
DETECCIÓ I MONITORATGE NO INVASIUS DE LA
FREQUÈNCIA CARDÍACA MITJANÇANT VISIÓ PER
COMPUTADOR

Grau en Enginyeria Informàtica
Especialitat de Computació
Curs 2019-2020

Data de la defensa: 02/07/2020

Autor: Gerard Heredia Soler
Director: Joan Climent Vilaró

Resum

La freqüència cardíaca és un dels indicadors fisiològics i psicològics més importants de l'ésser humà. No obstant això, els mètodes tradicionals per mesurar-la impliquen contacte amb sensors electrònics o instruments especialitzats, cosa que és incòmoda i/o inconvenient. Així doncs, en aquest projecte es planteja una alternativa de mesura remota sense necessitat de contacte. En aquest document queden recollits el desenvolupament i resultats de la implementació d'un sistema de detecció i monitoratge no invasius de la freqüència cardíaca mitjançant eines de visió per computador.

Resumen

La frecuencia cardíaca es uno de los indicadores fisiológicos i psicológicos más importantes del ser humano. Sin embargo, los métodos tradicionales para medirla implican contacto con sensores electrónicos o instrumentos especializados, cosa que es incómoda y/o inconveniente. Así pues, en este proyecto se plantea una alternativa de medición remota sin necesidad de contacto. En este documento se recogen el desarrollo y resultados de la implementación de un sistema de detección y monitorización no invasivos de la frecuencia cardíaca mediante herramientas de visión por computador.

Abstract

Heart rate is one of the most important physiological and psychological indicators of human beings. However, traditional methods for measuring it involve contact with electronic sensor or specialized instruments, which is uncomfortable and/or inconvenient. Thus, this project proposes an alternative of remote measurement without the need for contact. This document sets out the development and results of the implementation of a non-invasive heart rate detection and monitoring system using computer vision tools.

Taula de continguts

Taula de figures	vi
Índex de taules	viii
Taula de Codis	x
1 Introducció i contextualització	11
1.1 Definició de termes i conceptes	11
1.1.1 Fotopletismografia	11
1.1.2 Fotopletismografia remota	12
1.1.3 Magnificació de Vídeo Euleriana (EVM)	13
1.2 Problema a resoldre	13
1.3 Actors implicats	14
2 Justificació de l'alternativa escollida	15
2.1 Solucions existents	15
2.2 Justificació	15
3 Abast del projecte	17
3.1 Objectius i sub-objectius	17
3.1.1 Objectius del sistema	17
3.1.2 Objectius personals	18
3.2 Obstacles i riscos	18
4 Metodologia i rigor	19
4.1 Mètodes de validació	19
4.2 Eines de seguiment	19
4.3 Eines de desenvolupament	20
4.3.1 Python 3.0	20
4.3.2 Atom	21
4.3.3 TeXstudio	21
5 Planificació temporal	22
5.1 Definició de les tasques	22
5.1.1 Gestió de projectes	22
5.1.2 Treball previ	22
5.1.3 Implementació del projecte	23
5.1.4 Validació dels resultats	23
5.1.5 Fita final	24
5.2 Estimacions i Gantt	25
5.2.1 Taula resum de les tasques	25
5.2.2 Diagrama de Gantt inicial	25
5.2.3 Diagrama de Gantt final	25
6 Gestió econòmica	28

6.1	Descripció de recursos	28
6.1.1	Recursos humans	28
6.1.2	Recursos de hardware i software	28
6.2	Gestió del risc	28
6.2.1	Rendiment del sistema insatisfactori	29
6.2.2	Problemes relacionats amb la validació	29
6.2.3	Error d'ordinador o equipament necessari	29
6.3	Pressupost	29
6.3.1	Recursos humans	29
6.3.2	Costs de hardware	30
6.3.3	Costs de software	30
6.3.4	Despeses generals	31
6.3.5	Contingències	32
6.3.6	Imprevistos	32
6.3.7	Cost total	32
6.3.8	Control de gestió	33
7	Sostenibilitat	34
7.1	Autoavaluació	34
7.2	Dimensió econòmica	34
7.3	Dimensió ambiental	34
7.4	Dimensió social	35
8	Tècniques emprades	36
8.1	Processament de senyals	36
8.1.1	Filtratge lineal	36
8.1.2	Transformada discreta de Fourier	37
8.2	Processament d'imatges i visió per computador	38
8.2.1	Piràmide d'una imatge	38
8.2.2	Classificació d'imatges	39
8.2.3	Detecció de cares	39
8.2.4	Alineació de cares	41
8.2.5	Magnificació de vídeo euleriana	41
9	Solució proposada	43
10	Detalls de la implementació	44
10.1	Estructura principal	44
10.2	Detecció de cares	44
10.3	Magnificació de vídeo euleriana	45
10.3.1	Processament espacial	45
10.3.2	Processament temporal	46
10.3.3	Amplificació	47
10.4	Detecció de regions d'interès	47
10.5	Processament de senyal	49
10.6	Estimació de la freqüència cardíaca	50

10.7 Visualització	51
11 Validació	53
12 Resultats	54
12.1 Experiment 1	54
12.2 Experiment 2	55
12.3 Experiment 3	56
12.4 Experiment 4	57
12.5 Experiment 5	58
12.6 Resultats acumulats	59
13 Conclusions	60
13.1 Millores al sistema	60
Referències	62
A Taules de resultats	67
A.1 Experiment 1	67
A.2 Experiment 2	68
A.3 Experiment 3	69
A.4 Experiment 4	70
A.5 Experiment 5	71

Taula de figures

1	<i>Principi de la fotopletismografia. Esquerra: Secció de l'artèria menys dilatada precedint una pulsació equival a menys absorció de llum. Dreta: Secció de l'artèria durant una pulsació equival a més absorpció de llum [5].</i>	12
2	<i>Principi de la fotopletismografia remota. Model de reflexió de la pell que conté reflexions de caràcter especular i difús on la reflexió difusa conté informació sobre els pols cardíac [7].</i>	12
3	<i>Exemple de magnificació de vídeo euleriana per a visualitzar la freqüència cardíaca [10]. (a) 4 fotogrames de la sequència de vídeo original. (b) La mateixa seqüència amb el senyal del pols amplificat.</i>	13
4	<i>Estimació de la freqüència cardíaca del mòdul rPPG de FaceReader [15].</i>	15
5	<i>Exemple de la sortida del sistema proposat. Elaboració pròpia.</i>	17
6	<i>Logo de la llibreria OpenCV [16].</i>	20
7	<i>Diagrama de Gantt corresponent a la planificació del projecte. Elaboració pròpia.</i>	26
8	<i>Diagrama de Gantt final. Elaboració pròpia.</i>	27
9	<i>Tipus de resposta en freqüència en filtres[34].</i>	36
10	<i>Tipus de resposta dels filtres passabanda Chebishev type II i ideal [35] [36].</i>	37
11	<i>Representació de l'anàlisi de Fourier d'un senyal amb 3 components harmònics [38].</i>	37
12	<i>Representació visual d'una piràmide d'una imatge de 5 nivells[40].</i>	38
13	<i>Classificació de dades per una SVM lineal [42].</i>	39
14	<i>Exemple de detecció d'objectes mitjançant un algoritme de finestra lliscant i un nivell de la piràmide de la imatge. Elaboració pròpia.</i>	40
15	<i>Patró de cara de descriptors HOG [44]</i>	40
16	<i>Exemple d'alienació de cares amb 194 fites [46].</i>	41
17	<i>Imatge abans i després de l'aplicació d'un filtre passabaix [47].</i>	42
18	<i>Diagrama de flux del sistema proposat. La tasques dins la secció verda corresponen a les tasques per dur a terme magnificació de vídeo euleriana. Elaboració pròpia.</i>	43
19	<i>Piràmide gaussiana resultant de la descomposició espacial de 6 nivells. Elaboració pròpia.</i>	46
20	<i>Esquerra: Model parametrizat de 81 fites facials [51]. Dreta: ROIs detectades en una cara. Elaboració pròpia.</i>	48
21	<i>Esquerra: Senyal PPG original. Centre: Senyal polinomi ajustat i avaluat. Esquerra: Senyal PPG sense tendències (original - polinomi). Elaboració pròpia.</i>	49
22	<i>Esquerra: Senyal PPG sense tendències. Dreta: Senyal PPG resultant després d'aplicar un filtre passabanda Chebishev II d'ordre 4 per a freqüències 0.83Hz - 3.33Hz. Elaboració pròpia.</i>	50
23	<i>Transformada ràpida de Fourier de la senyal PPG amb freqüències fora del rang 0.83Hz - 3.33Hz descartades. Freqüència dominant marcada en blau. Elaboració pròpia.</i>	51

24	<i>Esquerra: Sortida del sistema aturat. Dreta: Sortida del sistema en funcionament. Elaboració pròpia.</i>	52
25	<i>Resultats experiment 1. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit.(b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.</i>	54
26	<i>Resultats experiment 2. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit.(b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.</i>	55
27	<i>Resultats experiment 3. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit.(b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.</i>	56
28	<i>Resultats experiment 4. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit.(b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.</i>	57
29	<i>Resultats experiment 5. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit.(b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.</i>	58
30	<i>Resultats de tots els experiments. (a) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (b) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.</i>	59

Índex de taules

1	<i>Taula resum provisional de les tasques definides pel projecte amb duracions i dependències. Elaboració pròpia.</i>	25
2	<i>Taula de tasques associades a cada rol. Elaboració pròpia.</i>	28
3	<i>Taula de tasques associades a cada recurs de hardware i software. Elaboració pròpia.</i>	28
4	<i>Rols amb el seu cost per hora. Informació extreta de la pàgina web payscale.com[31].</i>	29
5	<i>Taula d'estimació de costos de recursos humans. Elaboració pròpia. . .</i>	30
6	<i>Taula d'amortitzacions del hardware utilitzat en el projecte. Elaboració pròpia.</i>	30
7	<i>Taula de costos de software utilitzat en el projecte. Elaboració pròpia. .</i>	31
8	<i>Taula del consum elèctric del hardware utilitzat en el projecte. Elaboració pròpia.</i>	31
9	<i>Taula de costos amb contingències. Elaboració pròpia.</i>	32
10	<i>Taula de costos dels imprevistos. Elaboració pròpia.</i>	32
11	<i>Taula de costos totals del projecte. Elaboració pròpia.</i>	33
12	<i>Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 1. Elaboració pròpia.</i>	54
13	<i>Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 2. Elaboració pròpia.</i>	55
14	<i>Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 3. Elaboració pròpia.</i>	56
15	<i>Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 4. Elaboració pròpia.</i>	57
16	<i>Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 5. Elaboració pròpia.</i>	58

17	<i>Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en tots els experiments realitzats. Elaboració pròpia.</i>	59
18	Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 1. Elaboració pròpia.	67
19	Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 2. Elaboració pròpia.	68
20	Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 3. Elaboració pròpia.	69
21	Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 4. Elaboració pròpia.	70
22	Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 5. Elaboració pròpia.	71

Taula de codis

1	Pseudocodi de l'estructura principal del sistema simplificada.	44
2	Definició de la classe EVM.	45
3	Mètodes de processament espacial mitjançant piràmides gaussianes. .	46
4	Extracte de codi corresponent a la implementació del filtre passabanda ideal.	47
5	Extracte de codi corresponent a la visualització i extracció de ROIs aprofitant els punts resultant de l'alineació de cares.	48
6	Extracte de codi corresponent al detrending i filtratge de la senyal. .	49
7	Mètode d'aplicació d'un filtre passabanda ChebyshevII d'ordre 4. . .	49
8	Extracte de codi corresponent a l'estimació de ferquència cardíaca. . .	51
9	Definició de la classe GRAPH.	52
10	Mètode de dibuix del gràfic del senyal pletismogràfic.	52

1 Introducció i contextualització

La freqüència cardíaca és un dels indicadors més importants a l'hora d'estudiar l'estat fisiològic i afectiu de les persones. Històricament, la informació que la mesura de la freqüència cardíaca aporta s'ha utilitzat gairebé exclusivament en àmbits mèdics professionals i de recerca, tot i això, avui en dia aquesta informació aconseguida de manera remota és necessària per altres àmbits com, per exemple, aplicacions de *personal fitness*, la computació afectiva, el seguiment personal de la salut, etc.

La majoria de tecnologies dedicades a la detecció i al monitoratge de la freqüència cardíaca utilitzen dos tipus de sensors: els sensors ECG (electrocardiograma) i els sensors PPG (fotopletismograma). Ambdós d'aquests sensors impliquen contacte cutani amb els subjectes, cosa que pot provocar incomoditat o alteracions cutànies en el cas de persones amb pell sensible o nadons.

Actualment, gràcies a avenços tecnològics és possible detectar i monitorar la freqüència cardíaca de manera remota amb equips d'imatge RGB de baix cost, com càmeres web o càmeres d'*smartphone*, mesurant variacions de color en la pell de les persones provocades pel flux de sang [1] mitjançant visió per computador.

El projecte detallat en aquest document és un Treball de Fi de Grau de l'especialitat de Computació del Grau en Enginyeria Informàtica impartit a la Facultat d'Informàtica de Barcelona (Universitat Politècnica de Catalunya) i consisteix en la implementació d'un sistema de detecció i monitoratge de la freqüència cardíaca de manera remota mitjançant tècniques de visió per computador.

1.1 Definició de termes i conceptes

A continuació s'introdueixen breument termes i conceptes necessaris per a la comprensió del projecte.

1.1.1 Fotopletismografia

La fotopletismografia és una tècnica de mesura òptica derivada de la pletismografia que es pot utilitzar per a detectar canvis de volum sanguini en teixit microvascular. La forma més bàsica de fotopletismografia només necessita una font de llum per il·luminar el teixit (per exemple pell) i un fotodetector per mesurar les variacions d'intensitat lumínica associades a canvis provocats per la perfusió de sang en el teixit.[2]. Aquesta tècnica permet una estimació considerablement precisa del pols arterial.

El senyal pletismogràfic obtingut a partir de les variacions de volum sanguini inclou un component pulsàtil relacionat amb els canvis de volum de sang en les artèries síncron amb els batecs del cor i un altre component no pulsàtil relacionat amb el flux de sang bàsic, la respiració, el sistema nerviós simpàtic i la termoregulació [3].

La tecnologia fotopletismogràfica s'ha utilitzat en una àmplia gamma de dispositius mèdics disponibles comercialment per mesurar la saturació d'oxigen, la pressió arterial i també detectar malalties vasculars perifèriques [4].

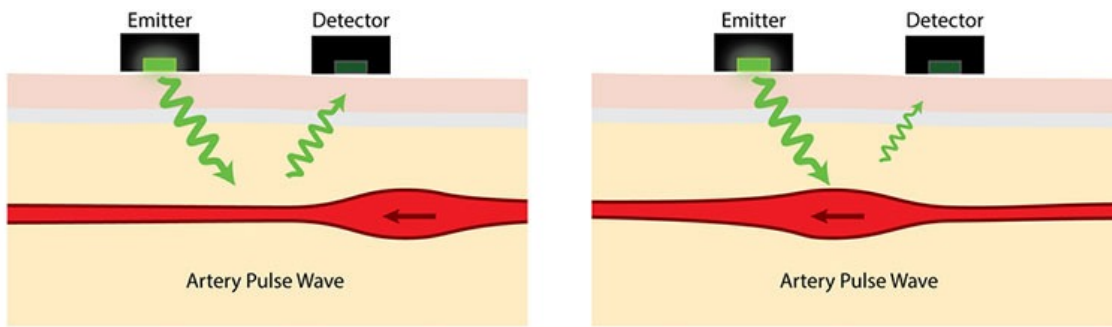


Figura 1: *Principi de la fotopletismografia. Esquerra: Secció de l'artèria menys dilatada precedint una pulsació equivalent a menys absorció de llum. Dreta: Secció de l'artèria durant una pulsació equivalent a més absorció de llum [5].*

1.1.2 Fotopletismografia remota

La fotopletismografia remota utilitza el mateix principi que la fotopletismografia convencional per mesurar el pols arterial a partir de vídeos gravats en temps real. Enlloc d'utilitzar sensors especialitzats que requereixen contacte, la fotopletismografia remota pot detectar variacions en la reflectivitat del teixit cutani induïdes pel pols arterial utilitzant càmeres RGB [6].

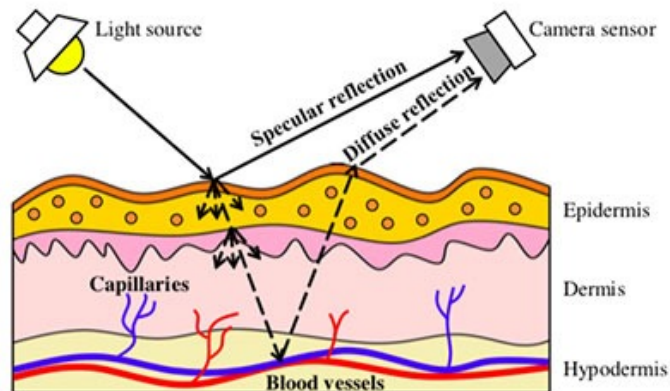


Figura 2: *Principi de la fotopletismografia remota. Model de reflexió de la pell que conté reflexions de caràcter especular i difús on la reflexió difusa conté informació sobre els pols cardíac [7].*

Verkruyssen i companyia han demostrat que la llum ambiental és suficient per aconseguir un senyal pletismogràfic a partir de l'anàlisi dels canvis en la llum reflectida del rostre de les persones mitjançant una càmera estàndard [8]. La limitació principal d'aquesta tècnica és la dificultat d'aconseguir una bona lectura del senyal pletismogràfic a causa de soroll provocat per mala il·luminació o de moviments de l'individu.

1.1.3 Magnificació de Vídeo Euleriana (EVM)

La magnificació de vídeo euleriana és un algoritme de processament de vídeo espai-temporal que ens permet revelar detalls imperceptibles per a l'ull humà. L'algoritme pren una seqüència de vídeo com a entrada i aplica una descomposició espacial que és seguida d'un filtratge temporal als fotogrames. El senyal resultant s'amplifica per tal de revelar informació oculta [10]. Aquesta tècnica també es pot utilitzar en temps real.

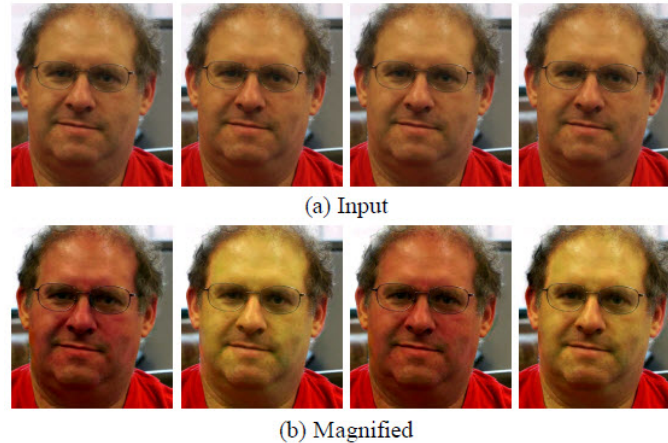


Figura 3: *Exemple de magnificació de vídeo euleriana per a visualitzar la freqüència cardíaca [10]. (a) 4 fotogrames de la seqüència de vídeo original. (b) La mateixa seqüència amb el senyal del pols amplificat.*

L'enfocament bàsic de la tècnica considera la sèrie temporal dels valors de color dels píxels i s'amplifica la variació en una banda de freqüència de temps determinada. Per exemple, com mostra la figura 3, es selecciona una banda de freqüències temporals que inclouen freqüències cardíques humanes plausibles i s'amplifiquen per tal de revelar la variació del color vermell quan la sang flueix per la cara.

1.2 Problema a resoldre

Com s'ha mencionat anteriorment, la freqüència cardíaca és un dels indicadors fisiològics i psicològics més importants de l'ésser humà. En els últims anys aquest indicador ha deixat d'utilitzar-se exclusivament en àmbits mèdics i de recerca professionals i també s'utilitza en àmbits com la computació afectiva, aplicacions de *fitness* i salut personals, entrevistes professionals, etc.

