

Telekomunikazio Teknologiaren Ingeniaritzako Gradua

Gradu Amaierako Lana

HATZ-OXIMETROAN OINARRITUTAKO METODOA BULAR-SAKADEN MAIZTASUNA NEURTZEKO BIHOTZ-BIRIKETAKO SUSPERKETAN

Ikaslea: URTEAGA URIZARBARRENA, JON

Zuzendaria: ARAMENDI ECENARRO, ELISABETE

AURKIBIDEA

Laburpena	4
Resumen	5
Abstract.....	6
Taulen zerrenda	7
Irudien zerrenda.....	8
Laburduren zerrenda.....	11
1. Sarrera	12
2. Testu ingurua.....	13
3. Artearen egoera	16
3.1 Pletismografia	16
3.2 PPG-aren erabilera	17
3.2.1 Bihotz maiztasuna	17
3.2.2 Odol presioa	18
3.2.3 Arnasketa.....	18
3.2.4 Odoleko oxigeno saturazio maila.....	18
3.2.5 Bihotz-biriketako ariketa proba.....	18
3.3 PPG Bihotz-biriketako berpiztean	19
3.3.1 Bat-bateko pulsu itzulera detekzioa	19
3.3.2 BBB maiztasun detekzioa PPG-tik abiatuta	20
3.4 Zaratak PPG-an.....	21
3.4.1 Sare elektrikoaren interferentzia	21
3.4.2 Mugimendu interferentzia	21
3.4.3 Anplifikazioan sortutako interferentziak.....	21
4. Helburuak	22
4.1 Helburu nagusia	22
4.2 Helburu partzialak.....	22
4.2.1 Datu-basea definitu	22
4.2.2 BBB maiztasuna lortzeko algoritmoa garatu	23
4.2.3 Emaitzen azterketa estatistikoa burutu	23
5. Onurak.....	24
5.1 Onura soziala	24
5.2 Onura zientifikoa	24
5.3 Onura teknikoa.....	24

5.4 Onura ekonomikoa.....	25
6 Metodologia.....	26
6.1 Jatorrizko fitxategien bihurketa	26
6.2 Datu-basearen garapena	29
6.3 Algoritmoa	31
6.3.1 Algoritmoaren eskema orokorra.....	31
6.3.2 Deliberamendu algoritmoa.....	33
6.3.4 Algoritmoaren mugak	34
6.4 Mozketak bistaratu eta algoritmoa probatu.....	35
6.6 Erroreak bistaratu.....	37
6.7 Emaidzak	38
6.7.1 Algoritmoaren fidagarritasunaren neurketa	38
6.7.2 Emaidza orokorrak.....	39
7 Plangintza	41
7.1 Lan-taldea	41
7.2 Lan paketeen deskribapena	41
7.2.1 LP 1 Proiektuaren kudeaketa eta gainbegiraketa	41
7.2.2 LP 2 Artearen egoeraren analisisa eta MATLAB ikastaroa	42
7.2.3 LP 3 Bihurketak burutu	42
7.2.4 LP 4 Datu-basea garatu	43
7.2.5 LP 5 Algoritmoaren probak.....	44
7.2.6 LP 6 Emaidza estatistikoaren kalkulua	44
7.2.7 LP 7 Dokumentazioa	45
7.3 Mugarriak.....	45
8. Gastu aitortpena.....	47
8.1 Kostuak	47
8.1.1 Barne orduak	47
8.1.2 Amortizazioak	47
8.1.3 Azpikontratazioak	47
8.1.4 Gastuak.....	48
8.2 Guztizko kostu aitortpena	48
9 Arrisku analisisa.....	49
9.1 Garatutako tresnekin arazoak (A1)	49
9.2 Atzerapenak (A2).....	49
9.3 Datu galera (A3)	49

9.4 Lantaldeko kideren baten baja (A4).....	50
9.5 Tresnen prozesatze astuna edo ez efizientea (A5)	50
9.6 Datu-base txiroa (A6)	50
9.7 Arriskuen analisisien laburpena.....	51
10 Ondorioak	52
11. Erreferentziak	53
I. Eranskina: Erabiltzailearen gida.....	56
Datu-basea sortzeko ingurunea	56
Algoritmoa garatzeko ingurunea.....	60
Emaitzak ezaugarritzeko tresna	62
II. Eranskina: Emaitzak	65
Parametroak	65
Paretoren frontea.....	67
Leiho zabalera eta gainjartzea.....	68
Baztertutako mozketak.....	69
Mediana eta iqr-a	71
Bland-Altman diagrama.....	72

LABURPENA

Bihotz-biriketako geldialdi (BBG) baten ondorioz izandako bihotz-biriketako heriotza (BBH) lehen munduko heriotzen arrazoi nagusienetako bat da. BBGak odol zirkulazioaren bat-bateko etetea ekartzen du eta horren ondorioz bizitzeko beharrezkoak diren organoetara ez da beharrezko oxigenoa iristen.

BBGri erantzun bezala bihotz-biriketako berpiztea (BBB) garatu da, bere helburua odolaren zirkulazio artifiziala eragitea da, organoetara oxigenoa iristeko. Zirkulazio hori eragiteko biktimari bularrean sakadak egiten zaizkio. Bular-sakadak eraginkorrak izan daitezten Osasunerako Mundu Erakundeak sakaden maiztasuna finkatu du, 100-120 sakada minutuko tartean azken berpizte-giden arabera.

Monitore-desfibriladoreek maiztasun hori lortzeko azelerometro eta indar sentsoreak erabiltzen dituzte. Sentsore horiek pazientearen bularrean jartzen dira, horrek bere zailtasuna ekar dezake kasu batzuetan eta ekipo horiek ez dira oso merkeak. Monitore-desfibriladoreek antzeman ohi duten seinaleetako bat hatz-oximetria da. Oximetria seinalea hatz-oximetro izeneko ekipo ez-inbaditzaile batez antzematen da. Seinale horrek odoleko oxigeno saturazio mailaren inguruko informazioa ematen du eta azken aldian ikerketa ugari hari dira egiten BBBn izan dezaken erabilera aztertzen.

Sakaden maiztasunaren neurketa errazteko helburuarekin proiektu honetan datu-base bat eta hainbat tresna garatu dira oximetria seinaletik abiatuta maiztasun hori lortzeko. Proiektuaren abiapuntutzat, Zoll enpresako monitore bateko erregistroetatik 48 pazienteen datu-basea osatu da, guztira 269 minutu eta 33 s-ko iraupenarekin eta 29.596 sakadarekin.

Ondoren, algoritmo bat proposatu da, bost segundoro oximetria seinalea fidagarria den edo ez diskriminatzen duena, eta horrela bada, sakaden maiztasuna kalkulatzeko duena. Algoritmoa sakaden maiztasuna lortzeko leihokatutako seinalearen espektroan oinarritzen da. Algoritmoak 1.33 sakada/minutuko errore mediana erakutsi du azelerometroekin kalkulaturako maiztasunarekin konparatuz. Posible izan da emaitza seinale-leihoen %77ean ematea.

Lan honekin ondorioztatu da posible dela hatz-oximetria seinalearekin bular-sakaden maiztasuna kalkulatzeko. Horren bidez posible izango litzateke soroslea gidatzea bular-sakadak maiztasun zuzenean burutu ditzan.

RESUMEN

La muerte súbita cardíaca, causada por una parada cardíaca, es una de las principales causas de muerte en el primer mundo. La parada cardíaca causa el cese inmediato de la circulación sanguínea y esto provoca que no llegue oxígeno a los órganos vitales.

Como respuesta a la parada cardíaca, se ha desarrollado la reanimación cardiopulmonar, cuyo objetivo es provocar una circulación sanguínea artificial para que el oxígeno llegue a los órganos vitales. Dicha circulación se provoca realizando compresiones torácicas al paciente. Para que las compresiones sean eficaces, la Organización Mundial de la Salud ha establecido la frecuencia de las compresiones, y según las últimas guías de resucitación, hay que realizar entre 100 y 120 compresiones por minuto.

Para conseguir esa frecuencia, los monitores-desfibriladores utilizan acelerómetros y sensores de fuerza. Esos sensores se colocan en el tórax, y esto conlleva dificultades en algunos casos y además no son baratos. Otra de las señales que los monitores-desfibriladores suelen captar es la señal de pulsioximetría. Dicha señal se obtiene mediante un equipo no invasivo denominado pulsioxímetro. La señal de pulsioximetría proporciona la información del nivel de saturación del oxígeno en sangre. Últimamente, se están realizando diversas investigaciones sobre su uso en la reanimación cardiopulmonar.

Con el objetivo de facilitar la medición de la frecuencia de las compresiones, en este proyecto se han desarrollado una base de datos y varias herramientas para obtener dicha frecuencia partiendo de la señal de oximetría. Se ha partido de una base de datos compuesta por 48 registros obtenidos mediante monitores de la empresa Zoll. Estos registros duran en total 269 minutos y 33 segundos y contienen 29.596 compresiones.

A continuación, se ha propuesto un algoritmo, el cual es capaz de cada cinco segundos discriminar si es fiable la señal de oximetría, y de ser así calcular la frecuencia de las compresiones. El algoritmo se basa en el espectro de la señal inventanada para obtener la frecuencia de las compresiones. Este algoritmo ha mostrado un error mediano de 1.33 compresiones por minuto, comparado con la frecuencia calculada con el acelerómetro. Ha sido posible dar el resultado en el 77% de las ventanas.

Con este trabajo se ha demostrado que es posible calcular la frecuencia de las compresiones torácicas partiendo de la señal de oximetría. Gracias a esto será posible guiar al socorrista para que realice las compresiones torácicas en la frecuencia adecuada.

ABSTRACT

Sudden cardiac death, caused by cardiac arrest, is one of the leading causes of death in the first world. The cardiac arrest originates the immediate cessation of blood circulation and this causes that oxygen does not reach the vital organs

As a response to the cardiac arrest, cardiopulmonary resuscitation has been developed, whose goal is to cause an artificial blood circulation so that oxygen reaches the vital organs. This circulation is caused by performing chest compressions to the patient. For these to be effective, the World Health Organization has established the compression frequency, and according to the latest resuscitation guidelines, it is necessary to perform between 100 and 120 compressions per minute.

To achieve this frequency, the monitor-defibrillators use accelerometers and force sensors. These sensors are placed on thorax, and this leads to difficulties in some cases and are not cheap. Another signal that the monitor-defibrillators usually capture is the pulse-oximetry signal. This signal is obtained through a non-invasive device called pulse-oximeter. The pulse oximetry signal provides information about the level of oxygen saturation in blood. Lately, several investigations are being carried out on its use in cardiopulmonary resuscitation.

With the aim of facilitating the measurement of the compression frequency, a database and several tools have been developed in this project, in order to obtain that frequency from the oximetry signal. It has started from a database composed of 48 records obtained by monitors from the Zoll company. These records last a total of 269 minutes and 33 seconds and contain 29,596 compressions.

Next, an algorithm has been proposed, which is able to discriminate every five seconds whether the oximetry signal is reliable, and if so, calculate the compression frequency. The algorithm is based on the spectrum of the signal windowed to obtain the compression frequency. This algorithm has shown a median error of 1.33 compressions per minute, compared to the frequency calculated from the accelerometer. It has been possible to give the result in 77% of the windows.

With this work it has been shown that it is possible to calculate the frequency of chest compressions starting from the oximetry signal. Thanks to this it will be possible to guide the lifeguard to perform the chest compressions at the appropriate frequency.

TAULEN ZERRENDA

Taula 1: Datu-basearen deskribapena.....	30
Taula 2: Proiektuko partaideak.....	41
Taula 3: Mugarriak	45
Taula 4: Barne orduen kostuak.....	47
Taula 5: Amortizazioen kostuak.....	47
Taula 6: Gastuen kostuak	48
Taula 7: Guztizko kostu aitortpena.....	48

IRUDIEN ZERRENDA

Irudia 1: Zoll etxeko KDA bat.....	13
Irudia 2: KDAk erabilitako seinaleen adibidea. Elektrokardiograma goian eta bular- inpedantzia behean.	14
Irudia 3: Monitore-desfibriladoreetan eskuragarri dauden seinaleak	14
Irudia 4: Hatz-oximetria seinale adibidea.....	15
Irudia 5: Hatz-oximetria	15
Irudia 6: Ehun ezberdinen argi xurgapena.....	16
Irudia 7: Igorle eta sentsore posizio ezberdinak. Ezkerrean igorritako argia neurtzeko sentsoreak ipintzen diren posizioa. Eskuinean islatutako argian neurtzeko sentsoreen posizioa.....	17
Irudia 8: Diastole denbora	18
Irudia 9: Bihotz-biriketako ariketa proba bat	19
Irudia 10: (a) PPG seinalearen espektrograma, bertan sakada eta taupada maiztasunak ikus daitezke. (b) PPG seinale, 33:40 momentutik aurrera sakadak gelditzen dira eta pultsoa ikus daiteke, hobeto ikusteko bi leiho aukeratu eta handituta daude.....	20
Irudia 11: Zoll-en Seire-E gailuaren erabilera pazientearen monitorizazioan. Bular txaplaten bidez EKGa eta inpedantzia monitorizatzen dira; kapnograma, berriz, sudur- ahoa jartzen den maskara-sentsorearen bidez.....	26
Irudia 12: Zoll Coder Review programaren itxura, non kasu konkretu baten ezaugarriak (eskuinean) eta gertakariak (eskerrean) azaltzen diren.....	27
Irudia 13: Jatorrizko fitxategiek jarraituko duten bihurteta prozesua.....	28
Irudia 14: CPR-D-padz.....	28
Irudia 15: Goian CPRWaveVal seinalea ageri da, bertan sakada forma irudikatzen da. Erdian CPRdepth seinalea, sakada sakonera eta unea adieraziz. Behean CPRfrequency, Zoll ekipoak CPRWaveVal seinaletik kalkulaturako maiztasuna.	29
Irudia 16: Visualizadorea Zoll-en diseinu.....	31
Irudia 17: Algoritmoaren eskema orokorra	31
Irudia 18: Goian, oximetria seinalea leiho bat adierazita. Behean, leihoaren espektroa, lobulo altuena markatuta eta lerro eten bertikalez erreferentzia eta algoritmoarekin lortutako maiztasuna.....	33
Irudia 19: Deliberamendu algoritmoa.....	33
Irudia 20: (a) Oximetria seinale bat bi leihorekin, lehenengoa berdez eta bigarrena zianez. (b) Lehen leihoaren espektroa eta kalkulaturako eta erreferentzia maiztasunak. (c) Bigarren leihoaren espektroa eta kalkulaturako eta erreferentzia maiztasunak.....	34
Irudia 21: CPRdepth eta CPRfrequency seinaleak gorri leiho bat adierazita. CPRdepth seinalean sakaden arteko denbora tartekak daude adierazita.....	35

Irudia 22: rateSpO ₂ -en diseinu orokorra.....	36
Irudia 23: ResultsViewer-en diseinu orokorra.....	38
Irudia 24: Errore mediana episodioko	40
Irudia 25: Episodio bakoitzaren erroreen mediana eta iqr-a errore barra diagrama batean irudikatuta.....	40
Irudia 26: Erroreen Bland-Altman grafika	40
Irudia 27: Gant diagrama	46
Irudia 28: Arrisku analisia	51
Irudia 29: Lanaren eskema orokorra.....	56
Irudia 30: <i>VisualizadorZoll</i> leihoa.....	57
Irudia 31: <i>popupmenua</i> eta aurreko-hurrengo botoiak	57
Irudia 32: Episodioa kargatzerakoan bistaratutako mezua	57
Irudia 33: (a) Gertaeren botoia. (b) Seinale batean gertaera bat bistaratuta	57
Irudia 34: Aukeren menua	58
Irudia 35: Mozketak egiteko taula	59
Irudia 36: Kargatzeko seinaleen helbidea aldatzeko botoia	59
Irudia 37: Tresnak irudikatutako seinaleen adibidea.....	59
Irudia 38: <i>rateSpo2</i> leihoa	60
Irudia 39: <i>popupmenua</i> eta aurreko-hurrengo botoiak	60
Irudia 40: Bigarren grafikan irudikatuko den seinalea aukeratzeko botoiak.....	61
Irudia 41: <i>rateSpo2</i> tresnako lehen bi grafikoak, bertan oximetria eta sakada seinaleak ikus daitezke	61
Irudia 42: <i>rateSpo2</i> tresnako hirugarren grafikoa, oximetria seinaleko leihoaren espektroa irudikatzen da	61
Irudia 43: Aldagaien taula	62
Irudia 44: Maiztasunen taula	62
Irudia 45: <i>ResultsViewer</i> leihoa.....	62
Irudia 46: <i>popupmenua</i> eta aurreko-hurrengo botoiak	63
Irudia 47: Parametroen taula.....	63
Irudia 48: Mozketa bateko leihoen errorea.....	63
Irudia 49: Mozketa guztien errore eta desbiazioa.....	64
Irudia 50: Mozketa bakoitzeko emaitzak.....	64
Irudia 51: Datu-base osoaren emaitzak	64
Irudia 52: Pot _{Ratio} parametroaren eragina erroreak medianan eta leihoak baztertzen..	65
Irudia 53: Pot _{Peak} parametroaren eragina erroreak medianan eta leihoak baztertzen. .	66
Irudia 54: Pot _{Decrease} parametroaren eragina erroreak medianan eta leihoak baztertzen	66
Irudia 55: Pot _{Peak} eta Pot _{Ratio} parametroen eragin konbinatua	67
Irudia 56: Paretoren frontea.....	68

Irudia 57: Leiho zabalera eta gainjartzearen eragina erroean. Goian erroaren mediana (eskuineko ardatz bertikalean) eta leiho baztertu ehunekoa (ezkerreko ardatz bertikalean) leiho zabalera ezberdinentzat, urdinez gainjartze gabe eta gorriz %50eko gainjartzearekin. Behean erroaren iqr-a leiho zabalera ezberdinetarako, urdinez gainjartze gabe eta gorriz %50eko gainjartzearekin.....	68
Irudia 58: Barra urdin ilunez mozketaren erroaren mediana. Gorriz adierazita daude bi episodio zaratatsuak	69
Irudia 59: (a) Lehenengo mozketaren oximetria seinalea, zaratarik ez du seinale osoan. (b) Lehenengo mozketaren sakada seinalea. (c) Bigarren mozketaren oximetria seinalea, zarata du zati batean, 52 s-tik 58 s-ra (gorriz adierazita). (d) Bigarren mozketaren sakada seinalea. (e) Hirugarren mozketaren oximetria seinalea, zarata du seinale osoan. (f) Hirugarren mozketaren sakada seinalea.	70
Irudia 60: Mozketaren erroaren mediana barra urdinez irudikatua, episodio zaratatsuei dagozkien mozketak baztertuta.	71
Irudia 61: Episodio guztien erroaren mediana eta iqr-a errore barra diagrama batean irudikatuta.....	71
Irudia 62: Episodioen erroaren mediana eta iqr-a errore barra diagrama batean irudikatuta, episodio zaratatsuak baztertu ondoren.....	72
Irudia 63: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertu gabe eta %95eko kuartilarekin.....	73
Irudia 64: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertu gabe eta %90eko kuartilarekin.....	73
Irudia 65: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertuta eta %95eko kuartilarekin.....	74
Irudia 66: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertuta eta %90eko kuartilarekin.....	74

LABURDUREN ZERRENDA

BBB	Bihotz-biriketako berpiztea
BBG	Bihotz-biriketako geldialdia
BBH	Bat-bateko bihotz heriotza
KDA	Kanpo desfibriladore automatikoa
PPG	Photoplethysmography
IT	Bular-inpedantzia
CO ₂	Karbono dioxidoa
SpO ₂	Odoleko oxigeno saturazioa
EHU	Euskal Herriko Unibertsitatea
EKG	Elektrokardiograma
OK	Ospitale kanpoko
OB	Ospitale barruko
OME	Osasunerako Mundu Erakundea
CD	Compression depth
ROSC	Return Of Spontaneous Circulation
AUC	Area Under the Curve
GUI	Graphical User Interface
OSHU	Oregon Health & Science University
UTSW	University of Texas SouthWestern Medical Center
et al.	et alii (eta beste batzuek latinez)

1. SARRERA

Gaur egun, BBH lehen munduan heriotza eragile nagusienetako bat da eta hurrengo urteetan kasu kopuruak gora egingo duela uste da [1,2]. Osasunerako Mundu Erakundearen (OME) arabera, munduan zehar gertatzen diren heriotzen herena BBHren ondorioa dira. Europan, urtero 100 000 pertsonatik 37.72 pertsonak jasaten dute, guztira urtero 275 000 pertsona inguruk. Euskal Herriaren kasuan, 100 000 pertsonatik 33.9 pertsonari eragiten dio urtero [3].

Azken urteetan aurrerapen asko egin diren arren, biziraupen tasak nahiko txi-
roa izaten jarraitzen du, %9koa OK (Ospitalez kanpoko) geldialdietan eta %10.4koa OB
(Ospitale barruko) geldialdietan. Ohikoenak OK geldialdiak dira, horregatik biziraupen
katea definitu zen, BBG baten aurrean jarraitu beharreko protokoloa definitzen duena [4].

Protokolo horren helburua bizirauteko probabilitatea handitzea da, sorosleak
jarraitu beharreko pausuak azalduz erraz ulertuz. Lehenengo pausua BBG azkar detekta-
tzea eta larrialdi zerbitzuei deitzea da. Bigarrena, BBB burutzea da, garrantzitsuena saka-
dak izanik. Bigarren pausua burutu bitartean, beste pertsona bat kanpo desfibriladore au-
tomatikoaren (KDA) bila joatea gomendatzen da. Hirugarrena, KDAk agindu ezkerro des-
fibrilazioak burutzea da. Laugarren pausua, sorosle profesionalak iristean biktima beren
esku uztea da, hauek sorospen eta BBB profesionala burutu dezaten. Azkenik, azken ur-
teetan, BBG ondorengo zainketen garrantzia azpimarratu da [5].

BBBren kalitatea hobetzeko helburuarekin, KDAek partxe batzuk izaten di-
tuzte biktimaren inguruan informazioa jaso eta sorosleari BBBrekin laguntzeko. Partxe
horiek azelerometro eta indar sentsoak dituzte, sentso horien bidez atzemandako in-
formazioa prozesatuz sakada seinalea lortuz [6]. Sakada seinalean sakaden maiztasuna
eta sakontasuna ageri dira, informazio hori izanda, adibidez, KDAk sorosleari sakaden
maiztasun altuagoa edo baxuagoa behar dela adierazten dio. Partxe horiek biktimari bu-
larrean jartzea eskatzen dute eta horrek sorospena konplexuagoa egiten du.

Hatz-oximetriak odol-hodietako odol bolumen maila neurtzen du eta atzama-
rrean jartzen den ekipo ez-inbaditzaile batez antzematen da [7]. Hatz-oximetroa erabil-
tzeak BBB sakaden maiztasuna neurtzeko asko sinplifikatu eta merketuko luke monitori-
zazioa, aurretik aipatutako partxeak baino merkeagoa baita, biktimari jartzeko errazagoa
eta bere erabilera erabat zabalduta dago.

2. TESTU INGURUA

BBG baten aurrean BBB protokoloarekin hasi behar da, bizirik jarraitzeko beharrezkoa diren organoetara oxigenoa hel dadin, batez ere garunera [8]. Protokolo horrek sakadak eta ahoz-ahokoa egitea eskatzen du, sakadak odol zirkulazioa eragiteko eta ahoz-ahokoa biktimari oxigenoa emateko.

BBB arrakastatsu bat izateko hainbat faktore izan behar dira kontuan. Zalan-tzarik gabe, beharrezkoa da geldialdia azkar detektatzea, horrela izan ezean ezin delako biziraupen katearen hurrengo atalekin jarraitu. Horren ondoren, erabakigarria da kalitatezko BBBa burutzea eta beharrezkoa izanez gero desfibrilazioa burutzea [9]. Kasua dena dela ere, erantzun azkar batek bizirauteko probabilitatea bikoiztu edo hirukoiztu egin dezake [10].

