температура се одређују на основу нелинеарне функције са табличним коефицијентима, док је линеарни мод, који је коришћен у овом раду, описан **линеарном** функцијом. Параметри од значаја за ову апликацију су фреквенција одабирања, начин фокусирања, температурна и просторна резолуција и тип комуникације.

Спецификације камере	
Просторна резолуција	320×256 пиксела
Фреквенција одабирања	60 Hz
Опсег радних температура	-25°C до 130 °C
Температурна резолуција	< 0.05 K
Тип комуникационог протокола	<b>Гигабит етернет</b>
Фокус	Ручни
Спектрални опсег	7.5 – 13 $\mu\text{m}$
Формат излазног податка	14 битни податак

Табела 4. 1: Спецификације FLIR A35 термовизијске камере.



Слика 4. 1: FLIR A35, лево зарези на објективу омогућавају мануелни фокус, десно улаз за етернет кабл.

### 4.1. Фреквенција одабирања

Теоријски, довољно је да учестаност одабирања буде два пута већа од учестаности процеса који желимо да снимимо, у пракси се обично узима да је учестаност одабирања десетак пута већа. У конкретном случају, као што је дато у табели 4.1. фреквенција одабирања је 60 Hz. За сам процес рада срца и дисања околико велика учестаност одабирања није неопходна, али како је од интереса испратити и мале покрете мишића лица или нагле покрете главе добро је што је ова **учестаност** већа. Такође, са *oversampling*-ом се остварује бољи однос сигнал шум.

### 4.2. Начин фокусирања

Камера нема ауто фокус, тако да се у апликацији подразумева да се растојање између корисника и објектива не мења много у времену. Како је предвиђено да једна оваква апликација нађе примену у аутомобилској индустрији за праћење виталних знакова возача, сасвим је у реду да се фокус камере подеси на неку статичну вредност у односу на позицију **седишта**.

### 4.3. Температурна резолуција

У већини радова температурна резолуција камера које су коришћене је мања од 0.025 K. **Показало** се да је резолуција ове камере, 0.05 K, задовољавајућа. Термовизијске камере су скупе, а са већом резолуцијом, расте и цена. Један од циљева овог рада је био и тај да се покаже да ли је могуће са конкретном камером наћи корелацију између снимљених температура и пулса, односно дисања.

#### 4.4. Просторна резолуција

Како је од интереса само лице, на које се камера ручно фокусира, и које се не налази далеко од објекта, мала просторна резолуција не утиче на тачност мерења.

#### 4.5. Тип комуникације

Гигабит етернет означава појам који описује разне технологије за слање етернет фрејмова брзином од гигабита у секунди на начин који је дат IEEE 802.3-2008 стандардом. (Society, 2012) Овај стандард се у односу на претходне највише разликује на физичком слоју и слоју везе ОСИ модела. Потпун дуплекс је подразумевани режим рада, али је могућ и рад у полудуплексу.

Манчестер кодирање може постићи 1 Gb/s само уз сигнал од 2 Gb/s, што је тешко, а у погледу искоришћења пропусног опсега и расипно. За оптичке канале, уведен је нов начин кодирања 8B10B. Свака 8-битна реч у оптичком влакну кодира се са 10 бита. Пошто за сваки улазни бајт постоји 1024 могућих кодних декета, постоји извесна слобода да се између њих изаберу они који су дозвољени. Избор се врши по следећим правилима:

- Ниједна кодна реч не сме да има више од 4 идентична бита у низу
- Ниједна кодна реч не сме да има више од 6 јединица, нити више од 6 нула

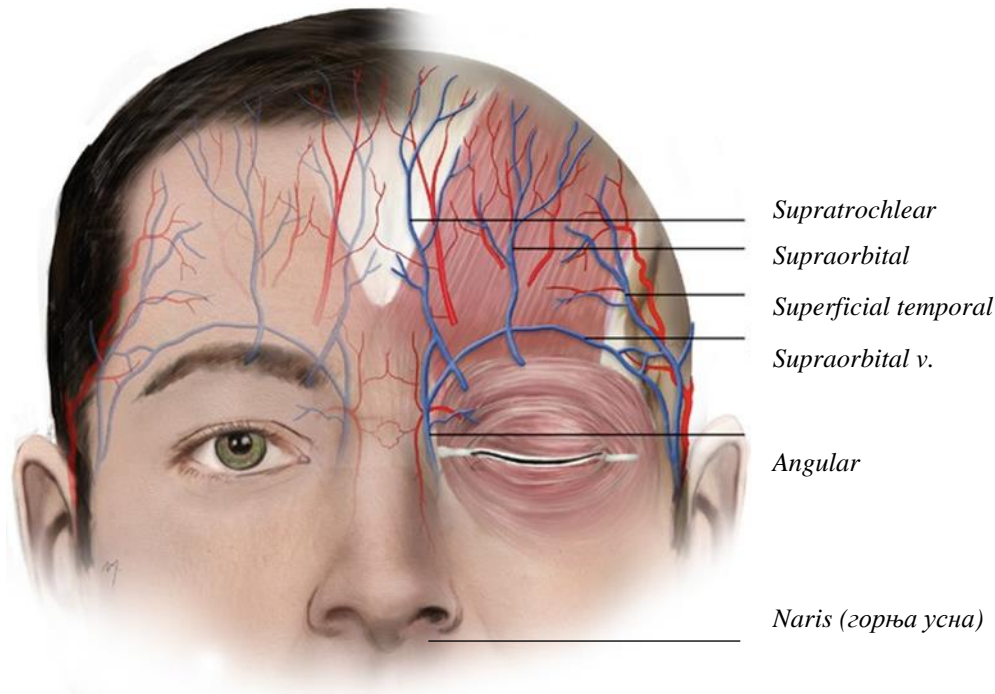
Наведена правила су уведена да би се у току бита одржавали јасни прелази помоћу којих прималац одржава корак са пошљаоцем а и да би се број нула и јединица на влакну што више уравнотежио. Поред тога неким улазним бајтовима додељене су и по две могуће кодне речи, па у случају кодирања програм бира ону која помаже уједначавању нула и јединица у дотадашњем преносу.

Развој гигабитног етернета довео је до развоја новог спојног интерфејса названог гигабитни интерфејс независан од медија (*Gigabit Media Independent Interface - GMII*). Услед повећања брзине код гигабитног етернета, екстерно повезивање етернета није технички одрживо. Из ових разлога GMII не подржава одвојене конекторе за повезивање примопредајника или примопредајног кабла. GMII омогућава стандардно повезивање интегрисаних кола на плочи, користи се повезивање матичне плоче са интерфејсом на мрежној картици. GMII је чисто логички интерфејс без дефинисане физичке имплементације. Он конвертује различите улазне сигнале примљене преко различитих медијума путем уграђеног гигабит етернет примопредајника у стандардизоване дигиталне сигнале. Ови сигнали се даље прослеђују етернет контролеру који ради на MAC слоју и одговоран је за формирање етернет фрејмова при слању и пријему. GMII користи интерфејс ширине једног бајта, чиме обезбеђује осам канала за комуникацију између етернет примопредајног модула и контролера, преносећи на тај начин дупло више информација него MII, који користи само четири канала. GMII омогућава контролеру да лакше обрађује податке при гигабитним брзинама. Примопредајни чипови се производе да истовремено подрже и MII и GMII на истом етернет порту.

Коришћење гигабит етернета омогућава брз пренос слика преко уобичајних јефтиних каблова чак и на већа растојања. Такође преко гигабит етернета могу да се повежу хардвер и софтвер различитих произвођача. Велика предност коришћења гигабит етернета је и у томе што може да се користи и за напајање уређаја (PoE – Power over Ethernet). Дакле преко једног кабла се остварује и комуникација и напајање.

## 5. Региони од интереса

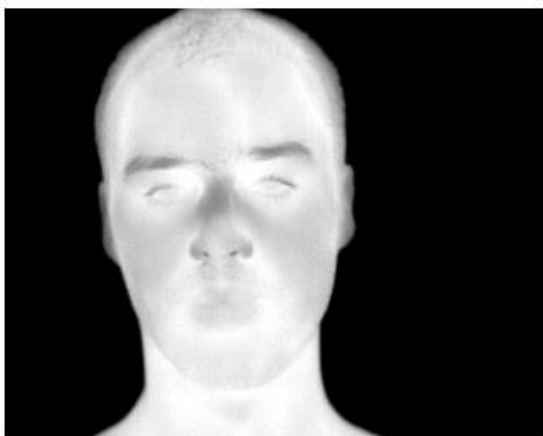
Као што је речено у уводу на основу промена температуре коже лица могуће је одредити пулс и учестанос дисања. Како су те промене мале треба одабрати само **оне** делове лица на којима су оне најизраженије. Кад је пулс у питању посматра се површина коже изнад крвних судова. У радовима се избор крвног суда најчешће своди на вратни или чеони крвни суд, што је и логично, јер ова два крвна суда су највећа у пределу лица и генерално откривеног дела тела те их је згодно користити за овакву врсту апликације. Како је за дисање неопходно посматрати површину коже испод ноздрва, што даље значи да је потребно да видно поље камере буде усмерено на лице, у овом раду се пулс одређује преко чеоног крвног суда.



