



Ingeniaritza Goi Eskola Teknikoa
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Bilbao

eman ta zabal zazu



Universidad del País Vasco
Euskal Herriko Unibertsitatea

Master Amaierako Lana

*Burmuineko infragorri hurbileko
espektroskopia seinaleetan oinarritutako bihotz-
maiztasuna eta arnasketa-maiztasuna neurtzeko
algoritmoak*

Egilea
Goiuri Peralta

Zuzendaria
Unai Irusta

Ikasturtea
2015/2016

Laburpena

Proiektu honen muina, burmuineko oxigenazio maila neurtzen duen NIRS (Near Infrared Spectroscopy) teknika ez-inbaditzailearen egokitasuna frogatzea da, pazientearen bihotz eta arnasketa maiztasunak estimatzerako orduan.

Larrialdi egoeretan, pazientearen oxigenazioaren monitorizazioa beharrezkoa denean, gaur eguneko teknika erabiliena pulsu oximetria da, oxigenazio maila atzamarrean neurtzen duena PPG (Photoplethysmogram) seinalearen bitartez. Teknika hau ordea, ez da guztiz eraginkorra pazienteak egoera hemodinamiko konprometitua duenean, izan ere, sistema kardiobaskularrak biziraupenerako ezinbestekoak diren organoei ematen die lehentasuna, hau da, burmuin eta bihotzari, eta pulsu oximetriak ez du funtsezkoak diren bi organo horietan oxigenazio maila neurtzen. Azken urteotan, PPG sistemaren gabeziak osatzeko eta beraz, bai garuneko eta baita bihotzeko oxigenazio maila egokia dela egiaztatzeko, NIRS teknika medikuntza esparru askotan aplikatzen ari da, kirurgia kardiobasularraren monitorizazioan esaterako.

NIRS teknikaren bidez burmuineko oxigenazioaz gain pazientearen beste hainbat parametro fisiologikoren neurketa posible izango balitz, arnasketa eta bihotz maiztasunak adibidez, aurrerapauso handia izango litzateke bihotz-biriketako berpiztearen arloan. NIRS seinalea bizi-konstante hauek estimatzeko seinale baliogarria dela egiaztatzea du helburu proiektu honek.

Hori lortzeko, hainbat azpi-helburu bete beharko dira. Hasteko, pazientearen seinale fisiologikoak biltegitratzen dituen datu baseko bularreko inpedantzia eta EKG seinaleen markaketa gauzatuko da, ondoren hainbat algoritmotan aplikatuak izateko. Diseinatuko diren algoritmoak hiru zatitan banandu daitezke. Alde batetik, oxyhemoglobina seinalearen pikoen detekzioa gauzatzen duen algoritmoa garatuko da. Bestetik, hortik abiatuz eta beste hainbat teknika erabiliz bihotz-maiztasunaren estimazioa egingo duen algoritmoaren diseinua egingo da. Azkenik, beste algoritmo baten garapena gauzatuko da, zeinek arnasketa-maiztasunaren kalkulua ahalbidetuko duen. Azken bi algoritmo hauen ebaluaketa bat eginez eta lortutako emaitzak aztertuz, NIRS teknikaren eraginkortasuna egiaztatu ahal izango da.

Resumen

El objetivo de este proyecto es demostrar la idoneidad de la técnica no invasiva NIRS (Near Infrared Spectroscopy), la cual mide la oxigenación del cerebro, a la hora de estimar la frecuencia cardíaca y respiratoria del paciente.

En situaciones de emergencia, en las que es necesaria la monitorización de la oxigenación del paciente, la técnica más utilizada hoy en día es la oximetría de pulso, que mide el nivel de oxígeno en el dedo mediante la señal PPG (Photoplethysmogram). Esta técnica sin embargo, no es del todo eficiente cuando el paciente se encuentra en una situación hemodinámica comprometida, ya que el sistema cardiovascular da prioridad a los órganos imprescindibles para la supervivencia, como el cerebro y el corazón, y la oximetría de pulso no mide el nivel de oxigenación en esos dos órganos vitales. En los últimos años, para suplir las carencias del sistema PPG y por lo tanto, para verificar que el nivel de oxígeno es correcto tanto en el cerebro como en el corazón, el sistema NIRS se está implantando en muchas áreas de la medicina, como por ejemplo en la monitorización de la cirugía cardiovascular.

Si mediante la técnica NIRS, además de la oxigenación del cerebro, fuese posible medir otros parámetros fisiológicos, como las frecuencias respiratoria y cardíaca, se daría un gran avance en el ámbito de la resucitación cardiorrespiratoria. El objetivo de este proyecto consiste en verificar que la señal NIRS es capaz de estimar estas constantes vitales.