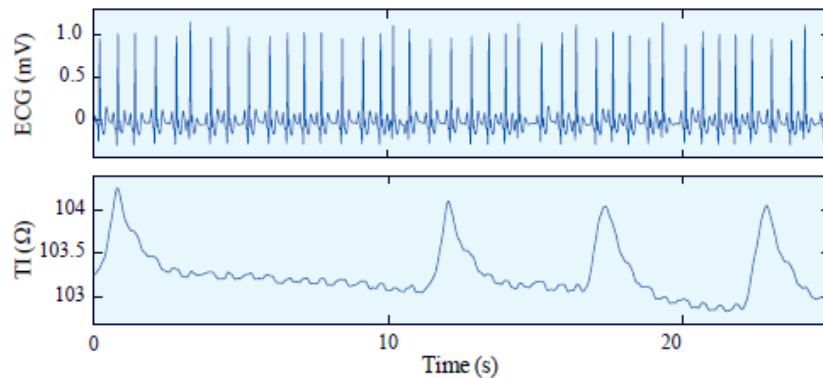
BBB kalitatezkoa izan dadin gomendatutako sakaden maiztasuna eta sakontasuna desberdinak dira biktimaren adinaren eta ezaugarrien arabera, baina orokorrean gutxienez 100 sakada minutuko eta 5 cm-ko sakada gomendatzen dira. Sakada horiek aireztapenekin txandakatu behar dira, sorosle bakarraren kasuan 30 sakadako aireztapen bat, bi sorosle edo aireztapen mekanikoa eskuragarri badago, sakadak eten gabe, minutuko zortzi eta hamar aireztapen artean eman daitezke [5].

Bi desfibriladore mota daude. Alde batetik, KDAk daude (1. irudia), ekipo hauek sorosle ez profesionalentzat daude zuzenduta eta argi eta soinu adierazpenen bidez laguntzen diote sorosleari BBB egoki burutzen eta beharrezkoa denean desfibrilazioa burutzen [11].



Irudia 1: Zoll etxeko KDA bat

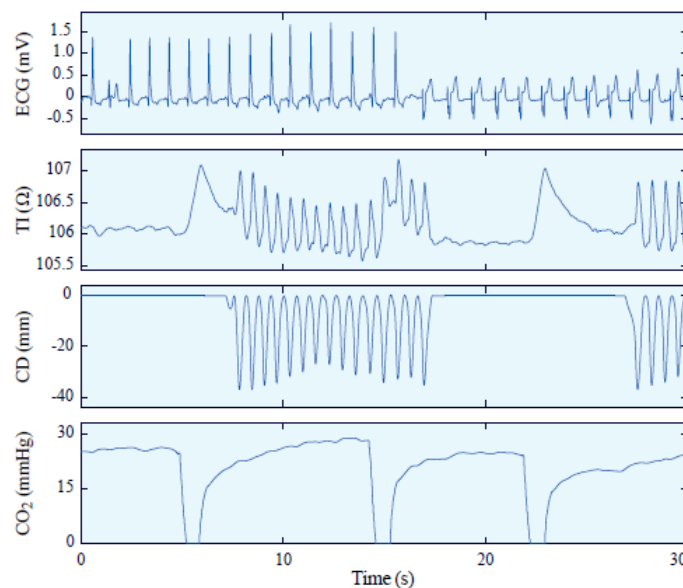
Biktimaren egoera ondorioztatzeko KDAk bi seinalerekin egiten du lan. Elektrokardiograma (EKG) seinalearekin, zeinek bihotzaren aktibitate elektrikoa adierazten duen, eta bular inpedantzia (IT), bularrak bi partxeen artean korrante txiki bati egindako erresistentzia adierazten du [12]. Bi seinaleak 2. irudian ikus daitezke.



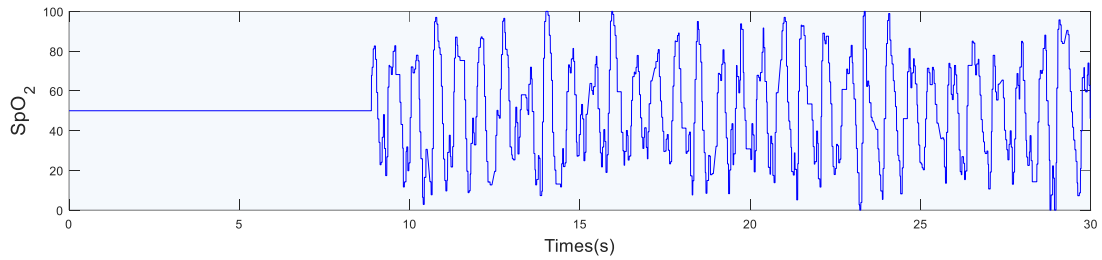
Irudia 2: KDAk erabiltako seinaleen adibidea. Elektrokardiograma goian eta bular-inpedantzia behean.

Bestalde, sorosle profesionalek erabiltzen dituzten desfibriladoreak daude, monitore-desfibriladoreak. Desfibriladore horien bidez eskuzko desfibrilazioak burutzeaz gain posible da pazientearen egoera seinale ezberdinen bidez jarraitzea [13].

Monitore-desfibriladoreek KDAk bezala, EKG eta IT seinaleak erabiltzen dituzte, horiez gain monitore-desfibriladoraek kapnografia, oximetria eta sakada sakontasun seinaleak ere erabiltzen dituzte [14]. Kapnografia seinaleak pazienteak botatako karbono dioxidoa neurtzen du eta sakada sakontasun seinaleak sakada burutu den unea eta sakontasuna adierazten ditu [4]. Azken hauek, hala ere, ekipo konplexuak dira eta medikuek erabiltzen dituzte.



Irudia 3: Monitore-desfibriladoreetan eskuragarri dauden seinaleak.



Irudia 4: Hatz-oximetria seinale adibidea

PPG (Photoplethysmography) seinaleak odolaren oxigeno saturazio maila neurtzen du. Seinale hori oximetro batez antzematen da eta informazio azkar, jarrai eta ez-inbaditzaile bat ematen du. Horregatik, gaur egun erabilera oso zabala du bai OB eta OK kasuetan ere, baina bereziki paziente egonkorrekin [15]. BBBren ondoren berpiztea lortzen bada arrakasta ziurtatzeko, gaur egungo gomendioek PPG seinalearen monitorizazioa gomendatzen dute.

Azken urteetan, bere onurak direla-eta, PPG seinalearen erabilera zabaldu da BBGetan. Seinalearen monitorizazioari bi erabilera ondorioztatu zaizkio: pazienteak pul-tsua noiz berreskuratzen duen detektatzea eta BBBn sakaden maiztasuna detektatzea.



Irudia 5: Hatz-oximetria

3. ARTEAREN EGOERA

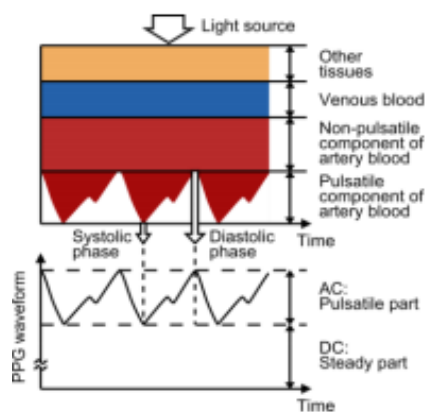
PPG seinaleak erabilera zabala du medikuntzako arlo ezberdinetan. BBB monitorizazioaren kasuan oraindik ekarpen gutxi egin dira baina ikerketa ezberdinak erabilerak aztertzen ari dira.

3.1 Pletismografia

Pletismografia odol-hodeitan taupadaz taupada gertatzen den odol bolumen aldaketaren neurketa da. Pletismografia mota ezberdinak existitzen dira, bakoitzak metodo eta teknologia ezberdinaren bidez neurtzen du odol-bolumena eta aplikazio ezberdinetarako balio dute [7].

Fotopletismografia teknologia optikoaren bidez burutzen den pletismografia metodo bat da. Teknologia hau ez-inbasorea izanagatik eta bere erabilerraztasunagatik medikuntzan oso erabilia da zirkulazio eta arnasketa aparatua monitorizatzeko [16].

PPG seinaleak bihotzetik atzamarrera doan odol-hodiko odol bolumena neurtzen du [7]. Argia atzamarrean (hatz fotopletismografiaren kasuan) zehar igarotzen da eta zati bat ehun biologikoek xurgatzen dute, adibidez azaleko pigmentuek, hezurrek edo arteria eta zainetako odolak. PPG seinaleak igarotako edo islatutako argia neurtzen du. 6. irudiak ikus daiteke PPG seinale baten adibidea, bertan bi osagai ezberdin daitezke, osagai jarraia (DC) eta osagai alternoa (AC). DC ehun biologiko ezberdinen arabera da, horien bolumen eta ezaugarrien menpekoa. AC aldiz, aldakorra den arterietako odol bolumenaren menpekoa da [17].



Irudia 6: Ehun ezberdinen argi xurgapena

Argiaren interakzioa ehun biologiko ezberdinekin oso konplexua eta aldakorra da, besteak beste, scattering, xurgatzea eta isladapena izan behar dira kontuan [17]. Proba esperimental ezberdinak egin ondoren, ondorioztatu da uhin-luzera gomendatua kolore gorrian eta infragorri inguruan dagoela, odolaren xurgapen gaitasuna eta interferentziak optimizatzeko [18].

Bi fotopletismografia mota nagusi daude, batak transmititutako argiaren detekzioarekin egiten du lan, besteak islatutakoarekin, bi kasuak 7. irudian ikus daitezke. Transmititutako argiaren detekzioarekin lan egiten dutenen kasuan, LED igorlea gorputzeko atalaren (adibidez atzamarra, sudurra edo belarria) alde batean kokatzen da eta beste aldean dagoen sentsorea igorritako argia detektatzen du. Beste fotopletismografia batzuek islatutako argia detektatzen dute, horretarako LED igorlea eta argi sentsorea ondoz-ondo kokatzen dira [19]. Transmisio modua ez da beti erabilgarria, beharrezkoa baita igorle eta sentsorea parez pare kokatzea, horregatik gorputzeko puntu batzuetan bakarrik burutu ahal da. Bestalde, islatutako argia detektatzen den kasuan ez dago arazo hori, igorle eta sentsorea leku berean kokatzen baitira, baina azken modu hau interferentziekiko sentikorragoa da [17].



Irudia 7: Igorle eta sentsore posizio ezberdinak. Ezkerrean igorritako argia neurtzeko sentsoreak ipintzen diren posizioa. Eskuinean islatutako argian neurtzeko sentsoreen posizioa.

3.2 PPG-aren erabilera

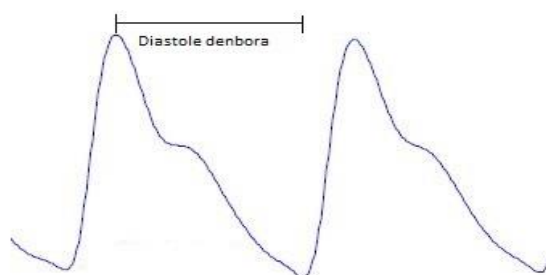
PPG ezarpen kliniko ezberdinetarako erabiltzen da, besteak beste odoleko oxigeno saturazioa, bihotz maiztasuna, odol-presioa etab. neurtzeko.

3.2.1 BIHOTZ MAIZTASUNA

Bihotz maiztasuna neurtu beharreko oso parametro garrantzitsu bat da ospitale, ambulatorio eta kirol proba askotan. PPG seinalearen AC osagaia bihotz taupadekin sinkronizatuta dago, beraz bihotz maiztasuna lortzea posible da. Arazo nagusia arritmiak eta mugimenduaren ondoriozko interferentziak dira [16].

3.2.2 ODOL PRESIOA

Odol presioa bihotz arazoak detektatzeko oso erabilgarria den parametroa da eta urtetan zehar asko ikertu da bere neurketa PPG seinaletik abiatuta. Ikerketa horiek ondorioztatu dute esan daitekeela erlazionatuta dagoela diastole denbora (8. irudian ikusten da) eta odol presioa, probak burutu aurretik kalibrazioa egitea gomendatzen da [20].



Irudia 8: Diastole denbora

3.2.3 ARNASKETA

Arnasketa tarteen monitorizazioa oso garrantzitsua da medikuntzan eta asko erabiltzen da jaioberrien zainketan, loaren azterketan eta anestesien eragina aztertzerakoan. Arnasketak aldaketak eragiten ditu zirkulazio periferikoan, posible eginez arnasketa maiztasuna detektatzea PPG bidez. Arnasketak maiztasun oso baxuko aldaketak eragiten ditu PPG seinalearen intentsitatean [16,21].

3.2.4 ODOLEKO OXIGENO SATURAZIO MAILA

PPG seinalearen anplitudea aldakorra da odoleko oxigeno saturazioaren (SpO_2) menpe, odoleko oxihemoglobina (HbO_2) eta hemoglobinarekin (Hb) xurgapenen ondorioz. PPG seinalearen anplitude eta osagai jarraituaren erlazioan oinarrituta SpO_2 maila ondorioztatu daiteke. Prozesu honek aurrekalibrazio enpiriko bat eskatzen du [16].

3.2.5 BIHOTZ-BIRIKETAKO ARIKETA PROBA

Bihotz-biriketako ariketa probak zirkulazio eta arnasketa aparatuen erantzuna aztertzen du intentsitate aldakorreko ariketen aurrean. Bihotz-biriketako ariketa proba bizikleta edo korrika-zinta batean egiten da eta pazienteak proba egiten duen bitartean bere gorputzetik seinale ezberdinak antzematen dira. Horietako bat PPG seinalea da eta bertatik SpO_2 maila lortzen da. Proban zehar SpO_2 neurtuz eta atsedenaldirako denborako eta probako mailak konparatuz gutxiegitasun kardiakoa edo beste arazo batzuk detektatu daitezke [16].



Irudia 9: Bihotz-biriketako ariketa proba bat

3.3 PPG Bihotz-biriketako berpiztean

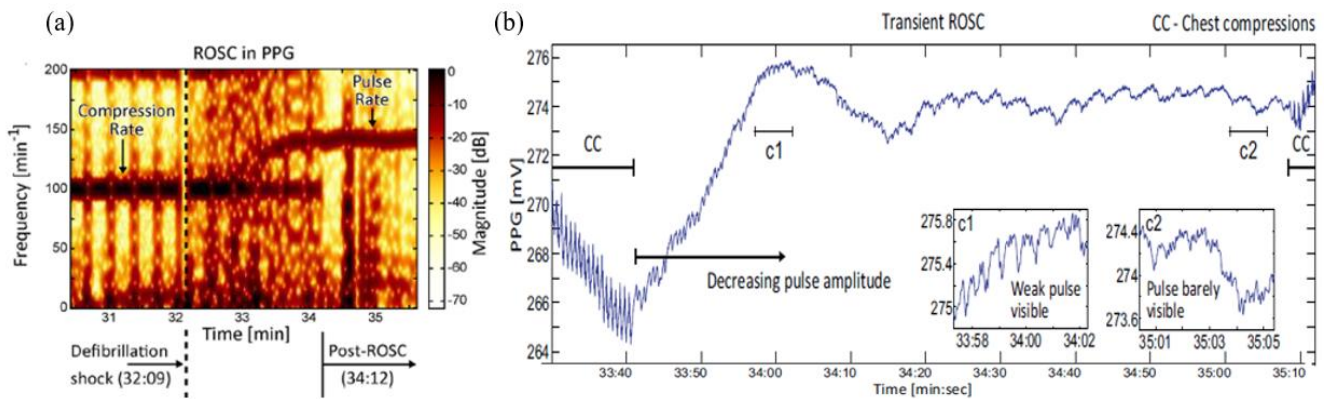
PPG seinale ez-inbaditzailea izanik erabilera zabalak izan ditzake BBB monitorizazioan. Aipatzekoak dira PPG seinalearen erabilera BBB burutu ondoren bat-bateko pulsu itzulera detektatzeko (Wijshoff) eta BBB sakaden maiztasuna neurtzeko (Fu Yangyang).

3.3.1 BAT-BATEKO PULTSU ITZULERA DETEKZIOA

BBG kasu batean eskuz ROSC (Return of spontaneous circulation) detektatzek denbora galtzea dakar eta fidagarria izateko beharrezkoa da aditu batek burutzea. Horregatik, BBB burutzerakoan ROSC detekzio azkar eta fidagarri bat oso lagungarria izan daiteke. Wijshoff et al.-ek PPG seinaletik abiatuta ROSC detektatzeko metodo fidagarri eta ez-inbaditzaile bat proposatu dute [22].

Beren ikerketarekin ondorioztatu zuten, BBB burutzerakoan posible dela ROSC antzematea PPG seinalean, bertan bereizi baitaiteke bihotz-taupada maiztasuneko seinale bat, 10.b irudian ikus daitekeen moduan. Sakadek sor ditzaketen interferentziak saihesteko BBB-n aireztapenak burutzen diren tartek aztertzea da. Bestalde, ondorioztatu dute, fidagarriena maiztasun domeinuan lan egitea dela. Bertan, 10.a irudian ikusten den moduan errazagoa da sakaden maiztasuna eta pulsu seinalea desberdintzea.

BBB-n PPG seinalea egonkorragoa da eta mugimendu interferentzien aurrean IT seinalea baino zehatzagoa. Bestalde, PPG-aren erabilerak arazoak eman ditzake hiru kasutan. Lehenik, espektroan sakada eta bihotz-taupadaz gain beste osagai batzuek arazoak sor ditzakete. Bigarrenik, bihotz-taupaden eta sakaden maiztasuna oso antzekoa



Irudia 10: (a) PPG seinalearen espektrograma, bertan sakada eta taupada maiztasunak ikus daitezke. (b) PPG seinale, 33:40 momentutik aurrera sakadak gelditzen dira eta pultsua ikus daiteke, hobeto ikusteko bi leiho aukeratu eta handituta daude.

denean zaila izaten da desberdintzea eta ROSC detektatzea. Hirugarrenik, zaila izan daiteke maiztasun oso aldakorra duen pultsu bat detektatzea, maiztasun oso aldakorraren ondorioz pikoak txikiagoak eta zabalagoak izaten baitira.

3.3.2 BBB MAIZTASUN DETEKZIOA PPG-TIK ABIATUTA

Xu et al.-ek PPG seinaleak BBBren inguruan eman dezaken informazioa azertu dute. Ondorioztatu zuten, PPG seinalearen anplitudeak BBBren kalitateri buruzko informazioa ematen duela, eta BBB sakaden maiztasunak PPGan maiztasun bereko osagai bat sortzen dutela [23].

Horretarako, 34 txerriri fibrilazio bentrakularra eragin eta lau minutu tratamendu gabe itxaron ondoren kalitate ezberdineko BBB burutu zaie. Batzuei 3cm-ko sakadak (kalitate baxuko BBB) eta besteei 5cm-ko sakadak (kalitate altuko BBB) egin zaizkie, BBB-ren gainerako ezaugarri guztiak berdinak izan dira talde bietan.

BBB burutzen zen bitartean PPG seinalea antzeman da eta horren anplitudea eta maiztasun osagaiak azertu dira. Informazio horrekin, PPG maiztasun osagaien eta BBB sakaden maiztasunaren arteko korrelazioa eta PPG anplitude eta BBB kalitatearen arteko harremana azertu da.

Ikerketak ikusi da BBB burutu bitartean PPG anplitudea igotzen doala eta kalitate altuko BBB-n (5cm-ko sakadak dituenen) altuagoa dela kalitate baxukoan baino. Horretaz gain korrelazioa dagoela ikusi da BBB sakaden maiztasunaren eta PPG seinalearen maiztasun osagaien artean.

3.4 Zaratak PPG-an

PPG seinalearen kalitatea hein hadi batean oximetroa non kokatzen denaren araberakoa da. Ala ere inguruko faktore ezberdinek arazoak sor ditzakete neurketan eta seinalean zarata agerrarazi. Besteak beste, pazientearen mugimenduak, sentsoreetan arazoak edo sentsore eta azalaren artean oztopo edo zikinak izateak (adibidez azazkalak margoturik izateak) interferentziak sortzen dituzte PPG seinalean. Esan bezala PPG seinalea oso seinale sentikorra da eta interferentziekin kontu handia izan behar da.

3.4.1 SARE ELEKTRIKOAREN INTERFERENTZIA

Interferentzia hau sare elektrikoak eragiten du eta bertara konektatuta dagoen edozein ekipok, adibidez anplifikagailuek edo PPG antzemateko equipoek, sar dezakete PPG seinalean. Horretaz gain, posible da sare elektrikoak sundea edo PPG antzemateko kableetan interferentzia hau eragitea. Interferentzia honek osagai sinusoidal bat sartzen du zarata bezala, 50 Hz-tako oinarritzko maiztasunarekin. Maiztasun horretaz gain, bere harmonikoetan ere agertzen da, 100 Hz, 150 Hz etab.[7]

3.4.2 MUGIMENDU INTERFERENTZIA

Interferentzia hau da arazo gehien sortzen dituen interferentzia. Jatorria nagusia pazientearen mugimenduan datza, ala ere, sentsorea ondo ipinita ez izanak ere eragin dezake. Interferentzia oso ezberdina izan daiteke mugimenduaren arabera eta horrek zailtzen du bere prozesatzea. Nahiz eta laborategiko neurketetan paziente ahalik eta geldian izaten saiatzen den, ospitale kanpoko bihotz-biriketako berpiztearen kasuan bezala, mugimendua oso ohikoa da eta ezinezkoa da saihestea .[19]

3.4.3 ANPLIFIKAZIOAN SORTUTAKO INTERFERENTZIAK

Orokorrean PPG seinalea anplitudean aldaketa azkarrak izaten dituen seinalea da, horregatik anplifikagailuetan irabazia automatikoki kalkulatzeko arazoak gerta daitezke eta saturazioaren ondorioz interferentziak sortu.[7]

OK BBB kasuetan interferentzia guztiek OB edo laborategiko kasuetan baino askoz eragin handiagoa dute. Horregatik, posible da lan egin ahal izateko seinale osoa edo zatiren bat zaratatsuegia izatea. Edozein prozesatze algoritmok oximetria seinalearen fidagarritasuna neurtu beharko du emaitza eman aurretik.

4. HELBURUAK

4.1 Helburu nagusia

Proiektu honen helburu nagusia hatz-oximetria seinaletik abiatuta, ospitale kanpoko BBGetan, BBB sakaden maiztasuna lortzea ea posible den aztertzea da.

Azken helburu hori lortzeko, aurretik beste tarteko helburu partzial batzuk bete behar dira, helburuok hurrengo atalean adieraziak dira.

4.2 Helburu partzialak

4.2.1 DATU-BASEA DEFINITU

4.2.1.1 Jatorrizko OK erregistroak formatu ireki batera bihurtu

Proiektu honetan .mat fitxategiekin egingo da lan, horregatik beharrezkoa izango da desfibriladore fitxategien bihurketa egitea, alegia Zoll enpresako formatu pribatuan gordeta dagoen informazioa formatu ireki batera pasatzea. Horretarako bi tresna erabili dira, lehenengo Zoll enpresak eskaintzen duen bihurgailua, honek testu fitxategira bihurtzen ditu .zoll fitxategiak; eta ondoren, Matlab ingurunean irakurri ahal izateko, jada sortuta dagoen testu fitxategitik .mat formatura bihurtzeko programa erabiltzen da. Hau hobeto azalduko da 6.1 atalean.

4.2.1.2 Irispideak aplikatuz datu-baseko mozketak egin

Proiektu honetan bihurtutako fitxategi guztiek ez dute balio lan egiteko, horregatik mozketen datu-base bat sortuko da ikerketa hau burutzeko egokiak diren fitxategiekin.

6.2 atalean, hobeto azalduko da zein izan diren mozketak egiteko irispideak eta zein tresna garatu diren mozketak egin eta ikusi ahal izateko.

4.2.2 BBB MAIZTASUNA LORTZEKO ALGORITMOA GARATU

Proiektu honetako helburu nagusia oximetria seinaletik abiatuta, BBB maiztasuna lortzeko algoritmo bat garatzea eta probatzea da. Algoritmo honek balio bat emango du eta balio hori parametro batzuen arabera fidagarria den ala ez adieraziko da.

4.2.3 EMAITZEN AZTERKETA ESTADISTIKOA BURUTU

4.2.3.1 Emaizen fitxategia garatu

Beste helburu partzialetako bat algoritmoaren emaitzen fitxategia garatzea da. Bertan, mozketetako leiho bakoitzean modu automatikoan algoritmoak kalkulaturako emaitza gordeko da.

Datu-base horretan, besteak beste, lortutako balioa, erreferentzia balio bat eta hainbat deliberamendu parametro gordeko dira. 6.6 atalean zehazten da.

4.2.3.2 Parametroen eragina aztertu

Erroreen datu-basetik abiatuta, parametro ezberdinek errorean eta leiho baztertu kopuruan duten eragina aztertuko da. Besteak beste, deliberamendu parametroen, leiho zabalera eta gainjartzearen eraginak aztertuko dira.

5. ONURAK

Proiektu honek hainbat onura dakartza arlo ezberdinetan, arlo nagusiak arlo soziala, zientifikoa, teknikoa eta ekonomikoa dira.

5.1 Onura soziala

Proiektuaren onura nagusiak arlo honetan kokatzen dira. Proiektu honekin SpO₂ seinaleetik abiatuta BBB sakaden maiztasun seinalea lortzea posible dela frogatzen bada aurrerapen esanguratsuak lor daitezke BBB-n.