Слика 5. 1: Региони од интереса

### 5.1. Регион од интереса за естимацију пулса

Срце пумпа крв у крвне судове, па се та крв контракцијама крвних судова даље преноси кроз организам. Температура коже изнад крвних судова је нешто већа од температуре остатка коже. То се може и без неке посебне обраде термовизијске слике видети на слици 5.1.1. Узимајући то у обзир може се издвојити регион над којим би се посматрала промена температуре. Када је крвни суд испуњен крвљу температура крвног суда је нешто виша него иначе, а самим тим и део коже изнад њега има нешто вишу температуру. Ред величине ових промена је око 0.1 К.



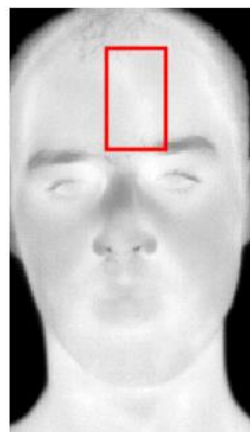
Слика 5.1. 1: Термовизијска слике лица



Слика 5.1. 2: Сегментација коже



Слика 5.1. 3: Одбацивање позадине



Слика 5.1. 4: Слика спремна за даљу обраду

Прво је потребно издвојити лице из позадине. Како се температура коже знатно разликује од температуре позадине довољно је поставити праг који бинаризује слику делећи пикселе на оне које припадају лицу и на оне које не припадају. Након тог, како би се отклонили могући делови који не припадају лицу или рупе које су настале због фиксне вредности прага, примењене су дилетација и ерозија. Прво се одабере кернел, а онда се преклапањем кернела са сликом одбацују извесни делови слике или попуњавају шупљине. Кад остане само лице потребно је одбацити шум, који настаје због несавршености сензора и зрачења околине. Како су крвни судови једва видљиви обли и благи објекти на термовизијској слици потребно је имплементирати филтер који ће сачувати **детаље, а ублажити оштре ивице** и одстранити шум. Такав је анизотропни дифузни филтар, дат једначином 5.1.1.

$$\frac{\Delta I(x, t)}{\Delta t} = \nabla(c(x, t) \nabla I(x, t)) \quad (5.1.1.)$$

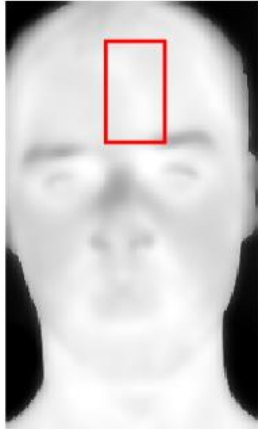
У конкретном случају  $I(x, t)$  је термална инфрацрвена слика,  $x$  одговара просторним димензијама, а  $t$  време.  $c(x, y)$  је дифузна функција. Дискретна верзија анизотропног дифузног филтра је дата једначином 5.1.2., у којој четири коефицијента дифузије и четири градијента потичу од четири правца (North - север, South - југ, East - исток, West - запад) у односу на позицију пиксела  $(x, y)$ .

$$I_{t+1}(x, y) = I_t + \frac{1}{4} [c_{N,t}(x, y) \nabla I_{N,t}(x, y) + c_{S,t}(x, y) \nabla I_{S,t}(x, y) + c_{E,t}(x, y) \nabla I_{E,t}(x, y) + c_{W,t}(x, y) \nabla I_{W,t}(x, y)] \quad (5.1.2.)$$

Сваки коефицијент дифузије и одговарајући градијент се рачунају на сличан начин. На пример, коефицијенти у правцу севера се рачунају као:

$$c_{N,t}(x, y) = \exp\left(\frac{-\nabla I_{N,t}^2(x, y)}{k^2}\right) \quad (5.1.3.)$$

где је  $I_{N,t} = I_t(x, y + 1) - I_t(x, y)$ .



Слика 5.1. 5: Резултат анизотропне филтрације

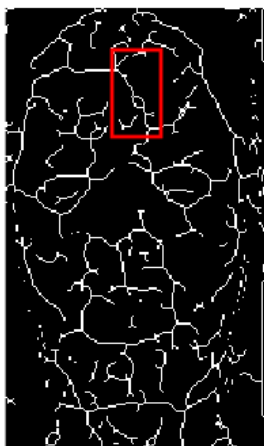


Слика 5.1. 6: Резултат White Top Hat филтрације

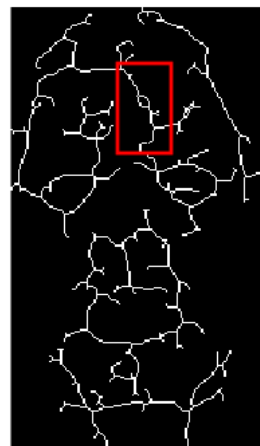
Резултат анизотропске филтрације дат је на слици 5.1.5. Даље је потребно применити филтар који ће пропустити само најсветлије делове. Најсветлији делови одговарају најтоплијим деловима коже односно крвним судовима. За то се може употребити *White Top Hat* филтар који представља комбинацију ерозије и дилатације:

$$I_{top} = I - [(I \ominus S) \oplus S] \quad (5.1.4.)$$

Резултат *White Top Hat* филтрирања су (слика 5.1.6) региони пиксела чија је вредност већа од нуле, ти региони нису повезани у потпуности па је потребно применити скелетонизацију која ће регионе повезати у логичке целине, приликом чега долази и до стварања паразитних компоненти, али се оне могу елиминисати операцијом која се назива поткресивање.

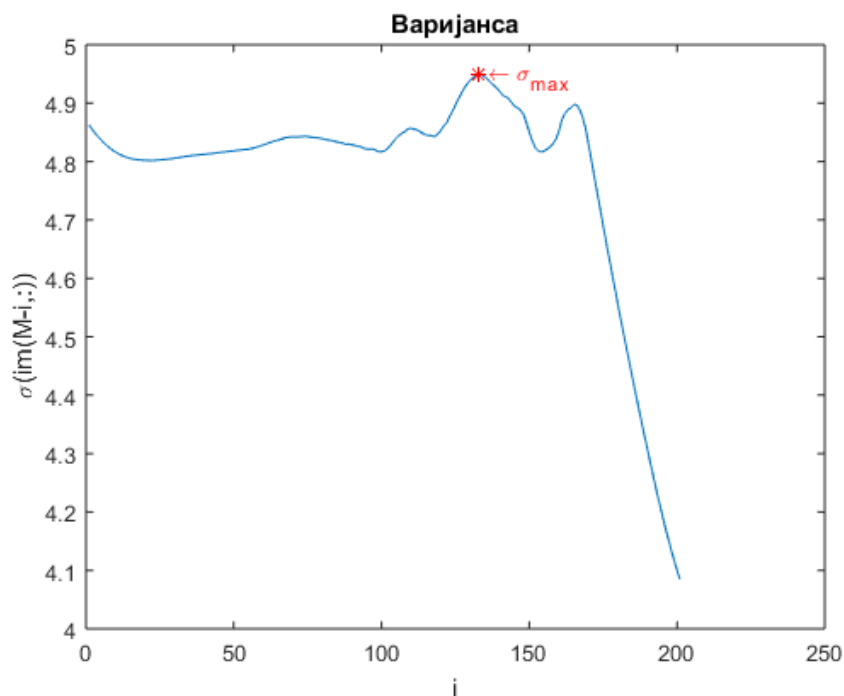


Слика 5.1. 7: Скелетонизација



Слика 5.1. 8: Поткресивање

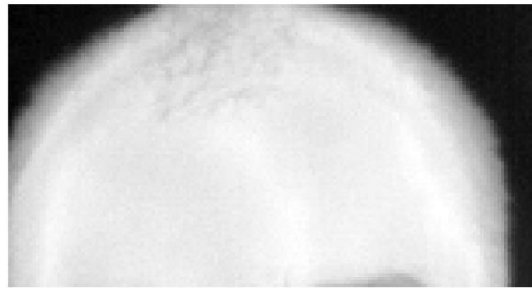
У већини радова обрада термовизијских слика се врши *offline*, а региони од интереса се ручно селекују. Како је алгоритам намењен *real time* апликацији, потребно је аутоматизовати налажење региона од интереса. Због тога се проблем налажења крвног суда на челу мора поједноставити, односно површина на којој се крвни суд тражи смањити. То је могуће извести на два начина сегментацијом чела или налажењем позиције обрва. Први начин креће од претпоставке да је чело највећа површина на лицу козистентне структуре и температуре. За **маску** дату на слици 5.1.3. се у итерацијама одбацујући ред по ред слике одоздо на горе рачуна варијанса. Како је чело компактна површина очекује се да ће варијанса на том делу слике имати **максималну** вредност. На слици 5.1.9. дат је график чија апсиса представља број одбачених редова, а ордината вредност варијансе на преосталом делу слике. Налажењем небесконачног максимума ове криве добија се колико редова идући одаздо ка горе треба одбацити.



Слика 5.1. 9: Крива која представља варијансу слике након одбацивања  $i$ -тог реда



Резултат сегментације чела налажењем максимума варијансе на прозору дужине  $N$  – број колона пиксела, и висине  $M - i$ ,  $M$  – број редова,  $i$  – број одстрањених редова и детекцијом обрва дат је сликом 5.1.10. Недостатак ове методе је у томе што уколико особа има шишке, максимум варијансе вероватно неће одговарати реду који раздваја чело од остатка лица. Да би се овај недостатак превазишао, уведен је редувантни поступак сегментације чела а то је детекција обрва. Идеја је базирана **не** разлици у температури обрва и коже и геометријском облику обрва. Као што се може видети на слици 5.1.11. обрве се као хладније могу издвојити, а онда се на основу обележија који у обзир узимају облик издвојених делова, могу наћи центри елипси које одговарају обрвама. Може се учинити да је први начин сувишан, али и детекција обрва има својих недостатака, наиме, у већини случајева су обрве значајно хладније од коже, али код људи са нежним обрвама се дешава да **малте** **не** не постоји разлика у температури, па се оба начина користе како би постојала редуванса. На овај начин покривен је велики број људских лица. Детекцијом обрва се додатно ограничава површина на којој треба тражити крвни суд, јер сада осим информације о  $y$  координати, постоји информација о  $x$  координатама. Резултат сегментације чела након примене обе методе је дат на слици 5.1.13.