Els mètodes tradicionals de detecció de freqüència cardíaca depenen de sensors electrònics o òptics especials que, a més a més, requereixen contacte cutani, cosa que els fa incòmodes i inconvenients. Per altra banda, avui en dia es poden trobar a tot arreu càmeres RGB com càmeres web, càmeres de seguretat, càmeres d'*smartphones* o càmeres de vídeo comercials. Així doncs, la detecció i monitoratge de la freqüència cardíaca mitjançant aquestes càmeres enlloc de sensors obre pas a moltes més aplicacions d'aquest indicador fisiològic.

El problema principal a resoldre és la creació un sistema de fotopletismoografia remota utilitzant càmeres RGB que sigui capaç d'obtindre resultats propers als que obtindríem utilitzant sensors especialitzats en temps real per tal d'obtenir una eina menys inconvenient que els sensors electrònics o òptics tradicionals. Aquest sistema també inclourà una implementació de magnificació de vídeo euleriana per tal d'amplificar el senyal pletismogràfic obtingut de les variacions de color en la pell provocades pel flux de sang.

1.3 Actors implicats

Aquest projecte va dirigit a un públic molt ampli, ja que les seves potencials aplicacions són moltes. En molts camps es comença a utilitzar l'indicador de la freqüència cardíaca per a monitorar la salut, per a recerca o, fins i tot, en el món laboral amb l'aliçient que es pot aconseguir una lectura ràpida evitant inconveniències.

En àmbits mèdics existeixen instruments per mesurar la freqüència cardíaca amb exactitud, però, en el cas de la telemedicina, el professional de la salut no pot utilitzar els instruments convencionals de mesura del pols arterial en el pacient. Utilitzant el sistema de detecció remota de la freqüència cardíaca que es proposa en aquest projecte, el pacient només necessita una càmera estàndard per tal que el professional sanitari pugui obtenir una lectura de les seves pulsacions per minut a distància.

També en són beneficiàries totes aquelles persones amb un desig de poder monitorar la seva salut o exercici físic personal des de casa sense la necessitat de comprar aparells especialitzats per la tasca mitjançant aplicacions d'*smartphone* o programes de salut i *fitness*. No només els usuaris d'aquestes aplicacions es beneficiarien d'aquesta tecnologia, els professionals encarregats de desenvolupar-les també se'n beneficiarien ja que és tracta d'una funcionalitat atractiva. Una vessant d'aquest tipus d'aplicacions bastant popular són les aplicacions per a monitorar nadons a casa com, per exemple, l'aplicació *Cocoon Cam* [11].

Un camp creixent que també es beneficia d'aquest tipus de fotopletismoografia remota és el de la computació afectiva [12]. Aquesta branca de la computació es dedica a explorar les emocions de l'ésser humà i, com s'ha mencionat anteriorment, la freqüència cardíaca és un indicador psicològic molt important de les persones. La computació afectiva és aplicable a una gran varietat d'àmbits com la salut, la conducció, la publicitat, l'extracció d'informació emocional per a millorar experiències d'usuari d'aplicacions i serveis, les interaccions *human-robot*, la millora d'experiències laborals, l'educació, i molts més, ja que es tracta d'un camp relativament nou que es troba en creixement i amb moltes possibilitats per explorar.

En definitiva, com es tracta d'una tecnologia que no requereix aparells electrònics especialitzats i que dona una informació fisiològica i psicològica de les persones molt important que pot resultar útil per a una gran varietat de situacions és difícil reduir els actors implicats en grups concrets.

2 Justificació de l'alternativa escollida

2.1 Solucions existents

La fotopletismografia remota és una tecnologia relativament nova, tot i això, existeixen diferents solucions que tracten el problema a resoldre del projecte.

FaceReader rPPG. FaceReader, de l'empresa Noldus, és un sistema automatitzat per obtenir dades precises i fiables sobre expressions facials. El sistema compta amb un mòdul de fotopletismografia remota analitzat per Benedetto i companyia [13], els quals van establir que tot i mostrar promesa, els resultats no eren precisos. També consideren FaceReader rPPG com l'únic producte de consum en el mercat de fotopletismografia remota.

Aplicacions d'*smartphone*. Aplicacions de monitoratge de la freqüència cardíaca utilitzant càmeres d'*smartphone* són molt comuns. Existeixen aplicacions que utilitzen fotopletismografia de contacte i altres que n'utilitzen de remota. Un anàlisi de la precisió de les aplicacions "Whats My Heart Rate" i "Cardiio Version" [14], que utilitzen fotopletismografia remota, mostra que els seus resultats no són molt precisos, presentant errors de més de 20 pulsacions per minut en un 20% de tots els mesuraments.



Figura 4: *Estimació de la freqüència cardíaca del mòdul rPPG de FaceReader* [15].

2.2 Justificació

Un cop estudiades les alternatives existents, es decideix no aprofitar cap d'elles i implementar el sistema de detecció de freqüència cardíaca des de zero, ja que no presenten bona precisió. Tot i que no s'aprofiti cap solució existent, sí que s'aprofitaran diversos conceptes i mètodes.

La realització del projecte es durà a terme en el llenguatge de programació Python i serà necessari fer ús de moltes aplicacions de la visió per computador com, per

exemple, la detecció de cares, l'extracció de descriptors, etc. Algunes d'aquestes funcionalitats com, per exemple, el reconeixement facial, no s'hauran d'implementar ja que per a processar vídeo i imatges en Python s'utilitzaran les llibreries OpenCV [16] i Dlib [17] que ja porten incorporades aquestes funcionalitats. Tot i això, sí que serà necessari implementar altres funcionalitats com alineació de cares, detecció de regions d'interès, seguiment de les regions d'interès...

Una part important del projecte és la part on s'aplica magnificació euleriana al vídeo processat per tal d'amplificar el senyal pletismogràfic de l'usuari. L'article original on es presenta aquesta tècnica es va publicar l'any 2012 [10] i, examinant altres articles derivats, es pot observar que les ampliacions d'aquesta tècnica es basen en reduir el soroll del senyal de vídeos que contenen molt moviment abans d'aplicar la magnificació per tal d'aconseguir millors resultats [18] o aplicar filtres després de la magnificació per a exagerar els canvis [19].

Així doncs, han passat 8 anys des de la publicació de la tècnica de magnificació de vídeo euleriana i encara s'utilitza avui en dia sense grans modificacions. En aquest projecte s'utilitzaran els conceptes teòrics que s'expliquen en l'article sobre aquesta tècnica, però s'hauran d'adaptar a Python ja que el codi font està escrit en MATLAB.

3 Abast del projecte

3.1 Objectius i sub-objectius

L'objectiu principal del projecte és el desenvolupament d'un sistema de fotopletismo-
grafia remota capaç de detectar la freqüència cardíaca de l'usuari mitjançant tècniques
de visió per computador en temps real.

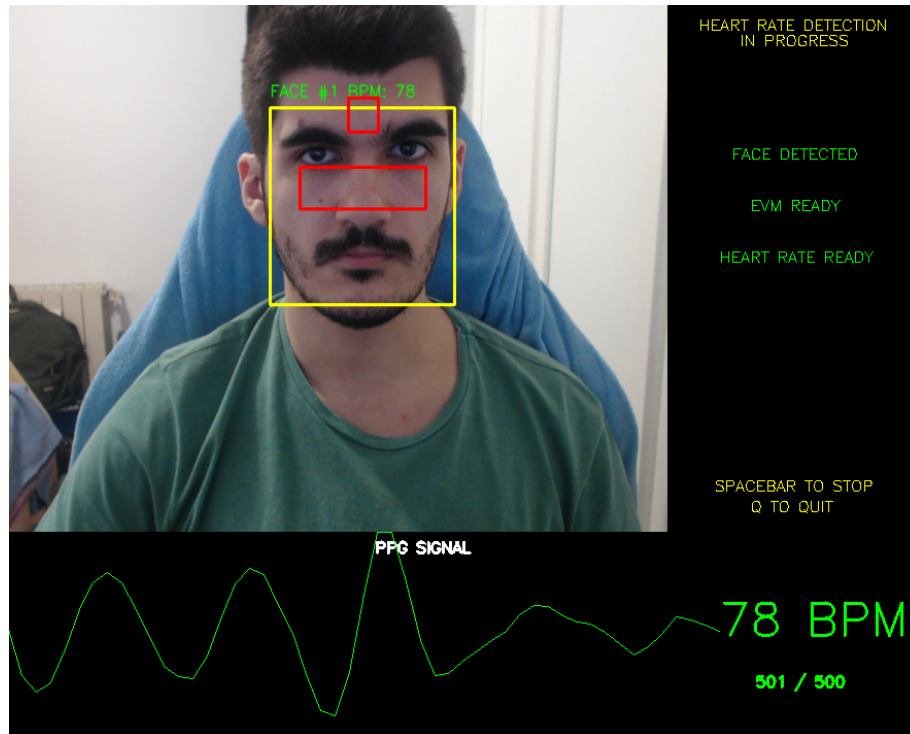


Figura 5: Exemple de la sortida del sistema proposat. Elaboració pròpia.

Així doncs, donat un vídeo en temps real, el sistema ha de detectar el rostre de l'usuari i, després d'una espera curta, ha d'estimar la seva freqüència cardíaca i mostrar les seves pulsacions per minut juntament amb un gràfic del senyal pletismogràfic obtingut del seu rostre tal i com mostra la figura 5.

Aquest sistema també inclourà magnificació de vídeo euleriana en la seva implementació per tal d'amplificar les variacions de color en el teixit cutani induïdes pel pols arterial per tal d'obtenir una millor lectura del senyal pletismogràfic.

3.1.1 Objectius del sistema

El sistema desenvolupat en aquest projecte ha de complir els següents objectius de manera satisfactòria:

- El sistema ha de funcionar amb l'entrada d'una càmera RGB.
- Implementació de reconeixement facial i de regions d'interès.

- Implementació de magnificació de vídeo euleriana.
- El sistema ha d'assolir una execució ràpida capaç de funcionar en temps real.
- El sistema ha d'adquirir una precisió de la freqüència cardíaca acceptable.
- La sortida del sistema i el seu funcionament ha de ser intel·ligible per l'usuari.

3.1.2 Objectius personals

A nivell personal, l'autor d'aquest projecte es proposa complir els següents objectius:

- Aprendre a utilitzar les llibreries OpenCV i Dlib per a processament d'imatges i visió per computador.
- Programar seguint bones pràctiques i les convencions de programació adients (PEP8 [20] en el cas de Python).
- Utilitzar LaTeX per a la realització de la documentació del projecte.
- Establir una metodologia de treball i seguiment telemàtica durant l'epidèmia de COVID-19.

3.2 Obstacles i riscos

Un dels principals obstacles del projecte serà el rendiment. Es vol assolir un sistema de fotopletismografia remota ràpid que pugui funcionar en temps real. Encara que es programi en Python, que no és un dels llenguatges més ràpids en termes d'execució, les llibreries d'OpenCV i Dlib han estat implementades en C++ i el mateix article de la tècnica de magnificació de vídeo euleriana [10] constata que aquesta tècnica es pot executar en temps real, així que, en un principi, no hauria de ser un obstacle que no es pugui superar.

Un altre obstacle que cal considerar és com mesurar la precisió del nostre sistema de detecció de freqüència cardíaca. Cal investigar si els datasets que contenen veritat terreny sobre la freqüència cardíaca poden ser utilitzats amb el nostre sistema per a validar-lo. Si no, caldria validar el projecte utilitzant un sensor PPG juntament amb el nostre sistema.

A més a més, sempre es corre el risc de perdre la feina feta degut a algun error en l'ordinador de l'entorn de treball, però es durà a terme un control de versions en Git per a minimitzar l'impacte en cas que aquesta situació es produeixi.

Per últim, el dia 11 de març de 2020 la Organització Mundial de la Salut (OMS) va anunciar que el creixement dels brots de malaltia per coronavirus s'avalua com una pandèmia [21]. Aquest fet ha significat el tancament de centres educatius [22] per evitar la propagació del virus i no es podran realitzar actes presencials a la universitat. Així doncs, totes les tasques relacionades amb el projecte que requereixin acte presencial s'hauran de realitzar de manera telemàtica. Les tasques més afectades sent les reunions de seguiment i la defensa del projecte.

4 Metodologia i rigor

El mètode de treball utilitzat pel projecte estarà basat el mètode *agile*, ja que molts dels punts forts d'aquesta metodologia encaixen amb la visió de la realització del projecte. Aquest mètode proposa un plantejament incremental i iteratiu al desenvolupament de projectes.

Aquest mètode ens permet observar el producte abans de la seva finalització i fer diferents canvis al projecte. També ens permet arreglar errors durant el transcurs del projecte i dóna més èmfasi al desenvolupament de codi que la documentació. Cada iteració té una fase de *testing*, cosa que és molt útil a l'hora de implementar els diferents mòduls del projecte.

Cal tenir en compte que el mètode *agile* està pensat per a funcionar en equips de treball més grans, tot i això, la majoria dels conceptes que proposa són útils i també cal apuntar que l'estudiant responsable del projecte durà a terme diferents rols en la realització d'aquest així que podríem considerar que disposem d'un equip de més d'una persona.

4.1 Mètodes de validació

Tenint en compte la validació del projecte, a l'hora de reunir-se amb el director del projecte es portarà una versió executable en un portàtil amb una càmera o un vídeo on es pugui mostrar l'estat del projecte, planejar els següents passos a realitzar i si s'han d'aplicar canvis o corregir errors. També cal considerar si serà necessària l'adquisició d'un sensor PPG per a poder tenir de primera mà veritat terreny amb la que comparar els resultats obtinguts amb el nostre sistema.

A l'hora de recollir dades durant la validació, es realitzaran diferents experiments amb diversos participants per tal d'aconseguir dades robustes de la precisió del sistema respecte veritat terreny. Les dades seran analitzades i els resultats es mostraran de forma interl·ligible en taules i gràfics.

Degut al tancament de centres educatius causat per la pandèmia del COVID-19 que es produeix durant la realització del projecte també cal poder dur a terme la validació de manera telemàtica. Els detalls s'hauran de concretar amb el director del projecte, però, s'estudia enviar versions del projecte i el codi i preparar demostracions en vídeo del sistema en funcionament.

4.2 Eines de seguiment

Per dur a terme el seguiment del projecte s'utilitzen les següents eines:

GitHub. Per mantenir versions del nostre sistema en cas que es produeixi algun error i calgui recuperar la feina feta s'utilitzarà Git en GitHub. A més a més, GitHub també ens proporciona eines per a la gestió de projectes.

Mendeley. A l'hora d'organitzar les referències utilitzades en el projecte s'utilitza la eina Mendeley, un gestor de referències gratuït. Aquesta eina ens permet emmagatzemar totes les referències i en facilita la citació mostrant la informació relacionada amb les publicacions.

Webmail. Degut a la pandèmia del COVID-19 el seguiment del projecte es realitza de manera telemàtica mitjançant comunicació per correu electrònic amb el director del projecte.

4.3 Eines de desenvolupament

A continuació es presenten les eines utilitzades durant el desenvolupament del projecte.

4.3.1 Python 3.0

El sistema de detecció remota de la freqüència cardíaca proposat en el projecte s'implementa en Python, una decisió que recau en l'acceleració del flux de treball que suposa utilitzar aquest llenguatge de programació respecte d'altres degut a la facilitat de programar, depurar i fer proves al mateix temps i l'existència de llibreries molt útils pel desenvolupament del projecte. A continuació es presenten les llibreries utilitzades en el desenvolupament del projecte.

OpenCV. Open Source Computer Vision Library és una llibreria de codi obert amb llicència BSD que inclou centenars d'algorismes de visió per computador i d'aprenentatge automàtic [16]. El processament d'imatges en temps real, una gran part del projecte, es durà a terme amb l'ajuda de mètodes d'aquesta llibreria.



Figura 6: Logo de la llibreria OpenCV [16].

Dlib. Dlib és una llibreria C++ que conté algorismes i eines d'aprenentatge automàtic per a crear programari complex per resoldre problemes del món real. Encara que sigui una llibreria per C++, moltes de les seves eines són compatibles amb el llenguatge de programació 'Python [17]. En aquest projecte s'utilitzarà aquesta llibreria per implementar mètodes relacionats amb el reconeixement facial i de regions d'interès.

NumPy. Es tracta d'una llibreria fonamental per a la computació numèrica. La llibreria NumPy proporciona una gran col·lecció de funcions matemàtiques i suport per a vectors i matrius [23].

SciPy. La llibreria SciPy proporciona rutines numèriques fàcils d'utilitzar i eficients, com ara rutines d'integració numèrica, interpolació, optimització, àlgebra lineal i estadístiques [24].

Pandas. Pandas es una llibreria per l'anàlisi i manipulació de dades [25]. Aquesta llibreria s'utilitzarà en gran part durant la validació del sistema implementat per dur a terme anàlisi dels resultats.

Matplotlib. Per tal de visualitzar resultats durant la validació del sistema o la documentació del projecte s'utilitza la llibreria Matplotlib per crear gràfics estàtics [26].

Seaborn. Aquesta llibreria està basada en Matplotlib [27] i servirà per millorar la presentació dels gràfics relacionats amb el projecte.

4.3.2 Atom

Atom és un editor de text i codi font de codi obert desenvolupat per Github. Aquest editor de text porta un control de versions Git integrat i se li poden afegir noves funcionalitats a partir de paquets de codi obert creats per la comunitat [28]. Per a la realització d'aquest projecte s'ha utilitzat Atom amb un paquet verificador de la guia d'estil PEP8.

4.3.3 TeXstudio

TeXstudio és un entorn d'escriptura integrat de codi obert per a crear documents LaTeX [29]. Aquest editor serà utilitzat per a dur a terme les tasques de documentació del projecte en LaTeX.

5 Planificació temporal

5.1 Definició de les tasques

A l'hora de definir les tasques, cal tenir en compte que el projecte s'ha planificat amb la idea de defensar-lo en el torn de lectura més proper, que engloba el 29 de juny de 2020 fins al 03 de juliol de 2020.

5.1.1 Gestió de projectes

Les tasques definides en aquest apartat pertanyen a l'assignatura "Gestió de projectes". Aquesta assignatura ajuda a l'estudiant a planificar un projecte de gran envergadura com és el cas del treball de fi de grau. L'assignatura consisteix en l'entrega de quatre lliuraments especificats en els següents subapartats.

Abast i contextualització. En primer lloc s'ha de contextualitzar el projecte en qüestió. Això inclou especificar els termes i conceptes propis del tema principal del projecte, identificar problemes a resoldre i identificar els actors implicats del projecte. També cal justificar la decisió d'aprofitar solucions ja existents a l'hora de realitzar el projecte juntament amb una estimació de l'abast d'aquest, on es defineixen els objectius, els sub-objectius, els requeriments, els obstacles i els riscos. Finalment, es demana una descripció de les eines i metodologia de treball emprades.

Planificació temporal. En aquesta tasca cal definir les tasques a realitzar en el projecte amb estimacions de temps i dependències incloses per tal de dur a terme un diagrama de Gantt que serveixi de guia. També s'han de definir possibles solucions als diferents obstacles especificats en el lliurament anterior.

Gestió econòmica i sostenibilitat. A l'hora de planificar el projecte també és necessari fer una estimació del pressupost identificant els diferents costos associats a la realització d'aquest. En aquesta entrega també es demana un informe de sostenibilitat.

Document final. El document final de l'assignatura "Gestió de projectes" és una recopilació de les tres entregues anteriors amb els canvis necessaris suggerits pel tutor de l'assignatura.

Reunió de seguiment. Un cop finalitzat el document final, es concertarà una reunió de seguiment amb el director del projecte per a revisar el document i comprovar que el projecte s'ha planificat satisfactòriament.

5.1.2 Treball previ

Aquestes tasques corresponen a un treball previ a la implementació del projecte per a preparar un entorn de treball correcta i per assistir a les tasques relacionades amb l'assignatura "Gestió de projectes".