Alde batetik, BBB burutzerako orduan sorosleari sakaden maiztasuna igotzeko edo jaisteko adieraz dakioke, horrela BBB optimizatuz. Bestalde, BBB-n SpO₂-k izan dezaken erabilgarritasunaren beste froga bat da, azken aldiko beste ikerketa batzuk bezala.

5.2 Onura zientifikoa

Onura zientifiko nagusiak ikerketa gaiaren inguruan egindako ekarpenak izan dira. Proiektu honetan lortutako emaitzak etorkizuneko SpO₂ inguruan eginiko ikerketa ezberdinetan aprobeitza daitezke.

UPV/EHU Bilboko Ingeniaritza Eskolako BIORES (Research Group in Biomechanics and Resuscitation) ikerketa taldeak bihotz-biriketako berpizte eta seinale medikuen prozesaketaren inguruan egiten du lan. Proiektu honek aipatutako ikerketa arloan ekarpenak egin ditzake eta ikerketa taldearen helburua den seinaleen prozesaketa bidezko BBB-ren optimizazioan lagundu.

5.3 Onura teknikoa

Proiektu honen onura tekniko nagusiak garatutako baliabide eta tresnak izan dira. Hasteko, beste proiektu batzuetarako oso erabilgarria izan daitezke .zoll fitxategitik egin diren bihurtaketak, lortutako fitxategiek seinale mediku ezberdinak dituzte, beraz ikerketa askotarako erabil daitezke.

Bestalde, fitxategi horietan mozketak eginda lortutako datu-basea ere erabilgarria izan daiteke, datu-base horren kasuan, SpO₂ eta sakada seinaleak ditu. Datu-base hori aipatutako seinaleen inguruan etorkizunean eginiko ikerketetan lagungarri izan daiteke.

Horretaz gain, proiektuan zehar garatutako tresnak beste proiektu batzuetan erabilgarriak izan daitezke. Alde batetik, tresna horiek mozketa eta datu-base berriak garatzeko erabil daitezke, eta baita seinaleak bistartzeko edo beste algoritmo batzuk probatzeko. Horretaz gain, garatutako tresnak eredu bezala ere erabil daitezke tresna berriak garatzerako orduan.

Azkenik, proposatutako algoritmoa izan daiteke monitore-desfibriladore batetan integratu daitekeenaren lehen bertsio bat. Algoritmo hori abiapuntutzat hartuz, egitura konkretu batetara doitu daiteke desfibriladoreetan integra ahal izateko.

5.4 Onura ekonomikoa

Proiektu honen helburu nagusia ez da onura ekonomikoak lortzea. Proiektu honekin posible izango da oximetro batetik abiatuta BBB sakaden maiztasuna lortzea, ekipo hori gaur egun KDAetan dauden azelerometro eta indar sentsoreak baino merkeagoak dira. Beraz, proiektu honen onura ekonomikoa BBB sakaden maiztasuna lortzeko metodoa merketzean datza.

6 METODOLOGIA

6.1 Jatorrizko fitxategien bihurketa

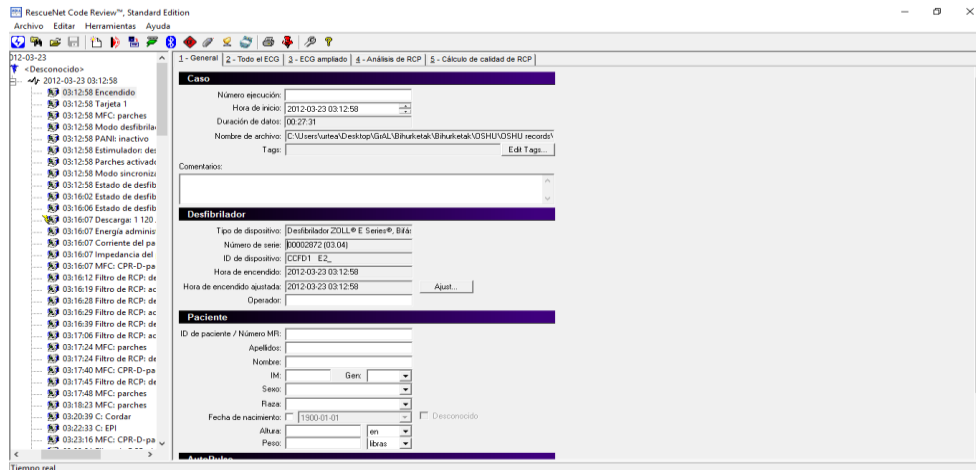
Zoll Medical Corporation zainketa medikorako eta larrialdietarako ekipo eta softwareak garatzen dituen enpresa bat da. Proiektu honetan Zoll enpresaren desfibriladore bidez grabatutako 360 episodio hartu dira datu-basea sortzeko abiapuntutzat, OK geldialdietan jasotakoak.

Horietako 164 OSHUn (Oregon Health & Science University, Portlan, Oregon, AEB), 143 UTSWn (University of Texas SouthWestern Medical Center, Dallas, AEB) eta 53 Osakidetza larrialdietan grabatuak izan dira. Fitxategi guzti hauek grabatzeko Zoll serie-E monitore-desfibriladorea erabili da. 11. irudian ikus daiteke nola antzematen diren seinale ezberdinak gailu hori erabilita. Bularrean kokatutako txaplaten bidez EKG eta bular-inpedantzia lortzen dira, eta sudur-ahoan jartzen den maskara-sensorearen bidez kapnograma.



Irudia 11: Zoll-en Seire-E gailuaren erabilera pazientearen monitorizazioan. Bular txaplaten bidez EKGa eta inpedantzia monitorizatzen dira; kapnograma, berriz, sudur-ahoan jartzen den maskara-sentsoaren bidez

Aipatutako gailuek .zoll formatuan, Zoll enpresak formatu pribatuan, grabatzen dituzten pazienteen informazio desberdinak. Lanerako erabiliko den programa Matlab da, beraz beharrezkoa da .zoll formatuko fitxategi horiek .mat formatura bihurtzea. Horretarako, lehenik eta behin, Zoll Coder Review programa erabilita jatorrizko .zoll fitxategi horiek testu fitxategietara bihurtu dira; batetik, episodio bakoitzaren seinale ezberdinak gordetzen dituen testu fitxategi bat lortzen da, bestetik, episodio bakoitzeko gertaeren fitxategia.

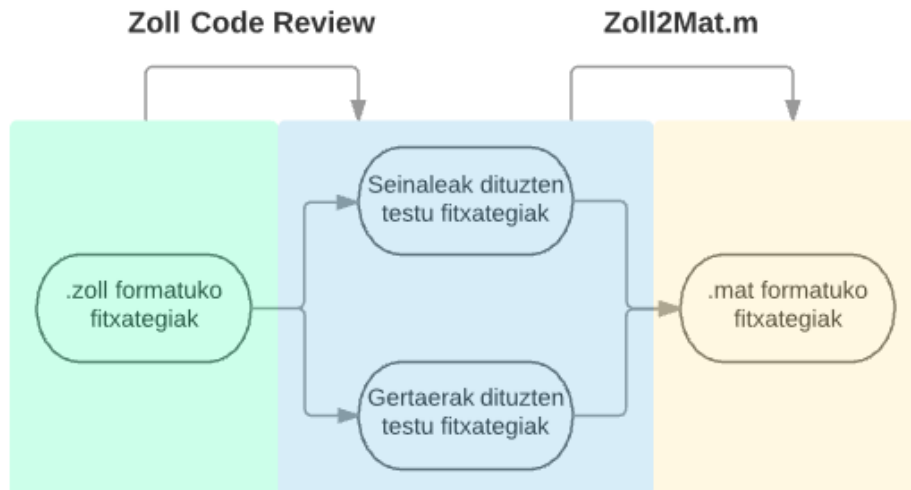


Irudia 12: Zoll Coder Review programaren itxura, non kasu konkretu baten ezaugarriak (eskuinean) eta gertakariak (eskerrean) azaltzen diren

Episodio bakoitzari dagokion bi testu fitxategiak izanik, .mat bihurtzea gertatzen da, horretarako garatua den *Zoll2Mat.m* funtzioaren bidez. Funtzio horrek bi testu fitxategiak irakurri eta hauen informazioa .mat motako fitxategi batean elkartzeko dituzte. Lortutako fitxategiak ez du jatorrizko fitxategien informazio guztia, lanerako interesgarria den informazioa soilik kopiatzen du. Fitxategietan gordetako informazioa:

- Start: Episodioaren grabaketa data eta ordua.
- Serial: Grabaketa burutzeko erabili den ekipoaren serie zenbakia.
- Data: Episodioaren grabaketa data.
- EcgVal: Elektrokardiograma, bihotzaren aktibitate elektrikoaren adierazpen grafikoa da.
- SpO₂Val: Oxigenoaren saturazioa, odolean dagoen oxigeno mailaren adierazpena.
- CapnoVal: Kapnografia, pazientearen arnasbidean dagoen karbono dioxido (CO₂) maila.
- FiltEcgVal: Elektrokardiograma iragazia, elektrokardiogramari Zoll enpresak zarata desberdinak ezabatzeko iragazia aplikaturik.
- CprWaveVal: BBBan sakadak egitean burutzen den forma.
- CprDepth: BBBan burututako sakada bakoitzaren sakontasuna.
- CprFrequency: BBBaren sakaden maiztasuna.
- Tiempo_coment: Gertaeren inguruko iruzkina eta ordua.

Lortutako seinale guztiak 250 Hz-ko laginketa maiztasunarekin daude laginduta, hori garrantzitsua izango da beranduago seinaleok irudikatze orduan.



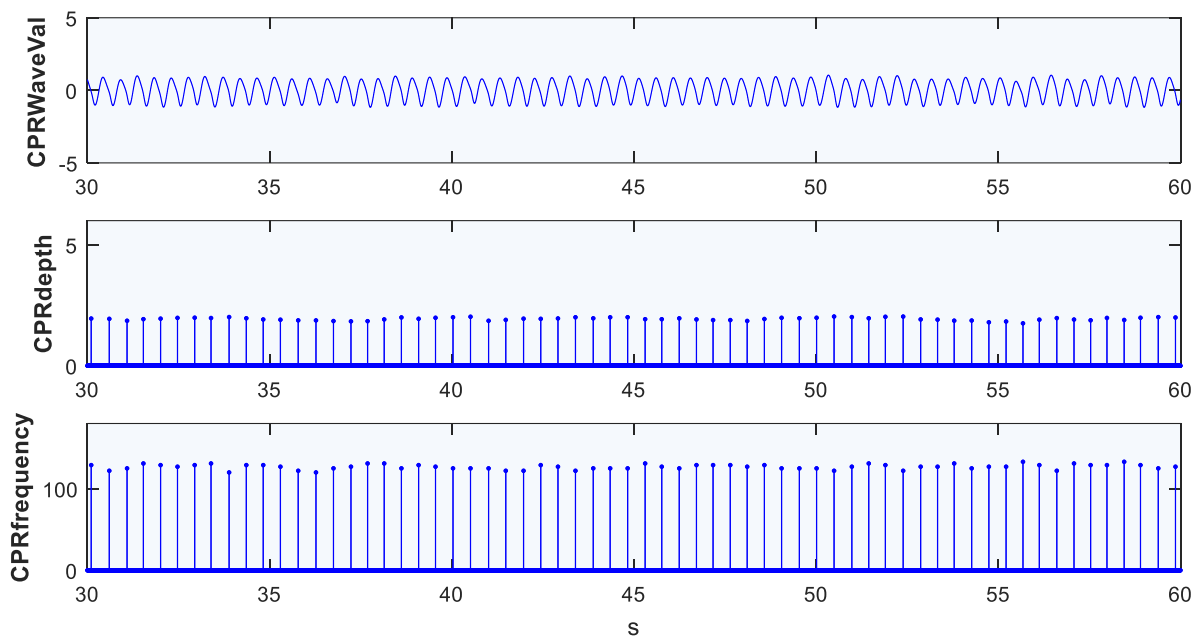
Irudia 13: Jatorrizko fitxategiek jarraituko duten bihurketa prozesua

Grabatutako BBB-tan, Zoll-series-E ekipoekin batera, CPR-padz elektrodoak erabili dira. Sorospenean bi elektrodo erabili ohi dira, 14. irudian ikus daitezkeen moduan, CPR-D-padz elektrodoen kasuan biak pieza bakarrean aurkitzen dira, biktiman elektrodoak kokatzea erraztuz.



Irudia 14: CPR-D-padz

Elektrodo hauek azelerometro eta prozesatze algoritmo bat dute, horrela BBB sakadak neurtzen ditu eta azelerometroaren mugimendua denborarekin desplazamendu bihurtzen du, CPRWaveVal seinalea sortuz. Seinale horretatik abiatuta CPRDepth eta CPRFrequency seinaleak kalkulaten dira. CPRDepth CPRWaveVal seinalean piko maximo-minimo distantziazatik lortzen da eta CPRFrequency piko-piko periodotik abiatuta, hiru seinaleak 15. irudian ikus daitezke.



Irudia 15: Goian CPRWaveVal seinalea ageri da, bertan sakada forma irudikatzen da. Erdian CPRdepth seinalea, sakada sakonera eta unea adieraziz. Behean CPRfrequency, Zoll ekipoak CPRWaveVal seinaletik kalkulaturako maiztasuna.

6.2 Datu-basearen garapena

Lortutako fitxategien lehen kudeaketa egiteko *VisualizadorZoll.mat* tresna garatu da. Bertan posible da fitxategiak irudikatzea edo mozketak egitea. Datu-basea sortzeko fitxategi horietan mozketak egin dira. Mozketak egiteko orduan jarraitutako irispideak honako hauek dira:

- BBB burutzen ari den momentuak moztu dira, beraz sakadak jarraian dauden tarteak aukeratu dira.
- Oximetria seinalearekin lan egingo denez, burututako mozketak seinale hau izan behar du.
- Mozketa batean posible da sakadak aplikatu gabeko tarte txiki batzuk izatea, beti ere horien iraupena 10s baino txikiago bada.
- Mozketaren luzera minimoa 60s-koa izan behar da.

Esan bezala, lanerako beharrezkoa da fitxategiak berpizte seinaleak (CprDepth eta CprFrequency) eta SpO₂ seinaleak izatea. Horregatik, lehen gainbegiraketaren ondoren, Osakidetzako 53 fitxategiak baztertu dira, hauek EKG seinalea bakarrik baitituzte.

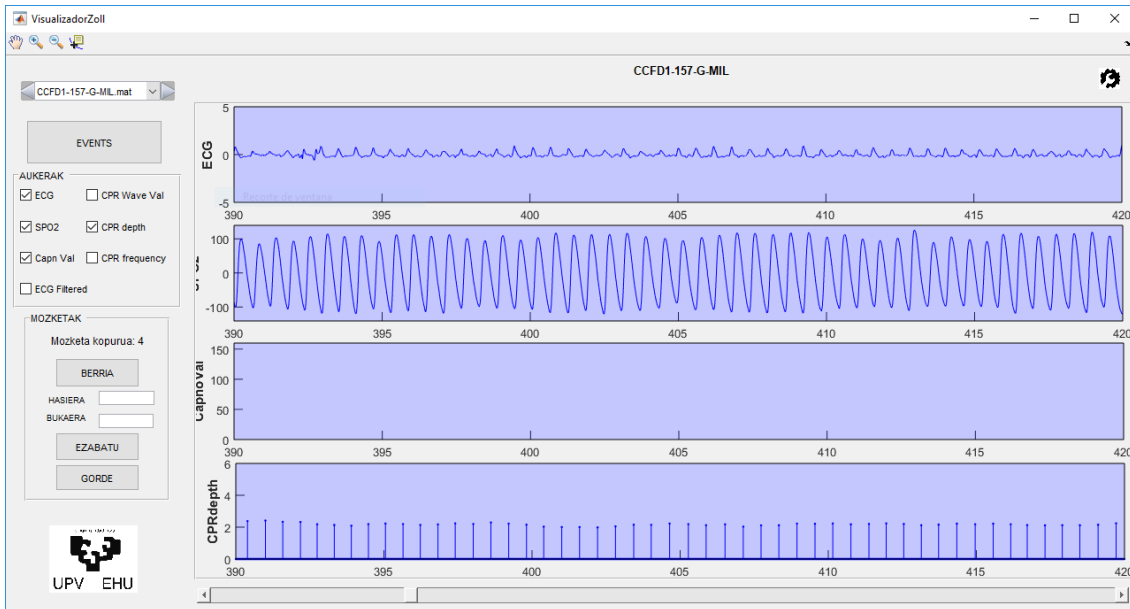
Mozketak burutzean ondorengo emaitzak lortu dira:

Datu-Basea	
Jatorrizko episodio erabilgarriak	49
OSHUko episodioak	26
UTSWko episodioak	23
Mozketa kopurua	120
Mozketen iraupena (s)	16173
Mozketen batzbesteko iraupena (s)	134.8 ±75.9
Mozketen sakada kopurua	29596
Mozketen batzbesteko sakada kopurua	246.6 ±140.3
Mozketen batzbesteko maiztasuna (sakada/min)	118.6 ±12.7

Taula 1: Datu-basearen deskribapena

Fitxategiak baztertzeko arrazoi nagusia BBB sakadarik ez dutela izan da, gu-txi batzuk SpO₂ seinalea ondo ez zegoelako ere baztertu dira. Sortutako GUI-ak ondo-rengo ezaugarriak ditu:

- Menu irristakor baten bidez, episodio ezberdinen artean aukeratzea dago, horrez gain, ezker-eskuin bi botoi ditu, aurreko edo hurrengo episodioetara igarotzeko.
- Zazpi *check-box*, seinale ezberdinekin, bertan aukeratzen dira irudikatu nahi diren seinaleak, gehienez lau.
- “EVENTS” izeneko botoi batek gertaerak irudikatu edo ez kontrolatzen du.
- Episodioak luzeak direnez, *slider* baten bidez seinaleetan aurrera edo atzera egiteko aukera dago.
- “BERRIA” botoiaren bidez mozketa berri bat egin ahal da; botoi hau sakatu ondoren seinalearen gainean sagu bidez hasiera eta amaiera aukeratzen dira. Bi puntu hauek *edit-text* motako kutxatxo batean agertzen dira, bertan aldaketak egiteko aukera ere ematen da.
- “GORDE” botoiarekin egindako mozketa gordetzen da. Gordetzerakoan hasiera eta amaieren artean dagoen jatorrizko seinaleko informazio guztia gordetzen da. Horretaz gain, gordetako fitxategi horri erregistro berri bat gehitzen zaio, bertan hasiera momentua, amaiera momentua eta jatorrizko fitxategiaren izenburua agertzen da.
- “EZABATU” botoiarekin edozein mozketa, momentuan egindakoa ala jada gordeta dagoen bat, ezabatu ahal da.
- CapnoVal seinaleari *hampel* motako iragazi bat aplikatu zaio jatorrizko seinaleak dituen akats puntual batzuk zuzentzeko.
- SpO₂Val seinaleari behe paseko iragazki bat aplikatu zaio osagai jarraia kentzeko.



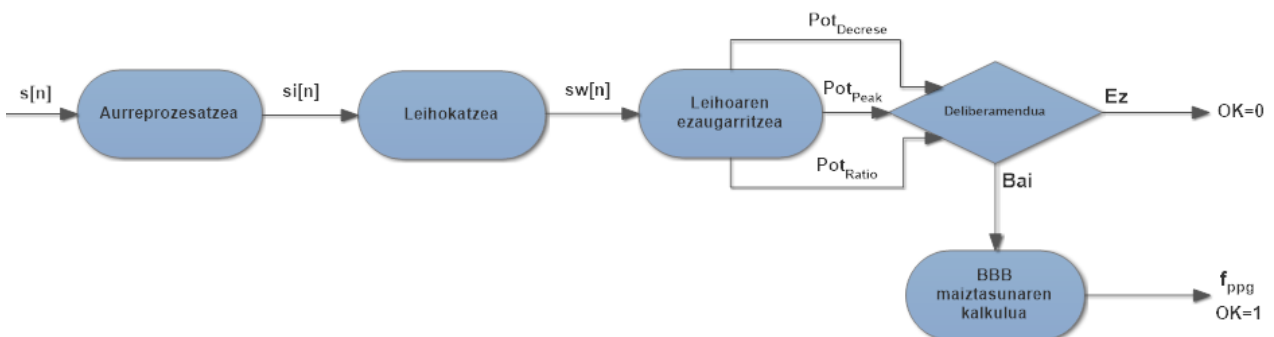
Irudia 16: VisualizadorZoll-en diseinu

6.3 Algoritmoa

Diseinaturiko algoritmoaren helburua oximetria seinaletik abiatuta BBB-aren maiztasuna lortzea da. Maiztasun balioa lortzeaz gain, gai izango da adierazteko lortutako balioa fidagarria den edo ez, oximetria seinalearen parametro batzuen menpe.

6.3.1 ALGORITMOAREN ESKEMA OROKORRA

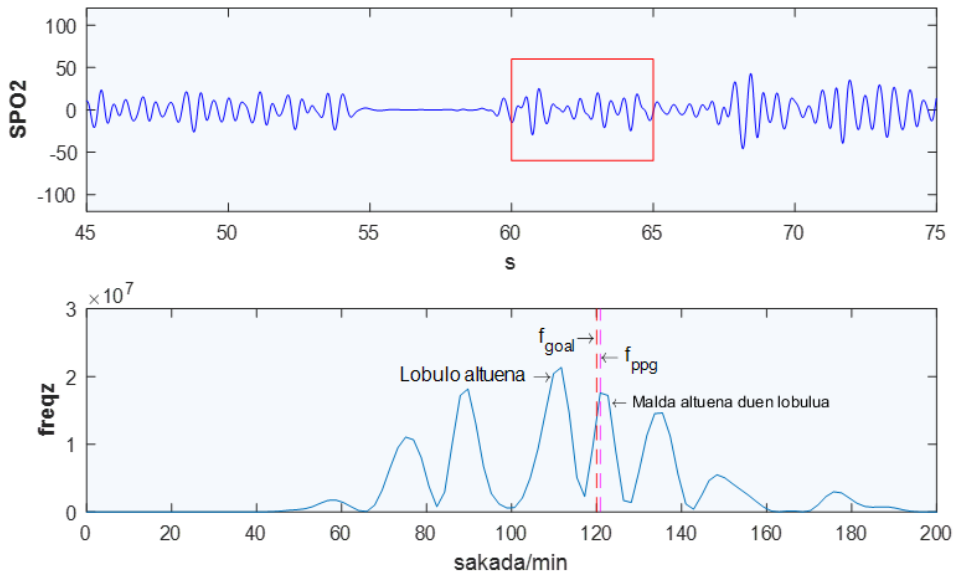
Algoritmoaren eskema orokorra ondorengo hau izango da, non sarrera seinalea, PPG seinalea, $s[n]$, leihokatu egiten den bi emaitza emateko: leiho baliagarria den, eta hala balitz, zein den neurtzen den BBB maiztasuna



Irudia 17: Algoritmoaren eskema orokorra

- Aurreprozesatzea: Sarreran oximetria seinalearen, $s[n]$ aurreprozesatzea burutzen da, $si[n]$ lortzeko. Aurreprozesatze horren helburua seinale jarraia ezabatzea da, goi-paseko Butterworth iragazi bat erabiltzen da 0-0.05 Hz bitarteko osagaiak ezabatzeko.

- Leihokatzea: Iragazitako seinalea L luzerako leihoetan eta gainjartzearekin leihokatu da. Ondoren, Hamming leiho funtzioa aplikatzen zaio, emaitza bezala $sw[n]$ lortuz. Erabilitako leiho luzera, L, 10 s-koa da eta gainjartzea %50ekoa, balio hauen zergatia II. eranskinean azaltzen da.
- Leihoaren ezaugarritzea: Bloke honen helburua deliberatzeko erabiliko diren parametroak kalkulatzeko da. Horretarako jatorrizko oximetria seinalearen espektroa kalkulatu da matlabeko *freqz* (horretarako bi ber seinalearen lagin kopurua puntu eta 250Hz-ko laginketa maiztasuna erabilita) funtzioa erabilita. Bertan hiru parametro kalkulatu dira: Pot_{Ratio} , Pot_{Peak} eta $Pot_{Decrease}$.
 - Pot_{Ratio} : Seinalean 0-1 Hz bitartean dagoen potentzia proportzioa.
 - Pot_{Peak} : Espektroan malda handiena duen lobuluan dagoen potentzia proportzioa.
 - $Pot_{Decrease}$: Seinaleak 1-3 Hz tartean duen potentzia proportzioa aurreko hiru leihoen batazbesteko banda bereko potentziarekin konparatuz lortzen da.
- Deliberamendua: Bloke honi dagokio leihoan lortuko den emaitza fidagarria den edo dagoen zarata gehiegizkoa den erabakitzea. Horretarako aurreko blokeko hiru parametrotan oinarritzen da. Deliberamendua nola egiten den aurrerago azaltzen da.
- BBB maiztasunaren kalkulua: Bloke honek emaitzatzat emango den BBB maiztasuna kalkulatu du. Horretarako $sw[n]$ seinalearen espektroa kalkulatu da *Leihoa ezaugarritzen* blokean aipatutako *freqz* funtzio eta ezaugarri berdinekin. Espektro horretan 1 eta 3 Hz artean malda handiena duen lobuluaren erpina kokatzen den maiztasuna izango da f_{ppg} , algoritmoaren emaitza maiztasuna. 18. irudian ikus daiteke nola algoritmoak malda altuena duen (eta erreferentzia maiztasunetik hurbilen dagoen) lobuluaren maximoa kokatzen den maiztasuna ematen duen emaitza bezala, eta ez lobulo altuenarena.