Слика 5.1. 10: Резултат сегментације чела на основу варијансе



Слика 5.1. 11: Детекција елипси



Слика 5.1. 12: Екстракција обрва



Слика 5.1. 13: Регион од интереса за естимацију пулса

## 5.2. Регион од интереса за естимацију учестаности дисања

Када су у питању *rgb* фотографије, *Computer Vision Toolbox* у матлабу поседује функције за налажење лица, носа, уста, очију... Како ове функције раде уз помоћ *xml* фајлова чији су коефицијенти добијени тренирањем неуралних мрежа *rgb* фотографијама, за слике са термовизијске камере се оне углавном не могу применити. Уз познавање локације лица на сцени и координата обрва добијених приликом одређивања региона од интереса за естимацију пулса, позиција носа се може **отприлике** геометријски проценити пошто се налази тачно између обрва, а дужина од обрва до врха носа је скоро једнака дужини између браде и ноздрва. Ово наравно није довољно прецизан метод, те један од проблема које треба решити у будућем раду управо детекција носа. На слици 5.2.1. приказана је издвојена површина.

## 6. Праћење региона од интереса

Глава прави мале, голим оком невидљиве, осцилације док крв протиче кроз крвне судове. [MIT] Поред ових осцилација проузрокованих протицањем крви ту су и трептање, померање мишића лица, дисање. Да би се тај проблем решио потребан је неки од алгоритама за праћење. Овај ефекат има већи утицај на естимацију пулса јер су промене у температури мање, а границе региона од интереса стриктније. Како би увек одабирали вредности са истих пиксела потребно је вршити корекцију над сликама које су услед наведених кретања појединих делова лица, померене у односу на референтну слику. Испробано је више метода, а најбоље се показала *Feature Matching* метода која користи *SURF algorithm* и о којој ће у даљем тексту бити више речи, добро се показао и алгоритам за детекцију и праћење лица на основу хистограма, о коме ће такође бити речи у поглављу 6.2.

Други проблем који представља препреку за *real-time* одређивање пулса су нагли покрети главом који се понекад не могу довољно добро комензовати те је у тим случајевима боље прекинути мерење и израчунати вредности виталних знакова на основу већ прикупљених података. Као индикатор да је дошло до наглог покрета служи диференцијал свака два суседна фрејма на којима је претпроцесиранем слика бинаризована на лице и позадину. Уколико се велики број пиксела не поклапа значи да је дошло до наглог покрета, што ће даље изазвати пик у сигналу који представља диференцијал фрејмова.

### 6.1. *Feature Matching*

Налажење кореспонденције између две слике се може поделити у три корака, први је избор обележија углова, *bolb*-ова, *T-junction*-а...Потом избор детектора, чија је главна карактеристика да су резултати које даје поновљиви. Ова карактеристика говори о поузданости детектора када је у питању налажење физички истих тачака од интереса гледаних из различитих углова. Окружење сваке од тачака од интереса је описано вектором обележја - дескриптором. Ти дескриптори морају бити независни међу собом и робусни у погледу шума, померених детекција, геометријских или фотометријских деформација. На крају се ови вектори обележија упарују. Упаривање је базирано на растојању између свака два вектора која потичу од различитих слика, дакле налажењу еуклидове дистанце. Димензије вектора су директно повезане са брзином извршавања алгоритма, па је за *real-time* апликације од великог значаја баланс између уштеде времена и губљења на дистинкцији између вектора, која је сразмерна њиховој дужини. Матлаб поседује функцију *detectSURFfeatures* којом је имплементиран *Speeded-Up Robust Features (SURF) algorithm*. Овај алгоритам је базиран на “*bolb*” обележјима, инваријантан је на скалирање и ротацију слике и не користи информацију о боји. Дескриптор је детерминанта матрице која је хесијан. *Bolb* структуре се детектују на местима на којима детерминанта има највећу вредност.

Могу се издвојити три главне целине овог алгоритма:

- Детекција тачака од интереса
- Описивање окружења тачака од интереса
- Упаривање

Слика се прво филтрира правоугаоним филтрима којима се апроксимира Гаусово филтрирање. Филтрирање слике је брже ако се користи интегрална слика, јер су тада неопходна само четри израчунавања у угловима правоугаоника:

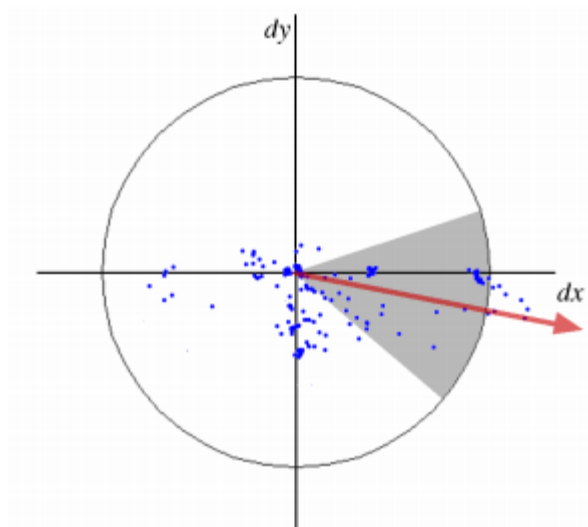
$$S(x, y) = \sum_{i=0}^x \sum_{j=0}^y I(i, j) \quad (6.1.1.)$$

Алгоритам користи **bolb** детектор базиран на Хесијану матрице. Вредност детерминанте се рачуна за Хесијан који се односи на оклину неке тачке и као тачке од интереса се бирају оне код којих је детерминанта била максимална.. Хесијан матрице у тачки  $\mathbf{x}$  за димензију  $\sigma$ , је:

$$\mathcal{H}(\mathbf{x}, \sigma) = \begin{bmatrix} L_{xx}(\mathbf{x}, \sigma) & L_{yx}(\mathbf{x}, \sigma) \\ L_{xy}(\mathbf{x}, \sigma) & L_{yy}(\mathbf{x}, \sigma) \end{bmatrix}, \quad (6.1.2.)$$

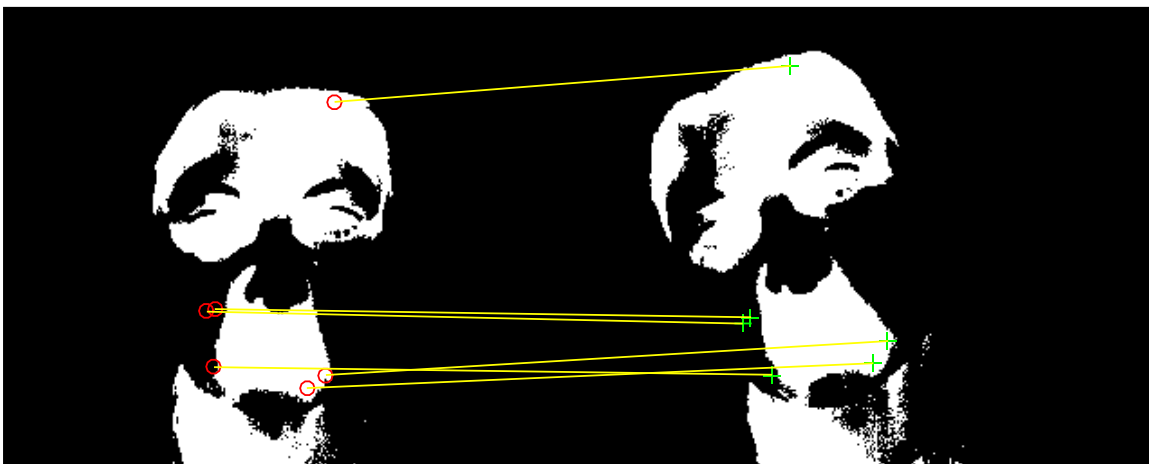
где је  $L_{xx}(\mathbf{x}, \sigma)$  резултат конволуције другог извода гаусијана са сликом  $I$  у тачки  $\mathbf{x}$ , слично и за  $L_{xy}(\mathbf{x}, \sigma)$  и  $L_{yx}(\mathbf{x}, \sigma)$ . Како би алгоритам био робустан у погледу величине објекта, слика се прво трансформише у координате уз помоћ Гаусове пирамиде. Овиме се добија слика у више резолуција.