Para llevar a cabo ese objetivo, se tendrán que cumplir algunos objetivos secundarios. Para empezar, se marcarán las señales de impedancia de pecho y ECG, obtenidas de la base de datos que almacena las señales fisiológicas del paciente, para después aplicarlas en diferentes algoritmos. Los algoritmos diseñados pueden dividirse en tres partes. Por un lado, se desarrollará el algoritmo que realiza la detección de picos de la señal de oxihemoglobina. Por otro lado, a partir de ahí y utilizando también otras técnicas, se diseñará el algoritmo para estimar la frecuencia cardíaca. Por último, se realizará el desarrollo de otro algoritmo, que calculará la frecuencia respiratoria. Realizando una evaluación de los dos últimos dos y analizando los resultados, será posible verificar la efectividad de la técnica NIRS.

Abstract

The objective of this project is to demonstrate the suitability of NIRS, a non-invasive technique that measures the oxygen level of the brain, to estimate the patient's respiratory and heart rates.

In emergency situations, when the monitoring of the patient's oxygen is necessary, the most widespread technique is pulse oximetry, which measures the oxygen level in the finger using the PPG (Photoplethysmogram) signal. However, when the patient is in a compromised hemodynamic situation, this technique is not completely efficient because the cardiovascular system gives priority to the vital organs, such as brain and heart. But pulse oximetry cannot measure the oxygen level in those two essential organs. Over the last few years, with the goal of supplying the limitations of the PPG system and therefore to verify the correct oxygen level both in brain and heart, the NIRS system has been applied in many medical domains, like the monitoring of cardiovascular surgery.

If NIRS, besides brain oxygenation, would be able to measure other physiological parameters, such as respiratory and heart rates, it would be a great progress in the field of cardiopulmonary resuscitation. The main objective of this project is to verify that it is possible to estimate those vital constants using the NIRS signal.

In order to achieve this objective, other secondary objectives must be fulfilled. First, the chest impedance and EKG signals, stored in a database of physiological signals of healthy patients, will be marked to be used as gold standard for the algorithms. The algorithms that have been designed can be divided in three types. On one hand, an algorithm based on peak detection (heartbeats) of the oxyhemoglobin signal will be developed. On the other hand, from that point on and using other techniques, another algorithm will be developed in order to estimate the heart rate of the patient. Finally, the algorithm for calculating the respiratory rate will be designed. Evaluating the last two algorithms and analyzing the results, it will be possible to verify the effectiveness of the NIRS technique.

Aurkibidea

Laburpena.....	1
Resumen.....	2
Abstract	3
Aurkibidea	4
Akronimoen zerrenda.....	7
Taulen zerrenda.....	8
Irudien zerrenda	9
1. Sarrera eta testuingurua	12
2. Helburuak eta helmena	15
2.1. Datu basearen markaketa	15
2.2. Taupaden identifikaziorako algoritmoak	15
2.3. Bihotz-maiztasunaren detekziorako algoritmoak	15
2.4. Arnasketa-maiztasunaren detekziorako algoritmoak	15
3. Onurak.....	16
3.1. Onura teknikoak	16
3.2. Onura ekonomikoak.....	16
3.3. Onura sozialak	16
4. Gaiaren egoera	17
4.1. Oximetria moduak.....	17
4.1.1. Pultsu oximetria	17
4.1.2. NIRS oximetria	18
4.2. NIRS sistema desberdinak	20
4.2.1. NONIN SenSmart.....	20
4.2.2. Hamamatsu NIRO-200NX	20
4.2.3. CASMED Foresight.....	21
4.2.4. Artinis Portalite (Esperimental).....	21
4.3. PPG seinalean oinarritutako algoritmoak	22
4.4. NIRS bihotz-biriketako berpiztean	23
5. Alternatiben analisisa	25
5.1. Software plataforma	25
5.1.1. MATLAB	25
5.1.2. Octave	26

5.1.3.	C#.....	26
5.1.4.	Software plataformaren hautaketa irizpidea.....	27
5.2.	Markaketa prozesua.....	28
5.2.1.	PhysioNet algoritmoak.....	28
5.2.2.	Algoritmo estandarra.....	29
5.2.3.	Berezko algoritmoak.....	30
5.2.4.	Markaketa prozesuaren hautaketa irizpidea.....	31
5.3.	Taupaden identifikaziorako algoritmoak.....	31
5.3.1.	Pikoen detekzioa.....	32
5.3.2.	Goi mailako deribatuak.....	33
5.3.3.	Metodo ez linealak.....	33
5.3.4.	Taupaden identifikazio algoritmoen hautaketa irizpidea.....	34
6.	Arriskuen analisisa.....	35
6.1.	Atzerapenak.....	35
6.2.	Alternatiben aukeraketa okerra.....	35
6.3.	Aurreikusi gabeko gastuak.....	35
6.4.	Proiektuko partaideen bajak.....	36
6.5.	Material falta.....	36
6.6.	Espero ez diren emaitzak.....	36
7.	Soluzioaren deskribapena.....	37
7.1.	Anotatutako datu basea sortzeko GUIa.....	37
7.2.	Taupaden detekziorako algoritmoa.....	41
7.3.	Bihotz maiztasunaren kalkulua.....	45
7.3.1.	Pikoen detekzioan oinarritutako HR kalkulua.....	45
7.3.2.	Seinalearen periodikotasunean oinarritutako HR kalkulua.....	47
7.4.	Arnasketa maiztasunaren kalkulua.....	50
7.4.1.	Seinalearen anplitude aldaketetan oinarritutako metodoa.....	50
7.4.2.	Seinalearen zabalera aldaketetan oinarritutako metodoa.....	51
7.4.3.	Seinalearen anplitude eta zabalera aldaketetan oinarritutako metodoa.....	52
7.4.4.	Seinalearen periodikotasunean oinarritutako algoritmoak.....	53
8.	Metodologia.....	56
8.1.	Erabilitako errekurtsoak.....	56
8.2.	Lan paketeen deskribapena.....	56