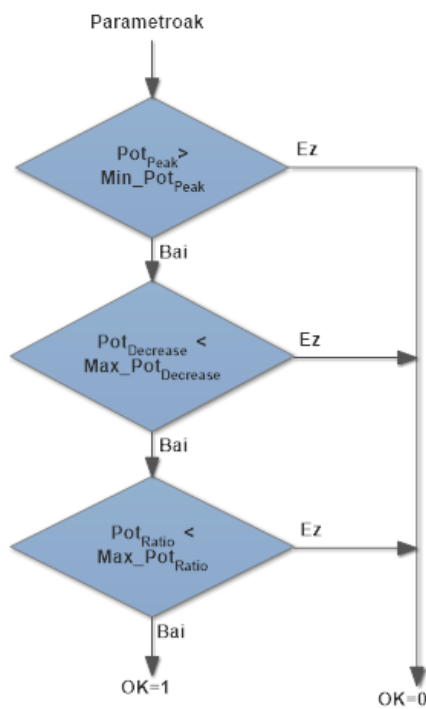


Irudia 18: Goian, oximetria seinalea leiho bat adierazita. Behean, leihoaren espektroa, lobulo altuena markatuta eta lerro eten bertikalez erreferentzia eta algoritmoarekin lortutako maiztasuna.

6.3.2 DELIBERAMENDU ALGORITMOA

Deliberamendu algoritmoaren funtzioa leiho batean ematen den BBB maiztasun balioa fidagarria den edo ez erabakitzea da.

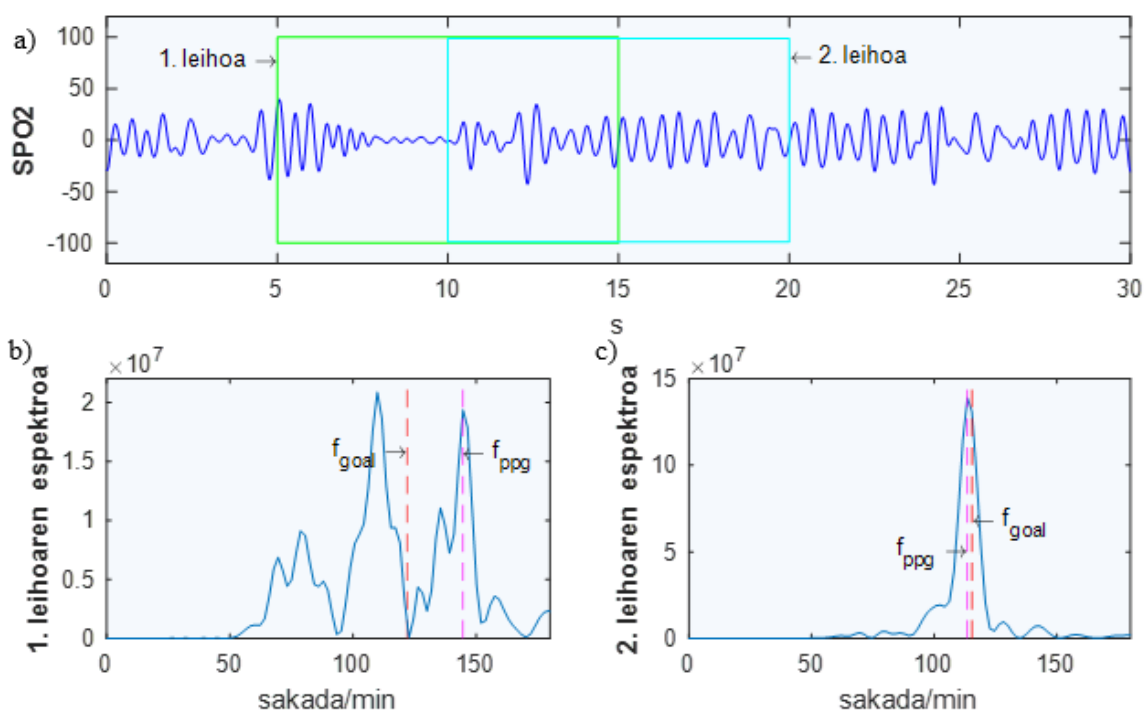
Kasu batzuk daude non oximetria seinalea zaratatsua den edo interferentziak dituen, deliberamendu algoritmoaren funtzioa sarreran jasotzen dituen hiru parametroak aztertuz kasu horiek detektatzea da. Ondorengo eskema du aipaturiko algoritmoak:



Irudia 19: Deliberamendu algoritmoa

Deliberamendu algoritmoak sarrera gisa hiru parametro jasoko ditu eta, kasuan kasu, maximo eta minimoekin konparatuko ditu. 19. irudian ikus daitekeenez delibramendu algoritmoak sarrera parametroak ezarritako maximo eta minimoen barruan bada irteeratzat “1” bat emango du, hau da, leihoko emaitza fidagarria dela adieraziko du; parametroek baldintzak bete ezean “0” izango da irteera.

20. irudian baztertutako eta baztertu gabeko bi leihoren adibideak ikusten dira. Lehen leihoa baztertua izango litzateke leihoa ezaugarritzeko parametroen ondorioz. Lehen leihoaren espektroan ikus daiteke nola kalkulaturako eta erreferentzia maiztasunak nahiko urrun dauden, beraz ontzat emango balitz errorea altua izango litzateke. Bestalde, bigarren leihoa ontzat emango litzateke eta espektroan ikusten da nola kalkulaturako eta erreferentzia maiztasunak oso hurbil daudela.



Irudia 20: (a) Oximetria seinale bat bi leihorekin, lehenengoa berdez eta bigarrena zianez. (b) Lehen leihoaren espektroa eta kalkulaturako eta erreferentzia maiztasunak. (c) Bigarren leihoaren espektroa eta kalkulaturako eta erreferentzia maiztasunak.

6.3.4 ALGORITMOAREN MUGAK

Algoritmo honek muga batzuk dituela esan beharra dago, hau da, kasu batzuk daude non ez duen ondo funtzionatzen. Honako hauek dira:

- BBB maiztasuna 60-180 sakada/min bitartean bilatzen da. Banda horretan bilatzearen helburua behetik eta goitik dagoen zarata saihestea da. Hasiera batean ez litzateke arazoa izan beharko, gomendaturako BBB maiztasuna 120 sakada/min

delako, beraz arazoa izateko sakaden maiztasuna gomendaturikotik asko urrundu beharko litzateke.

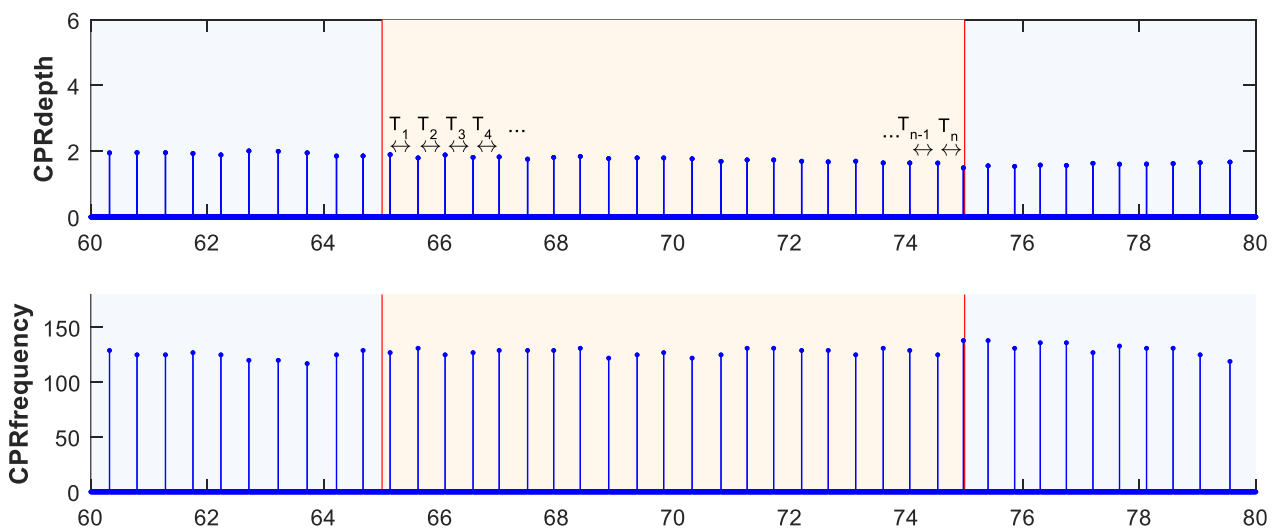
- Algoritmoaren sarrera seinaleak BBB burutzen ari den momentuko mozketak dira, hau da, sakadak egiten ari den uneko mozketak dira. Algoritmoa ez da gai automatikoki BBB burutzen ari den ala ez detektatzeko.

6.4 Mozketak bistaratu eta algoritmoa probatu

Behin datu-basea eta algoritmoa definituta daudela, datu-baseko seinaleak bistartzeko eta algoritmoa aplikatzeko GUI berri bat sortu da, *ratespo2.mat* izenekoa. GUI horrek algoritmoa probatzeko eta fintzeko aukera ematen du, bertan ikus daitezke oximetria seinaletik lortutako maiztasun balioa eta erreferentzia ezberdinetatik lortutakoak.

Bi erreferentzia-balio daude, bat CprFrequency seinaletik lortua eta bestea CprDepth seinaletik, 21. Irudian ikusten dira aipatutako bi seinaleak. f_{freq} kalkulatzeko CprFrequency seinalean, leiho barruan dauden balio guztien batuz bestekoa egiten da. f_{depth} -en kasuan, CprDepth seinalean, sakaden artean dauden denbora tarteak, T , neurtzen dira eta horien batuzbesteko kalkulatu, \bar{T} . Ondoren, 1. formula erabiltzen da .

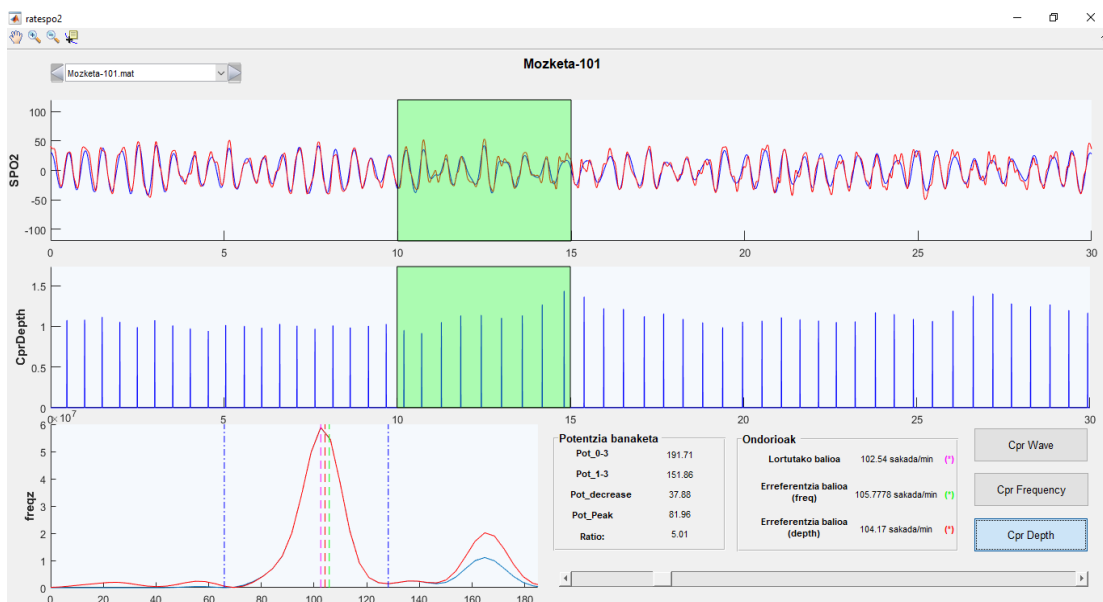
$$f_{\text{depth}} \left(\frac{\text{sakada}}{\text{min}} \right) = \frac{60}{\bar{T} \text{ (s)}} \quad (1. \text{ formula})$$



Irudia 21: CPRdepth eta CPRfrequency seinaleak gorriz leiho bat adierazita. CPRdepth seinalean sakaden arteko denbora tarteak daude adierazita.

GUI-aren ezaugarriak:

- Menu irristakor baten bidez, mozketa ezberdinen artean aukeratzea dago, horretan gain, ezker-eskuin bi botoi ditu, aurreko edo hurrengo mozketetara igartzeko.
- Mozketak luzeak direnez, *slider* baten bidez seinaleetan aurrera edo atzera egiteko aukera dago.
- Hiru irudi daude:
 - Lehenengoan, $s[n]$ eta $si[n]$.
 - Bigarrenengan, CprDepth, CprFrequency edo CprWaveVal irudikatuko da, botoien bidez aukeratu daiteke.
 - Hirugarrenengan, $s[n]$ eta $si[n]$ -ren espektroak irudikatzen da.
- Hiru BBB maiztasun kalkulatzen dira:
 - f_{ppg}
 - f_{freq}
 - f_{depth}
- Hiru maiztasunak kolore desberdinetan hirugarren grafikoan irudikatzen dira, espektroari gainjarrita.
- Leihoak baztertzeko erabakia hartzeko parametro ezberdinak kalkulatzen dira, aurretik azaldutako hiru parametroez gain ($Pot_{Decrease}$, Pot_{Peak} eta Pot_{Ratio}), ondorengo parametro hauek ere kalkulatzen dira:
 - Pot_{0_3} : Potentzia totala, seinaleak 0-3 Hz artean duen potentzia adierazten du.
 - Pot_{1_3} : Banda potentzia, seinaleak 1-3 Hz artean duen potentzia adierazten du.



Irudia 22: rateSpO₂-en diseinu orokorra

6.6 Erroreak bistaratu

Aurreko GUIan algoritmoa probatu ondoren, *ComputeFeatures.m* funtzioaren bidez leiho guztietan algoritmoa modu automatizatuan aplikatuko da. Bi erreferentzia maiztasunen artean f_{Depth} erabiltzea erabaki da, f_{freq} baino zuzenagoa delako, hemendik aurrera erreferentzia maiztasunari f_{goal} deituko zaio. Aplikatu ondoren leiho bakoitzaren inguruan ondorengo informazioa gordeko da: f_{goal} , f_{ppg} , Pot_{0_3} , Pot_{1_3} , $\text{Pot}_{\text{Decrease}}$, Pot_{Peak} eta $\text{Pot}_{\text{Ratio}}$.

Informazio hau guztia *Features.mat* fitxategian gordetzen da, azterketa estatistikoa burutzeko. Fitxategi horretako datuak bistaratzeko *ResultsViewer.m* GUIa garatu da.

Algoritmoaren emaitzak bi ikuspuntutatik aztertzen dira, alde batetik baztertutako leiho kopuruaren arabera eta bestetik errorearen arabera. Leiho baztertuen emaitza ehunekoan emango da, hau da, leiho guztietatik zaratatsua izateagatik ehuneko zenbata baztertu den adieraziko da. Errorea erreferentzia eta lortutako maiztasunen arteko desberdintasuna izango da.

Leiho bakoitzean izan den errorea kalkulatzeko f_{goal} eta f_{ppg} erabiltzen dira, errorea bien arteko kenketaren balio absolutua izango da, 2. formula.

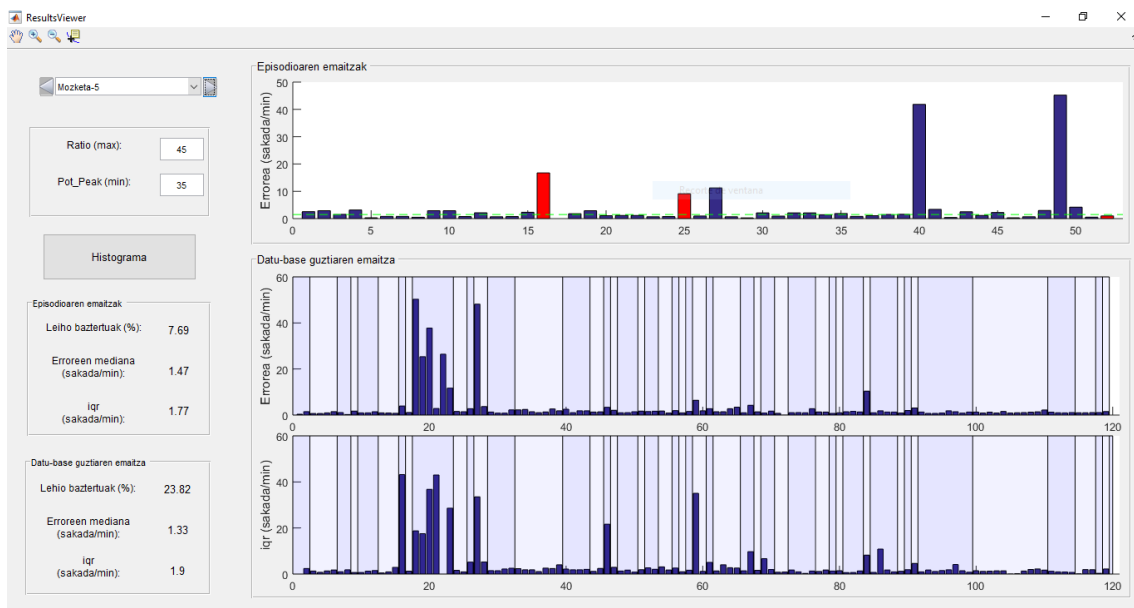
$$\text{Errorea} = |f_{\text{goal}} - f_{\text{ppg}}| \quad (2. \text{ formula})$$

GUI hau erabilia azterketa batzuk egin ondoren ikusi da bazterketak egiteko orduan $\text{Pot}_{\text{Decrease}}$ ez dela parametro erabilgarria. Beraz, Pot_{Peak} eta $\text{Pot}_{\text{Ratio}}$ parametroen konbinazioaz egiten dira bazterketak.

GUIaren ezaugarriak:

- Menu irristakor baten bidez, mozketa ezberdinen artean aukeratzea dago, horretan gain, ezker-eskuin bi botoi ditu, aurreko edo hurrengo mozketetara igartzeko.
- GUI-ak hiru grafiko ditu, bi zatitan banatuak. Goiko zatian lehenengo grafika dago eta bertan mozketa konkretuen inguruko emaitzak irudikatzen dira; beheko zatia bigarren eta hirugarren grafikek osatzen dute eta bertan datu-base osoko mozketen emaitzak irudikatzen dira:
 - Lehenengo grafikan, mozketa bakoitzaren errorea bistaratzen da leiho bakoitzeko.

- Bigarren grafikan, datu-baseko mozketak bakoitzeko errorearen mediana irudikatzen da.
- Hirugarren grafikan, datu-baseko mozketak bakoitzaren iqr-a (kuartila arteko ibiltartea).
- Zati bakoitzarentzat taula bat dago, non ondorengo informazioa agertzen den:
 - Episodio bakoitzean baztertu diren leihoen ehunekoa, errorearen mediana eta iqr-a.
 - Guztira baztertu diren leihoen ehunekoa, errore guztien mediana eta kuartil arteko ibiltartea.
- Taula batean, Pot_{Ratio} maximoa eta Pot_{Peak} minimoa aldatzeko aukera dago.
- Bigarren eta hirugarren grafiketan atzeko planoan tonalitate ezberdinak erabili dira mozketak ze pazienteri dagokion adierazteko.



Irudia 23: ResultsViewer-en diseinu orokorra

6.7 Emaitzak

Emaitzez hitz egin ahal izateko, lehenengo algoritmoaren fidagarritasunaren neurketa nola egin den deskribatuko da eta ondoren emaitza orokorrak. Emaitzak eta erabilitako parametroak sakonago azalduta daude II. eranskinean.

6.7.1 Algoritmoaren fidagarritasunaren neurketa

Erabilitako algoritmoak emandako emaitzak aztertzeko erabili diren neurketak ondorengoak dira:

- **Anderson-Darling** proba[24]: Proba honek balio multzo batek banaketa normala jarraitzen duen ala ez frogatzeko balio du.
- **Bland-Altman grafika**[4]: Medikuntzako ikerketa ezberdinetan bi emaitza multzo alderatzeko erabiltzen den grafika da. Grafika honetan, y ardatzean errorea adierazten da eta x ardatzean bi multzoen arteko batzbestekoa. Bestalde, hiru lerro horizontal ere irudikatzen dira. Kasu honetan erroreen distribuzioa ez denez normala erdikoak erroreen mediana adierazten du eta beste biek errore guztien %95 barne-hartzen dute (erroreen distribuzioa normala balitz batzbestekoa eta desbiderazioa irudikatzen dira lerro horizontalekin).

6.7.2 Emaitza orokorrak

Atal honetan datu-basearen emaitza orokorrak ematen dira. Horretarako, alda batetik algoritmoaren bidez lortutako leiho bakoitzeko f_{ppg} maiztasunen array-a dago, eta bestetik erreferentzia bezala erabilitako f_{goal} array-a..

Azterketa eta saiakera desberdinen ondoren (II. anexoan azaltzen dira) ondorioztatu da deliberamendu parametroen balio hoberenak ondorengoak direla:

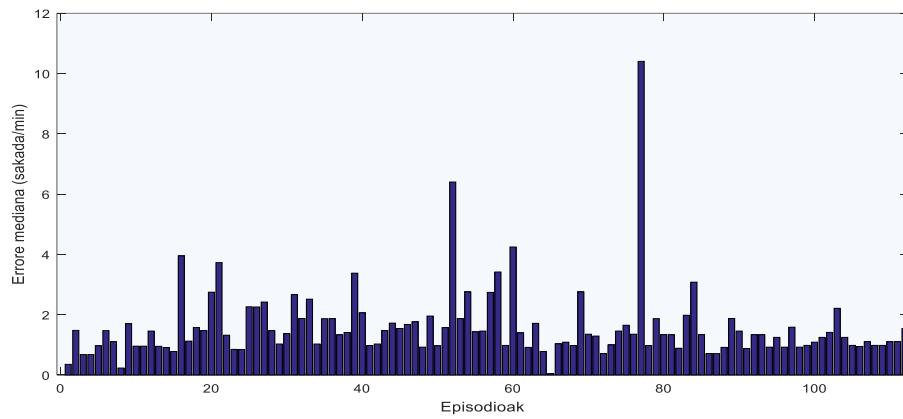
- $POT_{Peak} = 45$
- $POT_{Ratio} = 35$

Bestalde, leihokatzerako orduan 10s-ko leiho zabalera eta %50-eko gainjartzea erabili da. Hori horrela, emaitza 5s-ro ematen da.

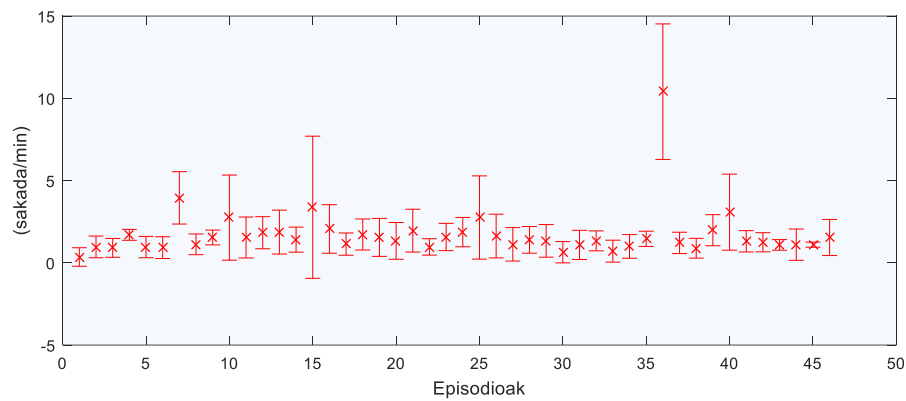
Ezaugarri horiekin, datu-base osoaren emaitzak ondorengoak dira:

- Errorearen mediana: 1.33 sakada/min
- iqr: 1.9 sakada/min
- Leiho baztertuak: %23.82

24. irudian mozketak bakoitzean izandako erroreen mediana irudikatu da barra diagrama batean. Ikus daiteke errorea ez dela oso altua. Bertan ez daude hasierako 119 episodioak, batzuk baztertu egin dira, bazterketa horren arrazioa II. eranskinean azaltzen da. 25. irudian episodio bakoitzean izandako erroreen mediana eta iqr-a irudikatzen dira errore barra diagrama batean. Irudi horretan, “x” batez episodio horretako erroreen mediana adierazten da eta horrekin batera iqr-a irudikatzen da lerro bertikal batez.