Дескриптор мора да да јединствен и робустан опис обележја слике, преко описивања интезитета дистрибуције пиксела у окружењу тачке од интереса. Базиран је на одзиву Хар вејвлета око тачке од интереса. Већина дескриптора, па и овај, се зато рачуна на локалном нивоу, за сваку претходно детектовану тачку од интереса. Као што је већ речено дужина вектора утиче на брзину извршавања алгоритма, краћи вектори сем што скраћују време извршавања, могу бити робуснији на промене изгледа објекта који се детектује, али могу и довести до малих међусобних разлика и проузроковати велики број лажних позитива. Да би алгоритам био отпоран на ротацију, потребно је одредити орјентацију сваке од тачки од интереса. Орјентација се налази као што је приказано на слици 6.1.1. На неком прозору кружног облика око тачке од интереса налази се одзив Хар вејвлета, па се добијене вредности множе коефицијентима гаусове расподеле са центром у тачки од интереса. Одзив се састоји из вертикалног одзива чија је амплитуда дата на абциси и хоризонталног одзива чија је амплитуда дата на ординати. Доминантна орјентација се добија рачунањем суме свих одзива у клизно орјентисаном прозору неке ширине, на пример  $\frac{\pi}{3}$ . Хоризонтални и вертикални одзиви унутар прозора се векторски сабирају и дају локално орјентисан вектор. Најдужи од свих вектора у овом ротирајућем прозору даје орјентацију тачке од интереса. Величина клизног прозора је произвољан параметар.

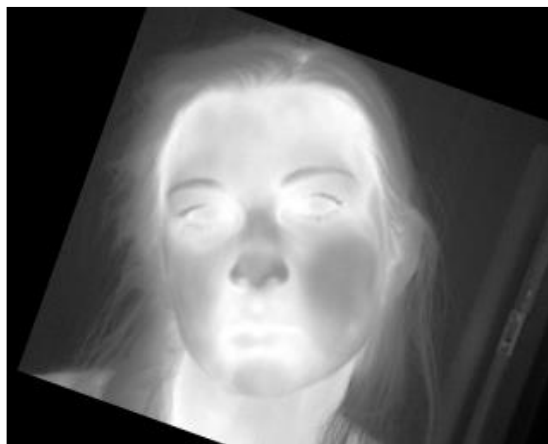


Слика 6.1. 1: Налажење орјентације тачака од интереса

Примену у конкретној апликацији алгоритам је нашао за праћење лица. На слици 6.1.2. дате су упарене тачке од интереса рефернтне и пристигле слике. Док је на слици 6.1.3. дата исправљена слика. Осим за цело лице, алгоритам је испробан и за праћење самих крвних судова, али то подразумева велики број морфолошких операција у свакој итерацији.



Слика 6.1. 2: Упаривање тачака од интереса



Слика 6.1. 3: Исправљена слика

## 6.2. Face tracking базиран на хистограму

Овај алгоритам може да да само информацију о позицији целог лица. Пошто је апликација замишљена тако да истовремено прати и дисање и пулс корисника, овај метод праћења је такође одговарајућ. За праћење лица коришћен је *Computer Vision Toolbox*. Прво је неопходно детектовати лице. То је урађено помоћу функције *vision.CascadeObjectDetector* која користи **Viola-Jones** алгоритам за детекцију лица и истренирани класификациони модел. Ограничавајући фактор ове функције је то што је модел за класификацију трениран за лица која су фронтално окренута камери, тако да уколико се особа окрене, праћење се може прекинути. Овај проблем се може превазићи бирањем добрих обележија инваријантних на ротацију. Као обележија за праћење се могу користити облици, текстуре или боје. Обележије треба одабрати тако да објекат који желимо да пратимо остаје инваријантан у односу на помераје. У овој апликацији је у потпуности одговарајуће користити боју коже, **тојест** температуру. Како је боја коже заправо сразмерна температури коже, постоји јасна дистинкција између вредности пиксела позадине и коже лица. Функција која креира објекат за праћење неког објекта на слици се назива *vision.HistogramBasedTracker*. Објекат за праћење базиран на хистограму користи *Continuously Adaptive Mean Shift (CAMshift)* алгоритам, који омогућава праћење објекта на слици на основу вредности пиксела. Када је лице детектовано екстрахују се вредности пиксели који припадају лицу. Ови пиксели служе за иницијализацију хистограма објекта који се прати.

Овај алгоритам представља технику за анализу слика непараметарским простором обележија. Њиме се детектују максимуми расподела. *CAMshift* алгоритам је напреднија верзија *Mean shift* алгоритма код које је прозор над којим се врши анализа, променљивих димензија. Ово доприноси тачности јер омогућава инваријантност на промене удаљености неког објекта од објектива. *Mean shift* алгоритам представља итеративни метод за лоцирање максимума функције расподеле. Ако претпоставимо сет података у дводимензионалном простору, а потом усвојимо кружни прозор са центром  $C$  и радијусом  $r$ , *Mean shift* подразумева померање овог прозора итеративно ка већим вредностима функције расподеле. *Mean shift* вектор је увек у смеру раста средње вредности функције расподеле. У свакој итерацији прозор се помера ка центроиду или средњој вредности тачака које обухвата. Метода рачунања средње вредности зависи од избора прозора. Ако је прозор Гаусов као што је то често случај, онда ће свака тачка прво бити помножена неким тежинским коефицијентом, таквим да му вредност експоненцијално опада са растојањем. Претпоставимо да је  $x$  иницијална средња вредност расподеле, и нека је дато  $K(x_i - x)$ , које представља функцију кернела. Функција кернела

дефинише тежинске факторе околних тачака које су потенцијалне естимације средње вредности расподеле. Кернел се обично моделује Гаусовом функцијом  $K(x_i - x) = e^{-c\|x_i - x\|^2}$ . Тада је отежињена средња вредност расподеле у прозору одређена са  $K$ :

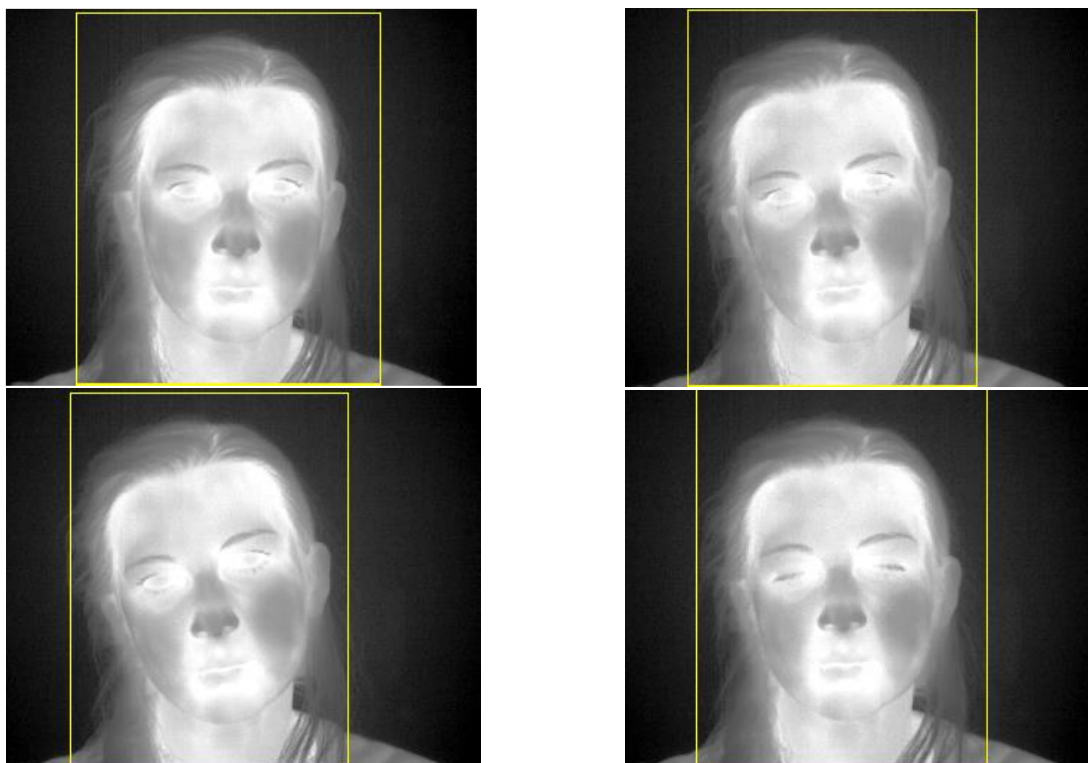
$$m(x) = \frac{\sum_{x_i \in N(x)} K(x_i - x) x_i}{\sum_{x_i \in N(x)} K(x_i - x)} \quad (6.2.1.)$$

где је  $N(x)$  околина  $x$ -а, група тачака за које  $K(x) \neq 0$ .

Разлика између  $m(x)$  и  $x$  се назива *mean shift*. Процедура рачунања средње вредности расподеле се понавља све док  $m(x)$  не почне да конвергира. Код CAMshift су прозори  $K(x_i - x)$  променљивих димензија. Што захтева само две операције више при израчунавању.

Када се овај алгоритам користи за праћење прво је потребно детектовати објекат од интереса, потом креирати мапу базирану на хистограму боја објекта од интереса. Пристигла слика се такође мапира, па се тражи највећа кореспонденција између објекта са претходне и тренутне слике. Овим се добија мапа вероватноћа које одговарају вероватноћи да се објекат налази на одређеној локацији пристигле слике. Област максималне вероватноће се узима за нову позицију објекта.

Резултати *CAMshift* алгоритма су приказани на слици 6.2.1. Први фрејм представља детектовано лице, на остали лице нађено на основу хистограма објекта од интереса, односно детектованог лица са прве слике.