Cerca d'informació. Es cercarà informació sobre les llibreries de *Python* necessàries i diferents papers relacionats amb el projecte.

Creació d'un entorn de treball adequat. El projecte requereix un entorn de treball amb un ordinador amb un sistema operatiu *Linux*, connexió a internet i una càmera RGB. A més a més, es crearà un repositori *Git* per a exercir un control de versions sobre el projecte i s'adaptarà l'editor de text *Atom* per a incloure *linting* en el codi del projecte per a seguir les convencions de programació en *Python* PEP8.

Familiarització amb les llibreries de Python. Finalment, s'estudiaran les llibreries OpenCV i Dlib les quals es té previst utilitzar en la majoria del projecte.

5.1.3 Implementació del projecte

Les tasques d'aquest apartat corresponen a la implementació del sistema de fotopletismografia remota mitjançant visió per computador. Aquestes tasques es realitzaran en dos cicles.

En el primer cicle s'aconseguirà una versió bàsica del sistema, es validaran els resultats i es presentaran al director del projecte. En el segon cicle s'implementaran millores als mòduls i canvis per a complir els sub-objectius del projecte, també es validaran i presentaran els resultats al director.

Mòdul de detecció de regions d'interès. En primer lloc es crearà un mòdul de *Python* per a dur a terme reconeixement de cares i detecció de regions d'interès en aquestes. Aquest mòdul es necessari per extreure informació de color de certes zones de la cara.

Mòdul de magnificació de vídeo euleriana. A continuació, s'implementarà un mòdul de *Python* per a processar vídeo i aplicar magnificació euleriana a aquest. Aquesta tècnica exagera els canvis subtils de vídeos per a poder visualitzar-los.

Mòdul de quantificació i visualització dels resultats. Finalment, serà necessari un últim mòdul de *Python* per a interpretar i visualitzar els resultats obtinguts després d'aplicar magnificació euleriana al vídeo.

5.1.4 Validació dels resultats

Després de cada cicle d'implementació es durà a terme una validació dels resultats que constarà de les tasques següents.

Validació amb veritat terreny. És important comprovar que els resultats obtinguts s'aproximin a la realitat, així que es durà a terme una validació exhaustiva del sistema implementat. Es buscarà obtenir accés a datasets de vídeo que incloguin veritat terreny sobre freqüència cardíaca. Si no és possible, es validaran els resultats comparant-los amb els resultats obtinguts utilitzant un sensor PPG.

Reunió de seguiment. Un cop validats els resultats, es concertarà una reunió de seguiment amb el director del projecte per a comprovar que el projecte avança correctament i per a discutir possibles millores.

5.1.5 Fita final

La fita final del projecte consisteix en dur a terme la documentació del projecte, preparar la seva defensa i, òbviament, defensar-lo davant d'un tribunal.

Documentació del projecte. Amb els resultats validats i el vist i plau del director, es donarà per acabada la part d'implementació del projecte i es començarà la part de documentació.

Preparació de la defensa del projecte. La preparació de la defensa inclou el disseny d'una presentació del projecte clara i entenedora. A ser possible també es faria una demostració del sistema.

5.2 Estimacions i Gantt

5.2.1 Taula resum de les tasques

A continuació es mostra una taula resum de les tasques definides en l'apartat anterior tot especificant les seves duracions i dependències.

Tasca	Duració	Dependència
T1. Gestió del projecte	90h	
T1.1. Abast i contextualització	25h	T2.1
T1.2. Planificació temporal	20h	T1.2
T1.3. Gestió econòmica i sostenibilitat	20h	T1.2, T1.3
T1.4. Document final	25h	T1.1, T1.2, T1.3
T1.5. Reunió de seguiment		T1.4
T2. Treball previ	20h	
T2.1. Cerca d'informació	5h	
T2.2. Creació d'un entorn de treball adequat	10h	T2.1
T2.3. Familiarització amb les llibreries de Python	5h	T2.2
T3. Implementació del projecte - 1r Cicle	80h	
T3.1. Mòdul de detecció de regions d'interès	20h	
T3.2. Mòdul de magnificació de vídeo euleriana	30h	T3.1
T3.3. Mòdul de quantificació i visualització dels resultats	30h	T3.2
T4. Validació dels resultats - 1r Cicle	15h	
T4.1. Validació amb veritat terreny	15h	T3.3
T4.2. Reunió de seguiment		
T5. Implementació del projecte - 2n Cicle	75h	
T5.1. Mòdul de detecció de regions d'interès	25h	
T5.2. Mòdul de magnificació de vídeo euleriana	25h	T5.1
T5.3. Mòdul de quantificació i visualització dels resultats	25h	T5.2
T6. Validació dels resultats - 2n Cicle	15h	
T6.1. Validació amb veritat terreny	15h	T5.3
T6.2. Reunió de seguiment		
T7. Fita final	80h	
T7.1. Documentació del projecte	55h	T6.2
T7.2. Preparació de la defensa del projecte	25h	T7.1

Taula 1: Taula resum provisional de les tasques definides pel projecte amb duracions i dependències. Elaboració pròpia.

5.2.2 Diagrama de Gantt inicial

Un cop definides les tasques i les seves estimacions, mitjançant la eina *Instagantt* s'ha creat el diagrama de Gantt que es troba a la figura 7.

5.2.3 Diagrama de Gantt final

Un cop acabat el projecte, han hagut algunes desviacions de la planificació original. El diagrama de Gantt resultant es troba en la figura 8.

Detecció i monitoratge no invasius de la freqüència cardíaca mitjançant visió per computador.
 Read-only view, generated on 12 Mar 2020

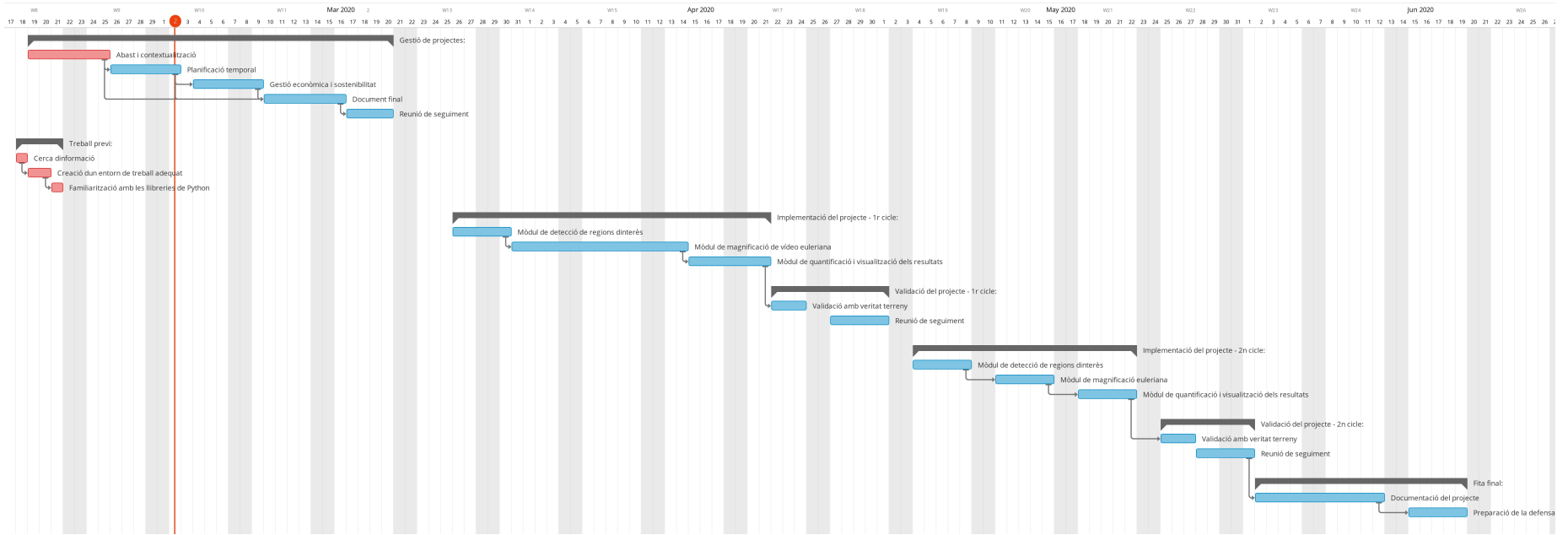


Figura 7: Diagrama de Gantt corresponent a la planificació del projecte. Elaboració pròpia.

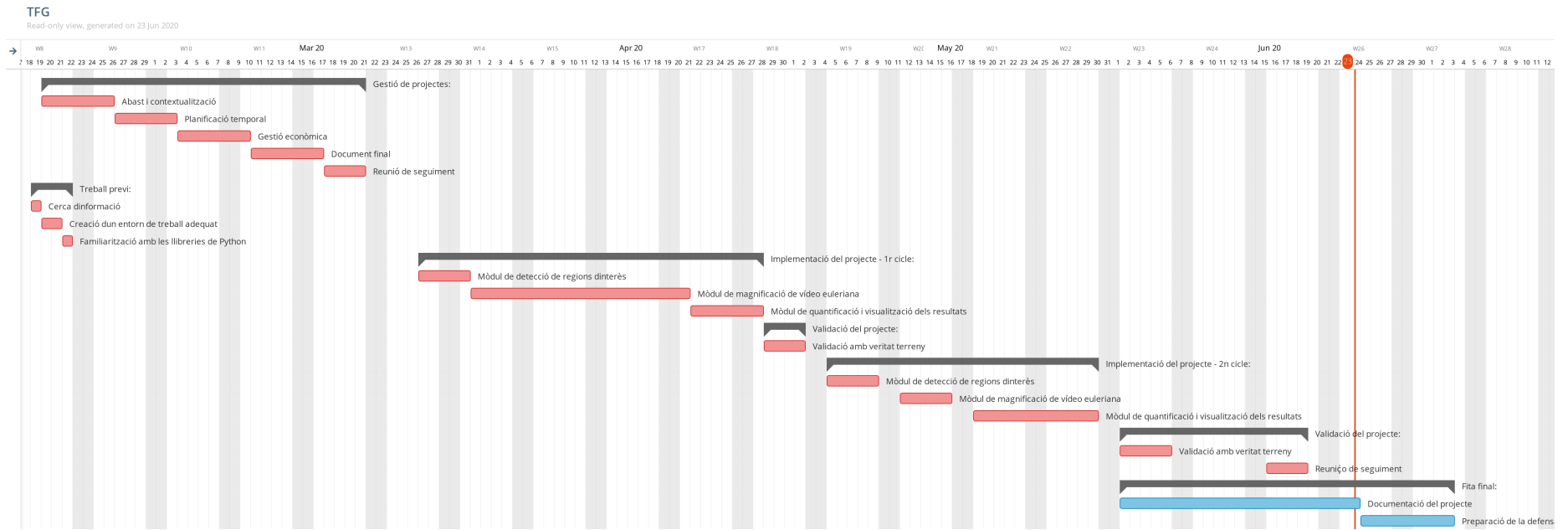


Figura 8: *Diagrama de Gantt final. Elaboració pròpia.*

6 Gestió econòmica

6.1 Descripció de recursos

6.1.1 Recursos humans

El projecte serà realitzat per una persona però aquesta persona complirà diferents rols:

- **Cap de projecte:** Encarregat de gestionar el projecte, els recursos econòmics i de temps que s'utilitzen i les assignacions de les tasques.
- **Programador:** Encarregat d'elaborar i desenvolupar el projecte.
- **QA tester:** Encarregat de validar els resultats del projecte i la feina realitzada pel programador.

Rol	Tasques associades
Cap de projecte	T1, T2.1, T2.2, T7
Programador	T2.3, T3, T5
QA tester	T4, T6

Taula 2: Taula de tasques associades a cada rol. Elaboració pròpia.

6.1.2 Recursos de hardware i software

La realització del projecte comptarà amb diferents recursos de hardware i software que s'especifiquen a la taula 3.

Recurs	Tasques associades
PC de sobretaula	Totes
Portàtil HP Envy 15-j118so	Les mateixes del PC de sobretaula en cas d'error d'aquest i reunions de seguiment
Logitech C920 HD Pro Webcam	T2.3, T3, T4, T5, T6
Monitor BenQ Zowie XL2411	Totes
Ratolí BenQ ZOWIE FK1	Totes
Teclat Logitech G413	Totes
Google Chrome	Totes
TexStudio	T1, T7
InstaGantt	T1.2
GitHub	T3, T5
Atom	T2.1, T2.2, T3, T5
Debian 10	Totes
Mendeley	T1, T7

Taula 3: Taula de tasques associades a cada recurs de hardware i software. Elaboració pròpia.

6.2 Gestió del risc

En la descripció de l'abast del projecte es nombren una sèrie de riscos pels quals s'han de proposar solucions. En la planificació temporal s'ha deixat una setmana de coixí entre la última tasca i la defensa del projecte per a poder dur a terme tasques alternatives en el cas que sorgeixin aquests problemes.

6.2.1 Rendiment del sistema insatisfactori

En el cas que el rendiment del sistema sigui insatisfactori, és a dir, que el nostre sistema sigui tan ineficient que no es pugui executar en temps real, no queda cap altra opció que dedicar més hores a millorar el codi utilitzant la setmana extra de temps que s'ha mencionat anteriorment. Aquest risc es pot detectar a les reunions de seguiment després de cada cicle d'implementació del sistema.

6.2.2 Problemes relacionats amb la validació

Si no és possible aconseguir dataset que continguin veritat terreny s'haurà d'adquirir un sensor PPG per a detectar la freqüència cardíaca per a realitzar proves. Apart del cost econòmic del sensor, realitzar les validacions d'aquesta manera ocuparà més temps que el previst.

6.2.3 Error d'ordinador o equipament necessari

Durant tot el projecte es mantindrà un control de versions en el cas que un error d'ordinador esborri part del progrés del projecte. En el cas que es trenqui l'ordinador de l'entorn de treball es pot moure el projecte a un ordinador portàtil i, en el cas que es trenqui la càmera web que s'utilitzarà, s'haurà de comprar una de nova.

6.3 Pressupost

En aquest apartat es descriuen tots els elements considerats a l'hora d'estimar el pressupost del projecte. S'utilitzarà la divisió de tasques amb estimacions temporals introduïda en el lliurament anterior (Planificació temporal), utilitzada per a construir el diagrama de Gantt corresponent al projecte.

6.3.1 Recursos humans

A l'hora d'estimar els costos corresponents als recursos humans cal identificar els diferents rols de treball relacionats amb el projecte. En la taula 4 es pot observar cada rol amb el salari mitjà en hores corresponent a un treballador amb poca experiència laboral.

Rol	Cost per hora
Project manager	18.27 €/h
Programmer	14.90 €/h
Test/Quality assurance engineer	13.70 €/h

Taula 4: *Rols amb el seu cost per hora. Informació extreta de la pàgina web [payscale.com](https://www.payscale.com)[31].*

Amb els costos per hora definits podem assignar els costos dels recursos humans associats a cada tasca de la planificació temporal. El resultat es pot observar en la taula 5.

Tasca	Project manager	Programmer	Test/QA engineer	Cost
T1. Gestió del projecte	90h	-	-	1644.30€
T1.1. Abast i contextualització	25h	-	-	456.75€
T1.2. Planificació temporal	20h	-	-	365.40€
T1.3. Gestió econòmica i sostenibilitat	20h	-	-	365.40€
T1.4. Document final	25h	-	-	456.75€
T1.5. Reunió de seguiment	-	-	-	-
T2. Treball previ	15h	5h	-	348.55€
T2.1. Cerca d'informació	5h	-	-	91.35€
T2.2. Creació d'un entorn de treball adequat	10h	-	-	182.70€
T2.3. Familiarització amb les llibreries de Python	-	5h	-	74.50€
T3. Implementació del projecte - 1r Cicle	-	80h	-	1192€
T3.1. Mòdul de detecció de regions d'interès	-	20h	-	298€
T3.2. Mòdul de magnificació de vídeo euleriana	-	30h	-	447€
T3.3. Mòdul de quantificació i visualització dels resultats	-	30h	-	447€
T4. Validació dels resultats - 1r Cicle	-	-	15h	205.50€
T4.1. Validació amb veritat terreny	-	-	15h	205.50€
T4.2. Reunió de seguiment	-	-	-	-
T5. Implementació del projecte - 2n Cicle	-	75h	-	1117.50€
T5.1. Mòdul de detecció de regions d'interès	-	25h	-	372.50€
T5.2. Mòdul de magnificació de vídeo euleriana	-	25h	-	372.50€
T5.3. Mòdul de quantificació i visualització dels resultats	-	25h	-	372.50€
T6. Validació dels resultats - 2n Cicle	-	-	15h	205.50€
T6.1. Validació amb veritat terreny	-	-	15h	205.50€
T6.2. Reunió de seguiment	-	-	-	-
T7. Fita final - 2n Cicle	80h	-	-	1461.60€
T7.1. Documentació del projecte	55h	-	-	1004.85€
T7.2. Preparació de la defensa del projecte	25h	-	-	456.75€
TOTAL	185h	160h	30h	6174.95€

Taula 5: *Taula d'estimació de costos de recursos humans. Elaboració pròpia.*

6.3.2 Costs de hardware

Els costos d'adquisició i amortitzacions del hardware utilitzat en el projecte es poden observar en la taula 7. Per a especificar la vida útil del hardware s'ha consultat la pàgina web *plangeneralcontable*[32].

Hardware	Preu d'adquisició	Vida útil	Amortització
PC de sobretaula	1088.55€	4 anys	272.14€
Portàtil HP Envy 15-j118so	739.00€	4 anys	184.75€
Logitech C920 HD Pro Webcam	53.90€	5 anys	10.78€
Monitor BenQ Zowie XL2411	259.00€	5 anys	51.8€
Ratolí BenQ ZOWIE FK1	61.89€	5 anys	12.38€
Teclat Logitech G413	80.60€	5 anys	16.12€
Total	2282.94€	-	547.97€

Taula 6: *Taula d'amortitzacions del hardware utilitzat en el projecte. Elaboració pròpia.*

6.3.3 Costs de software

Tot el software utilitzat en el projecte (Atom, Debian 10, TexStudio, Mendeley, Git, etc.) és software gratuït així que els costos corresponents són negligibles.

Software	Cost
Google Chrome	0€
TexStudio	0€
InstaGantt	0€
GitHub	0€
Atom	0€
Debian 10	0€
Mendeley	0€
LibreOffice	0€
Total	0€

Taula 7: Taula de costs de software utilitzat en el projecte. Elaboració pròpia.

6.3.4 Despeses generals

Espai de treball. L'espai de treball del projecte es troba al districte de Sant Andreu a Barcelona. Donades les 375 hores totals de feina del projecte i assumint jornades laborals de 5 hores, la duració del projecte és de 3.75 mesos. Comptant elements comuns es tracta d'un espai de 50m². Tenint en compte que el preu de lloguer del metre quadrat a Sant Andreu costa 14.39€ segons *habitaclia* [33] el cost de l'espai de treball és **2878€**.

Consum energètic. Assumint que el preu del Quilowatt hora és de 0.12€ i les estimacions d'ús de hardware en hores, es pot observar en la taula 8 els costos corresponents al consum energètic.

Hardware	Potència	Activitat	Consum	Cost
PC de sobretaula	650W	345h	224.25 kWh	26.91€
Portàtil HP Envy 15-j118so	90W	115h	10.35 kWh	1.24€
Monitor BenQ Zowie XL2411	22W	345h	7.59 kWh	0.91€
Total	-	-	-	29.06€

Taula 8: Taula del consum elèctric del hardware utilitzat en el projecte. Elaboració pròpia.

Internet. Per l'internet de fibra òptica es paga una xifra fixa mensual de 35€. Així doncs, donada la duració del projecte de 3.75 mesos, el fet que es comparteix entre 4 persones i que s'ha de pagar internet per 4 mesos, el cost serà **35€**.