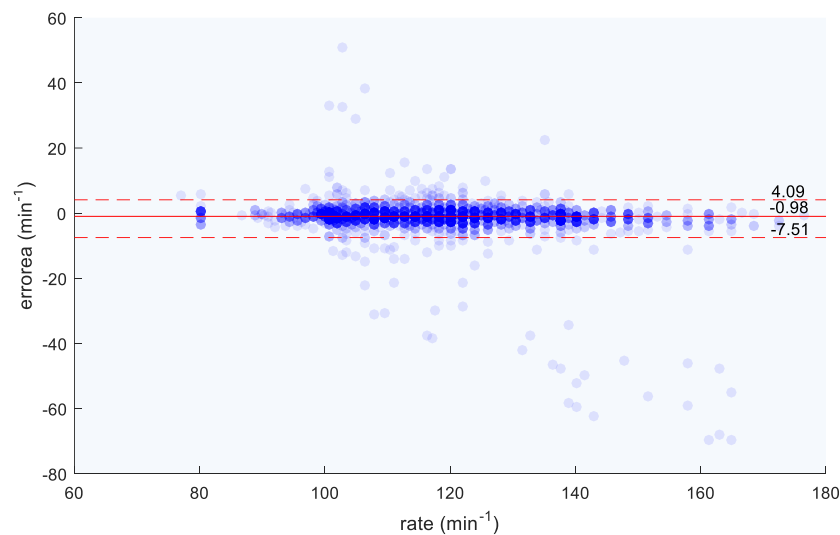


Irudia 24: Errore mediana episodioko



Irudia 25: Episodio bakoitzaren erroreen mediana eta iqr-a errore barra diagrama batean irudikatuta.

Azkenik, episodio zuzen guztietako leiho guztietako f_{ppg} eta f_{goal} jarraian jarriz eta erroreaken formula (1. formula) erabiliz erroreen array-a kalkulatu da. Lortutako errore array-ari *Anderson-Darling* froga egin zaio eta ikusi da ez duela banaketa normala jarraitzen. Hori horrela, Bland-Altman grafika irudikatu da (26. irudia) , bertan erroreen mediana eta %95-eko kuartilak irudikatu dira.



Irudia 26: Erroreen Bland-Altman grafika

7 PLANGINTZA

Atal honetan proiektuan zehar burututako faseak deskribatzen dira. Proiektua lan paketeetan (LP) banatzen da. Lehenik eta behin, lan taldea deskribatzen da. Ondoren, LP guztien azalpena egiten da eta Gantt-en diagrama batean irudikatu. Azkenik, mugariak deskribatzen dira.

7.1 Lan-taldea

Proiektu hau burutzeko beharrezkoa izan da hurrengo lan-taldearen elkarlana:

Kodea	Izen-Abizenak	Erantzukizuna	Rola
K1	Elisabete Aramendi	Senior Ingeniaria	Proiektuaren gainbegiraketa eta zuzenketa
K2	Jon Urteaga	Junior Ingeniaria	Proiektuaren burutzea

Taula 2: Proiektuko partaideak

7.2 Lan paketeen deskribapena

7.2.1 LP 1 PROIEKTUAREN KUDEAKETA ETA GAINBEGIRAKETA

LP 1-ren iraupena: 582	Hasiera data: 2016/07/18	Amaiera data: 2018/02/20
LP 1.1	Proiektuaren proposamena	
Proiektuaren zuzendariak gradu amaierako lanaren oinarriak azaldu ikasleari.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2016/07/19• Amaiera data: 2016/07/20• Baliabide teknikoak: Bibliografia (medikuntza eta seinale medikuen inguruko artikulu eta liburuak).• Giza baliabideak: Senior ingeniaria (5 ordu).• Entregagaiak: Proiektuaren izenburua.		
M1: Proiektuaren hasiera. Proiektuaren proposamena ondo burutu da, proiektuaren gai eta jarraituko diren pausoak garbi finkatu dira.		
LP 1.2	Proiektuaren kudeaketa eta jarraipena	
Proiektua bideratzeko eta akatsak zuzentzeko proiektu egilearen eta zuzendariaren arteko bilera periodikoak.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2016/07/20• Amaiera data: 2018/02/20• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (40 ordu).• Giza baliabideak: Senior ingeniaria (55 ordu).		

7.2.2 LP 2 ARTEAREN EGOERAREN ANALISIA ETA MATLAB IKASTAROA

LP 2-ren iraupena: 58	Hasiera data: 2016/07/21	Amaiera data: 2016/09/16
LP 2.1	Artearen egoeraren analisia	
<p>Proiektuarekin erlazionatutako artikulu eta liburuen bilaketa eta irakurketa.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2016/07/21• Amaiera data: 2016/09/16• Baliabide teknikoak: Bibliografia (medikuntza eta seinale medikuen inguruko artikulu eta liburuak) eta ordenagailu bat (35 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniaria (45 ordu).		
LP 2.2	MATLAB ikastaroa	
<p>MATLAB ikastaroa ikasleak programaren eta interfase grafikoaren inguruko oinarritzko ezagutzak bereganatzeko.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2016/09/01• Amaiera data: 2016/09/16• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (25 ordu) eta MATLAB lizentzia (20 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniaria (20 ordu) senior ingeniaria (6 ordu). <p>M2: Proiektua definituta. Proiektu definitu da MATLAB ikastaroan beharrezkoak izango diren ezagutzak eskuratzean eta artearen egoera aztertutakoan erabiliko diren prozesu eta metodoak erabakitzean.</p>		

7.2.3 LP 3 BIHURKETAK BURUTU

LP 3-ren iraupena: 61	Hasiera data: 2016/09/17	Amaiera data: 2016/11/18
LP 3.1	Zoll CodeReview programarekin familiarizazioa	
<p>Bihurketak egiteko Zoll CodeReview programaren funtzionamendua ikasi.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2016/09/17• Amaiera data: 2016/09/18• Baliabide teknikoak: Bi ordenagailu (bakoitza ordu bat).• Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (ordu bat) eta senior ingeniari bat (ordu bat).		
LP 3.2	Zoll fitxategien bihurketa testu fitxategietara	
<p>Zoll CodeReview programaren bidez Zoll enpresaren formatutik testu fitxategi formatura bihurketa.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2016/09/18• Amaiera data: 2016/11/16• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (35 ordu)• Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (35 ordu).• Entregagaiak: Bihurtutako testu fitxategiak.		

LP 3.3	Testu fitxategitik .mat formatura bihurketa
<p>Testu fitxategitik .mat formatura bihurtzeko programaren egokitzapena eta bihurketak egitea.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hasiera data: 2016/11/17 • Amaiera data: 2016/11/18 • Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (3 ordu) eta MATLAB lizentzia (1 ordu). • Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (3 ordu). • Entregagaiak: Bihurtutako .mat fitxategiak. <p>M3: Bihurketak burututa. Zoll enpresaren fitxategiak .mat fitxategira ondo bihurtu dira.</p>	

7.2.4 LP 4 DATU-BASEA GARATU

LP 4-ren iraupena: 179	Hasiera data: 2016/11/19	Amaiera data: 2017/05/18
LP 4.1	Fitxategiak bistaratzeko ingurunea garatzea	
<p>.mat formatuan dauden fitxategiak bistaratu eta mozketak egiteko GUIa sortuz.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hasiera data: 2016/11/19 • Amaiera data: 2017/02/09 • Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (50 ordu) eta MATLAB lizentzia (50 ordu). • Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (50 ordu). • Entregagaiak: Garatutako GUIa. 		
LP 4.2	Fitxategien azterketa	
<p>Bihurtutako .mat fitxategietan dauden seinaleak aztertu.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hasiera data: 2017/02/09 • Amaiera data: 2017/03/30 • Baliabide teknikoak: Bi ordenagailu (bat 4 ordu eta bestea 14 ordu) eta MATLAB lizentzia (3 ordu bat eta 12 bestea). • Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (14 ordu) eta senior ingeniari bat (4 ordu). 		
LP 4.3	Mozketak egin	
<p>Datu-basea osatuko duten mozketak egin.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hasiera data: 2017/02/09 • Amaiera data: 2017/05/18 • Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (20 ordu) eta MATLAB lizentzia (20 ordu). • Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (20 ordu). • Entregagaiak: Datu-basea. 		

M4: Datu-basea definituta. Mozketak egin dira eta datu-basea garatu da beharrezko informazioarekin.

7.2.5 LP 5 ALGORITMOAREN PROBAK

LP 5-ren iraupena: 179 Hasiera data: 2017/05/19 Amaiera data: 2017/11/15
LP 5.1 Algoritmoa probatzeko ingurunea garatzea

Mozketetan algoritmoa probatzeko GUIa garatu.

- Hasiera data: 2017/05/19
- Amaiera data: 2017/06/28
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (30 ordu) eta MATLAB lizentzia (30 ordu)..
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (30 ordu).

LP 5.2 Algoritmoaren garapena

Oximetria seinaletik abiatuta BBB sakaden maiztasuna lortzeko algoritmoa garatu.

- Hasiera data: 2017/06/29
- Amaiera data: 2017/09/17
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (40 ordu) eta MATLAB lizentzia (40 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (40 ordu).
- Entregagaiak: Algoritmoa eta ingurunea.

LP 5.3 Algoritmoa probatu eta findu

Algoritmoan aldagai ezberdinek duten eragina aztertu eta fintzeko aldagaien balio optimoa bilatu.

- Hasiera data: 2017/09/18
- Amaiera data: 2017/11/15
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (45 ordu) eta MATLAB lizentzia (45 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (45 ordu).
- Entregagaiak: Algoritmoaren balio optimoak.

M5: Algoritmoa eta ingurunea definituta. Algoritmoa probatzeko ingurunea egin da eta algoritmoa idatzi. Ondoren parametroak findu dira eta emaitzak hobetzea lortu da.

7.2.6 LP 6 EMAITZA ESTADISTIKOEN KALKULUA

LP 6-ren iraupena: 75 Hasiera data: 2017/11/16 Amaiera data: 2018/01/22
LP 6.1 Emaitza estatistikoak kalkulatu

Fase honetan algoritmoaren emaitzak estatistikoak kalkulatu dira ondoren grafika eta irudi bezala errepresentatzeko.

- Hasiera data: 2017/11/07

- Amaiera data: 2018/01/22
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (25 ordu) eta MATLAB lizentzia (20 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (25 ordu).

M6: Emaitzak kalkulatu. MATLAB erabilia emaitzak irudikatu dira.

7.2.7 LP 7 DOKUMENTAZIOA

LP 7-ren iraupena: 30 Hasiera data: 2017/01/23 Amaiera data: 2018/02/23

LP 7.1 Dokumentazioa

Proiektuaren inguruko dokumentazioa idatzi da.

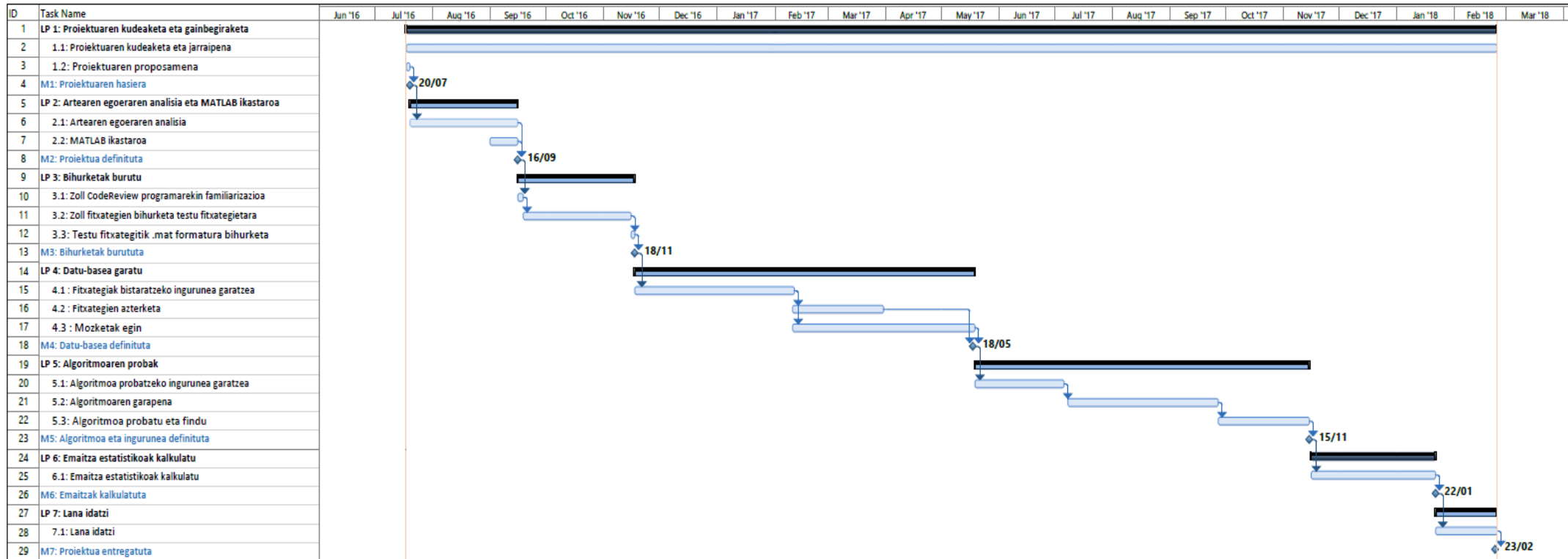
- Hasiera data: 2018/01/23
- Amaiera data: 2018/02/23
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (45 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (45 ordu).
- Entregagaiak: Memoria.

M7: Proiektua entregatuta. Dokumentazio guztia idatzi da eta epe barruan entregatuta da.

7.3 Mugarriak

Mugarria	Deskribapena	Data
M1	Proiektuaren hasiera	2016/07/20
M2	Proiektua definituta	2016/09/16
M3	Bihurketak burututa	2016/11/18
M4	Datu-basea definituta	2017/05/18
M5	Algoritmoa eta ingurunea definituta	2017/11/15
M6	Emaitzak kalkulatu	2018/01/22
M7	Proiektua entregatuta	2018/02/23

Taula 3: Mugarriak



Irudia 27: Gant diagrama

8. GASTU AITORPENA

Atal honetan proiektuan zehar izandako kostu totala azaltzen da. Kostu lau motetakoak izango dira: Barne orduak, amortizazioak, azpikontratazioak eta gastuak.

8.1 Kostuak

8.1.1 BARNE ORDUAK

Ataza honetan proiektuko partaide bakoitzaren lanordu kopurua eta horren kostuak azaltzen dira.

Partaideia	Kostua (€/orduko)	Ordu kopurua	Partaidearen kostua (€)
Senior ingeniaria	60	71	4.260
Junior ingeniaria	40	373	14.920
Barne orduen kostu totala:			19.180

Taula 4: Barne orduen kostuak

8.1.2 AMORTIZAZIOAK

Ataza honetan proiektua garatzeko beharrezkoak izan diren baliabide naturalen dagozkien kostuak azaltzen dira.

Baliabidea	Kostua (€)	Bizitza erabilgarria (ordu)	Ordu kopurua	Baliabidearen kostua (€)
Senior ingeniariaren ordenagailua	800	2.000	45	18
Junior ingeniariaren ordenagailua	800	2.000	358	143,2
MATLAB 2016b bi lizentzia	2.000	1.700	246	289,4
Amortizazioen kostu totala:				450,2

Taula 5: Amortizazioen kostuak

8.1.3 AZPIKONTRATAZIOAK

Proiektu honetan ez da azpikontrataziorik egin, beraz ez du kosterik ekarri proiektuan.

8.1.4 GASTUAK

Berrerabili ezin izango diren baliabideen kostua aitortzen da ataza honetan. Besteak beste, BIORES ikerketa taldearen gelan izandako bulego gastuak (elektrizitatea, papera...), proiektu honetarako erositako kuaderno eta pendrive bana.

Baliabidea	Kostua (€)
Bulego gastuak	75
Kuadernoa	2
Pendrivea	12
Guztira	89

Taula 6: Gastuen kostuak

8.2 Guztizko kostu aitortpena

Ataza	Kostua (€)
Barne orduak	19.180
Amortizazioak	450,2
Azpikontratazioak	0
Gastuak	89
Guztira	19.719,2

Taula 7: Guztizko kostu aitortpena

9 ARRISKU ANALISIA

Edozein proiektutan bezala, proiektu honetan arrisku batzuk daude beronen atzerapena edo bertan bera uztea ekar dezaketenak. Proiektu hau amaituta dagoenez arriskuak ekin direla esan daiteke, baina horretarako beharrezkoa izan da hasieran aurreikustea.

Arrisku bat baloratzeko garaian kontuan izan behar da izan dezakeen inpaktua eta agertzeko probabilitatea. Jarraian arriskuen deskribapen bat eta bakoitza saihesteko kontingentzia neurriak azaltzen dira.

9.1 Garatutako tresnekin arazoak (A1)

Posible da proiektuan zehar garatu diren tresnetan arazoak izatea kodean akatsen bat izateagatik eta ez funtzionatzea nahi den bezala. Arrisku honen agertzeko probabilitatea ertaina da eta inpaktua altua.

Kontingentzia neurri moduan, posible da garatutako tresna bakoitza zatika-zatika probatzea ziurtatzeko koderen atal bakoitza ondo dagoela. Horrela akatsa detektatu ezean ikerketa taldeko kideren bati laguntza eska dakiok.

9.2 Atzerapenak (A2)

Posible da proiektuan zehar plangintza ezin izatea jarraitu zehazki eta atzerapenak gertatzea arrazoi ezberdinen ondorioz. Proiektuaren atalen batek atzerapenak proiektu osoa atzeratzea ekar dezake eta arazoa sakontze. Arrisku honen agertzeko probabilitatea eta inpaktua erdi-baxua da.

Hori saihesteko ondo neurtu beharko da proiektuaren atal bakoitza burutzeko beharrezko denbora eta atzerapenak ekar ditzaketen faktoreak aurreikusi.

9.3 Datu galera (A3)

Arriskutsua izan daiteke proiektuan zehar datuak galtzea, adibidez garatutako tresnak edo datu-basea. Arrisku honen gertatzeko probabilitatea baxua da baina inpaktua oso altua izango litzateke.

Arrisku hau nahiko erraza da saihesteko, nahikoa izango da datuak ez gorde-
tzea leku bakarrean, badaezpada dispositibo ezberdinetan segurtasun kopiak egitea.

9.4 Lantaldeko kideren baten baja (A4)

Edozein proiektutan kontuan izan behar da partaideren batek baja izateko arriskua. Posible da proiektuan zehar kideren batek baja hartzea edo arazoiren batengatik ezin izatea bere lana burutu denbora batez. Proiektua kide gutxik osatzen dutenez arrisku honen eragina altua izango litzateke baina gertatzeko probabilitate baxua da.

Arrisku honen aurrean ezin da kontingentzia neurri handirik hartu, aukera ba-
karra gertatu ezkerro proiektuaren plangintza egoera berrira ahalik eta ondoen egokitzea
izango litzateke.

9.5 Tresnen prozesatze astuna edo ez efizientea (A5)

Garatutako algoritmoaren prozesatzea astunegia izan daiteke eta horrek ara-
zoak sortu. Garatutako tresnak ez direlako nahiko efizienteak edo luzeegiak direlako pro-
zesatzeak denbora gehiegi eraman dezake eta lana atzeratu. Hau gertatzeko probabilitatea
ertaina da eta arriskua baxua, posible izango bailitzateke prozesatzen utzi eta beste zer-
baitekin jarraitzea denbora ez galtzeko.

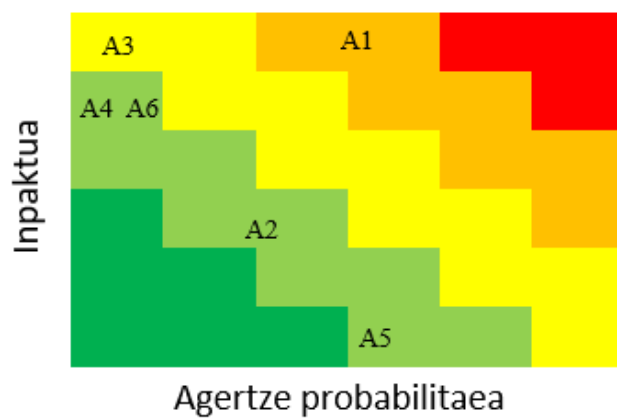
Kontingentzia neurri bezala tresnak ahalik eta efizienteen egiten eta prozesa-
tzeak denbora gehiago eskatzen dutenean ikerketa taldean eskuragarri dauden gaitasun
altuagoko ekipoak erabil daitezke.

9.6 Datu-base txiroa (A6)

Algoritmo bat probatzerakoan beharrezkoa da ahalik eta proba gehien egitea
eta horretarako datu-base oparo bat behar da. Posible da datu-basea txiroa delako algorit-
moa probatu den datu-basean emaitza onak izatea, arazoak eman ditzaken kasuak ez dau-
delako datu-base horretan.

Arrisku hori ekiditeko, datu-basea osatzerako orduan ahalik eta datu gehien
eta jatorri ezberdinetakoez osatu behar da. Hau gertatzeko probabilitatea baxua da, baina
inpaktua ertain-altua izango litzateke.

9.7 Arriskuen analisisien laburpena



Irudia 28: Arrisku analisisia

10 ONDORIOAK

Proiektu honekin BBB burutzen ari den bitartean SpO₂ mailak aztertuta sakaden maiztasuna denbora errealean eta zehaztasunez lortzea posible dela frogatu da.

Fitxategiak formatu ireki batera bihurtu dira eta horiekin datu-base berri bat sortu da, eta tresna ezberdinen bidez datu-basea kudeatu, algoritmoa probatu eta emaitzak kalkulatu dira. Datu-basea 47 pazientez eta 111 mozketaz osatuta dago, guztira 16173s irauten dute eta 29596 sakada daude.

Datu-base honekin errorearen mediana 1.33 sakada/min eman du, 1.9 sakada/min-eko iqr-arekin eta leihoen %23.8a baztertu dira. Helburua proiektu honetan garatutako algoritmoa monitore-desfibriladore batean integratzea izango litzateke. Horretarako, beharrezkoa izango litzateke datu-base zabalago batean frogatzea.

Azkenik, algoritmo honekin hurrengo pausuak ondorengoak izango lirateke:

- Espektra lortzeko beste funtzio batzuk erabiliz posible liteke lobulu nagusi zehatzagoa aurkitzea.
- Interesgarria liteke parametro berri batzuk kalkulatu BBB sakaden maiztasuna lortzeaz gain sakadak noiz gelditzen diren detektatzea.
- Bibliografian proposatutako metodo ezberdinen bidez oximetria seinalearen zarata ezberdinak ezabatzen saia daiteke.

Horretaz gain, oximetria seinalea oraindik asko ikertu ez den seinale bat da eta beste ikerketa batzuk eskaintzen ditu:

- BBB sakada sakontasun eta oximetria seinalearen arteko erlazioaren ikerketa.
- Oximetria seinaletik abiatuta BBB masajearen kalitatearen neurketa.
- Gutxiegitasun kardiakoen detekzioa oximetria seinalea aztertuta.