Слика 6.2. 1: Праћење лица CAMshift алгоритмом

## 7. Естимација учестаности дисања и пулса

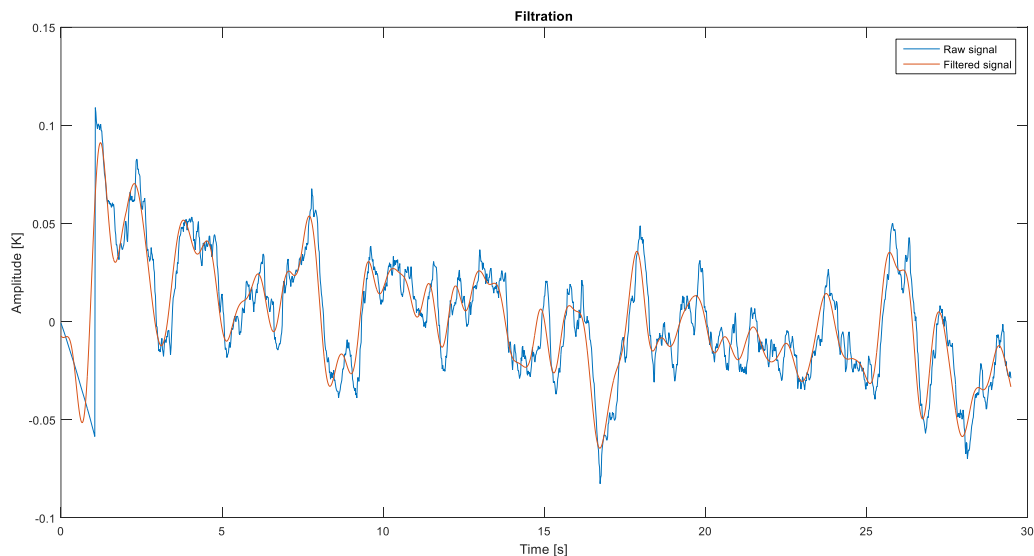
У овом поглављу биће разматране три методе за естимацију вредности пулса и учестаности дисања. Прва се односи на анализу сигнала у временском домену, а друге две на анализу сигнала у фреквенцијском. Прва од друге две представља класичан метод добијања спектра густине снаге – FFT, у комбинацији са аутокорелацијом, док други начин, естимација спектра параметарским методама, које дају бољу резолуцију спектра, самим тим и прецизнију естимацију пулса, али захтева већи број операција.

Једнодимензионални сигнали добијени усредњавањем вредности температура на региону од интереса се прво пропуштају кроз филтар пропусник фреквенција како би се потиснуле променљива средња вредност и више фреквенције које потичу од шума. Средња вредност варира јер као што је напоменуто у поглављу два, мерни инструмент има тачност од  $\pm 2$  К. Изабран је FIR филтар и Хамингова прозорска функција. Како су опсежи у којима се могу појавити естимирани вредности доста уски, пројектовани су независни филтри за филтрацију сигнала који потиче од дисања, односно пулса. У табели 7.1.1. дати су параметри филтара за оба процеса.

	Прозорска функција	Доња фреквенција [Hz]	Горња фреквенција [Hz]	Слабљење [dB]
Дисање	Hamming	0.1	0.6	20
Пулс	Hamming	0.8	1.5	20

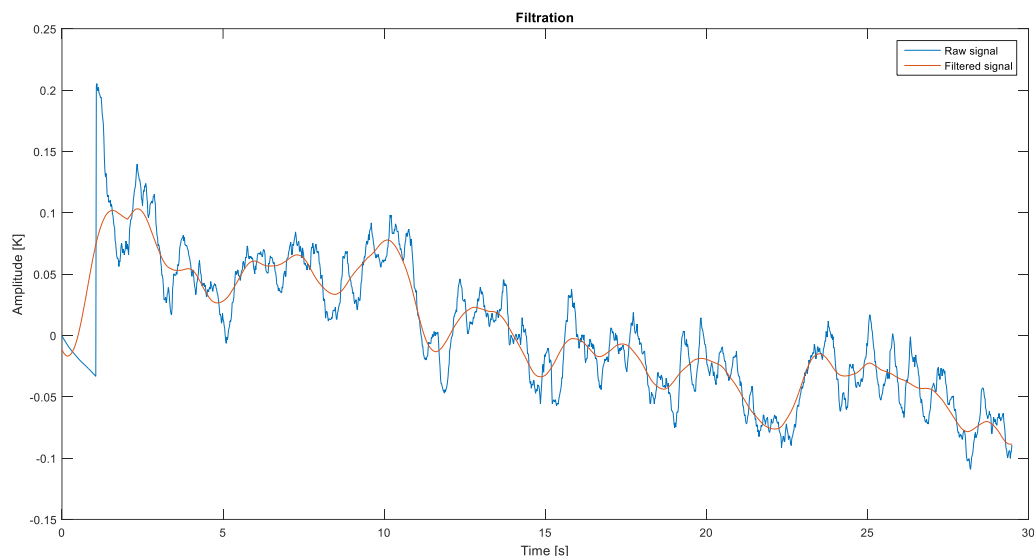
Табела 7.1: Спецификације филтра пропусника опсега за екстракцију учестаности дисања, односно пулса

На слици 7.1 дат је график сигнала који одговара пулсу пре и после филтрације, а на слици 7.1.2. сигнал који одговара дисању такође пре и после филтрације. Исфилтрирани сигнали ће даље бити коришћени за естимацију пулса.



Слика 7. 1: Сигнал температуре коже изнад крвног суда, пре и после филтрације филтром пропусником опсега.

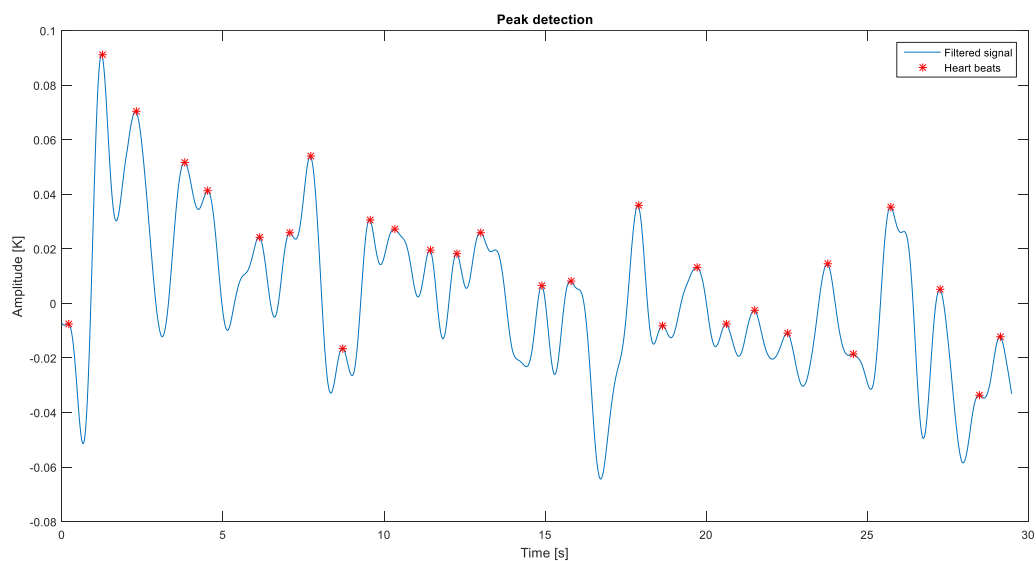




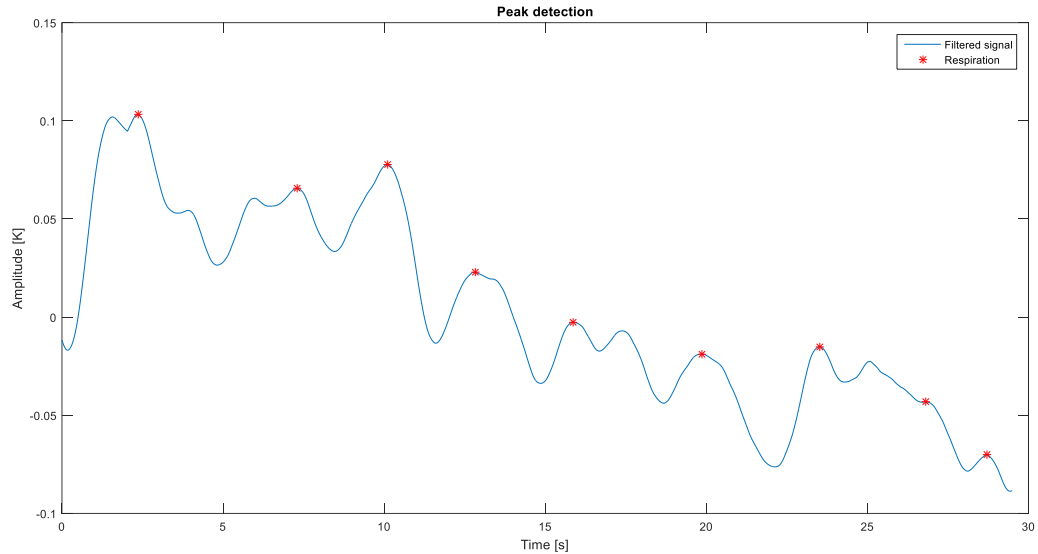
Слика 7. 2: Сигнал температуре горње усне пре и после филтрације филтром пропусником опсега.