Consum d'aigua. El consum individual d'aigua en un mes és aproximadament 12m³, això equival a uns 18€ mensuals. Tenint en compte que el projecte, com s'ha mencionat anteriorment, té una duració de 3.75 mesos, el cost del consum d'aigua és **67.50€**.

6.3.5 Contingències

A partir dels riscos definits, s'especifica un percentatge del 5% a les contingències en cas que no es pugui desenvolupar l'activitat relacionada amb el projecte per causes alienes. Així doncs, podem observar els costos amb contingències a la taula 9.

Àmbit	Cost	Cost amb contingències
Recursos humans	6174.95€	6483.70€
Costs de hardware	547.97€	575.37€
Costs de software	0€	0€
Espai de treball	2 878€	3021.90€
Consum energètic	29.06€	30.51€
Internet	35€	36.75
Consum d'aigua	67.50€	70.88€
Total	9732.48€	10219.10€

Taula 9: *Taula de costs amb contingències. Elaboració pròpia.*

6.3.6 Imprevistos

Durant la realització del projecte poden aparèixer imprevistos que suposin un cost econòmic. La majoria d'aquests imprevistos són reparacions o substitució de hardware. El monitor, el teclat, el ratolí i càmera web no s'han inclòs ja que en tenim de recanvi a la nostra disposició.

Recurs	Cost reparació	Probabilitat d'averia	Cost imprevist
PC de sobretaula	119.50€	5%	5.98€
Portàtil HP Envy 15-j118so	39.00€	11%	4.29€
Total	9732.48€	10219.10€	10.27€

Taula 10: *Taula de costs dels imprevistos. Elaboració pròpia.*

6.3.7 Cost total

Els cost total és la suma de tots els costos definits anteriorment, que es poden trobar resumits en la taula 11. S'ha arribat a la conclusió que el cost total del projecte amb contingències és de **10229.89€**.

Àmbit	Cost	Cost amb contingències
Recursos humans	6174.95€	6483.70€
Costs de hardware	547.97€	575.37€
Costs de software	0€	0€
Espai de treball	2 878€	3021.90€
Consum energètic	29.06€	30.51€
Internet	35€	36.75
Consum d'aigua	67.50€	70.88€
Total	9732.48€	10219.10€
Imprevistos	10.27€	-
Total amb imprevistos	9742.75€	10229.89€

Taula 11: *Taula de costs totals del projecte.*
Elaboració pròpia.

6.3.8 Control de gestió

Per a assegurar que el cost real del projecte s'ajusti al seu pressupost, es farà un control de gestió després de cada tasca especificada en la planificació temporal.

Després de la finalització d'una tasca es calcularà la desviació dels costs respecte el pressupost de la següent manera:

$$Desviacio = CostEstimat - CostReal$$

On el cost real serà la suma dels costs corresponents a recursos humans, hardware, software i despeses generals per hores i, el cost estimat, els costs definits en la planificació econòmica. Com més negativa sigui la desviació menys diners del pressupost haurem gastat.

7 Sostenibilitat

7.1 Autoavaluació

Un cop realitzada l'enquesta sobre sostenibilitat, m'he donat compte que el concepte de sostenibilitat engloba més camps dels que creia. Normalment, quan es parla de sostenibilitat el primer que es pensa es en el camp mediambiental però també cal considerar l'aspecte social i econòmic.

En el cas dels projectes semblants al que estic realitzant, es tracta d'intentar assolir els objectius proposats trobant un equilibri adequat de recursos per tal de no posar en perill els recursos del futur, ja que el planeta té una capacitat de produir recursos limitada. És important mentalitzar-se d'aquest fet i incorporar pràctiques sostenibles en la realització d'aquests projectes.

Tot i això, també m'he adonat que, encara que tingui la voluntat de ser sostenible, desconec molt sobre les tècniques i fonaments de la sostenibilitat aplicats al desenvolupament de projectes. Un cop assumit aquest fet cal corregir-ho i estudiar sobre aquestes tècniques per poder aplicar-les o proposar-les en tots els projectes futurs en els quals participi.

7.2 Dimensió econòmica

Des del punt de vista econòmic, un cop realitzada la planificació econòmica del projecte tenint en compte els recursos humans, els costos de hardware, els costos de software, l'espai de treball, el consum elèctric, l'internet i el consum d'aigua podem observar que el pressupost és semblant al d'altres projectes del mateix caire.

L'objectiu del projecte és assolir un sistema de fotoplethysmografia remota a partir de càmeres RGB per a poder estimar la freqüència cardíaca. Avui en dia això s'aconsegueix utilitzant sensors especialitzats, amb la solució proposada al projecte l'usuari podria utilitzar qualsevol càmera RGB com per exemple la del seu telèfon mòbil. Això significa un estalvi per l'usuari ja que s'estalvia comprar un sensor PPG, un producte molt especialitzat, aconseguint el mateix resultat amb un producte molt més genèric que té altres propòsits a més d'estimar la freqüència cardíaca.

7.3 Dimensió ambiental

El principal impacte ambiental del projecte és el consum energètic dels ordinadors amb els que treballarem. Podem observar que l'ordinador de sobretaula consumeix molt més que l'ordinador portàtil. Així doncs, les tasques que no s'hagin de dur a terme en l'ordinador de sobretaula es realitzaran a l'ordinador portàtil per a reduir el consum.

Respecte la solució proposada al projecte amb les existents, com s'ha mencionat anteriorment, un usuari que vulgui una estimació de la freqüència cardíaca no necessita comprar un producte especialitzat per la tasca. Si es pogués prescindir d'aquest producte tan especialitzat per àmbits no professionals podríem reduir la producció

d'aquests sensors especialitzats reduint així l'ús de recursos, disminuir els enviaments relacionats amb l'*ecommerce* i, consegüentment, les emissions de CO₂ que suposen, etc.

7.4 Dimensió social

A nivell personal, la realització d'aquest projecte suposa posar en pràctica tots els coneixements assolits en el Grau d'Enginyeria Informàtica en l'especialitat de Computació. A més a més no només es tracta de coneixements sobre la informàtica, també es posaran a prova la professionalitat i rigor a l'hora d'abordar projectes, àmbits els quals són molt importants a nivell personal.

En quant al projecte en si, l'impacte social que en pot derivar pot ser molt gran. El projecte proporciona una solució fàcil i assequible per a mesurar freqüències cardíaques de manera remota sense incomoditats. Això significa que és molt fàcil utilitzar la solució proposada per a monitorar la salut o exercici físic des de casa.

Però, segurament l'impacte social més gran que ofereix una estimació de la freqüència cardíaca de manera remota amb càmeres RGB és la seva aplicació en el camp de la computació afectiva, una branca de la computació dedicada especialment a estudiar les emocions dels éssers humans per a millorar les seves experiències i interaccions amb productes o serveis. Una manera fàcil d'obtenir un indicador psicològic i fisiològic tan important com la freqüència cardíaca podria ajudar a l'expansió de les tecnologies de computació afectiva creades especialment per a respondre adequadament a les emocions dels usuaris.

8 Tècniques emprades

A continuació, s'expliquen en profunditat les tècniques de processament de senyals i imatges i visió per computador que han estat emprades a l'hora d'elaborar la solució proposada en la secció 9.

8.1 Processament de senyals

8.1.1 Filtratge lineal

En el camp de processament de senyals, el filtratge s'utilitza per tal d'eliminar parts del senyal no desitjades, com per exemple soroll, o per extreure'n parts útils, com els components dins d'un cert rang de freqüències.

Els filtres lineals s'utilitzen per processar senyals variables en el temps per produir senyals de sortida subjectes a la restricció de linealitat. Depenent de la resposta davant les freqüències del senyal processat, aquest filtres es poden classificar en:

- **Filtre passabaix:** donada una freqüència de tall, es permet el pas a les freqüències inferiors a la de tall.
- **Filtre passaalt:** donada una freqüència de tall, es permet el pas a les freqüències superiors a la de tall.
- **Filtre passabanda:** donat un rang de freqüències de tall, es permet el pas a les freqüències que es troben a dins del rang de tall.
- **Filtre de banda eliminada:** donat un rang de freqüències de tall, es permet el pas a les freqüències que es troben a fora del rang de tall.
- **Filtre passa tot:** Permet el pas a totes les freqüències.

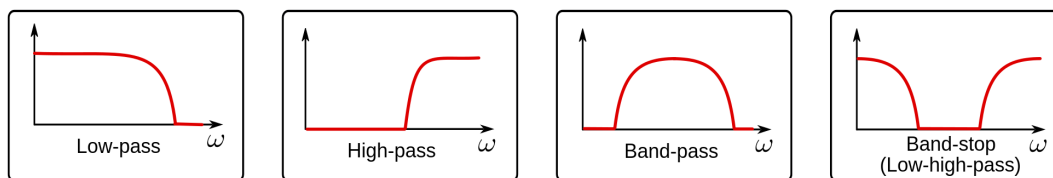


Figura 9: Tipus de resposta en freqüència en filtres[34].

En la realització d'aquest projecte s'utilitzen principalment dos filtres passabanda.

Filtre Chebishev type II. També anomenat filtre Chebishev invers. Donat un interval de freqüències de tall, aquest filtre presenta una banda de pas principalment plana amb ondulacions fora de l'interval de tall tal i com es pot observar en la figura 10a.

Filtre ideal. Un filtre passabanda ideal no atenua freqüències fora de l'interval de freqüències de tall, sinó que les elimina completament i deixa passar les freqüències que es troben dins de l'interval sense canviar-les. La resposta d'aquest filtre es pot observar en la figura 10b

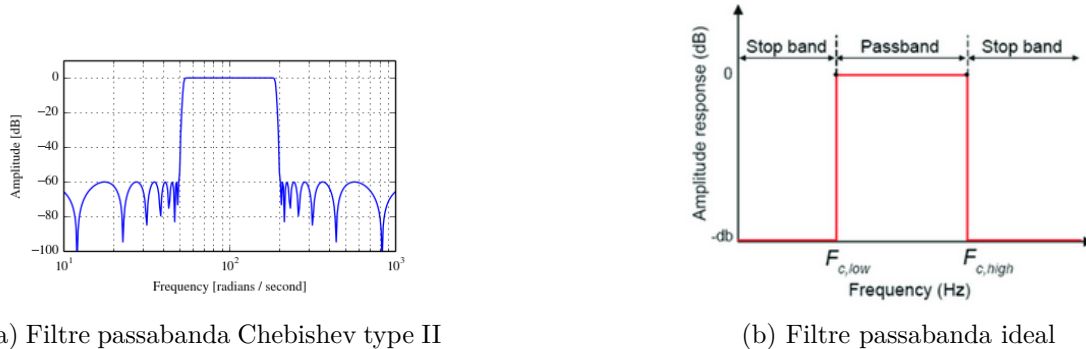


Figura 10: Tipus de resposta dels filtres passabanda Chebyshev type II i ideal [35] [36].

8.1.2 Transformada discreta de Fourier

L'anàlisi de Fourier és un mètode per expressar una funció com una suma de components periòdics, i per recuperar la funció a partir d'aquests components. Quan la funció i la transformada de Fourier són reemplaçades per versions discretitzades, s'anomena transformada discreta de Fourier [37].

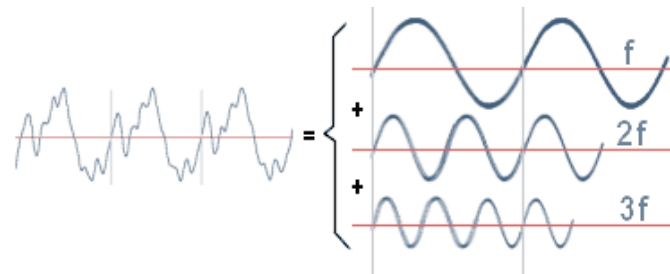


Figura 11: Representació de l'anàlisi de Fourier d'un senyal amb 3 components harmònics [38].

La transformada discreta de Fourier és important en el camp de processament de senyals perquè descompon una funció temporal en les freqüències que la constiuteixen. Mentre que l'anàlisi del domini temporal mostra com canvia un senyal amb el temps, l'anàlisi del domini de freqüèncial mostra com es distribueix l'energia d'un senyal en un rang de freqüències.

La transformada discreta de Fourier s'utilitza en aquest projecte per tal de crear un filtre passabanda ideal i per extreure la freqüència predominant del senyal pletismogràfic i així poder estimar la freqüència cardíaca.

8.2 Processament d'imatges i visió per computador

8.2.1 Piràmide d'una imatge

Una piràmide és una estructura de dades multicapa en la qual la imatge original és representada a resolucions reduïdes successivament. La imatge original correspon al nivell base de la piràmide. Els nivells superiors de la piràmide es construeixen aplicant un suavitzat i escalant el nivell anterior a una mida inferior tal i com mostra la figura 12.

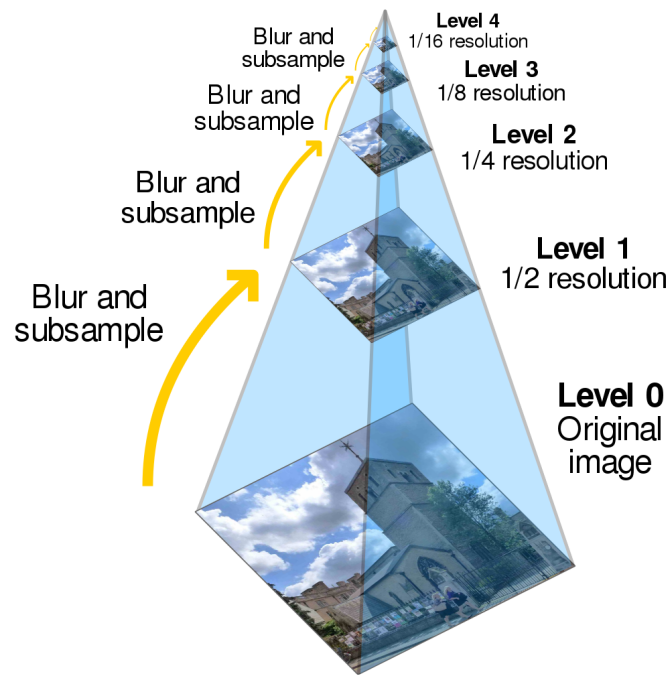


Figura 12: Representació visual d'una piràmide d'una imatge de 5 nivells[40].

Existeixen dos tipus de piràmides depenent del tipus de suavitzat que s'utilitza per crear el següent nivell de la piràmide:

Piràmide gaussiana. En la piràmide gaussiana a l'hora de representar un nivell s'utilitza un suavitzat gaussià. Cada píxel d'un nivell correspon a la mitjana de píxels veïns en el nivell inferior.

Piràmide laplaciana. En la piràmide laplaciana cada nivell equival a la diferència entre el nivell i el seu suavitzat gaussià. Aquesta operació resalta les arestes de la imatge.

En aquest projecte, la piràmide gaussiana es computa per tal d'aconseguir imatges processades espacialment i també s'utilitza implícitament en l'algorisme de detecció de cares.

8.2.2 Classificació d'imatges

La classificació d'imatges és el procés de categoritzar i etiquetar grups de píxels dins d'una imatge. Es tracta d'un dels problemes principals de la visió per computador, ja que té una gran varietat d'aplicacions. Aquest problema es soluciona mitjançant classificadors que, donats un set de dades d'entrenament, són capaços de predir a quina categoria pertany una entitat.

Màquina de vector de suport (SVM). Les SVM tenen les seves arrels en la teoria de l'aprenentatge estadístic [41]. Aquests classificadors s'utilitzen àmpliament en diversos camps de la visió per computador i tenen reputació de ser robusts.

Donat un set de dades d'entrenament, cada instància marcada amb una de dues categories a la qual pertany, una SVM construeix un model que assigna noves instàncies a una categoria o l'altra. Un model SVM és una representació de les instàncies com a punts en l'espai, mapejats de tal manera que els exemples de categories diferents es troben dividits clarament per una escletxa el més gran possible. Les noves instàncies d'entrada es mapegen en el mateix espai i es prediu en quina categoria pertanyen basat en quin costat de l'escletxa van a parar.

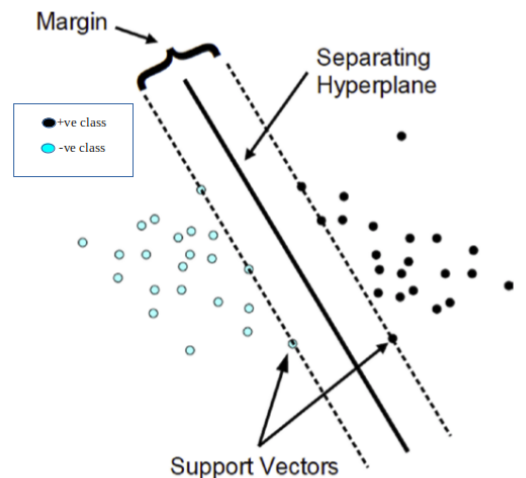


Figura 13: *Classificació de dades per una SVM lineal* [42].

8.2.3 Detecció de cares

La detecció de cares és una de les aplicacions més comunes de la visió per computador. Aquesta vessant de la detecció d'objectes consisteix en detectar la part frontal de cares humanes en imatges digitals o vídeos. Existeixen múltiples algorismes de detecció de cares però en aquest projecte s'utilitzarà el mètode de detecció proporcionat per la llibreria Dlib. Aquest detector es basa en un model de finestra lliscant [43].

En la visió per computador, una finestra lliscant és una regió rectangular de mida fixa que es fa lliscar per tota la imatge. La zona de la imatge que delimita aquesta

regió rectangular en un moment concret és la zona que serà processada. En el cas de la detecció d'objectes, a la zona delimitada per la regió rectangular se li aplicaria un classificador d'imatges per determinar si la finestra conté l'objecte en qüestió.

Com s'ha mencionat anteriorment, la regió rectangular té una mida fixa. Aquest fet pot provocar que la finestra no pugui delimitar objectes de diferents tamanys. És per aquest motiu que es computa la piràmide de la imatge i es repeteix el procés de lliscar la finestra per a cada escala. D'aquesta manera es poden detectar objectes de mides i ubicacions diferents.

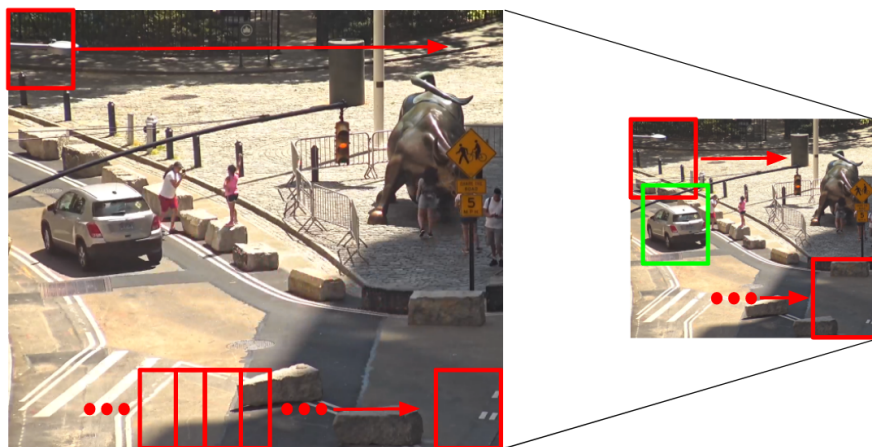


Figura 14: Exemple de detecció d'objectes mitjançant un algoritme de finestra lliscant i un nivell de la piràmide de la imatge. Elaboració pròpia.

El classificador que s'aplica a cada finestra lliscant ha estat entrenat anteriorment amb descriptors característics de l'objecte que es vol detectar. En el cas del detector que s'utilitza en el projecte, un classificador SVM lineal ha estat entrenat amb histogrames de gradients orientats de rostres humans.

Histograma de gradients orientats. Aquest descriptor compta les ocurrències de l'orientació del gradient en porcions localitzades d'una imatge. Es tracta d'un descriptor molt útil que dóna èmfasi a la forma dels objectes.