11. ERREFERENTZIAK

- [1] Anne Møller Nielsena, Fredrik Folke, Freddy Knudsen Lippert, y Lars Simon Rasmussena, «Use and benefits of public access defibrillation in a nation-wide network», *Resuscitation*, 2013.
- [2] S. S. Chugh *et al.*, «Epidemiology of Sudden Cardiac Death: Clinical and Research Implications», *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. 51, n.º 3, pp. 213-228, nov. 2008.
- [3] R. O. J. Alonso González E, «Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection.» Communications Engineering Department, University of the Basque Country UPV/EHU, 2014.
- [4] Andoni Elola, «Aireztapenen maiztasunaren neurketa bihotz biriketako berpiztean kapnografia erabiliz», EHU/UPV, 2014.
- [5] «RESCUERS, All. Highlights of the 2010 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC.» 2010.
- [6] B. S. Abella *et al.*, «Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During In-Hospital Cardiac Arrest», *JAMA*, vol. 293, n.º 3, pp. 305-310, ene. 2005.
- [7] M. Elgendí, «On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals», *Current Cardiology Reviews*, vol. 8, n.º 1, pp. 14-25, feb. 2012.
- [8] A. Hallstrom *et al.*, «Manual Chest Compression vs Use of an Automated Chest Compression Device During Resuscitation Following Out-of-Hospital Cardiac Arrest: A Randomized Trial», *JAMA*, vol. 295, n.º 22, pp. 2620-2628, jun. 2006.
- [9] H. Lai *et al.*, «Interventional strategies associated with improvements in survival for out-of-hospital cardiac arrests in Singapore over 10 years», *Resuscitation*, vol. 89, pp. 155-161, abr. 2015.
- [10] «CPR Facts and Stats». [En línea]. Disponible en: http://cpr.heart.org/AHA-ECC/CPRAndECC/AboutCPRFirstAid/CPRFactsAndStats/UCM_475748_CPR-Facts-and-Stats.jsp. [Accedido: 11-ene-2018].
- [11] R. W. Koster *et al.*, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators», *Resuscitation*, vol. 81, n.º 10, pp. 1277-1292, oct. 2010.
- [12] «Automated external defibrillator operator interface».
- [13] A. J. Handley y S. A. J. Handley, «Improving CPR performance using an audible feedback system suitable for incorporation into an automated external defibrillator», *Resuscitation*, vol. 57, n.º 1, pp. 57-62, abr. 2003.
- [14] «Portable emergency oxygen and automatic external defibrillator (AED) therapy system».

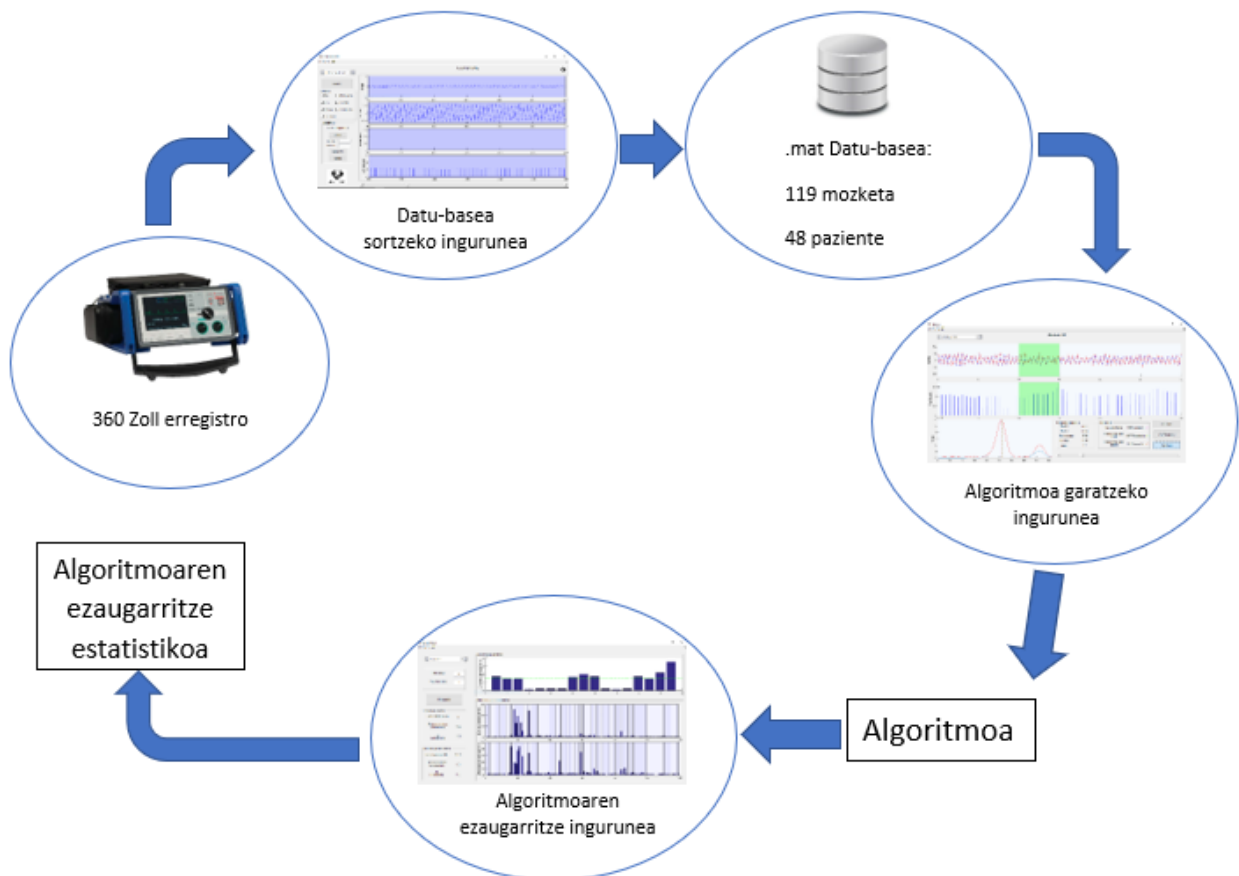
- [15] XU, Jun y et al., «Why do not we use finger pulse oximeter plethysmograph waveform to monitor the effectiveness of cardiopulmonary resuscitation?», *Resuscitation*, vol. 82, 2011.
- [16] ALLEN, John, «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement», *Physiological measurement*, vol. 28, 2007.
- [17] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, y M. Yoshida, «Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present», *Electronics*, vol. 3, n.º 2, pp. 282-302, abr. 2014.
- [18] AOYAGI, Takuo, «Pulse oximetry: its invention, theory, and future», *Journal of anesthesia*, vol. 17, pp. 259-266, 2003.
- [19] Wijshoff, R. W. C. G. R., «On photoplethysmography artifact reduction and applications», Technische Universiteit Eindhoven, 2016.
- [20] X. F. Teng y Y. T. Zhang, «Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using a photoplethysmographic approach», en *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, 2003, vol. 4, p. 3153-3156 Vol.4.
- [21] L. Nilsson, A. Johansson, y S. Kalman, «Respiration can be monitored by photoplethysmography with high sensitivity and specificity regardless of anaesthesia and ventilatory mode», *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 49, n.º 8, pp. 1157-1162, sep. 2005.
- [22] R. W. C. G. R. Wijshoff *et al.*, «Detection of a spontaneous pulse in photoplethysmograms during automated cardiopulmonary resuscitation in a porcine model», *Resuscitation*, vol. 84, n.º 11, pp. 1625-1632, nov. 2013.
- [23] J. Xu *et al.*, «Pulse Oximetry: A Non-Invasive, Novel Marker for the Quality of Chest Compressions in Porcine Models of Cardiac Arrest», *PLOS ONE*, vol. 10, n.º 10, p. e0139707, oct. 2015.
- [24] «Anderson-Darling test - MATLAB adtest - MathWorks España». [En línea]. Disponible en: <https://es.mathworks.com/help/stats/adtest.html>. [Accedido: 09-feb-2018].

ERANSKINAK

- | |
|--|
| <p>I. Eranskina: Erabiltzailearen gidak</p> <p>II. Eranskina: Emaitzak</p> |
|--|

I. ERANSKINA: ERABILTZAILEAREN GIDA

29. irudian proiektuaren atal ezberdinak irudikatzen dira. Bertan hiru ingurune eta horiekin lotutako datu-base eta emaitzak ere agertzen dira. Eranskin honetan hiru tresna horiek zertarako diren eta nola erabiltzen diren xehetasunez azaltzen da.

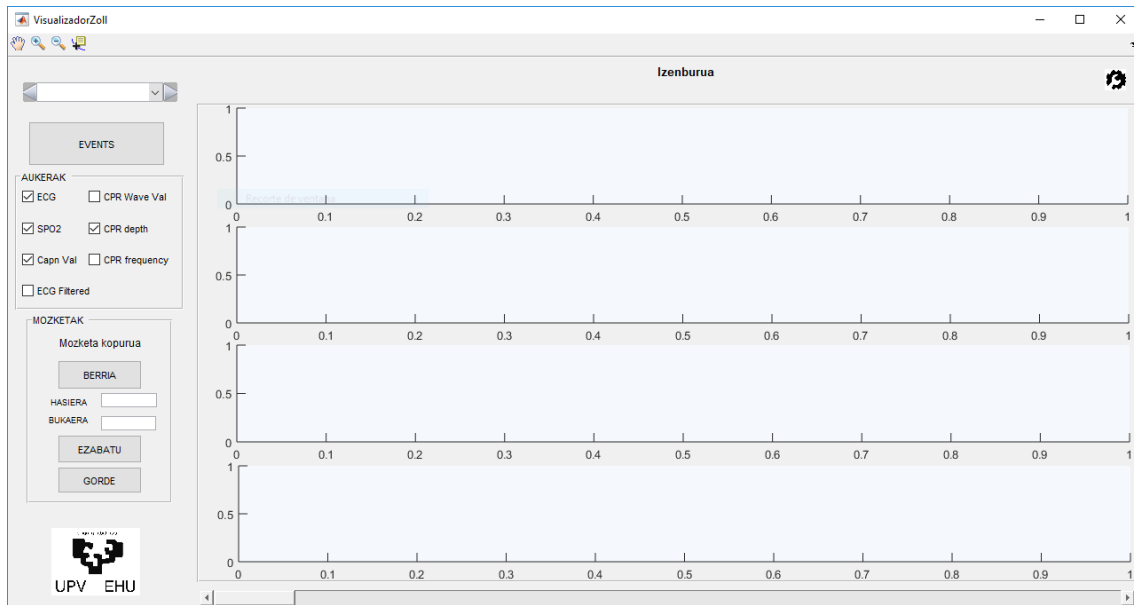


Irudia 29: Lanaren eskema orokorra

Datu-basea sortzeko ingurunea

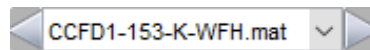
Datu-basea sortzeko inguruneak *VisualizadorZoll* du izena. Matlab formatura bihurtutako fitxategiak bistaratzeko eta berauek kudeatzeko aukera ematen du. Tresna honekin datu-basea osatzeko mozketak egin dira.

Tresna abiarazteko, MATLABen abiarazi behar da *VisualizadorZoll* jarritz. Abiaraztean 30. irudian ikus daiteke agertzen den leihoa.

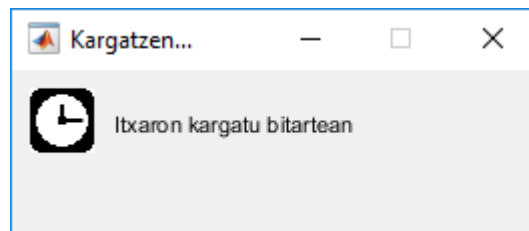


Irudia 30: VisualizadorZoll leihoa

Hasteko, irudikatu nahi den episodioa aukeratzeko *popupmenu* bat erabili daiteke edo aurreko edo hurrengo seinalera pasa daiteke ezker-eskuin aurkitzen diren bi botoien bidez. Aipatutako menua eta botoiak 31. irudian ikus daitezke eta 32. irudian episodioa kargatzen den bitartean agertzen den mezua ikusten da.

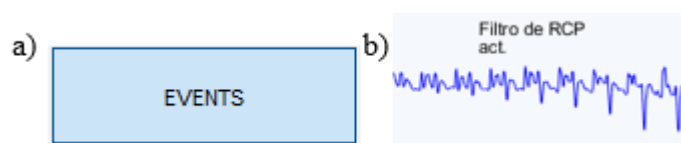


Irudia 31: popupmenua eta aurreko-hurrengo botoiak



Irudia 32: Episodioa kargatzerakoan bistaratutako mezua

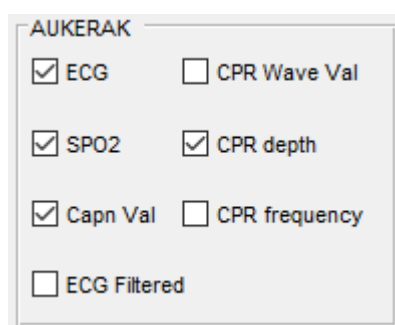
33a irudian ikusten den botoiaren bidez episodioan zehar dauden gertaeren inguruko informazioa irudikatu daiteke seinaleen gainean 33b irudian ikusten den moduan.



Irudia 33: (a) Gertaeren botoia. (b) Seinale batean gertaera bat bistaratuta

AUKERAK panelean (34. irudia) irudikatu nahi diren seinaleak aukeratu daitezke, gehienez lau. Aukeratu daitezkeen seinaleak:

- ECG: Elektrokardiograma, bihotzaren aktibitate elektrikoaren adierazten duen seinalea.
- SPO2: Oxigenoaren saturazioa, odolean dagoen oxigeno mailaren seinalea.
- CapnoVal: Kapnografia, pazientearen arnasbidean dagoen karbono dioxido (CO₂) maila seinalea.
- ECGFiltered: Elektrokardiograma iragazia, elektrokardiogramari Zoll enpresak zarata desberdinak ezabatzeko iragazia aplikaturik.
- CPRWaveVal: BBBan sakadak egitean burutzen den forma seinalea.
- CPRDepth: BBBan burututako sakada bakoitzaren sakontasun seinalea.
- CPRFrequency: BBBaren sakaden maiztasun seinalea.



Irudia 34: Aukeren menua

MOZKETAK panelak datu-basea sortzeko mozketak egiteko aukera ematen du (35. irudia). Hasteko, zenbat mozqueta kopuru dauden adierazten da. Ondoren, *BERRIA* botoiari sakatzean mozqueta berri bat egiten has daiteke, botoiari sakatu ondoren seinalean klik bat eginez mozketaren hasiera aukeratzen da eta beste klik batekin amaiera. Taulan hasiera eta amaiera uneak teklatutik sartzeko aukera ere badago. Mozqueta berriaren hasiera eta amaiera aukeratuta dagoenean *GORDE* botoia erabiliz mozqueta berria gorde daitekeen nahi den izenarekin. Azkenik, *EZABATU* botoiarekin mozqueta bat ezabatzen da, horretarako jada eginda dagoen mozqueta baten gainean klik eginez.

MOZKETAK

Mozketa kopurua: 2

BERRIA

HASIERA

BUKAERA

EZABATU

GORDE

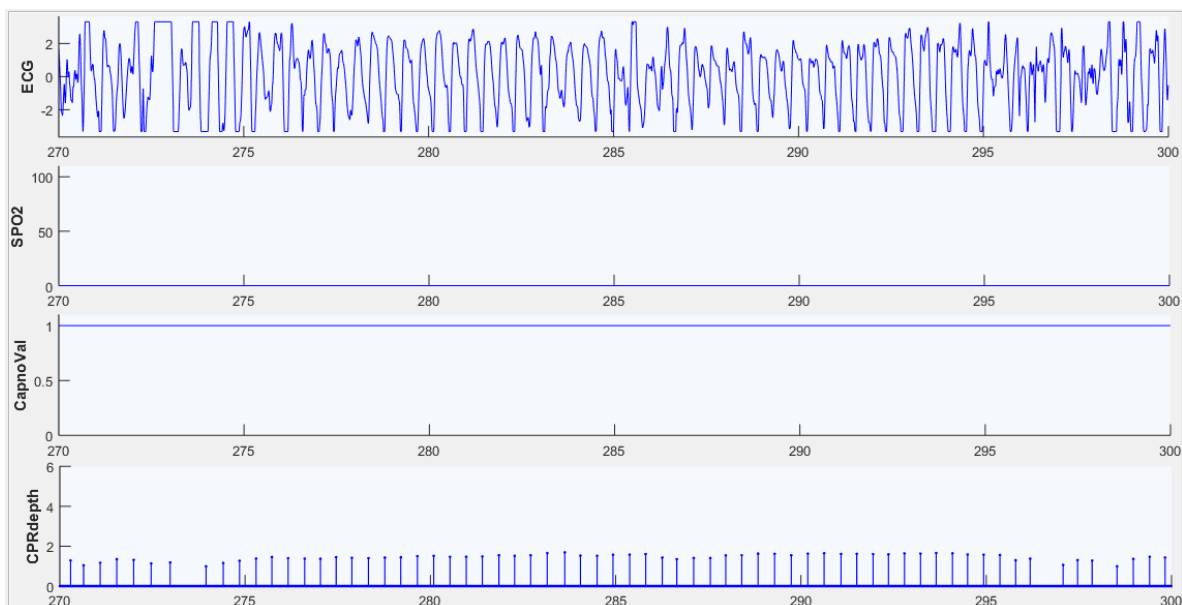
Irudia 35: Mozketak egiteko taula

36. irudiko botoiari sakatuta *popupmenu*-an kargatzen diren seinaleen helbidea aldatu daiteke.



Irudia 36: Kargatzeko seinaleen helbidea aldatzeko botoia

37. irudian inguruneak irudikatuzko ematen duen seinaleen itxura ikus daiteke. Bertan lau grafiko egongo dira eta aurretik aipatutako *AUKERAK* taulan aukeratu-tako seinaleak irudikatuko dira.

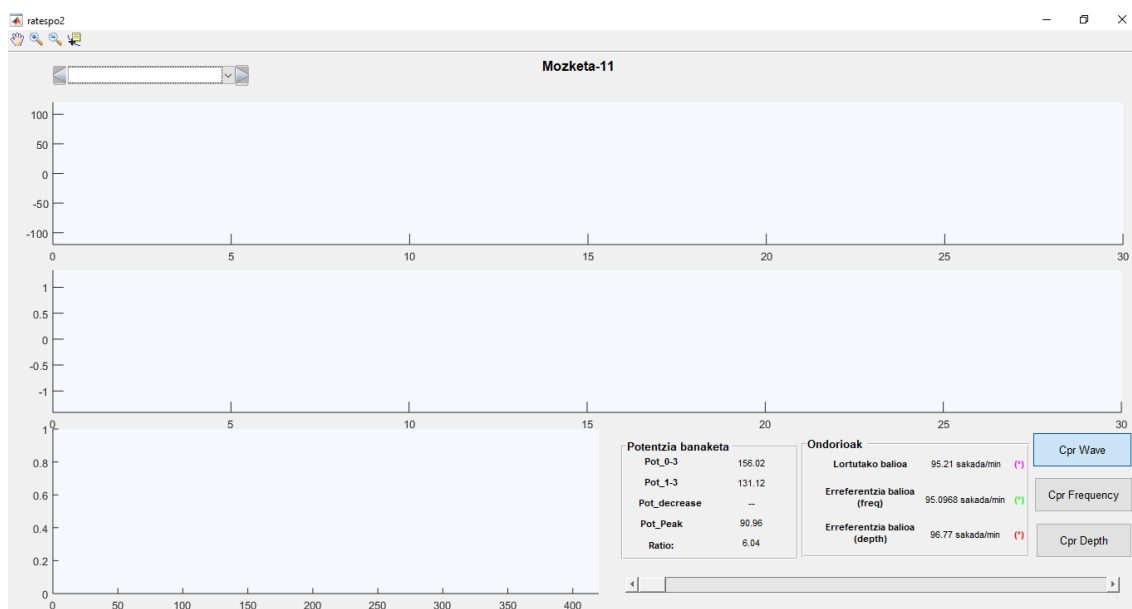


Irudia 37: Tresnak irudikatutako seinaleen adibidea.

Algoritmoa garatzeko ingurunea

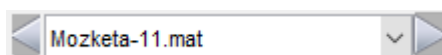
Algoritmoa garatzeko inguruneak *rateSpo2* du izena. Tresna honek algoritmoa apurka-apurka garatzeko aukera ematen du, horretaz gain parametroen balioa aldatuz emaitzak kalkulatzeko, horrela parametroak optimizatzeko.

Tresna abiarazteko, MATLABen abiarazi behar da *rateSpo2* jarriz. Abiaraztean 38. irudian ikus daiteke agertzen den leihoa.



Irudia 38: *rateSpo2* leihoa

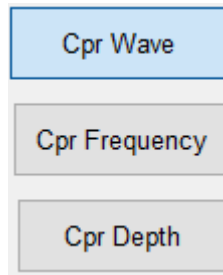
Hasteko, irudikatu nahi den mozketa aukeratzeko *popupmenu* bat erabili daiteke edo aurreko edo hurrengo seinalera pasa daiteke ezker-eskuin aurkitzen diren bi botoien bidez. Aipatutako menua eta botoiak 39. irudian ikus daitezke.



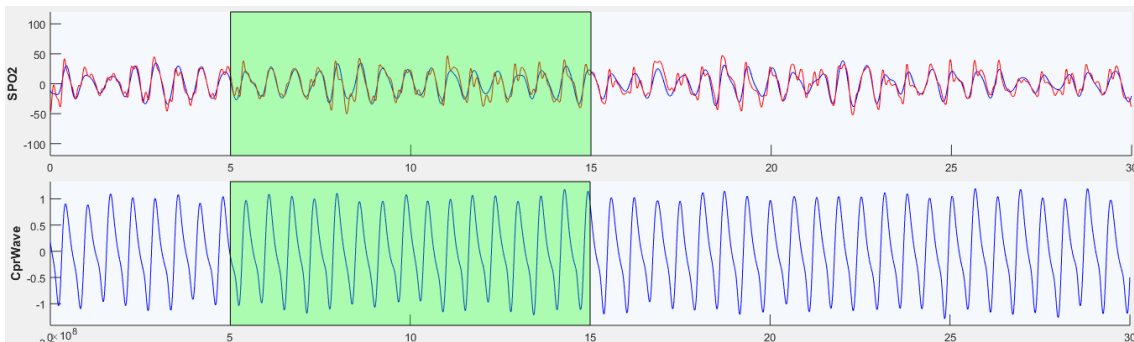
Irudia 39: *popupmenua* eta aurreko-hurrengo botoiak

Inguruneke lehenengo grafikoan oximetria seinalea iragazita (urdinez) eta iragazi gabe (gorriz) irudikatzen dira. Bigarrenengoan sakaden uhin forma, sakada sakontasuna edo sakaden maiztasuna irudikatuko da, 40. irudian dauden botoien bidez egindako aukeraketaren arabera. 41. irudian ikus daitezke lehen bi grafikoak. Hirugarren grafikan lehen grafikan adierazten den leihoaren oximetria seinalearen espektroa irudikatzen da, iragazia (urdinez) eta ez-iragazia (gorriz), 42. irudiak ikusgai. Horretaz gain, marra eten more baten bidez lobulu nagusiaren maximoa kokatzen den maiztasuna adierazten da. Bi marra eten-puntu urdinen bidez lobulu horren zabalera markatzen da eta azkenik marra

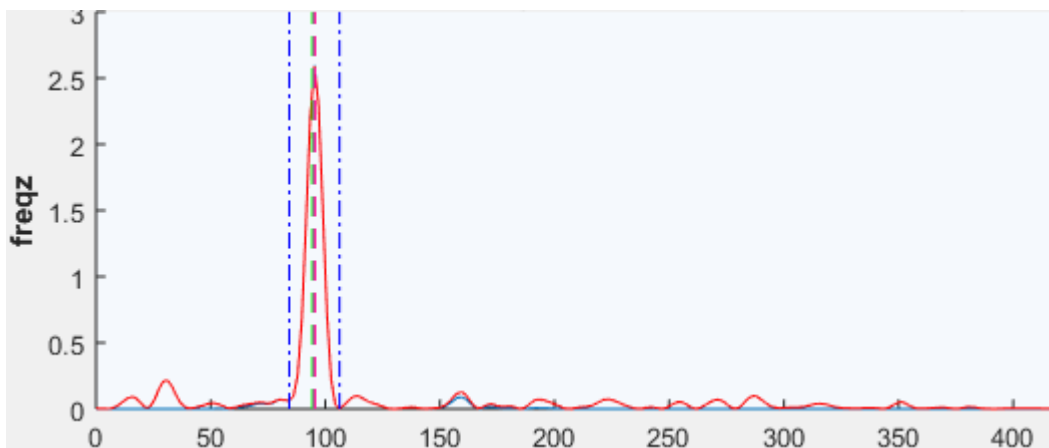
eten berde eta gorritz sakada sakontasun eta sakaden maiztasun seinaleetatik kalkulaturako erreferentzia maiztasunak irudikatzen dira hurrenez urrun.



Irudia 40: Bigarren grafikan irudikatuko den seinalea aukeratzeko botoiak



Irudia 41: *rateSpo2* tresnako lehen bi grafikoak, bertan oximetria eta sakada seinaleak ikus daitezke



Irudia 42: *rateSpo2* tresnako hirugarren grafikoa, oximetria seinaleko leihoaren espektroa irudikatzen da

43. irudiko taulan deliberamendu algoritmoan erabiltzeko kalkulaturako aldagai ezberdinak aurkitzen dira.