## 7.1. Анализа у временском домену

Од интреса је наћи периодичност, односно учестаност сигнала. Једноставан и брз начин представља детекција пикова. Рачунањем растојања између пикова може се добити средња вредност периоде сигнала, а из ње и учестаност. Како шум деформише сигнал и после филтрације се може десити да постоје неки нежељени пикови, зато је у њиховој детекцији потребно поставити и **неке** додатне услове, као што су минимална висина пика, и минимално растојање између два пика. На слици 7.1.1. дат је сигнал пулса са детектованим пиковима, а на слици 7.1.2. сигнал дисања.



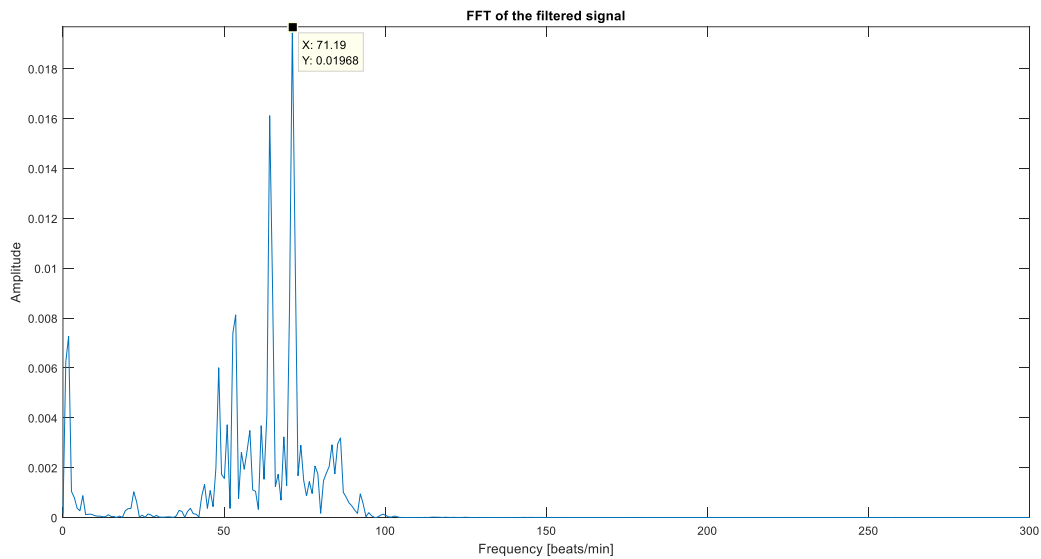
Слика 7.1. 1: Детекција одткуцаја срца



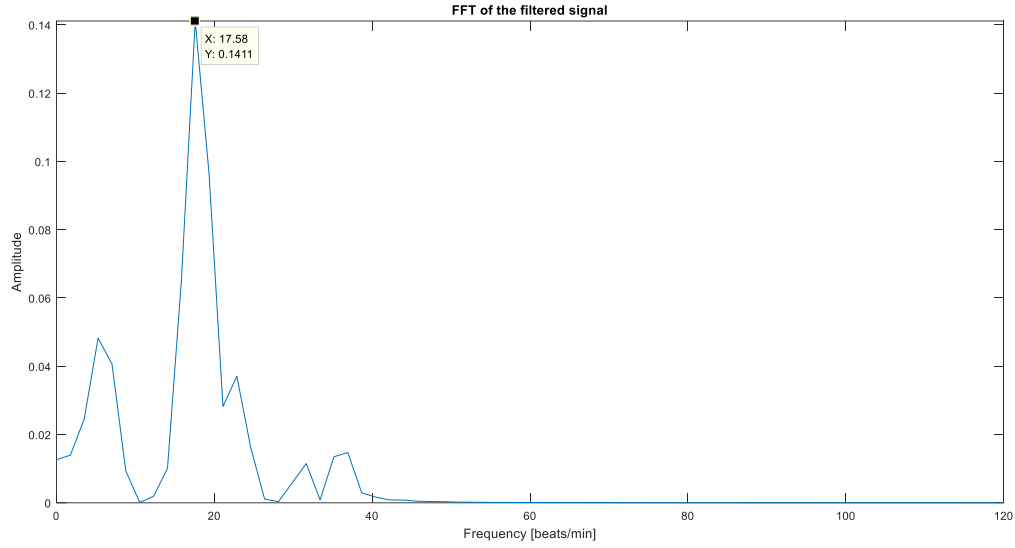
Слика 7.1. 2: Детекиција учестаности дисања

## 7.2. Непараметарски метод

Аутокорелација исфилтрираних сигнала додатно појачава периодичне компоненте сигнала и потискује непериодичне компоненте које потичу од поремећаја. Након аутокорелације потребно је на неки начин естимирати спектар густине снаге сигнала. На графицима који следе дате су СГС добијене FFT-ом. Овај метод даје задовољавајуће резултате кад је прозор над којим се FFT израчунава довољно велики.



Слика 7.2. 1: Спектар густине снаге пулса добијен непараметарским методама



Слика 7.2. 2: Спектар густине снаге дисања добијен непараметарским методама.

### 7.3. Параметарске методе

Када се FFT израчунава на неком прозору дужине  $N$ , уводи се претпоставка да су одбирци  $x[n]$ , за  $n < 0$  и  $n > N$  једнаки нули. Код параметарских метода је приступ другачији, на почетку се претпостави неки модел процеса, затим се естимирају параметри тог модела, из ког се онда може аналитички израчунати спектрална густина снаге за било коју учестаност. Ако је познато да се случајан процес  $x[n]$  добија када се кроз систем  $H(z) = B(z)/A(z)$  пропусти секвенца белог шума  $u[n]$ . На основу  $N$  доступних мерења могу се приближно одредити параметри  $A(z)$  и  $B(z)$ , па се СГС може одредити преко:

$$\hat{P}_{xx} = |H(e^{j2\pi f})|^2 \sigma^2 \quad (7.3.1)$$

где је  $\sigma^2$  варијанса побудног белог шума.

На овај начин је могуће постићи много већу резолуцију СГС. Код FFT на основу  $N$  доступних мерења директно се одређују вредности СГС, па ако желимо да проценим вредност спектра у  $M$  различитих тачака имаћемо укупно  $N/M$  мерења по једној учестаности на којој се естимира спектар. С друге стране, број непознатих параметара може бити много мањи од  $M$  па следи да је за једну учестаност доступан већи број мерења.

Процес је моделован ARMA моделом, који је дат следећим изразом:

$$x[n] = - \sum_{k=1}^p a[k]x[n-k] + \sum_{k=0}^q b[k]u[n-k] \quad (7.3.2)$$

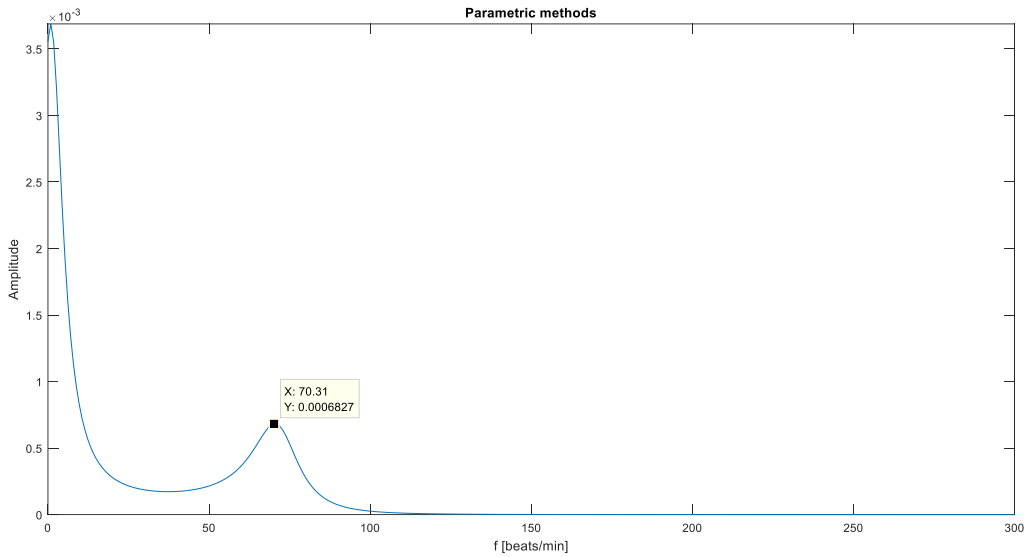
где је  $u[n]$  улаз моделован белим шумом, а  $a[k]$  и  $b[k]$  параметри модела, на основу којих се добијају полиноми функције преноса, чији фреквенциски одзив даје СГС. За израчунавање параметара модела коришћен је LSMYWE алгоритам. Прво је потребно одабрати ред модела. Нека је  $p$  ред AR модела а  $q$  ред MA модела. Прво се на основу доступног сета мерења рачуна аутокорељациона

матрца а потом се из Yule-Walker – ових једначина налазе вредности параметара  $a[k]$ . Једначине 7.3.3 се могу решити Cholesky декомпозицијом.