Figura 15: Patró de cara de descriptors HOG [44]

8.2.4 Alineació de cares

Una altra tasca important de la visió per computador és l'alineació de cares, o, el que és el mateix, la ubicació de punts corresponents a fites facials en imatges. Aconseguir un resultat automàtic i precís d'aquesta tasca es complica degut a la gran varietat de factors que afecten l'aparença dels rostres de les persones com, per exemple, la forma de la cara, el cabell, l'expressió, il·luminació, etc.



Figura 16: *Exemple d'alienació de cares amb 194 fites* [46].

Els enfocaments tradicionals d'alineació de cares utilitzen models parametritzats per descriure l'aspecte i forma de la cara. El problema de registrar aquests models parametritzats a una imatge de tal manera que les seves fites corresponen a una ubicació consistent en l'objecte es diu ajustament de models deformables [45].

Avui en dia, l'operació d'alineació de cares es pot dur a terme en temps real amb prediccions de gran precisió. El predictor de formes utilitzat en el procés de detecció de regions d'interès del projecte fa servir un algoritme que computa l'alineament de cares utilitzant gradient boosting per entrenar un conjunt d'arbres de regressió [46].

8.2.5 Magnificació de vídeo euleriana

La tècnica de magnificació de vídeo euleriana ja ha estat introduïda a la secció 1.1.3 degut a que es menciona en múltiples parts de la memòria. A continuació es detalla en més profunditat aquesta tècnica.

Aquest algoritme de visió per computador desenvolupat per investigadors del MIT [10] utilitza filtres espacials i temporals per captar senyals determinats en vídeos i amplificar-los de tal manera que la variació d'aquests sigui visible. En aquest projecte, la magnificació de vídeo euleriana s'utilitza per amplificar les variacions de color del rostre provocades pel flux de sang per facilitar l'extracció d'un senyal pletismogràfic. El funcionament d'aquesta tècnica es pot resumir en tres parts.

Processament espacial. El primer pas de la magnificació de vídeo euleriana és el processament espacial. A cada fotograma del vídeo d'entrada se li aplica un filtre passabaix i es redueix la imatge per raons d'eficiència temporal.

Un filtre passabaix, donada una freqüència de tall, permet el pas de freqüències més baixes que la freqüència de tall i atenua el pas de les freqüències més altes. En el camp del processemanet d'imatges, l'aplicació d'un filtre passabaix a una imatge s'anomena suavitzat. La versió més simple d'un filtre passabaix en processament d'imatges calcula la mitjana de cada píxel i el seus píxels veïns. Aquests filtres ajuden a eliminar el soroll en les imatges i, eliminant soroll, es possible revelar detalls que el soroll amagava.



Figura 17: Imatge abans i després de l'aplicació d'un filtre passabaix [47].

Processament temporal. Un cop els fotogrames del vídeo han estat filtrats espacialment es duu a terme un processament temporal. Per tal de filtrar temporalment els fotogrames, es considera la sèrie temporal que correspon al valor de cada píxel de la imatge i se li aplica un filtre passabanda.

Un filtre passabanda, donat un rang de freqüències de tall, permet el pas a les freqüències que es troben dins d'aquest rang i atenua el pas de les que es troben a fora. Per exemple, es pot seleccionar el rang de freqüències 0.83Hz - 3.33Hz, que correspon a 50 - 200 pulsacions per minut, si es desitja deixar passar el senyal del pols arterial.

Amplificació. A continuació, es multiplica el senyal extret després del processament temporal i es multiplica per un factor d'amplificació. Finalment, es suma el senyal amplificat a l'original i s'escala el fotograma processat espacialment a la mida del fotograma original per generar la sortida final.

9 Solució proposada

Un cop introduïdes les principals tècniques de processament d'imatges i senyals utilitzades en el projecte, es presenta la següent solució per tal de tractar la tasca de dissenyar un sistema de fotopletismografia remota mitjançant tècniques de visió per computador. El diagrama de flux del sistema proposat es pot observar en la figura 18.

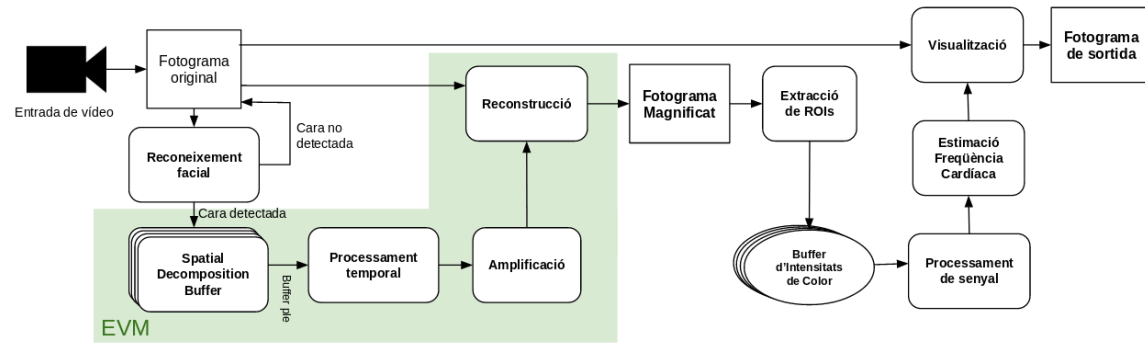


Figura 18: *Diagrama de flux del sistema proposat. La tasques dins la secció verda corresponen a les tasques per dur a terme magnificació de vídeo euleriana. Elaboració pròpia.*

Donat un vídeo enregistrat amb una càmera estàndard, el sistema executa reconeixement facial als fotogrames. Un cop detecta una cara, aplica magnificació de vídeo euleriana al fotograma. A continuació, s'extreu la intensitat de color mitjana de les regions d'interès en el fotograma amb les variacions de color amplificades i s'emmagatzema en un buffer de dades.

Aquests valors emmagatzemats són una versió primitiva del senyal pletismogràfic que es necessita per estimar la freqüència cardíaca. Per aconseguir el senyal, la sèrie temporal s'ha de processar per tal d'eliminar soroll i les seves tendències i, finalment, aplicar-li un filtre passabanda per excloure les freqüències que no pertanyin al rang de freqüències cardíacques plausibles.

Un cop obtingut el senyal pletismogràfic, el sistema el mostra per pantalla perquè l'usuari pugui apreciar el seu comportament i, aplicant la transformada discreta de Fourier sobre el senyal, s'extreu la freqüència principal de'aquest. A partir de la freqüència dominant del senyal, la freqüència cardíaca s'estima de la següent manera:

$$\text{Freqüència Cardíaca} = \text{Freqüència Dominant} \times 60$$

Una vegada estimada la freqüència cardíaca, per tal que el pols arterial no varii més del 5% entre estimacions es mostra el resultat de la següent combinació lineal com a freqüència cardíaca final:

$$F. \text{ Cardíaca final} = (0.95 \times F. \text{ Cardíaca anterior}) + (0.05 \times F. \text{ Cardíaca estimada})$$

10 Detalls de la implementació

En aquesta secció s'especifica en profunditat el desenvolupament del sistema de fotopletismografia remota proposat com a solució¹.

10.1 Estructura principal

En la seva forma més simple, el sistema és un bucle on a cada iteració es llegeix un fotograma de la càmera de vídeo i sobre aquest fotograma s'aplica un detector de cares. Si es detecta una cara, s'executa magnificació de vídeo euleriana per amplificar el fotograma, es detecten les regions d'interès i s'extreuen els seus valors de intensitat de color. Aquestes intensitats es processen i s'aconsegueix un senyal. Analitzant aquest senyal s'obté una estimació de la freqüència cardíaca i, finalment, es visualitza el resultat i el senyal.

```
1 while True:
2     fotograma ← CAMERA.read()
3     cara ← DETECTOR(fotograma)
4     if cara:
5         fotograma_magnificat ← MAGNIFICACIO(fotograma)
6         intensitats ← EXTRACCIO_ROI(fotograma_magnificat, cara)
7         senyal ← PROCESSAMENT(intensitats)
8         bpm ← CALCUL_BPM(senyal)
9     VISUALITZACIO(fotograma, bpm, senyal)
```

Codi 1: Pseudocodi de l'estructura principal del sistema simplificada.

10.2 Detecció de cares

La detecció de cares del sistema es duu a terme mitjançant el detector de cares que proporciona la llibreria Dlib [48]. Aquest detector utilitza un algoritme de finestra lliscant per detectar cares amb un classificador SVM lineal entrenat amb histogrames de gradients orientats de cares humanes.

Quan el detector detecta una cara, retorna les coordenades de la ubicació d'aquesta dins el fotograma. La llibreria OpenCV ens proporciona mètodes per a dibuixar formes sobre fotogrames així que a partir d'aquestes coordenades es computa una caixa de delimitació i es dibuixa un rectangle al voltant de la cara mitjançant el mètode `cv2.rectangle` per indicar que el sistema ha detectat una cara correctament.

L'estimació de la freqüència cardíaca es posa en funcionament una vegada es detecta una cara, però, si es deixés de detectar, el funcionament s'atura fins que no la torna a detectar. Tot i això, la detecció és molt fiable així que aquest fet només succeeix si es produeix alguna obstrucció important del rostre.

¹Codi del sistema disponible al [repositori de Github](#).

10.3 Magnificació de vídeo euleriana

A l'hora d'implementar la magnificació de vídeo euleriana es decideix crear una classe que contingui els atributs i mètodes necessaris. Els atributs `lvl`, `amplification` i `frame_buffer_size` es poden assignar i equivalen al nivell màxim de piràmide gaussiana que es vol fer servir, el factor d'amplificació i la mida dels buffers necessaris per executar l'algoritme respectivament.

```
1 class Eulerian_Video_Magnification():
2     '''Live Eulerian Video Color Magnification'''
3
4     def __init__(self, lvl, amplification, frame_buffer_size):
5         self.frames = []
6         self.times = []
7         self.pyramids = []
8         self.lvl = lvl
9         self.amplification = amplification
10        self.frame_buffer_size = frame_buffer_size
```

Codi 2: Definició de la classe EVM.

L'aplicació de magnificació de vídeo euleriana en vídeos enregistrats en diferit comporta el processament espacial i temporal sobre tots els fotogrames del vídeo en qüestió, cosa que no es compatible amb una execució en temps real. Per implementar aquest mètode en temps real s'estableix un buffer de fotogrames (`frames` en el codi) la mida del qual és l'atribut `frame_buffer_size`. Enlloc de processar tots els fotogrames només s'utilitzaran aquells que es trobin en el buffer de fotogrames. Quan aquest buffer estigui ple es descarta el fotograma del principi per fer lloc pel següent.

Al mateix temps, cada vegada que es guarda un fotograma en el buffer, també es guarda, en un altre buffer (`times` en el codi), el temps actual. Aquests temps seran utilitzats per computar la freqüència de mostratge del sistema més endavant.

10.3.1 Processament espacial

Cada vegada que s'afegeix un fotograma al buffer també es computa la seva piràmide gaussiana per tal d'aconseguir un processament espacial del fotograma original en una resolució inferior. El nivell de la piràmide es pot especificar en el codi com a atribut, però pel sistema es decideix utilitzar una piràmide de 6 nivells, ja que agafant nivells alts s'aconsegueix una descomposició espacial superior que ajuda a desfer-se de soroll i, consegüentment, a detectar senyals més febles com la freqüència cardíaca. L'últim nivell de la piràmide gaussiana de cada fotograma també es guarda en un buffer (`pyramids`).

En l'extracte del codi que es troba a continuació es poden observar els mètodes encarregats del processament espacial i, en la figura 19, el resultat d'executar aquests mètodes en un fotograma.

```

1 def gaussian_pyramid(self, src):
2     FRAME = np.copy(src)
3     pyramids = [FRAME]
4     for i in range(self.lvl):
5         FRAME = cv2.pyrDown(FRAME)
6         pyramids.append(FRAME)
7     return pyramids
8
9 def build_pyramids(self, src):
10    self.pyramids.append(self.gaussian_pyramid(src)[-1])

```

Codi 3: Mètodes de processament espacial mitjançant piràmides gaussianes.



Figura 19: Piràmide gaussiana resultant de la descomposició espacial de 6 nivells. Elaboració pròpia.

10.3.2 Processament temporal

Per poder executar el processament temporal primer cal que el buffer de fotogrames processats espacialment estigui ple, així que l'usuari s'ha d'esperar uns quants segons per a que la magnificació de vídeo euleriana comenci.

El processament temporal utilitza un filtre passabanda ideal sobre el buffer de fotogrames processats espacialment. L'interval de freqüències de tall escollit és 0.83Hz - 3.33Hz, aquest rang de freqüències equival a un interval de 50 - 200 pulsacions per minut, les quals es consideren freqüències cardíaques plausibles.

Per implementar el filtre passabanda ideal s'utilitza la transformada discreta de Fourier per passar la sèrie temporal de les intensitats de color dels fotogrames processats espacialment al domini de freqüències. S'utilitza el mètode `numpy.fft.fft` de la llibreria NumPy, es tracta d'un mètode que implementa la transformada ràpida de Fourier, que és un algoritme per computar la transformada discreta de Fourier de manera eficient.

A continuació es calcula la freqüència de mostreig a partir del buffer de temps de la classe, calculant el temps transcorregut entre la primera mostra del buffer i l'última i dividint el tamany actual dels buffers per aquest valor. Aquesta freqüència de

mostreig és necessària a l'hora de computar l'espai entre freqüències de mostra que ens proporciona el mètode `numpy.fft.fftfreq` de NumPy.

```
1 def ideal_bandpassing(self, src, low, high):
2     TIME_ELAPSED = self.times[-1] - self.times[0]
3     SAMPLING_RATE = len(self.frames) / TIME_ELAPSED
4     timestep = 1 / SAMPLING_RATE
5     frames = np.asarray(src)
6     fft = np.fft.fft(frames, axis=0)
7     freqs = np.fft.fftfreq(len(frames), d=timestep)
8     lower_bound = (np.abs(freqs - low)).argmin()
9     higher_bound = (np.abs(freqs - high)).argmin()
10    fft[:lower_bound] = 0
11    fft[higher_bound:] = 0
12    iff = np.fft.ifft(fft, axis=0)
13    return np.abs(iff)
```

Codi 4: Extracte de codi corresponent a la implementació del filtre passabanda ideal.

Com les freqüències de tall poden no coincidir amb les freqüències de mostra s'escollixen els índexs de les freqüències que tinguin un error absolut amb les freqüències de tall més baix. A continuació, tots els valors de la transformada discreta de Fourier que estiguin fora de la nova banda de freqüències passen a ser 0. Finalment, recuperem els valors de la sèrie temporal filtrats computant la transformada de Fourier inversa mitjançant el mètode de la llibreria NumPy `numpy.fft.ifft`.

10.3.3 Amplificació

L'últim pas de la magnificació de vídeo euleriana és l'amplificació del senyal sobre el fotograma original. El fotograma processat espacial i temporalment es multiplica per el factor d'amplificació i es desfà la piràmide gaussiana per tal d'aconseguir el fotograma en la resolució original. Finalment, es sumen el fotograma processat amb l'original per obtenir-ne les variacions amplificades a sobre.

10.4 Detecció de regions d'interès

Una vegada obtingut el fotograma magnificat s'han d'extreure els valors d'intensitat de color de les regions d'interès. Es decideix utilitzar una part del front, les galtes i el nas com a regions d'interès. Per tal de situar aquestes regions en la cara de l'usuari primer s'ha d'aplicar alineació de cares amb un model de cara parametrizat on les fites facials corresponen a diferents punts.

L'alineació de cares es duu a terme mitjançant el predictor de formes que ofereix la llibreria Dlib [49] implementat utilitzant un conjunt d'arbres de regressió. Enlloc d'utilitzar el model parametrizat tradicional de 68 punts, s'entrena el predictor amb un model de 81 [51] punts que inclou punts al voltant del front.

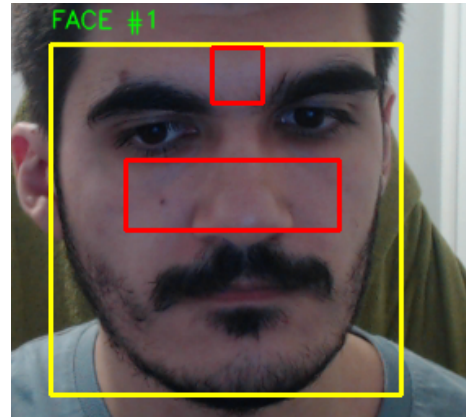
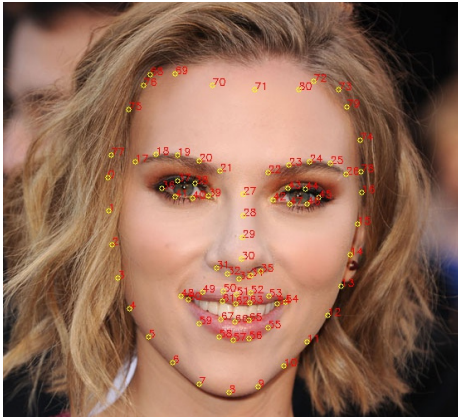


Figura 20: *Esquerra: Model parametritzat de 81 fites facials [51]. Dreta: ROIs detectades en una cara. Elaboració pròpia.*

Un cop s'han alineat els punts del model parametritzat i la cara de l'usuari s'aprofiten els punts trobats per crear dues regions d'interès. La primera regió engloba la part central del front mentre que la segona engloba el nas i les galtes. Una vegada s'han delimitat les zones sobre la cara de l'usuari es dibuixen rectangles mitjançant el mètode d'OpenCV `cv2.rectangle` per visualitzar-les i s'extreu la mitjana de la intensitat de color dels píxels corresponents a les regions.

Tal i com exposa l'article "Remote plethysmographic imaging using ambient light" [8], el senyal pletismogràfic més fort es troba en el canal de color verd de vídeo, degut al fet que la llum verda és millor absorbida que la vermella per l'hemoglobina al mateix temps que és capaç de penetrar la pell en més profunditat que la llum blava. Per aquest motiu es pren la mitjana dels valors d'intensitat de color del canal verd de les regions d'interès enlloc de la mitjana de tots els canals de color i s'emmagatzema en un buffer per a ser processat posteriorment.

```

1 def roi_extraction(PREDICTOR, SRC, FRAME, RECT):
2     SHAPE = PREDICTOR(SRC, RECT)
3     SHAPE = face_utils.shape_to_np(SHAPE)
4     left = SHAPE[21][0]
5     right = SHAPE[22][0]
6     top = min(SHAPE[21][1], SHAPE[22][1]) - (right - left)
7     bottom = max(SHAPE[21][1], SHAPE[22][1])
8     cv2.rectangle(FRAME, (left, bottom-10), (right, top-10), (0, 0, 255), 2)
9     MEAN = np.mean(SRC[top:bottom, left:right, 1])
10    left = SHAPE[36][0]
11    right = SHAPE[45][0]
12    top = SHAPE[28][1]
13    bottom = SHAPE[30][1]
14    cv2.rectangle(FRAME, (left, bottom-15), (right, top-15), (0, 0, 255), 2)
15    MEAN += np.mean(np.array(SRC[top:bottom, left:right, 1]))
16    return MEAN / 2

```

Codi 5: Extracte de codi corresponent a la visualització i extracció de ROIs aprofitant els punts resultant de l'alineació de cares.

10.5 Processament de senyal

En aquest punt, el sistema té a la seva disposició una sèrie temporal dels valors mitjans de la intensitat del canal verd de color de les regions d'interès. D'aquesta sèrie temporal s'extreu el senyal pletismogràfic necessari per estimar la freqüència cardíaca, però primer s'ha de processar.