Azkenik, 44. irudian espektroaren ganean (42. irudian) irudikatzen diren maiztasun ezberdinen balioa agertzen da. Hau da, algoritmoaz kalkulaturako maiztasuna, sakada sakontasun seinaleetik kalkulaturako erreferentzia maiztasuna eta sakaden maiztasunetik kalkulaturako erreferentzia maiztasuna.

Potentzia banaketa	
Pot_0-3	182.3
Pot_1-3	134.28
Pot_decrease	--
Pot_Peak	87.59
Ratio:	12.15

Irudia 43: Aldagaien taula

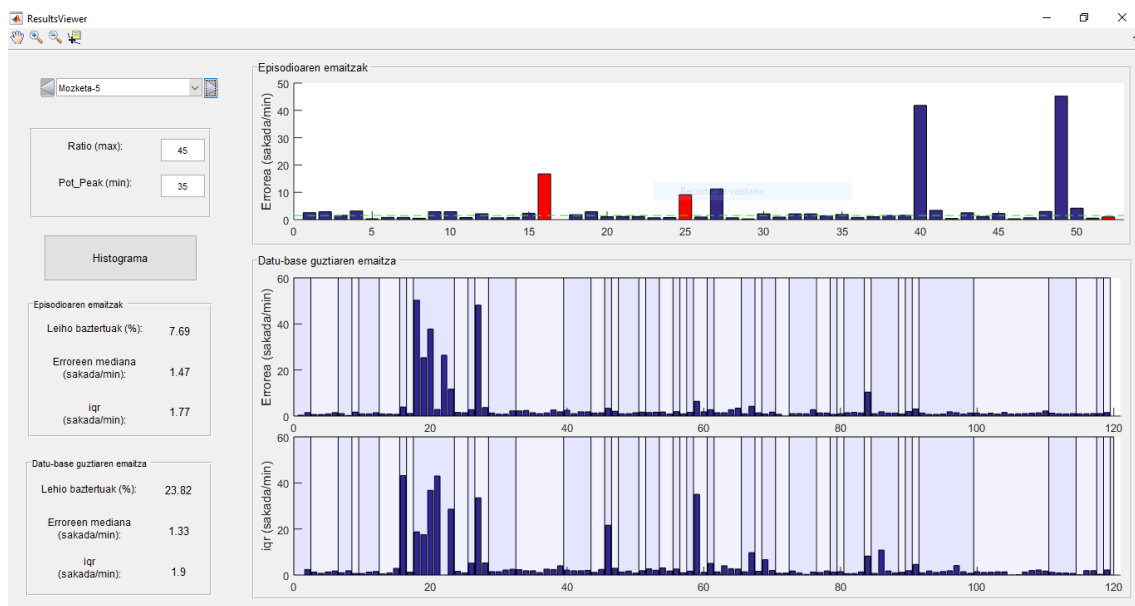
Ondorioak	
Lortutako balioa	95.21 sakada/min (*)
Erreferentzia balioa (freq)	94.2667 sakada/min (*)
Erreferentzia balioa (depth)	95.54 sakada/min (*)

Irudia 44: Maiztasunen taula

Emaitzak ezaugarritzeko tresna

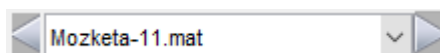
Emaitzak ezaugarritzeko tresnak *ResultsViewer* du izena. Tresna honekin garatutako algoritmoaren emaitzak bistaratzen dira, eta leiho eta mozketak bakoitzean izandako errorea kalkulatzen da. Tresna honek arazoak ematen dituzten pazienteak detektatzea ahalbidetzen du.

Tresna abiarazteko, MATLABen abiarazi behar da *ResultsViewer* jarritz. Abiaraztean 45. irudian ikus daiteke agertzen den leihoa.



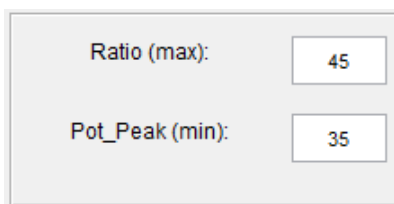
Irudia 45: *ResultsViewer* leihoa

Hasteko, irudikatu nahi den mozketa aukeratzeko *popupmenu* bat erabili daiteke edo aurreko edo hurrengo seinalera pasa daiteke ezker-eskuin aurkitzen diren bi botoien bidez. Aipatutako menua eta botoiak 46. irudian ikus daitezke.

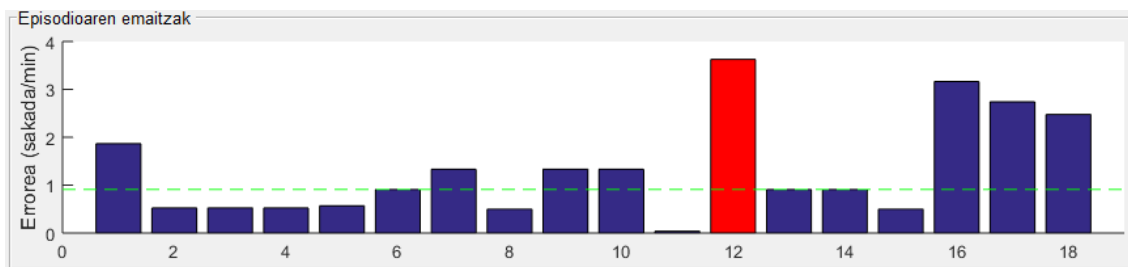


Irudia 46: *popupmenu* eta aurreko-hurrengo botoiak

47. irudiko taulan deliberamendu algoritmoan parametro ezberdinei emango zaien maximo eta minimoak aldatzeko aukera ematen du. Horren arabera deliberamendu algoritmoa zehatzagoa edo malguagoa izango da. 48. irudian mozketa batean leiho bakoitzean izan den errorea irudikatzen da barra diagrama batean, horretaz gain, barra gorritzatuko da deliberamendu algoritmoak leiho hori zaratatsua dela ondorioztatzen duenean.

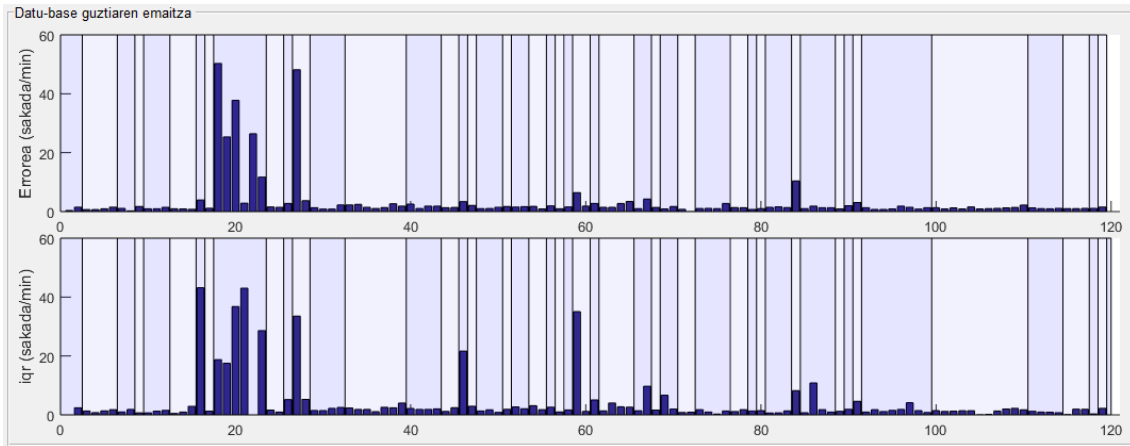
A screenshot of a parameter table. It has a light gray background and a thin border. There are two rows of text. The first row is 'Ratio (max):' followed by a text input field containing the number '45'. The second row is 'Pot_Peak (min):' followed by a text input field containing the number '35'.

Irudia 47: Parametroen taula



Irudia 48: Mozketa bateko leihoen errorea

49. irudian mozketa guztien laburpen bat dago, bertan bi grafiken bidez mozketa guztien errorea eta desbiderazioa irudikatzen dira hurrenez hurren. Horretaz gain, atzealdean urdin tonalitate ezberdina erabiltzen da adierazteko mozketak paziente berdinenak ala ezberdinarenak diren adierazteko. Hau da, jarraian dauden mozketak paziente berdinenak dira atzealdeko urdin tonalitate berdina mantentzen duten bitartean, tonalitatea aldatzean mozketak paziente berri batenak direla esan nahi du.



Irudia 49: Mozketa guztien errore eta desbiazioa

Bestalde, garatutako tresnaren ezker aldean informazio zabalagoa ematen duten bi taula daude. Alde batetik, *Episodioaren emaitzak* taulan *popupmenu*-an momentuan aukeratuta dagoen mozketaren inguruko informazioa dago; mozketaren horretako leiho baztertu ehoneko, errore guztien mediana eta iqr-a (50. irudia). Bestalde, *Datu-base guztiaren emaitza* taulan mozketaren guztietan dagoen leiho baztertu ehoneko, erroreen mediana eta iqr-a balioa adierazten da (51. irudia).

Episodioaren emaitzak	
Lehio baztertuak (%):	7.69
Balio ertaina (sakada/min):	1.48
iqr (sakada/min):	2.39

Irudia 50: Mozketa bakoitzeko emaitzak

Datu-base guztiaren emaitza	
Lehio baztertuak (%):	23.82
Balio ertaina (sakada/min):	1.33
iqr (sakada/min):	1.9

Irudia 51: Datu-base osoaren emaitzak

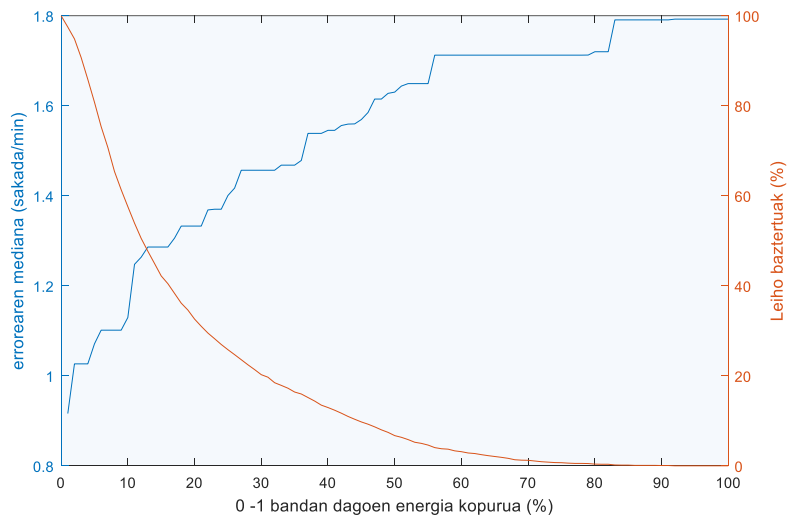
II. ERANSKINA: EMAITZAK

Eranskin honetan emaitzak sakonago azaltzen dira. Lehenengo, parametroen eragina adierazten duten grafikak irudikatzen dira, bertatik parametroen balio hoberena ondorioztatzeko. Jarraian Paretoen fronte batez emaitzen mugak irudikatzen dira. Ondoren, Algoritmoan leiho zabalera eta gainjartzeak duten eragina azaltzen da. Behin balioak finkatuta, episodioak aztertu eta baztertzeko arrazoiak azaldu dira. Bazterketak eginda, emaitzak eman dira erroreen mediana eta iqr-a kalkulatu eta Bland-Altman diagrama ezberdinak irudikatuz.

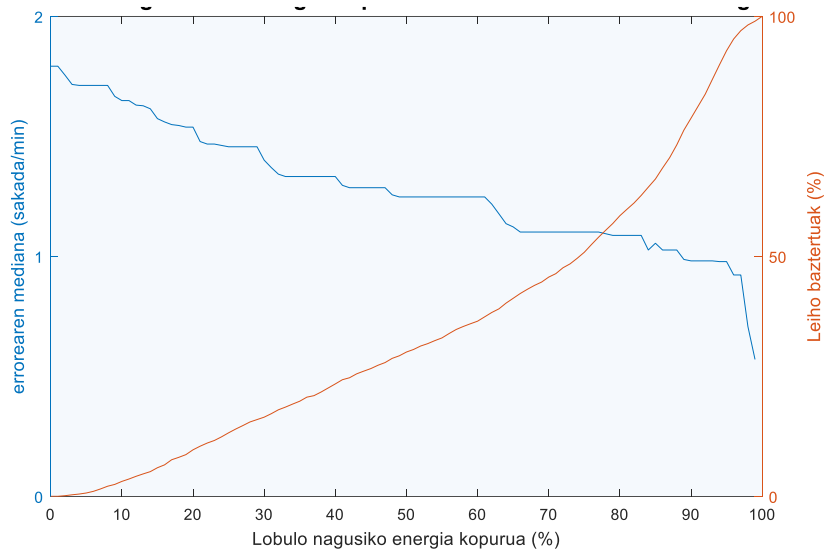
Parametroak

Lehen azaldu bezala, leihoen bazterketan algoritmoak hiru parametro erabiltzen ditu: $Pot_{Decrease}$, Pot_{Peak} eta Pot_{Ratio} .

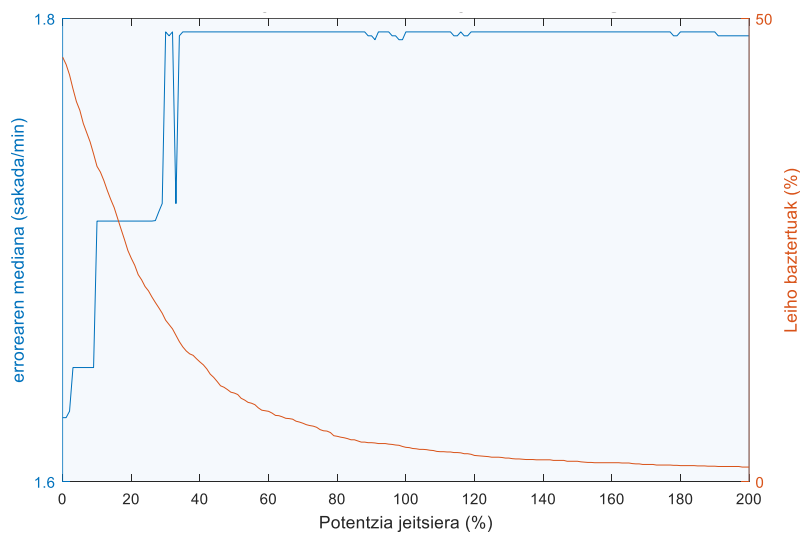
Jarraian parametro bakoitzak (beste bi parametroak erabili gabe) ematen dituen emaitzak aurkitzen dira, bertan erroreen mediana eta leiho baztertu ehunekoa ageri dira.



Irudia 52: Pot_{Ratio} parametroaren eragina erroreak mediana eta leihoak baztertzen.



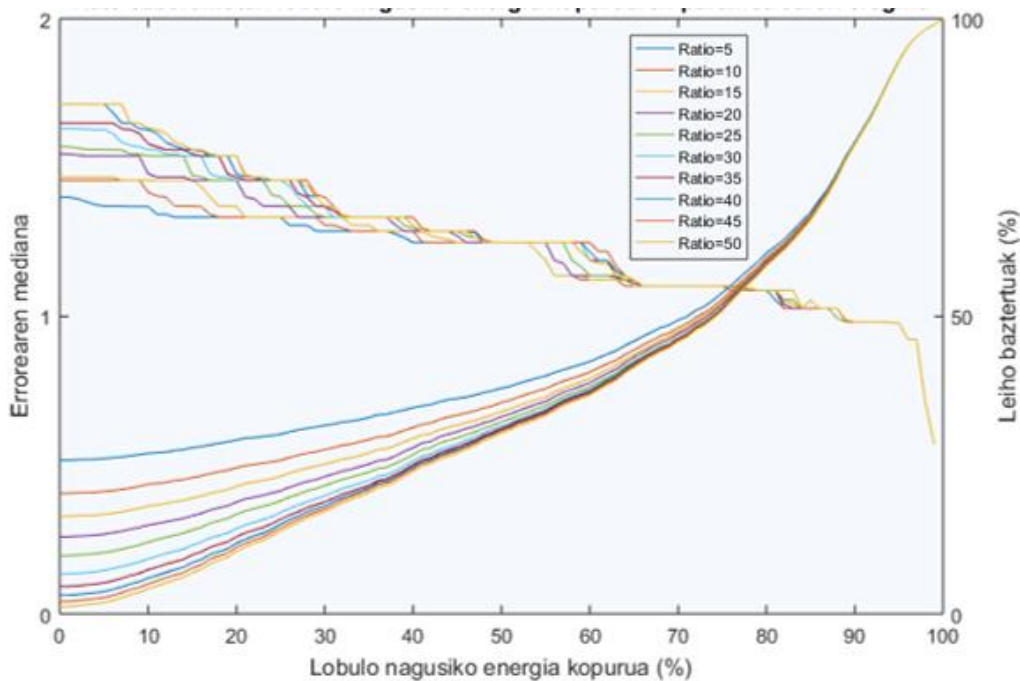
Irudia 53: Pot_{Peak} parametroaren eragina errorearen medianan eta leihoak baztertzen.



Irudia 54: Pot_{Decrease} parametroaren eragina errorearen medianan eta leihoak baztertzen

Hiru grafikak aztertuta, ondorioztatzen da Pot_{Decrease} parametroak ez duela eragin handirik errorearen mediana txikiagotzeko orduan. Horregatik algoritmoan beste bi parametroak bakarrik erabili dira.

Parametro hori baztertuta bi parametro gelditzen dira, Pot_{Peak} eta Pot_{Decrease}. Horien balioa finkatzeko 55. irudiko grafika irudikatu da, bertan Pot_{Peak} eta Pot_{Ratio} parametroen eraginak konbinatzen dira. Horretarako Pot_{Ratio} balio ezberdinen kurbak irudikatu dira ardatz horizontalean Pot_{Peak} parametroa errepresentatzen da eta bertikalean erroreen mediana eta leiho baztertuen ehunekoa.



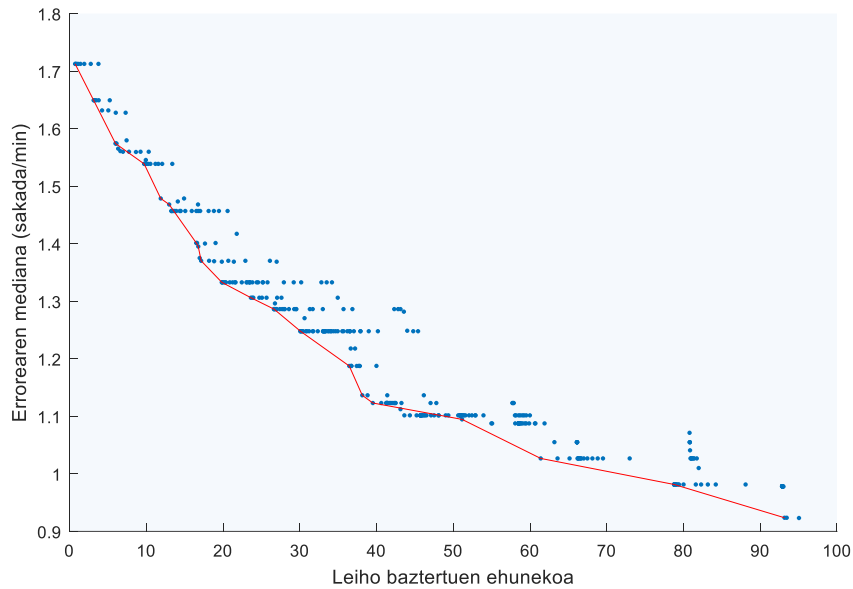
Irudia 55: Pot_{Peak} eta Pot_{Ratio} parametroen eragin konbinatua

55. irudia ikusita, Pot_{Ratio} eta Pot_{Peak} parametroen balioak erabaki dira. Horretarako kontuan izan da leiho baztertu ehunekoa eta errorearen mediana ahalik eta baxuena izan behar direla, arazoa da bata txikitzeak bestea handitzea dakarrela. Horregatik beharrezkoa izango da oreka aurkitzea zehaztasunaren eta malgutasunaren artean parametroak erabiliz. Hori horrela parametro horientzan ondorengo balioak erabili dira proiektuan:

- Pot_{Peak} = 45
- Pot_{Ratio} = 35

Paretoen frontea

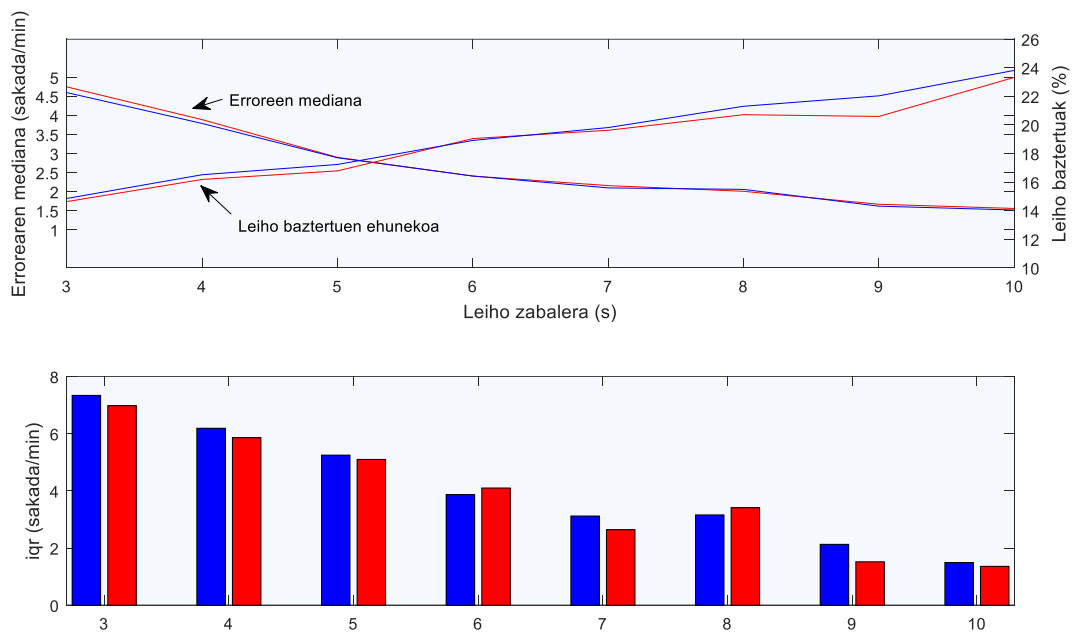
Aurretik aipatu bezala helburua errorea eta leiho baztertu kopurua ahalik eta baxuena izatea da, baina bata txikitzeak bestea handitzea dakar. 56. irudian puntu urdinez deliberamendu algoritmoko parametro (Pot_{Ratio} eta Pot_{Peak}) balio ezberdinen bidez lortutako emaitzak irudikatzen dira, ardatz bertikalean errorea adieraziz eta horizontalean leiho baztertuen ehunekoa. Kurba gorritz puntu optimoenak, hau da, errore-leiho baztertu erlazio baxuena dutenak elkartzen dira. Horrela kurba gorriak algoritmoak eman dezaken emaitza hoberenak errepresentatzen ditu.



Irudia 56: Paretoen frontea

Leiho zabalera eta gainjartzea

Algoritmoak maiztasuna leiho oso batentzat kalkulatu du. Atal honetan leiho zabalera eta gainjartze ezberdinek emaitzan duten eragina aztertzen da. Horretarako 57. irudian errorearen mediana eta leiho baztertuen ehuneko kopurua irudikatu dira leiho zabalera ezberdinetzat (3s-tik 10s-ra, segundu bateko saltoekin), urdinez gainjartzerik gabe eta gorritz %50eko gainjartzearekin.