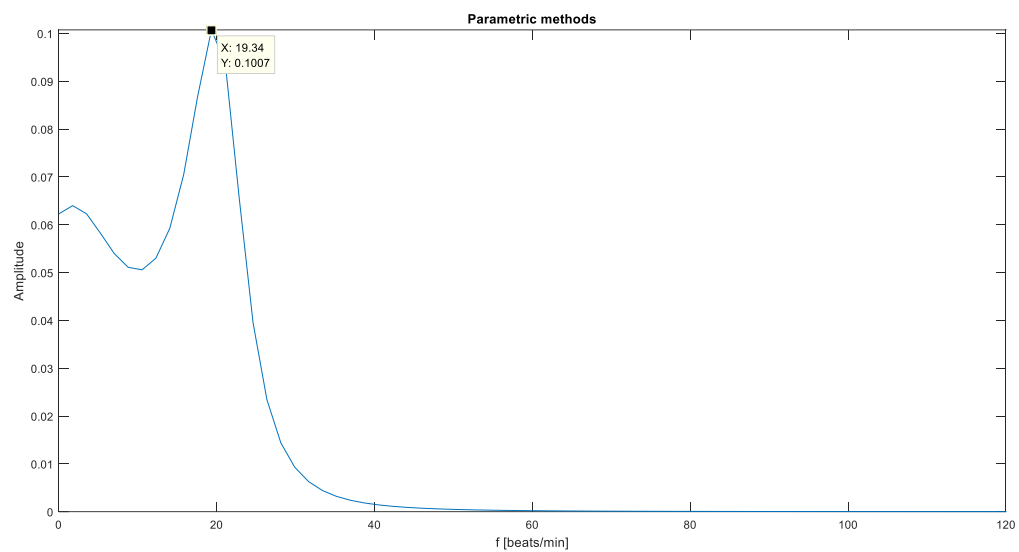
$$\begin{bmatrix} r_{xx}[q+1] \\ r_{xx}[q+2] \\ \vdots \\ r_{xx}[M] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{xx}[q] & r_{xx}[q-1] & \cdots & r_{xx}[q-p+1] \\ r_{xx}[q+1] & r_{xx}[q] & \cdots & r_{xx}[q-p+2] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{xx}[M-1] & r_{xx}[M-1] & \cdots & r_{xx}[M-p] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a[1] \\ a[2] \\ \vdots \\ a[p] \end{bmatrix} \quad (7.3.3)$$

Када се одреде параметри  $a[k]$  добија се AR део модела, а пропуштањем података кроз AR филтар апроксимира се MA процес који се може окарактерисати параметрима  $b[k]$ . За израчунавање ових параметара коришћен је Durbin – ов метод.

$$\hat{a} = -(\hat{R}^H R)^{-1} \hat{R}^H \hat{r} \quad (7.3.4)$$



Слика 7.3. 1: Спектрална густина снаге пулса добијена параметарским методама



Слика 7.3. 2: Спектрална густина снаге дисања добијена параметарским методама

## 8. Апликација у реалном времену

Ова апликација је замишљена за праћење виталних знакова код возача. Пулс, учестаност дисања и температура коже се могу користити као индикатори умора или расположења возача. Како је апликација прављења у **матлабу** морао се направити компромис између перформанси, робусности и брзине извршавања. Апликација има графичко окружење из ког се покреће. По покретању апликације прво се конфигурише камера. Затим се подаци читају и складиште како би, у случају да се обрада не заврши пре пристизања нових података, стари остали доступни. Над прозорима података се врши обрада и естимација вредности пулса, учестаности дисања и температуре коже. Естимиране вредности се на крају исписју у пољима графичког окружења. На слици 5.1. дат је алгоритам по ком ради апликација.

### 8.1. Конфигурација камере

Да би комуникација између матлаба и FLIR Ax5 камере била могућа потребно са матлаб сајта скинути драјвере који ће омогућити GigE пренос података. У падајућем менију Add-ones треба одабрати Get Hardware Support Packages поље, које отвара нов прозор из ког се могу скинути драјвери са интернета или наћи на рачунару ако су већ некад раније скинути. За ову апликацију је потребно **скинути** GigE Vision Hardware који служи за аквизицију слика и снимака са камера које користе GigE протокол.

Пошто се у матлабу креира GigE Vision објект који се преко статичке IP адресе директно повезује са уређајем могуће је одговарајућим командама конфигурисати камеру. Како се ради о индустријској камери постоји много подешавања која се тичу умрежавања са осталим уређајима, начина окидања, температуре окружења, али та подешавања у овој апликацији нису од значаја па се остављају иницијалне вредности. Оно што је неопходно подесити су параметри **даи** у табели 8.1.1.

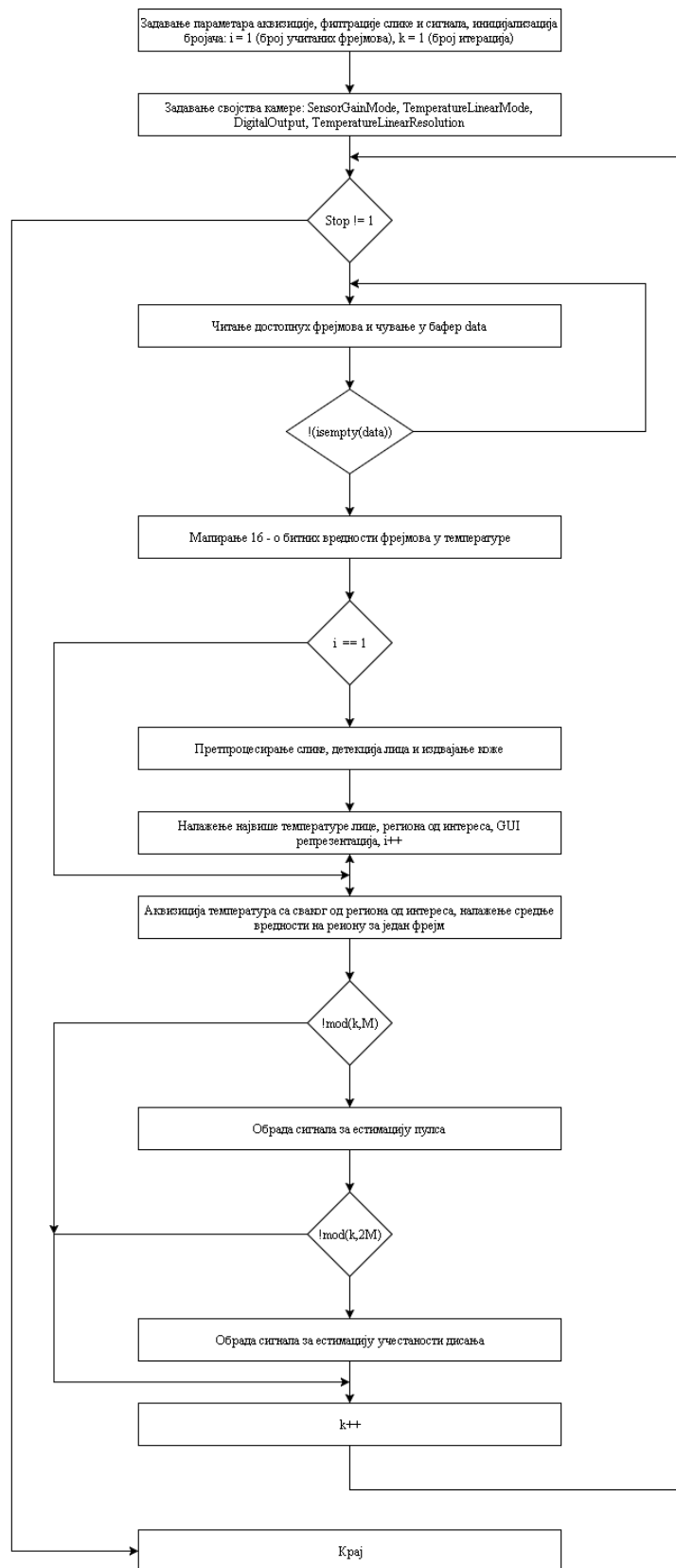
	Назив подешавања	Задата вредност	Опис подешавања
1.	Sensor Gain Mode	HighGainMode	Одговара температурама у опсегу [–25 135]
2.	Temperature Linear Mode	on	Односи се на начин мапирања температура на снимљеној сцени
3.	Digital Output	bit14bit	Вредност температуре сваке тачке се шаље као 14 -о битни податак
4.	Temperature Linear Resoluton	High	Омогућава линеарну резолуцију температура

Табела 8.1. 1: Параметри камере које треба конфигурисати

Ако је укључен линеарни температурни мод, а за појачање одабрано високо појачање, температуре се мапирају преко следеће формуле:

$$T_{[K]} = 0.04 \times S \quad (8.1.1.)$$

Где је  $S$  14-о битна вредност пиксела.



Слика 8. 1: Алгоритам апликације у реалном времену

## 8.2. Аквизиција и складиштење података

Када се камера повеже са матлабом као што је описано у претходном поглављу, из бафера креираног објекта у кој континуално стижу фрејмови са камере са учестаношћу одабирања од 60Hz се читају доступни фрејмови. Прочитани фрејмови се памте у помоћни бафер. Оваква организација бафера се назива ring ring складиштење. Из другог бафера шаље се фрејм по фрејм на обраду, јер је време за обраду једног фрејма дуже од 1/60s. Величине бафера су одабране тако да се не дешава да нема податка за обраду или да се подаци преписују једни преко других. Камера се окида све док се не притисне дугме за заустављање апликације из графичког окружења апликације.

## 8.3. Обрада података и естимација пулса

Матлаб не аутоматски преводи 14-о битни податак у 16-о битни јер је тип податка са којим може да ради. Да би се искористила формула 5.1.1. из поглавља 5.1. за мапирање температура на основу пристиглих вредности, потребно је прво нормализовати 16-о битне податке тако да буду једнаки 14-о битним вредностима са камере. Затим се може применити формула која враћа температуру у келвинима, па још треба одузети 273,15 да би се добила температура у целзијусима.