Per començar, s'eliminen les tendències no lineals del senyal ja que els seus valors en moments concrets no són importants, sinó la seva variació. Per eliminar les tendències s'utilitzen els mètodes de NumPy, `numpy.polyfit` i `numpy.polyval`, per tal d'ajustar un polinomi d'ordre baix al senyal i, a continuació, avaluar-lo per tal d'obtenir un nou senyal. Aquest senyal resultant es resta al senyal original per eliminar les tendències. Aquest procés es pot observar en al figura 21

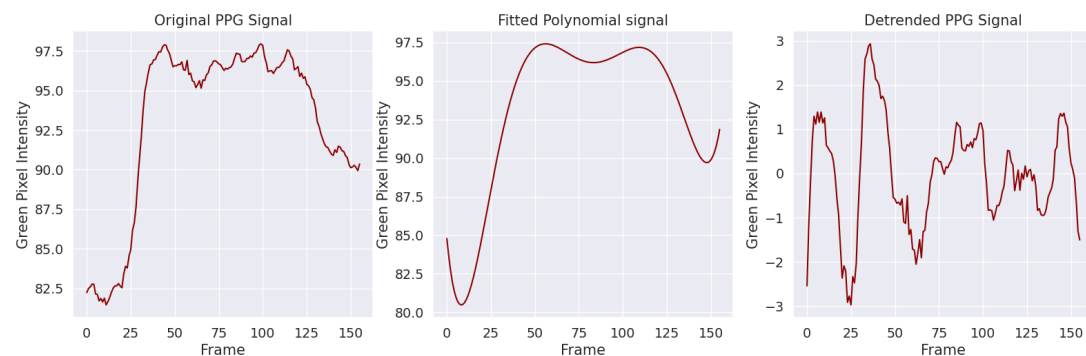


Figura 21: *Esquerra: Senyal PPG original. Centre: Senyal polinomi ajustat i avaluat. Esquerra: Senyal PPG sense tendències (original - polinomi).* Elaboració pròpia.

```
1 def filter_signal_data(AVG_VALUES, sample_rate):
2     x = [i for i in range(len(AVG_VALUES))]
3     model = np.polyfit(x, AVG_VALUES, 6)
4     predicted = np.polyval(model, x)
5     values = np.array(AVG_VALUES)
6     np.nan_to_num(values, copy=False)
7     DETREND = values - predicted
8     filtered = bandpass_filter(DETREND, MIN_HZ, MAX_HZ, sample_rate, order=4)
9     return filtered
```

Codi 6: Extracte de codi corresponent al detrending i filtratge de la senyal.

```
1 def bandpass_filter(data, low, high, sample_rate, order=4):
2     nyquist_rate = sample_rate * 0.5
3     low /= nyquist_rate
4     high /= nyquist_rate
5     b, a = signal.cheby2(order, 20, [low, high], btype='band')
6     return signal.filtfilt(b, a, data)
```

Codi 7: Mètode d'aplicació d'un filtre passabanda ChebyshevII d'ordre 4.

A continuació s'aplica un filtre passabanda amb un rang de freqüències de tall 0.83Hz - 3.33Hz que, com s'ha explicat en apartats anteriors, correspon al rang de freqüències cardíaques plausibles, per obtenir el senyal pletismogràfic processat final. Per aquest pas es decideix utilitzar un filtre passabanda Chebishev II d'ordre 4, decisió que es basa en els resultats de la publicació "An optimal filter for short photoplethysmogram signals" [52] que demostren que aquest filtre millora la qualitat del senyal pletismogràfic de manera més efectiva que altres filtres com, per exemple, el filtre Butterworth i que l'ordre 4 n'és l'òptim.

El senyal pletismogràfic obtingut després del processament i filtratge es tracta del senyal que es pot utilitzar per estimar la freqüència cardíaca de l'usuari. Aquest senyal serà visible en la sortida del sistema en forma de gràfic en temps real per tal que l'usuari pugui observar-lo.

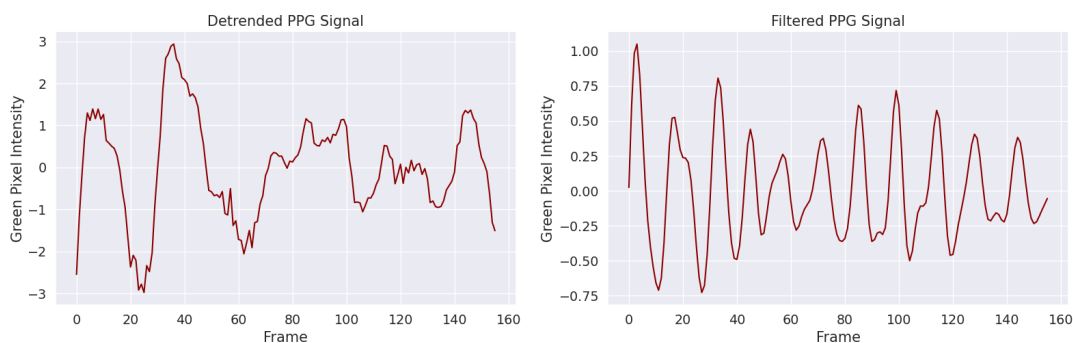


Figura 22: *Esquerra: Senyal PPG sense tendències. Dreta: Senyal PPG resultant després d'aplicar un filtre passabanda Chebishev II d'ordre 4 per a freqüències 0.83Hz - 3.33Hz. Elaboració pròpia.*

10.6 Estimació de la freqüència cardíaca

Com s'ha mencionat anteriorment, a partir del senyal obtingut ja es pot estimar la freqüència cardíaca de l'usuari. El mètode tradicional d'estimar el pols arterial a partir d'un senyal pletismogràfic es basa en detecció de pics en el senyal, però el sistema proposat utilitza la transformada discreta de Fourier [53] per extreure la freqüència principal del senyal pletismogràfic. Un cop obtinguda la freqüència dominant, l'estimació de les pulsacions per minut de l'usuari es calcula de la següent manera:

$$\text{Freqüència cardíaca} = \text{Freqüència dominant} \times 60$$

Per evitar salts abruptes en el valor de la freqüència cardíaca de l'usuari a l'hora d'actualitzar-la, s'utilitza el valor anterior i es calcula el nou mitjançant la combinació lineal:

$$F. \text{ cardíaca final} = (0.95 \times F. \text{ cardíaca anterior}) + (0.05 \times F. \text{ cardíaca estimada})$$

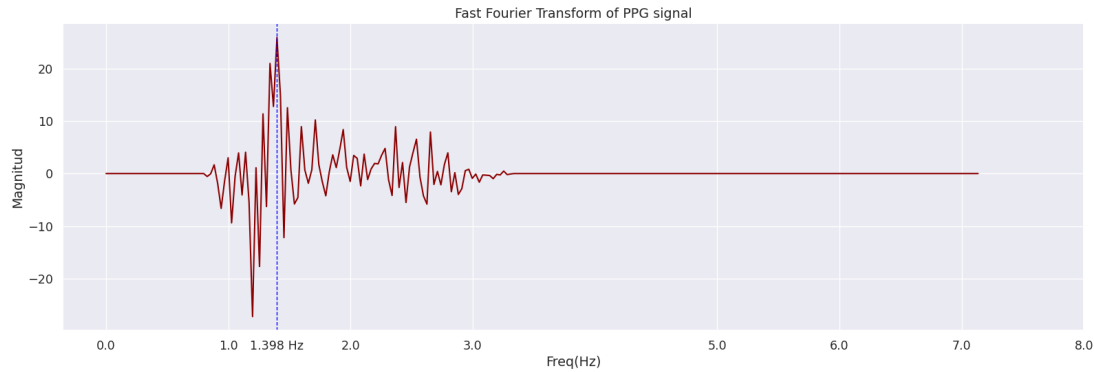


Figura 23: Transformada ràpida de Fourier de la senyal PPG amb freqüències fora del rang 0.83Hz - 3.33Hz descartades. Freqüència dominant marcada en blau. Elaboració pròpia.

```

1 def get_bpm(DATA, old_bpm, sample_rate):
2     timestep = 1 / sample_rate
3     fft = np.fft.rfft(DATA)
4     freqs = np.fft.fftfreq(len(DATA), d=timestep)
5     lower_bound = (np.abs(freqs - MIN_HZ)).argmin()
6     higher_bound = (np.abs(freqs - MAX_HZ)).argmin()
7     fft[:lower_bound] = 0
8     fft[higher_bound:] = 0
9     bpm = freqs[np.argmax(fft)] * 60
10    if old_bpm > 0:
11        bpm = 0.95 * old_bpm + 0.05 * bpm
12    return int(bpm)

```

Codi 8: Extracte de codi corresponent a l'estimació de ferquència cardíaca.

10.7 Visualització

La sortida del sistema està composta per tres parts: el fotograma capturat per la càmera amb la cara i regions d'interès marcades, un panell d'informació sobre el funcionament i progrés del sistema i un gràfic que mostra el senyal pletismogràfic i les pulsacions per minut en temps real. Un exemple de la sortida del sistema abans i durant la seva posada en marxa es pot observar en la figura 24.

En apartats anteriors ja s'ha explicat com s'aconsegueix delimitar la cara de l'usuari i les seves regions d'interès. En quant al panell d'informació situat a la dreta de la sortida del sistema, s'implementa utilitzant la funció d'OpenCV `cv2.text` que ens permet mostrar text sobre una imatge de color negre i després concatenar-la amb el fotograma original.

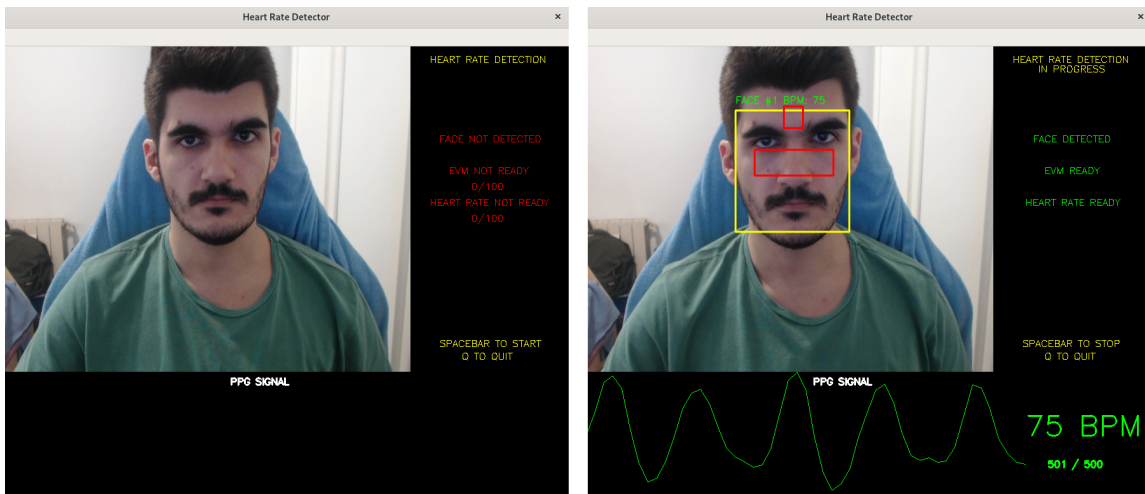


Figura 24: *Esquerra: Sortida del sistema aturat. Dreta: Sortida del sistema en funcionament. Elaboració pròpia.*

Per últim, el sistema mostra un gràfic on es pot observar el senyal pletismogràfic en temps real. Aquest gràfic s'aconsegueix dibuixant línies que connecten cada valor del senyal amb el següent sobre una imatge de color negre que es concatena a la resta de la sortida. La senyal mostrada es troba escalada sobre 1 i el nombre total de valors a mostrar per pantalla es pot canviar en el codi de la implementació.

Per implementar el gràfic es crea una classe GRAPH a la qual se li pot assignar els atributs `width`, `height` i `max_values` per designar l'amplada, l'alçada i el nombre màxim de valors a ensenyar per pantalla respectivament. Aquesta classe també compta amb els atributs `filtered_graph` i `graph`, que són els valors processats a dibuixar i la imatge de color negre on es dibuixen les línies del gràfic.

```

1 class GRAPH():
2     '''Graph drawing class'''
3     def __init__(self, width, height, max_values):
4         self.filtered_graph = []
5         self.width = width
6         self.height = height
7         self.graph = np.zeros((self.height, self.width, 3), np.uint8)
8         self.max_values = max_values

```

Codi 9: Definició de la classe GRAPH.

```

1 def draw_bpm_graph(self):
2     scale_factor_x = float(self.width - 200) / self.max_values
3     scale_factor_y = (float(self.height)/2.0) / max(abs(np.array(self.filtered_graph)))
4     for i in range(0, len(self.filtered_graph) - 1):
5         curr_x = int(i * scale_factor_x)
6         curr_y = int(self.height/2 + self.filtered_graph[i]*scale_factor_y)
7         next_x = int((i + 1) * scale_factor_x)
8         next_y = int(self.height/2 + self.filtered_graph[i + 1]*scale_factor_y)
9         cv2.line(self.graph, (curr_x, curr_y), (next_x, next_y),
10                color=(0, 255, 0), thickness=1)

```

Codi 10: Mètode de dibuix del gràfic del senyal pletismogràfic.

11 Validació

Respecte a la validació del sistema, es duu a terme amb l'ajuda d'un pulsioxímetre de dit. Aquest aparell proporciona una lectura a temps real de la saturació de l'oxigen de la sang de l'usuari i el seu pols arterial mitjançant pulsioximetria.

La pulsioximetria convencional utilitza dues longituds d'ona de llum (vermella i infraroja) transmeses a través de la falange distal del dit. Aquesta llum transmesa és detectada per un fotodetector. La longitud d'ona infraroja s'utilitza per a calcular el pols arterial mitjançant fotopletismografia [54]. Així doncs, es decideix utilitzar un pulsioxímetre de dit perquè, de la mateixa manera que el sistema implementat, també utilitza fotopletismografia per obtenir els seus resultats.

Per comparar els resultats obtinguts, es duu a terme el següent experiment en diversos participants. En primer lloc es realitzen 50 mesuraments (1 lectura cada 10 segons) de la freqüència cardíaca mitjançant el sistema implementat i el pulsioxímetre de dit en temps real. Els resultats dels mesuraments s'anoten en un full de càlcul i, posteriorment, s'exporten les dades a un fitxer CSV per a poder analitzar-les mitjançant un script de Python².

Per dur a terme l'anàlisi dels resultats es decideix calcular l'error absolut, l'error relatiu i l'error percentual de cada mesurament, establint el valor donat pel pulsioxímetre de dit com el valor exacte de la freqüència cardíaca i el valor obtingut mitjançant el sistema implementat com el valor aproximat. Per a cada experiment també es calculen estadístiques descriptives de la distribució dels mesuraments i errors obtinguts, en concret, es computa la mitjana, la desviació estàndard, el valor mínim, el percentil 25, el percentil 50, el percentil 75 el valor màxim, l'error estàndard de la mitjana i el marge d'error de l'interval de confiança del 95%.

Finalment, es presenten els resultats de cada experiment en forma de gràfic. Aquests gràfics consten d'un diagrama de línies que mostra els mesuraments obtinguts pel sistema implementat i pel pulsioxímetre de dit, un diagrama de caixa per representar la distribució dels errors absoluts obtinguts, i, per últim, un altre diagrama de caixa on es pot observar la distribució dels errors percentuals. Els errors relatius no s'han representat gràficament ja que l'error percentual és l'error relatiu en forma de tant per cent.

Els experiments es duen a terme en diferents participants i en diferents estats fisiològics per tal de posar a prova el sistema.

- Experiment 1: Participant A. Repòs.
- Experiment 2: Participant A. Després d'activitat física.
- Experiment 3: Participant B. Repòs.
- Experiment 4: Participant B. Després d'activitat física.
- Experiment 5: Participant C. Repòs.

²Codi de l'script de validació disponible al [repositori de Github](#).

12 Resultats

Els mesuraments i resultats íntegres de cada experiment es troben a l'annex A.

12.1 Experiment 1

	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
mean	80.520000	84.040000	3.960000	0.046644	4.664367
std	3.604079	3.009916	3.337847	0.038775	3.877465
min	73.000000	75.000000	0.000000	0.000000	0.000000
25%	78.000000	83.000000	1.250000	0.015747	1.574713
50%	81.000000	84.000000	3.000000	0.035929	3.592943
75%	83.000000	86.000000	6.000000	0.068182	6.818182
max	88.000000	90.000000	13.000000	0.149425	14.942529
sem	0.509694	0.425666	0.472043	0.005484	0.548356
MOE_ci95	0.999000	0.834306	0.925204	0.010748	1.074779

Taula 12: *Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 1. Elaboració pròpia.*

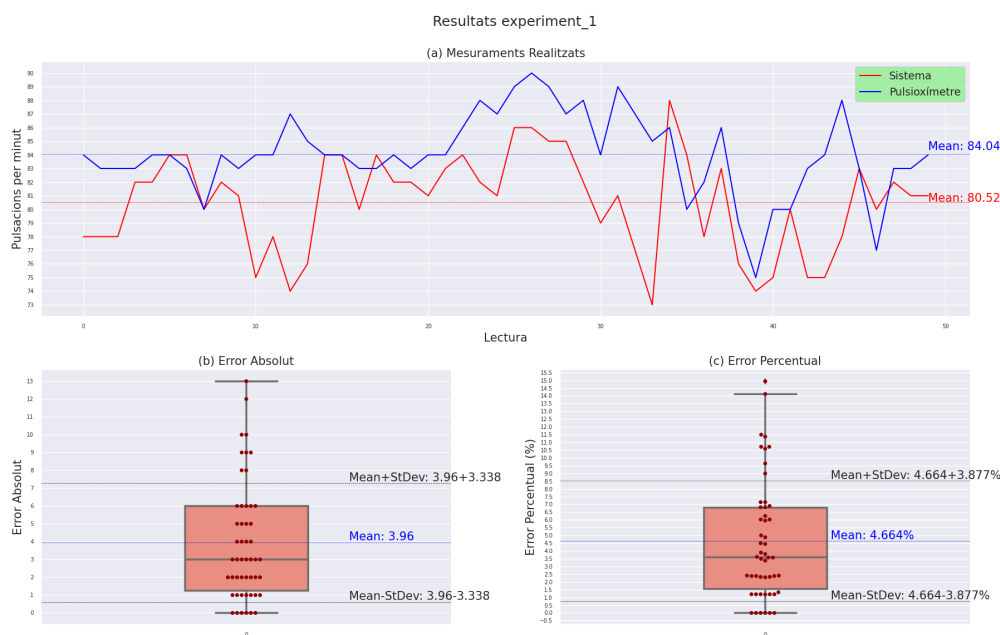


Figura 25: *Resultats experiment 1. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit. (b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.*

12.2 Experiment 2

	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
mean	84.200000	88.720000	4.680000	0.052633	5.263338
std	7.292714	6.782450	3.599546	0.040650	4.065024
min	72.000000	80.000000	0.000000	0.000000	0.000000
25%	80.000000	85.000000	1.250000	0.014465	1.446549
50%	83.000000	86.000000	4.000000	0.047626	4.762580
75%	87.000000	89.750000	7.000000	0.077751	7.775081
max	114.000000	114.000000	14.000000	0.162791	16.279070
sem	1.031345	0.959183	0.509053	0.005749	0.574881
MOE_ci95	2.021437	1.879999	0.997743	0.011268	1.126767

Taula 13: *Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 2. Elaboració pròpia.*