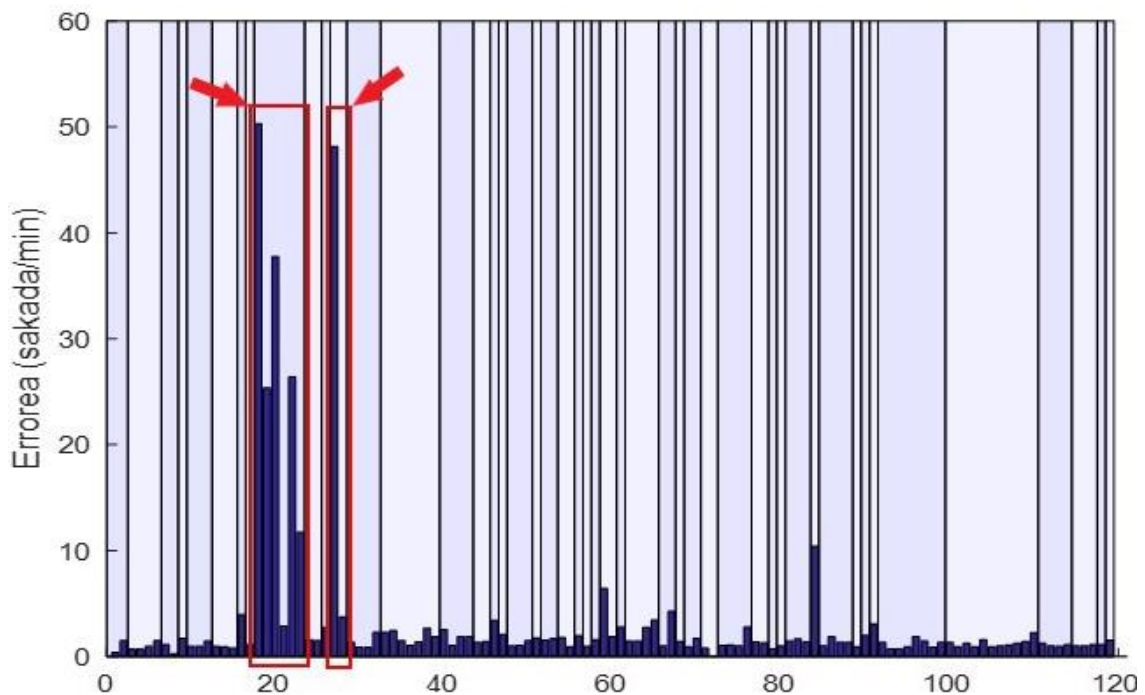
Irudia 57: Leiho zabalera eta gainjartzearen eragina errorean. Goian errorearen mediana (eskuineko ardatz bertikalean) eta leiho baztertuen ehunekoa (ezkerreko ardatz bertikalean) leiho zabalera ezberdinetzat, urdinez gainjartze gabe eta gorritz %50eko gainjartzearekin. Behean errorearen iqr-a leiho zabalera ezberdinetarako, urdinez gainjartze gabe eta gorritz %50eko gainjartzearekin.

57. irudia ikusita ondorioztatzen da errorea txikiagoa dela leiho zabalera handitzen den einean eta gainjartzeak ez duela eraginik. Hori horrela, ahalik eta leiho zabalera handiena hartzea erabaki da. Baina kontuan izan behar da leiho zabalera handiegiak emaitzak maiztasun baxuagoarekin ematea esan nahi duela. Horregatik 10s-ko leiho zabalera eta %50eko gainjartzea erabiltzea erabaki da, horrela 5s-ro ematen da emaitza.

Baztertutako mozketak

Ezarrirako parametro eta aldagaiekin mozketak bakoitzerako errorea kalkulatu da. 58. irudian barra urdin ilunez mozketak bakoitzak duen erroreen mediana irudikatzen da, mozketak jatorrizko episodioka multzokatzen dira, barra bertikal beltzez desberdintzen dira episodioak beraien artean.

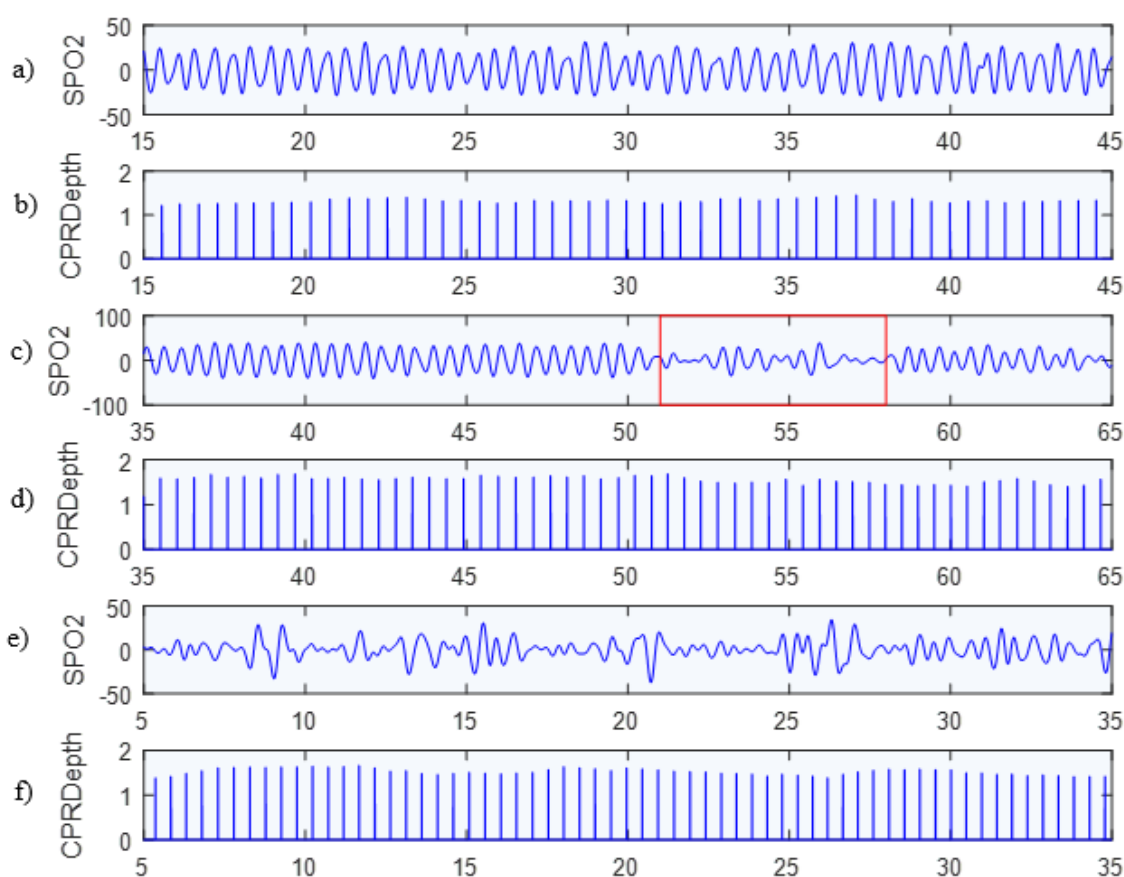
Bertan ikusten da nola bi episodiotako mozketak (gorriz adierazitakoak) gainerakoak baino errore askoz altuagoa dutela. Bi episodio horiek aztertzean ikusten da oximetria seinalea oso zaratatsua dela, horregatik ez dute emaitza zuzenik ematen. 3.4 atalean azaldu bezala, zarata horren jatorria sentsoarea ondo ipini ez izana, pazientearen mugitu izana edo beste iturriren batek sortutako interferentziaren baten ondorioa izan daiteke.



Irudia 58: Barra urdin ilunez mozketak bakoitzaren erroreen mediana. Gorriz adierazita daude bi episodio zaratatsuak

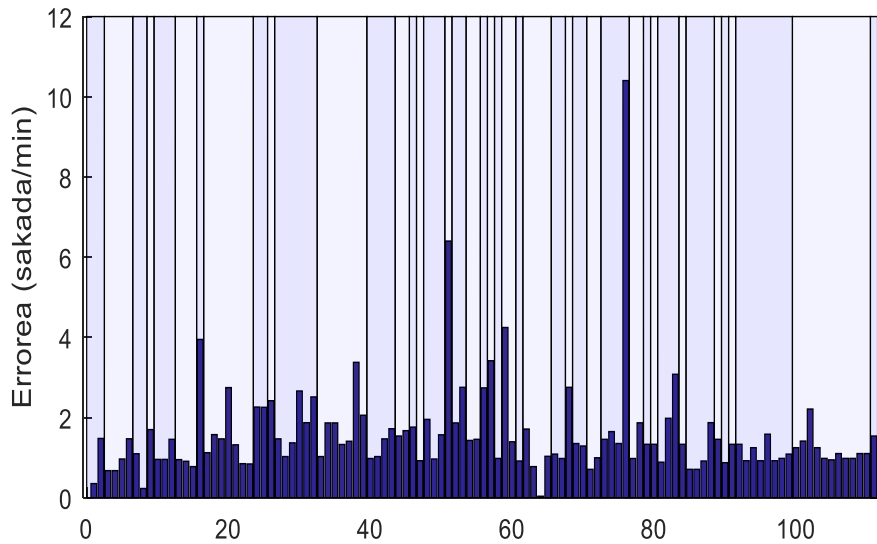
Mozketa zaratatsuen kasua hobeto ulertzeko, 59. irudian mozketa batzuen adibideak daude. Bertan hiru mozketen oximetria eta sakada seinaleak irudikatzen dira. Sakada seinaleak aztertuta, ikusten da hiru kasuetan (59b, 59d eta 59f) sakadak konstanteak eta sakonera berdinekoak direla, ez dago sakada irregularrik.

Aldiz, oximetria seinaleak aztertzean, hiru kasuak oso ezberdinak dira. Lehenengo mozketan, oximetria seinalea (59a) zaratarik gabekoa da eta bertatik emaitza fidagarriak lortu ahalko lirateke. Bigarren mozketaren oximetria seinalearen kasuan (59c), seinaleak ez du zaratarik denbora gehienez, zati bakarrean (gorriz adierazitako zatian) du zarata, beraz, zati horretan ezingo litzateke emaitza fidagarriarik lortu, baino gainerako seinalean bai. Azkenik, hirugarren mozketan (59e) seinale osoan zehar dago zarata, ezin da bertatik emaitza fidagarriarik lortu.



Irudia 59: (a) Lehenengo mozketaren oximetria seinalea, zaratarik ez du seinale osoan. (b) Lehenengo mozketaren sakada seinalea. (c) Bigarren mozketaren oximetria seinalea, zarata du zati batean, 52 s-tik 58 s-ra (gorriz adierazita). (d) Bigarren mozketaren sakada seinalea. (e) Hirugarren mozketaren oximetria seinalea, zarata du seinale osoan. (f) Hirugarren mozketaren sakada seinalea.

Beraz, aurretik aipatutako bi episodioak, 59e irudiko seinalea bezala, guztiz zaratatsuak dira, bertatik ezin da informazio erabilgarriarik atera. Horregatik datu-basetik ateratzea erabaki da.



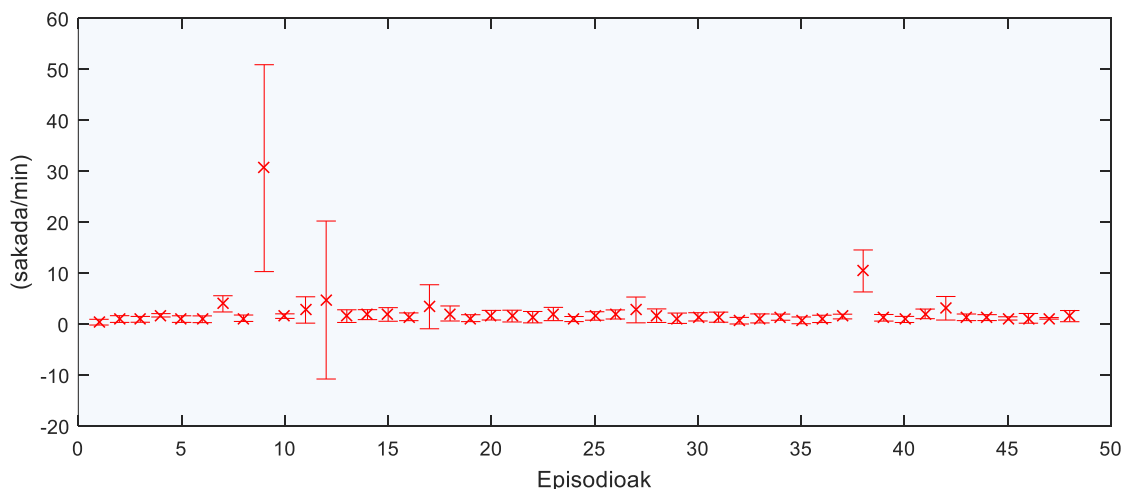
Irudia 60: Mozketa bakoitzaren errorearen mediana barra urdinez irudikatua, episodio zaratatsuei dagozkien mozketak baztertuta.

Mediana eta iqr-a

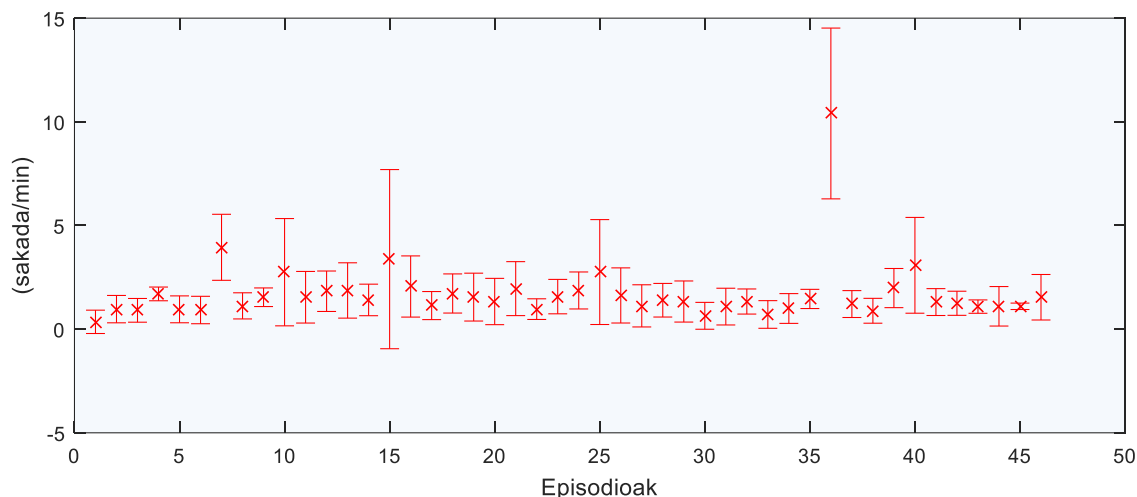
Algoritmoaren emaitzak aztertzerako orduan ezinbestekoa da errorearen mediana eta iqr-a kalkulatzeko. Datu-base osoari dagokionez hauek dira emaitzak:

- Errorearen mediana: 1.33 sakada/min
- iqr: 1.9 sakada/min

Datu-base osoaren emaitzaz gain, interesgarria da algoritmoaren emaitzak episodioeka aztertzea, paziente bakoitzean izan duen zehaztasuna ikusteko, horretarako episodio bakoitzean izan den errorearen mediana eta iqr-a kalkulatu da. 61. irudian esandako errorearen mediana eta iqr-a irudikatu dira episodio guztientzat. 62. irudian berriz baztertutako episodioak kendu dira eta emaitzak askoz hobeak direla ikusten da.



Irudia 61: Episodio guztien errorearen mediana eta iqr-a errore barra diagrama batean irudikatuta.

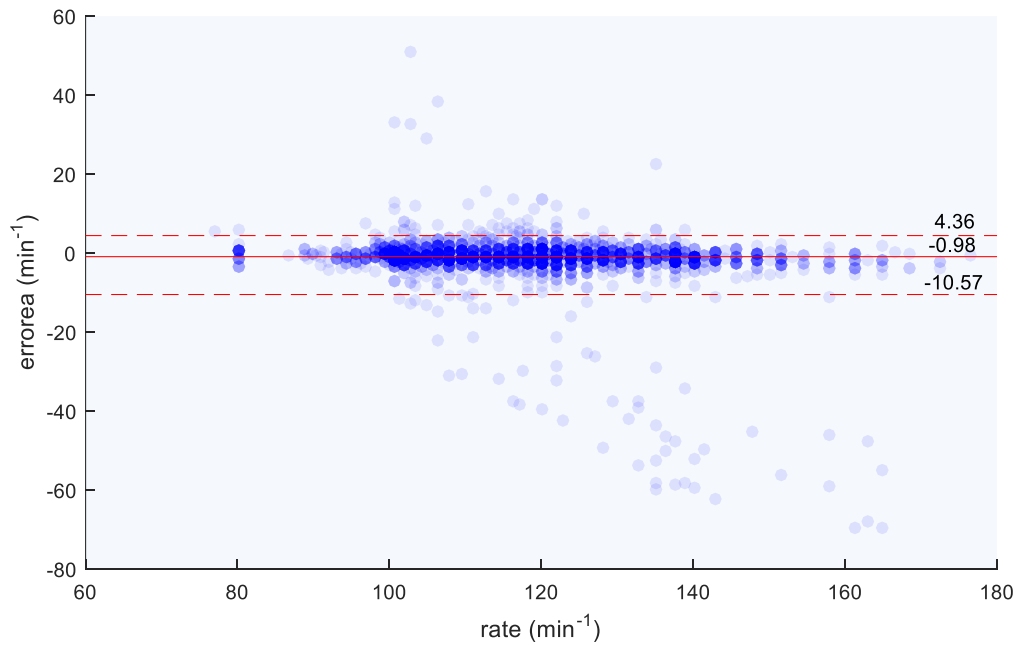


Irudia 62: Episodioen erroreen mediana eta iqr-a errore barra diagrama batean irudikatuta, episodio zaratatsuak baztertu ondoren.

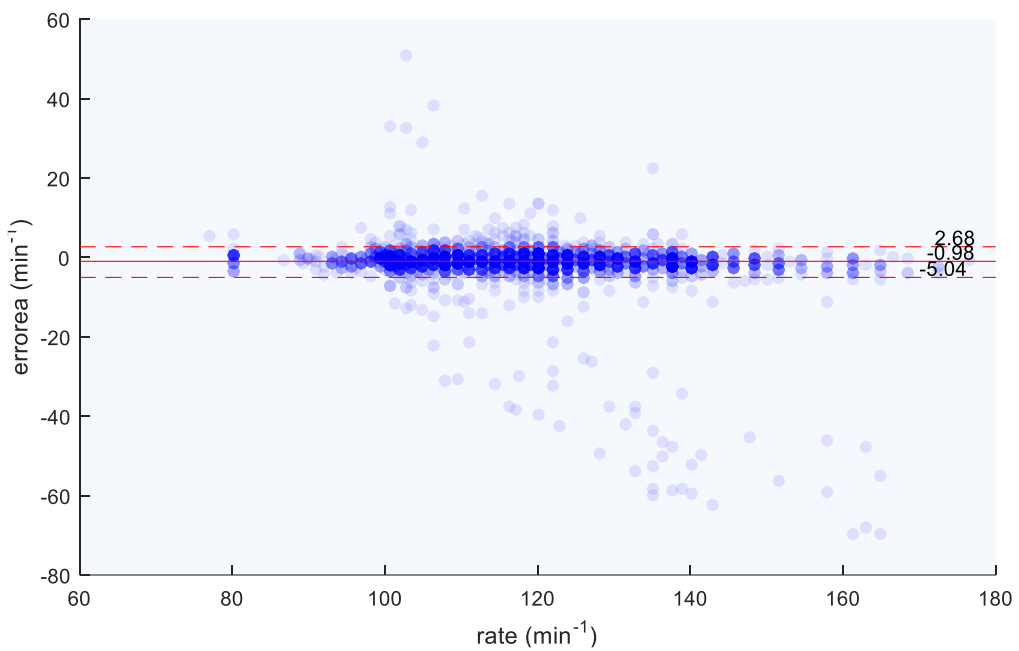
Bland-Altman diagrama

Jarrian Bland-Altman diagramen bidez errorea errepresentatzen da lau kasutarako. Bertan, errorea eta maiztasunaren arteko erlazioa azter daiteke. Diagraman puntu urdin bidez leiho bakoitzean izandako erroreak irudikatu dira. Horretaz gain hiru lerro horizontal daude, erdikoak errore guztien mediana adierazten du, beste bi lerroek erroreen %90-a (63. eta 65. irudietan) edo %95-a (62. eta 64. irudietan) barne hartzen dute. Ikus daiteke maiztasuna baxuagoa edo altuagoa izateak ez duela erroreak gain eraginik, beste kasu batzuetan ez bezala, maiztasun altuek ez dute errore altuagoa ekartzen.

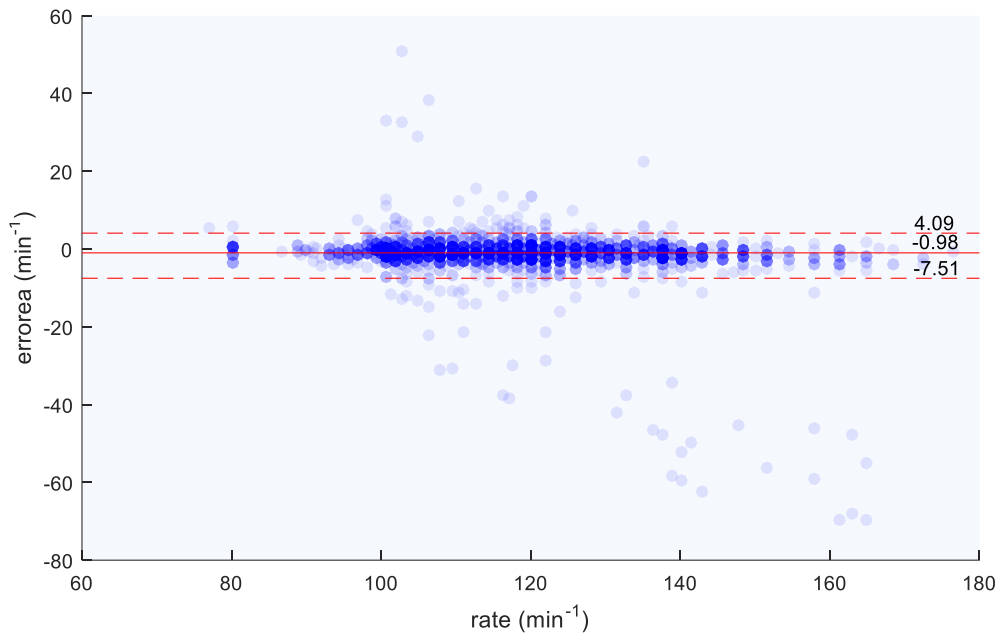
Episodio zaratatsuak baztertzen ez dituzten kasuen emaitzak (63 eta 64 irudiak) baztertzen dituzten kasuen emaitzekin (61 eta 62 irudiak) konparatzen badira, kasu honetan 46 paziente eta 111 mozketak daude, ikusten da kuartilen balioa txikitzea lortzen dela, horrek erakusten du nola baztertutako episodioetako emaitzak txarrak diren.



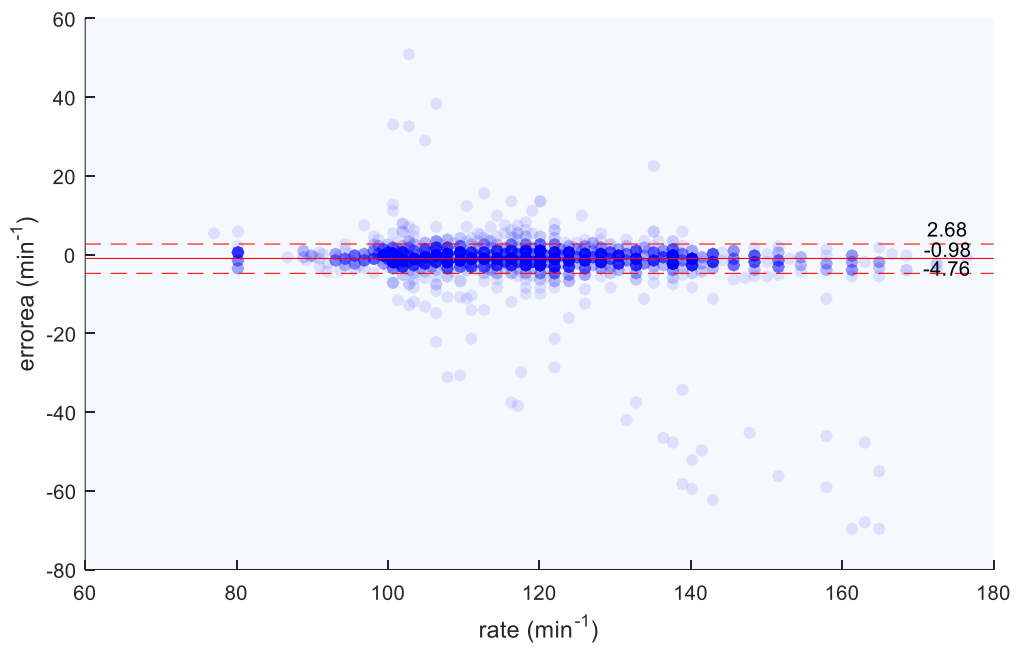
Irudia 63: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertu gabe eta %95eko kuartilarekin



Irudia 64: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertu gabe eta %90eko kuartilarekin



Irudia 65: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertuta eta %95eko kuartilarekin



Irudia 66: Bland-Altman diagrama episodio zaratatsuak baztertuta eta %90eko kuartilarekin