Апликација прво покушава да детектује лице, ако је особа у видном пољу камере лице ће бити детектовано као што је описано у поглављу 3.2. Исеца се део слике са детектованим лицем и уз помоћ мапе температура се са њега издваја кожа. Потом се налазе координате обрва и правоугаоника који уоквиравају регионе од интереса као што су крвни суд који прелази преко чела и надусна, односно предео између ноздрва и горење усне као што је описано у поглављу 2.

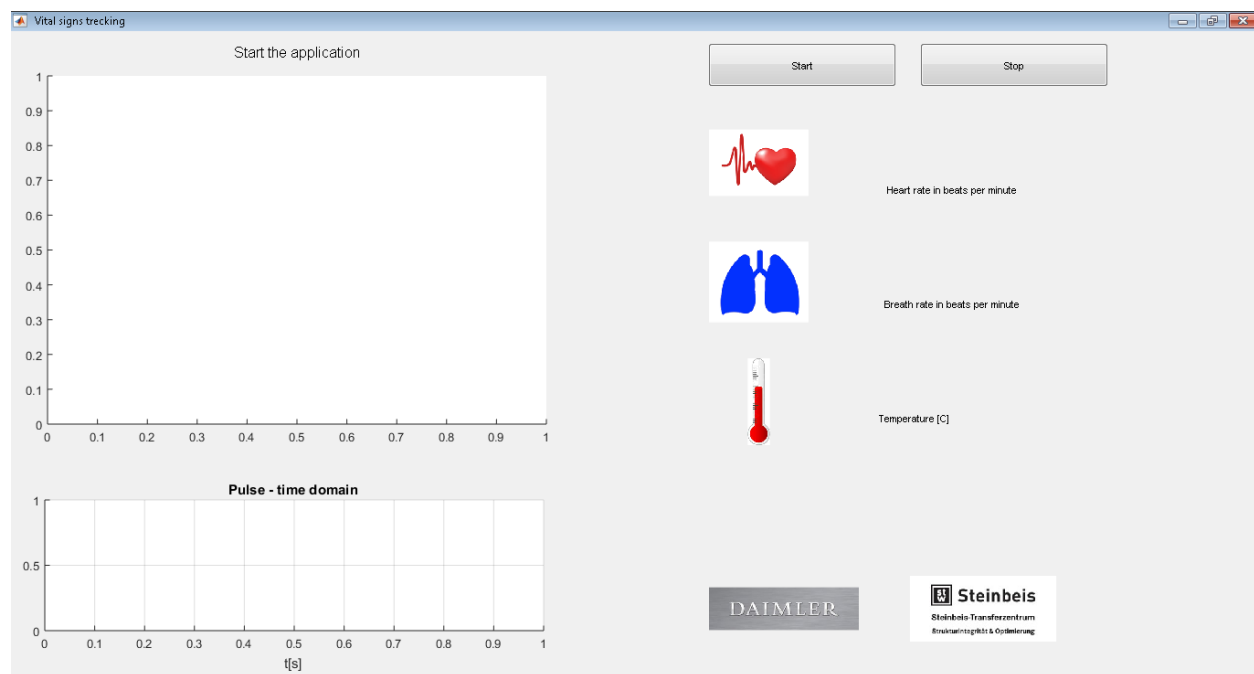
Са сваког наредног фрејма се у један вектор бележе температуре региона од интереса одређених на првом фрејму. Ово имплицира да је у тренутној верзији апликације за одређивање виталних знакова у реалном времену неопходно да особа мирује. Нагли покрети ће прекинути један циклус прикупљања података и након што се особа смири циклус ће поново бити започет. Један циклус се завршава када се са довољно фрејмова сакупе подаци који ће даљом обрадом дати естимацију пулса.

За апликацију у реалном времену је одабрана обрада сигнала у временском домену, јер се на тај начин може проценити вредност пулса и учестаности дисања за најкраће време. За естимацију се користи информација о периодичном осциловању температура на регионима од интереса, дакле прозор на коме ће се естимирати вредности мора бити дужине минимум две периоде процеса који се прати. Прозор на коме се естимира вредност пулса је дужине 128 семплова ( $M = 128$ ), што је мало више од 2s. Како је дисање спорији процес од рада срца, за одређивање те учестаности потребно је узети већи прозор. За минималну дужину овог прозора усвојена је дужина од 256 семплова. Показало се да се најбољи резултати добијају када се филтрира на прозору од 128 одбирака, а естимација самих вредности неком од метода датим у поглављу четири над прозор дужине 512 одбирака у случају пулса, односно 1024 у случају учестаности дисања.

## 8.4. Графички интерфејс

Графички интерфејс је направљен у матлабу. Из њега корисник може да покрене или заустави апликацију. Пронађени региони од интереса су означени на лицу корисника, а на графицима су приказани исфилтрирани сигнали који одговарају пулсу и учестаности дисања. У пољима са стране, као што је то приказано на слици 8.4.1., дате су естимирани вредности виталних знакова: температура у целзијусима, пулс и учестаност дисања у откуцајима у минути.





Слика 8.4. 1: Изглед корисничког интерфејса.

## 9. Мерења

Камера и рачунар су повезани ethernet каблом. Камера нема ауто фокус тако да се он мора мануелно подесити тако да одговара удаљености корисника апликације од камере. Сви учесници у експерименту су замољени да седе мирно и да не причају. Свако од снимања траје два минута, и вредности пулса и учестаности дисања се прате и бележе како би се касније евалуирала прецизност методе. Као референтни систем за пулс се користи оксиметар, док се референтна вредност учестаности дисања добија посматрањем померања грудног коша. На слици 9.1.1. приказана је поставка мерења.

Учесник у експерименту	Референтна вредност пулса	Пулс		Референтна вредност учестаности дисања	Учестаност дисања	
Учесник 1	69	69				
Учесник 2	74	76				
Учесник 3						

## 10. Закључак

У овом раду је осмишљен алгоритам за истовремено праћење крвног пулса, учестаности дисања и температуре коже, који ради у реалном времену. Сваки од региона од интереса се налази аутоматски. Крвни судови на челу, који представљају регионе од интереса када је у питању пулс, се могу наћи доста прецизно захваљујући томе што постоји редуданса кад је у питању издвајање чела. Регион испод ноздрва, који се користи за праћење учестаности дисања се не може увек тако прецизно детектовати јер алгоритам користи геометријска својства лица. Како се та својства могу знатно разликовати код различитих особа, идеја је да се у будућем раду истренира неурална мрежа која би детектовала позицију носа. Температуру лица одређује најтоплија тачка коже лица. У неким од радова се наводи да постоје карактеристични облици који настају променом температуре коже након физичке активности или претрпљеног стреса и ово је једна од теме којом би се могло бавити у будућности. Како би се алгоритам учинио робуснијим у смислу малих помераја, анализиран је утицај две методе за праћење објеката. SURF алгоритам се показао као прикладнији у овој ситуацији јер враћа и информацију о углу под којим се налази објекат, док CAMshift говори само о позицији објекта у  $x, y$  координатама. Када је у питању естимација вредности, испробано је неколико метода, као најпрецизнија се показала параметарска метода естимације спектралне густине снаге, али је ова метода рачунски захтевна па се не користи у апликацији у реалном времену. У поглављу 9. приказана су мерења и одступања добијених резултата од референтне вредности. Показано је да постоји висок степен корелације између промена температуре коже лица и пулса, односно учестаности дисања и да се те промене могу пратити у реалном времену.

# Литература

- Greneker, E. F. (1997, October). Radar sensing of heartbeat and respiration at distance with application of the technology. *RADAR*, vol. 97, no. 449, pp. 150-154.
- Guha Balakrishnan, F. D. (2013). Detecting Pulse from Head Motions in Video. *CVPR*.
- Holdsworth, D. W. (1999., August). Characteriyation of blood-flow waveforms in normal human subjects. *Physiol. Meas.*, val. 20, no. 3, pp. 219-240.
- K. Aminian, X. T. (1992). A piesoelectric belt for cardiac pulse and respiraion measurements on small mammals. *Proc. 14th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- Levine, I. P. (2001, October). Monitoring of periorbital blood flow rate through thermal image analysis and its application to polygraph testing. Istanbul, Turkey: *Proc. 23rd Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 3, pp. 2826-2829.
- Marc Garbey, N. S. (2007, August). Contact-Free Measurement of Cardic Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no 8.
- Murray, J. A. (2000, August). Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes. *Physiol. Meas.*, vol 21, pp. 369-377.
- N. Sun, M. G. (2005). Imaging the cardiovascular pulse. *Proc. CVPR*. .
- Pavlidis, N. S. (2006). Counting Heartbeats at Distance. *Conf Proc IEEE Eng Med Bio*. .
- S. Chekmenev, A. F. (2007). Thermal Imaging of the Superficial Temporal Artery: An Arterial Pulse using Thermal Imaging. *Proc. CVPR*. .
- Society, I. C. (2012). *IEEE Standard for Ethernet*. New York, USA: IEEE-SA Standard Board.
- T. Gault, A. F. (2013.). A Fully Automatic Method to Extract the Heart Rate from Thermal Video. *Proc. CVPR*.
- T. Gault, N. B. (2010., June). Extraction of the Superficial Facial Vasculature, Vital Signs Waveforms and Rates Using Thermal Imaging. San Francisco, CA: *Proc. IEEE OTCBVS'10* .
- Wu, H.-Y. (2012.). Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World. *SIGGRAPH*