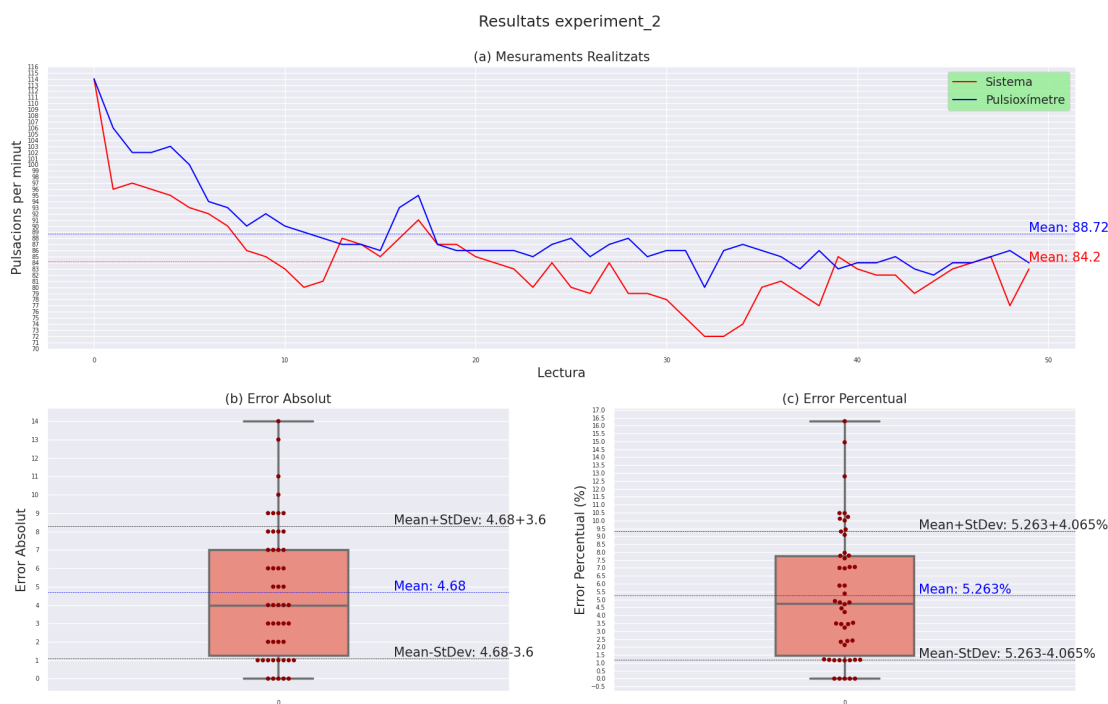


Figura 26: *Resultats experiment 2. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit. (b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.*

12.3 Experiment 3

	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
mean	71.160000	72.380000	2.460000	0.033935	3.393474
std	3.688703	2.465186	2.296492	0.031465	3.146482
min	64.000000	68.000000	0.000000	0.000000	0.000000
25%	69.000000	71.000000	1.000000	0.013699	1.369863
50%	71.000000	72.000000	2.000000	0.027973	2.797340
75%	73.000000	74.000000	4.000000	0.054429	5.442922
max	83.000000	80.000000	11.000000	0.152778	15.277778
sem	0.521661	0.348630	0.324773	0.004450	0.444980
MOE_ci95	1.022456	0.683315	0.636555	0.008722	0.872160

Taula 14: *Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 3. Elaboració pròpia.*

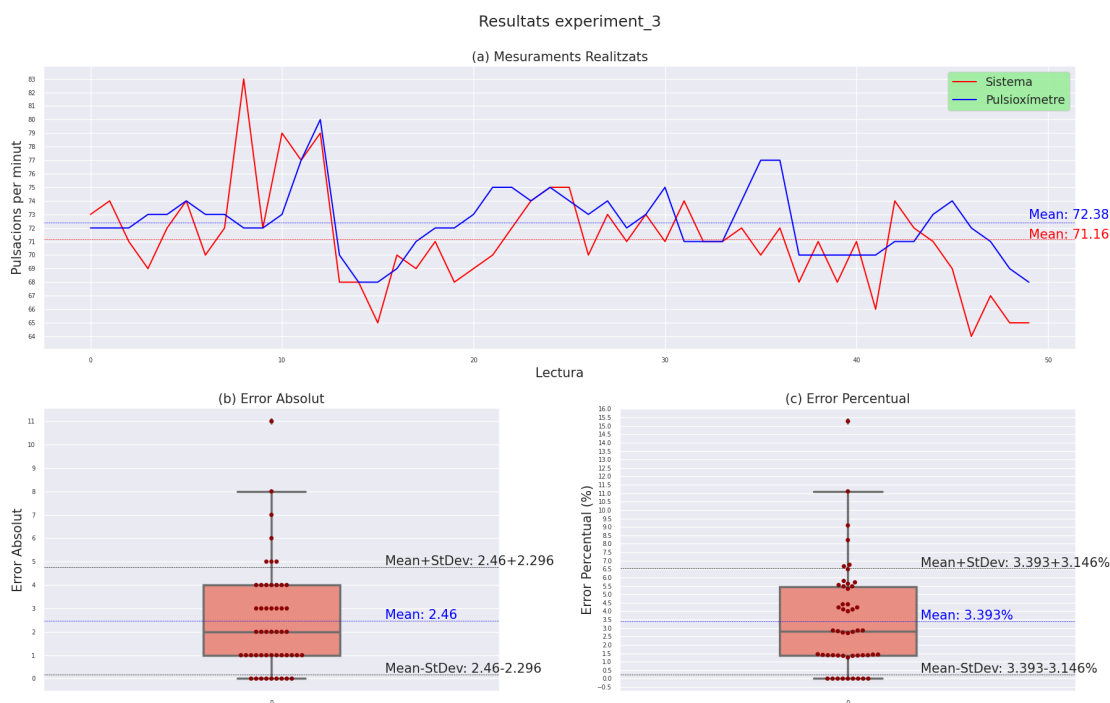


Figura 27: *Resultats experiment 3. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit. (b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.*

12.4 Experiment 4

	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
mean	77.780000	78.160000	2.580000	0.033602	3.360162
std	3.955312	2.510061	3.051196	0.041548	4.154805
min	69.000000	69.000000	0.000000	0.000000	0.000000
25%	75.000000	77.250000	1.000000	0.012500	1.250000
50%	78.500000	78.000000	2.000000	0.024846	2.484568
75%	80.000000	80.000000	3.000000	0.039474	3.947368
max	88.000000	83.000000	15.000000	0.217391	21.739130
sem	0.559366	0.354976	0.431504	0.005876	0.587578
MOE_ci95	1.096356	0.695754	0.845748	0.011517	1.151653

Taula 15: *Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 4. Elaboració pròpia.*

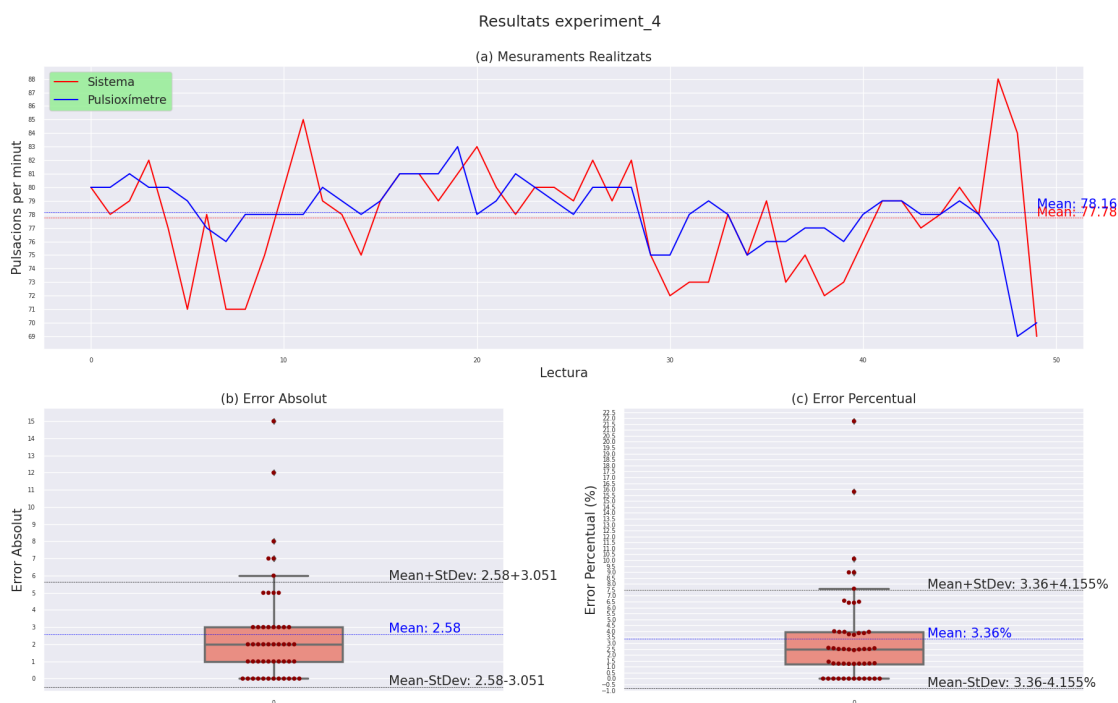


Figura 28: *Resultats experiment 4. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit. (b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.*

12.5 Experiment 5

	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
mean	86.100000	86.800000	3.540000	0.040688	4.068783
std	4.982623	1.370238	3.626490	0.041490	4.149036
min	72.000000	84.000000	0.000000	0.000000	0.000000
25%	84.250000	86.000000	1.000000	0.011662	1.166211
50%	86.500000	87.000000	2.000000	0.023256	2.325581
75%	89.000000	88.000000	5.000000	0.056659	5.665858
max	101.000000	89.000000	15.000000	0.172414	17.241379
sem	0.704649	0.193781	0.512863	0.005868	0.586762
MOE_ci95	1.381113	0.379810	1.005212	0.011501	1.150054

Taula 16: *Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en l'experiment 5. Elaboració pròpia.*

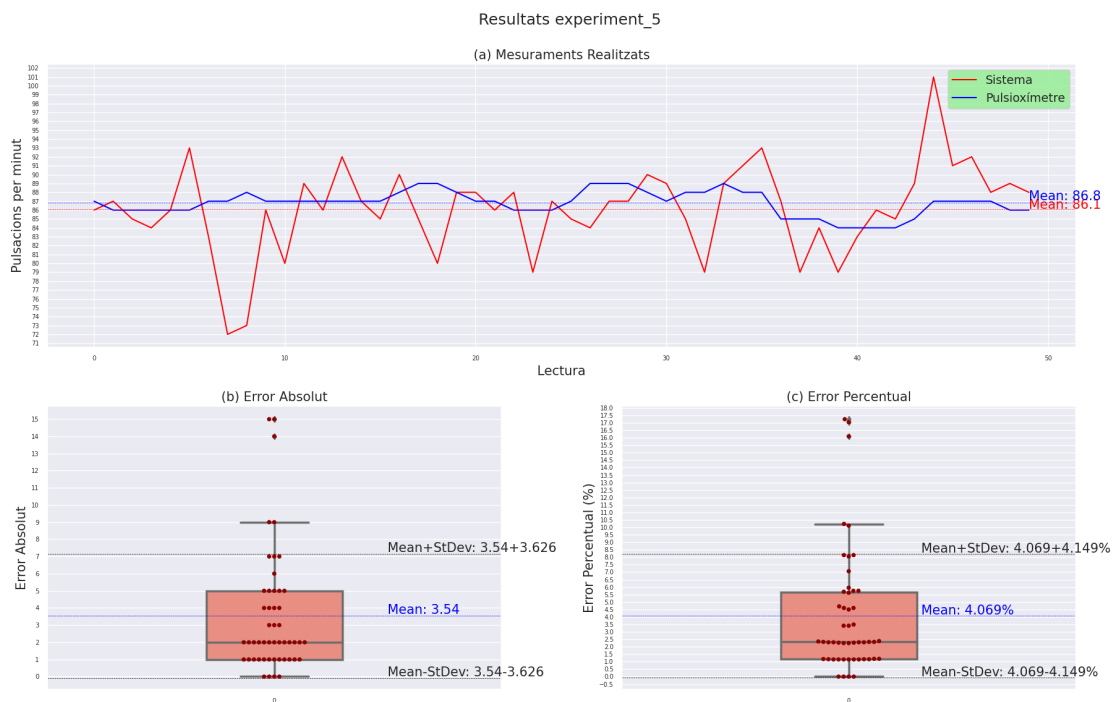


Figura 29: *Resultats experiment 5. (a) 50 mesuraments realitzats mitjançant el sistema implementat i pulsioxímetre de dit. (b) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (c) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.*

12.6 Resultats acumulats

	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
mean	79.952000	82.020000	3.444000	0.041500	4.150025
std	7.170170	7.050848	3.302498	0.039353	3.935334
min	64.000000	68.000000	0.000000	0.000000	0.000000
25%	75.000000	77.000000	1.000000	0.012500	1.250000
50%	80.000000	83.500000	2.000000	0.028370	2.837022
75%	85.000000	87.000000	5.000000	0.059524	5.952381
max	114.000000	114.000000	15.000000	0.217391	21.739130
sem	0.453481	0.445935	0.208868	0.002489	0.248892
MOE_ci95	0.888824	0.874032	0.409382	0.004878	0.487829

Taula 17: *Estadístiques descriptives (mitjana, desviació estàndard, valor mínim, percentil 25, percentil 50, percentil 75, valor màxim, error estàndard i límits superior i marge d'error de l'interval de confiança del 95%) de la distribució de mesuraments i errors obtinguts en tots els experiments realitzats. Elaboració pròpia.*

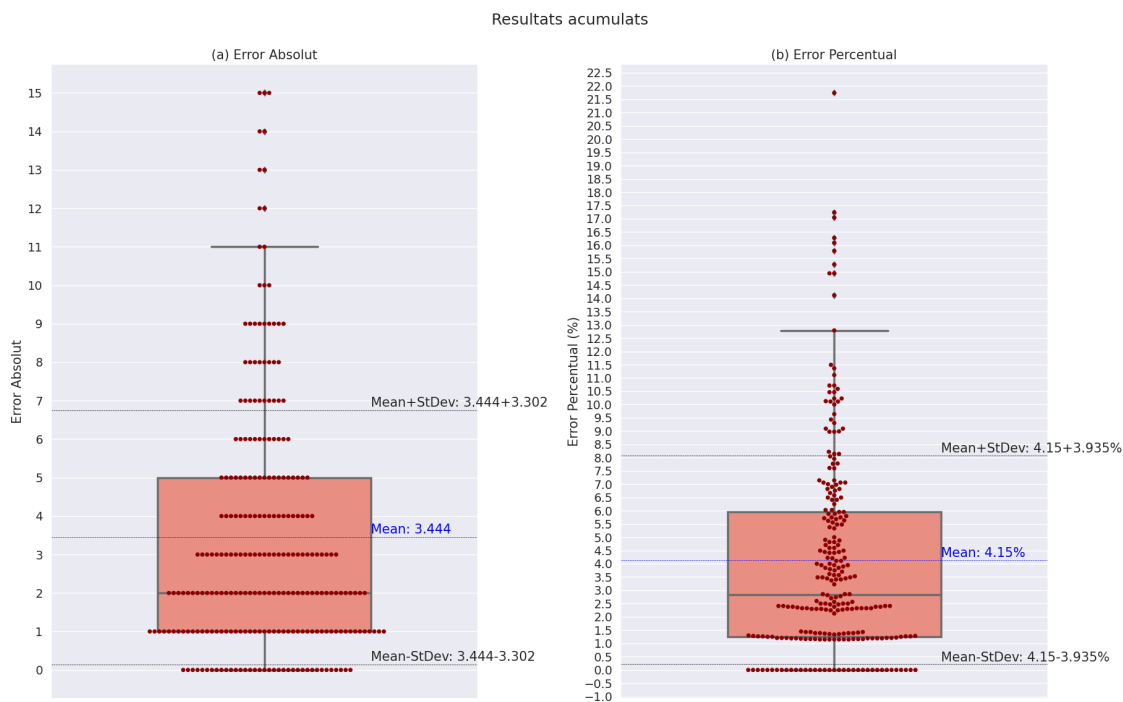


Figura 30: *Resultats de tots els experiments. (a) Boxplot de l'error absolut entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. (b) Boxplot de l'error percentual entre el mesurament del sistema implementat i el pulsioxímetre de dit amb valors superposats. Elaboració pròpia.*

13 Conclusions

A primera vista, podem observar en la taula 17 com, amb una confiança del 95%, l'error absolut mitjà dels resultats acumulats es troba entre 3.444 ± 0.409 pulsacions. Es tracta d'un resultat molt satisfactori, ja que ens indica que els mesuraments del sistema implementat, de mitjana, difereixen de les lectures del pulsioxímetre de dit com a molt per 4 pulsacions amb un nivell de confiança del 95%. En termes percentuals, el sistema mostra un error mitjà que es troba entre $4.15 \pm 0.488\%$ amb una confiança del 95%, cosa que ens indica que, de mitjana, les lectures no superen el 4.6% d'error.

Tot i això, si analitzem en detall el comportament del sistema implementat en els diagrames de línies, encara que l'error absolut mitjà sigui petit, es poden observar grans discrepàncies entre el sistema i el pulsioxímetre de dit en alguns mesuraments. Com per exemple en la figura 16, on es poden apreciar dos pics en les lectures del sistema que corresponen a un error absolut de 15 pulsacions. Discrepàncies tan grans es produeixen rarament i, segurament, es poden atribuir a errors produïts per soroll en la senyal pletismogràfica.

En els experiments 3 i 4, els errors absoluts mitjans, 2.46 i 2.58 respectivament, són més petits que els errors dels altres experiments. Una explicació d'aquest fet podria ser que el sistema és més precís quan es tracta de freqüències cardíques més baixes que 80 pulsacions per minut de mitjana o que el participant B posseeix una fisiologia més favorable per a l'extracció del senyal pletismogràfic del seu rostre que els altres participants.

En general, també podem observar que, de mitjana, els mesuraments del sistema acostumen a ser més petits que els mesuraments del pulsioxímetre. A més a més, els diagrames de línies ens mostren que els dos mètodes de detecció de la freqüència cardíaca, encara que difereixin en les lectures, segueixen la mateixa tendència, fet que es pot apreciar de forma molt evident en la figura 26.

En resum, encara que es puguin donar algunes imprecisions importants en lectures concretes, els resultats ens mostren que el sistema de detecció i monitoratge de la freqüència cardíaca implementat en el projecte és capaç d'estimar el pols arterial de l'usuari, en repòs o després de realitzar activitat física, amb un marge d'error petit de mitjana en temps real de manera satisfactòria.

13.1 Millores al sistema

La implementació del sistema de detecció i monitoratge no invasius de la freqüència cardíaca mitjançant visió per computador ha estat satisfactòria. Tot i això, al sistema se li podrien afegir millores no contemplades en la planificació del projecte.

Millora de la delimitació de les regions d'interès. En aquest projecte, les regions d'interès es corresponen a dos rectangles, de la mateixa manera que existeix l'alineació de cares amb models parametritzats es podria estudiar la possibilitat de

dissenyar regions d'interès parametritzades per incloure el màxim de píxels d'interès possibles.

Creació d'una interfície gràfica. L'usuari del sistema té una mica de control sobre el funcionament del sistema, no obstant això, es tracta d'una interfície molt primitiva. Es podria dissenyar una interfície gràfica per facilitar la interacció de l'usuari amb el sistema i afegir so al senyal pletismogràfic.

Estimació de múltiples freqüències cardíques. El sistema implementat estima la freqüència cardíaca d'un usuari. Tot i que potser sigui incompatible amb l'execució en temps real, es pot estudiar l'alternativa d'estimar múltiples freqüències cardíques de diferents usuaris al mateix temps.

Realització de més experiments. Degut a la situació de pandèmia que s'ha viscut durant el desenvolupament del projecte el nombre de participants per dur a terme experiments ha estat molt reduït. Fer més proves a diversos participants ajudaria a aconseguir resultats més robusts.

Referències

- [1] S. Bobbia, D. Luguern, Y. Benezeth, K. Nakamura, R. Gomez, J. Dubois. Real-time temporal superpixels for unsupervised remote photoplethysmography. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2018*.
- [2] Andrew Reisner, Phillip A. Shaltis, Devin McCombie, H. Harry Asada. Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *Anesthesiology, 2018*.
- [3] M. Elgendi, R. Fletcher, Y. Liang, N. Howard, N. H. Lovell, D. Abbott, K. Lim, R. Ward. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *npj Digital Medicine, 2019*.
- [4] J. Allen. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas, 2007*.
- [5] T. Collins, I. M. Pires, S. Oniani, S. Woolley. *How reliable is your wearable heart-rate monitor?* [en línia] [Consulta: 24-2-2020]

Disponible a: <http://theconversation.com/how-reliable-is-your-wearable-heart-rate-monitor-98095>
- [6] Ramón Medrán Medrán. Medición del ritmo cardíaco mediante Fotoplethysmografía. *Proyecto Fin de Carrera, Universidad de Sevilla, 2018*
- [7] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, G. de Haan. Algorithmic principles of remote-PPG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2017*.
- [8] W. Verkruysse, L. Svaasand, J. S. Nelson. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optic Express, 2008*
- [9] Huang, T. *Computer Vision : Evolution And Promise, 1996*.
- [10] H. Y. Wu, M. Rubinstein, E. Shih, J. Guttag, F. Durand, W. Freeman. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *CISP, 2014*
- [11] Forbes - M. Newlands. This Stanford-Tested Baby Monitor Uses Computer Vision To Keep Baby Safe, 2017. [en línia] [Consulta: 24-2-2020]

Disponible a: <https://www.forbes.com/sites/mnewlands/2017/08/24/this-stanford-tested-baby-monitor-uses-computer-vision-to-keep-baby-safe>
- [12] Universitat Oberta de Catalunya - Bea González. Creix el mercat de la computació afectiva, la intel·ligència artificial que explora les teves emocions, 2020. [en línia] [Consulta: 25-2-2020]

Disponible a: <https://www.uoc.edu/portal/ca/news/actualitat/2020/143-computacio-afectiva.html>
- [13] S. Benedetto, C. Caldato, D. Greenwood, N. Bartoli, V. Pensabene, P. Actis. Remote heart rate monitoring - Assessment of the Facereader rPPg by Noldus. *PLoS ONE, 2019*

- [14] T. Coppetti, A. Brauchlin, S. Müggler, A. Attinger-Toller, C. Templin, F. Schönrrath, J. Hellermann, T. Lüscher, P. Biaggi, C. Wyss. Accuracy of smart-phone apps for heart rate measurement. *European Journal of Preventive Cardiology*, 2017
- [15] Noldus. Modules - FaceReader. [en línia] [Consulta: 22-2-20]
Disponible a: <https://www.noldus.com/facereader/modules>
- [16] OpenCV 2.4.8. [en línia] [Consulta: 22-2-20]
Disponible a: <https://opencv.org/opencv-2-4-8/>
- [17] Dlib C++ library. [en línia] [Consulta: 22-2-20]
Disponible a: <http://dlib.net/>
- [18] X. Wu, X. Yang, J. Jing, Y. Zhao. Amplitude-based filtering for video magnification in presence of large motion. *Sensors (Switzerland)*, 2018
- [19] L. Liu, L. Lu, J. Luo, J. Zhang, X. Chen. Enhanced Eulerian video magnification. *Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.* 2014.
- [20] Python Software Foundation. PEP 8 – Style Guide for Python Code. [en línia] [Consulta: 20-2-2020]
Disponible a: <https://www.python.org/dev/peps/pep-0008/>
- [21] WHO Director-General’s opening remarks at the media briefing on COVID-19 - 11 March 2020. [en línia] [Consulta: 14-3-2020]
Disponible a: <https://www.who.int/dg/speeches/detail/who-director-general-s-opening-remarks-at-the-media-briefing-on-covid-19—11-march-2020>
- [22] Tancament d’Escoles a Catalunya: a partir de divendres. [en línia] [Consulta: 14-3-2020]
Disponible a: <https://beteve.cat/societat/tancament-escoles-barcelona-coronavirus/>
- [23] NumPy. [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://numpy.org/about/>
- [24] SciPy. [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://www.scipy.org/>
- [25] pandas. [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://pandas.pydata.org/>
- [26] [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://matplotlib.org/>

- [27] Seaborn. [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://seaborn.pydata.org/>
- [28] Atom. [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://atom.io/>
- [29] TeXstudio. [en línia] [Consulta: 22-6-2020]
Disponible a: <https://www.texstudio.org/>
- [30] Agile Methodology. [en línia] [Consulta: 24-2-2020]
Disponible a: <https://agilemethodology.org/>
- [31] Information Technology Jobs — PayScale. [en línia] [Consulta: 8-3-2020]
Disponible a: <https://www.payscale.com/research/ES/Job/Information-Technology>
- [32] Recursos para entender y gestionar la contabilidad de la empresa. [en línia] [Consulta: 8-3-2020]
Disponible a: <https://www.plangeneralcontable.com>.
- [33] Evolució preus pisos metre quadrat en venda en Barcelona(Sant Andreu). [en línia] [Consulta: 8-3-2020]
Disponible a: https://catala.habitaclia.com/informes/preu-mig-habitatge-districte_sant_andreu-barcelona.htm
- [34] Noise - Smart Citizen Docs. [en línia] [Consulta:23-6-2020]
Disponible a: <https://docs.smartcitizen.me/Components/sensors/Noise/>
- [35] scipy.signal.iirfilter — SciPy v0.15.1 Reference Guide. [en línia] [Consulta:23-6-2020]
Disponible a: <https://docs.scipy.org/doc/scipy-0.15.1/reference/generated/scipy.signal.iirfilter.html>
- [36] P. Pinti, F. Scholkmann, A. Hamilton, P. Burgess, I. Tachtsidis. Current Status and Issues Regarding Pre-processing of fNIRS Neuroimaging Data: An Investigation of Diverse Signal Filtering Methods Within a General Linear Model Framework. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2019
- [37] Discrete Fourier Transform (numpy.fft). [en línia] [Consulta: 23-6-2020]
Disponible a: <https://numpy.org/doc/stable/reference/routines.fft.html>
- [38] Acústica musical: Análisis armónico: el Teorema de Fourier. [en línia] [Consulta:23-6-2020]
Disponible a: <http://cpms-acusticamusical.blogspot.com/2009/10/analisis-armonico-el-teorema-de-fourier.html>

- [39] O. Faugeras. Computer Vision - ECCV 90. *First European Conference on Computer Vision. Antibes, 1990.*
- [40] Pyramid (image processing) [en línia] [Consulta:20-6-2020]
 Disponible a: [https://en.wikipedia.org/wiki/Pyramid_\(image_processing\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Pyramid_(image_processing))
- [41] A. Gidudu, H. Greg, T. Marwala. Classification of Images Using Support Vector Machines. *2007*
- [42] Introduction to SVM - Data Driven Investor - Medium. [en línia] [Consulta: 24-6-2020]
 Disponible a: <https://medium.com/datadriveninvestor/introduction-to-svm-5ea47373a03b>
- [43] A. Campilho, F. Karray (Eds.) Image Analysis and Recognition. *ICIAR, 2016*
- [44] R. Ng, K. Lim, C. Lee, S. Razak. Surveillance system with motion and face detection using histograms of oriented gradients. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science, 2019*
- [45] J. Saragih, S. Lucey, J. Cohn. Deformable model fitting by regularized landmark mean-shifts. *International Journal of Computer Vision, 2011*
- [46] V. Kazemi, J. Sullivan. One Millisecond Face Alignment with an Ensemble of Regression Trees. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2014*
- [47] Low-Pass Filtering (Blurring). [en línia] [Consulta: 20-6-2020] Disponible a:
https://diffractionlimited.com/help/maximdl/Low-Pass_Filtering.htm
- [48] Dlib C++ Library. Image Processing - get_frontal_face_detector [en línia] [Consulta: 27-3-2020]
 Disponible a: http://dlib.net/imaging.html#get_frontal_face_detector
- [49] Dlib C++ Library. Image Processing - shape_predictor [en línia] [Consulta: 27-3-2020]
 Disponible a: http://dlib.net/imaging.html#shape_predictor
- [50] Adrian Rosebrock. Facial landmarks with dlib, OpenCV, and Python, 2017. [en línia] [Consulta: 24-2-2020]
 Disponible a: <https://www.pyimagesearch.com/2017/04/03/facial-landmarks-dlib-opencv-python/>
- [51] Nikolay Feldman. 81 Facial Landmarks Shape Predictor. [en línia] [Consulta: 30-3-2020]
 Disponible a: https://github.com/codeniko/shape_predictor_81_face_landmarks
- [52] Y. Liang, M. Elgendi, Z. Chen, R. Ward. An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Scientific Data, 2018*

- [53] N. Mohd Sani, W. Mansor, K. Lee, N. Ahmad Zainudin, S. Mahrim. Determination of heart rate from photoplethysmogram using Fast Fourier Transform. *ICBAPS, 2015*
- [54] M. Cannesson, P. Talke. Recent advances in pulse oximetry. *F1000 Med Rep, 2009*

A Taules de resultats

A.1 Experiment 1

#	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
0	78	84	6	0.071429	7.142857
1	78	83	5	0.060241	6.024096
2	78	83	5	0.060241	6.024096
3	82	83	1	0.012048	1.204819
4	82	84	2	0.023810	2.380952
5	84	84	0	0.000000	0.000000
6	84	83	1	0.012048	1.204819
7	80	80	0	0.000000	0.000000
8	82	84	2	0.023810	2.380952
9	81	83	2	0.024096	2.409639
10	75	84	9	0.107143	10.714286
11	78	84	6	0.071429	7.142857
12	74	87	13	0.149425	14.942529
13	76	85	9	0.105882	10.588235
14	84	84	0	0.000000	0.000000
15	84	84	0	0.000000	0.000000
16	80	83	3	0.036145	3.614458
17	84	83	1	0.012048	1.204819
18	82	84	2	0.023810	2.380952
19	82	83	1	0.012048	1.204819
20	81	84	3	0.035714	3.571429
21	83	84	1	0.011905	1.190476
22	84	86	2	0.023256	2.325581
23	82	88	6	0.068182	6.818182
24	81	87	6	0.068966	6.896552
25	86	89	3	0.033708	3.370787
26	86	90	4	0.044444	4.444444
27	85	89	4	0.044944	4.494382
28	85	87	2	0.022989	2.298851
29	82	88	6	0.068182	6.818182
30	79	84	5	0.059524	5.952381
31	81	89	8	0.089888	8.988764
32	77	87	10	0.114943	11.494253
33	73	85	12	0.141176	14.117647
34	88	86	2	0.023256	2.325581
35	84	80	4	0.050000	5.000000
36	78	82	4	0.048780	4.878049
37	83	86	3	0.034884	3.488372
38	76	79	3	0.037975	3.797468
39	74	75	1	0.013333	1.333333
40	75	80	5	0.062500	6.250000
41	80	80	0	0.000000	0.000000
42	75	83	8	0.096386	9.638554
43	75	84	9	0.107143	10.714286
44	78	88	10	0.113636	11.363636
45	83	83	0	0.000000	0.000000
46	80	77	3	0.038961	3.896104
47	82	83	1	0.012048	1.204819
48	81	83	2	0.024096	2.409639
49	81	84	3	0.035714	3.571429

Taula 18: Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 1. Elaboració pròpia.

A.2 Experiment 2

#	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
0	114	114	0	0.000000	0.000000
1	96	106	10	0.094340	9.433962
2	97	102	5	0.049020	4.901961
3	96	102	6	0.058824	5.882353
4	95	103	8	0.077670	7.766990
5	93	100	7	0.070000	7.000000
6	92	94	2	0.021277	2.127660
7	90	93	3	0.032258	3.225806
8	86	90	4	0.044444	4.444444
9	85	92	7	0.076087	7.608696
10	83	90	7	0.077778	7.777778
11	80	89	9	0.101124	10.112360
12	81	88	7	0.079545	7.954545
13	88	87	1	0.011494	1.149425
14	87	87	0	0.000000	0.000000
15	85	86	1	0.011628	1.162791
16	88	93	5	0.053763	5.376344
17	91	95	4	0.042105	4.210526
18	87	87	0	0.000000	0.000000
19	87	86	1	0.011628	1.162791
20	85	86	1	0.011628	1.162791
21	84	86	2	0.023256	2.325581
22	83	86	3	0.034884	3.488372
23	80	85	5	0.058824	5.882353
24	84	87	3	0.034483	3.448276
25	80	88	8	0.090909	9.090909
26	79	85	6	0.070588	7.058824
27	84	87	3	0.034483	3.448276
28	79	88	9	0.102273	10.227273
29	79	85	6	0.070588	7.058824
30	78	86	8	0.093023	9.302326
31	75	86	11	0.127907	12.790698
32	72	80	8	0.100000	10.000000
33	72	86	14	0.162791	16.279070
34	74	87	13	0.149425	14.942529
35	80	86	6	0.069767	6.976744
36	81	85	4	0.047059	4.705882
37	79	83	4	0.048193	4.819277
38	77	86	9	0.104651	10.465116
39	85	83	2	0.024096	2.409639
40	83	84	1	0.011905	1.190476
41	82	84	2	0.023810	2.380952
42	82	85	3	0.035294	3.529412
43	79	83	4	0.048193	4.819277
44	81	82	1	0.012195	1.219512
45	83	84	1	0.011905	1.190476
46	84	84	0	0.000000	0.000000
47	85	85	0	0.000000	0.000000
48	77	86	9	0.104651	10.465116
49	83	84	1	0.011905	1.190476

Taula 19: Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 2. Elaboració pròpia.

A.3 Experiment 3

#	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
0	73	72	1	0.013889	1.388889
1	74	72	2	0.027778	2.777778
2	71	72	1	0.013889	1.388889
3	69	73	4	0.054795	5.479452
4	72	73	1	0.013699	1.369863
5	74	74	0	0.000000	0.000000
6	70	73	3	0.041096	4.109589
7	72	73	1	0.013699	1.369863
8	83	72	11	0.152778	15.277778
9	72	72	0	0.000000	0.000000
10	79	73	6	0.082192	8.219178
11	77	77	0	0.000000	0.000000
12	79	80	1	0.012500	1.250000
13	68	70	2	0.028571	2.857143
14	68	68	0	0.000000	0.000000
15	65	68	3	0.044118	4.411765
16	70	69	1	0.014493	1.449275
17	69	71	2	0.028169	2.816901
18	71	72	1	0.013889	1.388889
19	68	72	4	0.055556	5.555556
20	69	73	4	0.054795	5.479452
21	70	75	5	0.066667	6.666667
22	72	75	3	0.040000	4.000000
23	74	74	0	0.000000	0.000000
24	75	75	0	0.000000	0.000000
25	75	74	1	0.013514	1.351351
26	70	73	3	0.041096	4.109589
27	73	74	1	0.013514	1.351351
28	71	72	1	0.013889	1.388889
29	73	73	0	0.000000	0.000000
30	71	75	4	0.053333	5.333333
31	74	71	3	0.042254	4.225352
32	71	71	0	0.000000	0.000000
33	71	71	0	0.000000	0.000000
34	72	74	2	0.027027	2.702703
35	70	77	7	0.090909	9.090909
36	72	77	5	0.064935	6.493506
37	68	70	2	0.028571	2.857143
38	71	70	1	0.014286	1.428571
39	68	70	2	0.028571	2.857143
40	71	70	1	0.014286	1.428571
41	66	70	4	0.057143	5.714286
42	74	71	3	0.042254	4.225352
43	72	71	1	0.014085	1.408451
44	71	73	2	0.027397	2.739726
45	69	74	5	0.067568	6.756757
46	64	72	8	0.111111	11.111111
47	67	71	4	0.056338	5.633803
48	65	69	4	0.057971	5.797101
49	65	68	3	0.044118	4.411765

Taula 20: Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 3. Elaboració pròpia.

A.4 Experiment 4

#	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
0	80	80	0	0.000000	0.000000
1	78	80	2	0.025000	2.500000
2	79	81	2	0.024691	2.469136
3	82	80	2	0.025000	2.500000
4	77	80	3	0.037500	3.750000
5	71	79	8	0.101266	10.126582
6	78	77	1	0.012987	1.298701
7	71	76	5	0.065789	6.578947
8	71	78	7	0.089744	8.974359
9	75	78	3	0.038462	3.846154
10	80	78	2	0.025641	2.564103
11	85	78	7	0.089744	8.974359
12	79	80	1	0.012500	1.250000
13	78	79	1	0.012658	1.265823
14	75	78	3	0.038462	3.846154
15	79	79	0	0.000000	0.000000
16	81	81	0	0.000000	0.000000
17	81	81	0	0.000000	0.000000
18	79	81	2	0.024691	2.469136
19	81	83	2	0.024096	2.409639
20	83	78	5	0.064103	6.410256
21	80	79	1	0.012658	1.265823
22	78	81	3	0.037037	3.703704
23	80	80	0	0.000000	0.000000
24	80	79	1	0.012658	1.265823
25	79	78	1	0.012821	1.282051
26	82	80	2	0.025000	2.500000
27	79	80	1	0.012500	1.250000
28	82	80	2	0.025000	2.500000
29	75	75	0	0.000000	0.000000
30	72	75	3	0.040000	4.000000
31	73	78	5	0.064103	6.410256
32	73	79	6	0.075949	7.594937
33	78	78	0	0.000000	0.000000
34	75	75	0	0.000000	0.000000
35	79	76	3	0.039474	3.947368
36	73	76	3	0.039474	3.947368
37	75	77	2	0.025974	2.597403
38	72	77	5	0.064935	6.493506
39	73	76	3	0.039474	3.947368
40	76	78	2	0.025641	2.564103
41	79	79	0	0.000000	0.000000
42	79	79	0	0.000000	0.000000
43	77	78	1	0.012821	1.282051
44	78	78	0	0.000000	0.000000
45	80	79	1	0.012658	1.265823
46	78	78	0	0.000000	0.000000
47	88	76	12	0.157895	15.789474
48	84	69	15	0.217391	21.739130
49	69	70	1	0.014286	1.428571

Taula 21: Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 4. Elaboració pròpia.

A.5 Experiment 5

#	Sistema	Pulsioxímetre	Error Absolut	Error Relatiu	Error Percentual
0	86	87	1	0.011494	1.149425
1	87	86	1	0.011628	1.162791
2	85	86	1	0.011628	1.162791
3	84	86	2	0.023256	2.325581
4	86	86	0	0.000000	0.000000
5	93	86	7	0.081395	8.139535
6	83	87	4	0.045977	4.597701
7	72	87	15	0.172414	17.241379
8	73	88	15	0.170455	17.045455
9	86	87	1	0.011494	1.149425
10	80	87	7	0.080460	8.045977
11	89	87	2	0.022989	2.298851
12	86	87	1	0.011494	1.149425
13	92	87	5	0.057471	5.747126
14	87	87	0	0.000000	0.000000
15	85	87	2	0.022989	2.298851
16	90	88	2	0.022727	2.272727
17	85	89	4	0.044944	4.494382
18	80	89	9	0.101124	10.112360
19	88	88	0	0.000000	0.000000
20	88	87	1	0.011494	1.149425
21	86	87	1	0.011494	1.149425
22	88	86	2	0.023256	2.325581
23	79	86	7	0.081395	8.139535
24	87	86	1	0.011628	1.162791
25	85	87	2	0.022989	2.298851
26	84	89	5	0.056180	5.617978
27	87	89	2	0.022472	2.247191
28	87	89	2	0.022472	2.247191
29	90	88	2	0.022727	2.272727
30	89	87	2	0.022989	2.298851
31	85	88	3	0.034091	3.409091
32	79	88	9	0.102273	10.227273
33	89	89	0	0.000000	0.000000
34	91	88	3	0.034091	3.409091
35	93	88	5	0.056818	5.681818
36	87	85	2	0.023529	2.352941
37	79	85	6	0.070588	7.058824
38	84	85	1	0.011765	1.176471
39	79	84	5	0.059524	5.952381
40	83	84	1	0.011905	1.190476
41	86	84	2	0.023810	2.380952
42	85	84	1	0.011905	1.190476
43	89	85	4	0.047059	4.705882
44	101	87	14	0.160920	16.091954
45	91	87	4	0.045977	4.597701
46	92	87	5	0.057471	5.747126
47	88	87	1	0.011494	1.149425
48	89	86	3	0.034884	3.488372
49	88	86	2	0.023256	2.325581

Taula 22: Taula de mesuraments i resultats obtinguts en l'experiment 5. Elaboració pròpia.