8.2.1.	Lan taldea	56
8.2.2.	Lan-paketeak	57
8.2.3.	Mugarriak eta entregagaiak	59
8.3.	Gantt-en diagrama	60
9.	Alderdi ekonomikoak	61
9.1.	Giza baliabideak	61
9.2.	Baliabide materialak.....	61
9.2.1.	Material amortizagarriak.....	61
9.2.2.	Material suntsigarria	62
9.3.	Aurrekontuaren laburpena	62
10.	Ondorioak.....	63
11.	Bibliografia	64
12.	I Eranskina - Algoritmoen emaitzak	66
12.1.	PIKOEN DETEKTOREA: Oxyhemoglobinare gain.....	66
12.1.1.	Iragazkia moldatuz	66
12.1.2.	Partxeak moldatuz:	67
12.2.	PIKOEN DETEKTOREA: Desoxyhemoglobinare gain	68
12.2.1.	Iragazkia moldatuz:	68
12.3.	HR MONITOREA: Oxyhemoglobinare piko detekzioa erabiliz.....	70
12.4.	HR MONITOREA: Desoxyhemoglobinare piko detekzioa erabiliz	72
12.5.	HR MONITOREA: AMDF metodoa	74
12.5.1.	Outlier-ak minimizatzeko adabakia aplikatuta.....	74
12.5.2.	Outlier-ak minimizatzeko adabakia aplikatu gabe	75
12.6.	VR MONITOREA.....	76
12.6.1.	Lomb-Scargle	77
	Tpp parametroan oinarritutako frogak:	77
	Vpp parametroan oinarritutako frogak:.....	78
	CL parametroan oinarritutako frogak:	78
12.6.2.	Interpolazioa	79
	Tpp parametroan oinarritutako frogak:	80
	Vpp parametroan oinarritutako frogak:.....	80
	CL parametroan oinarritutako frogak:	81
12.7.	ONDORIOAK	82

Akronimoen zerrenda

BioRes, Bioengineering and Resuscitation

BBB, Bihotz-biriketako berpiztea

CNAP, Continuous Non-invasive Arterial Pressure

EKG, Elektrokardiograma

PPG, Photoplethysmography

NIRS, Near Infrared Spectroscopy

HR, Heart Rate

VR, Ventilation Rate

TSI, Tissue Saturation Index

MBL, Modified Beer-Lambert

SRS, Spatially Resolved Spectroscopy

PSD, Power Spectral Density

PAV, Pulse Amplitude Variability

PRV, Pulse Rate Variability

PWV, Pulse Width Variability

FB, Fibrilazio bentrikularra

ZEI, Zirkulazio Espontaneoaren Itzulera

OKBBG, Ospitaletik Kanpoko Bihotz-Biriketako Geldiunea

GUI, Graphical User Interface

IDE, Integrated Development Environment

PPV, Positive Predictive Value

TP, True Positive

FP, False Positive

FN, False Negative

AMDF, Average Magnitude Difference Function

FFT, Fast Fourier Transform

Taulen zerrenda

Taula 1: Software plataformaren hautaketa irizpidea	27
Taula 2: Markaketa prozesuaren hautaketa irizpidea.....	31
Taula 3: Taupaden identifikaziorako algoritmoen hautaketa irizpidea	34
Taula 4: Datu base anotatuaren egitura. Gorriz datu base originalari gehitutako eremuak adierazten dira.	40
Taula 5: Erabilitako hardware eta software errekurtsioak	56
Taula 6: Proiektuaren lan-taldea.....	56
Taula 7: Lehenengo lan-paketea	57
Taula 8: Bigarren lan-paketea	57
Taula 9: Hirugarren lan-paketea	58
Taula 10: Laugarren lan-paketea.....	58
Taula 11: Lan unitateen deskribapena	58
Taula 12: Proiektuaren mugarrak.....	59
Taula 13: Proiektuaren entregagaiak	59
Taula 14: Langileen orduko soldata	61
Taula 15: Giza baliabideen aurrekontua	61
Taula 16: Material amortizagarrien aurrekontua	62
Taula 17: Material suntsigarrien aurrekontua	62
Taula 18: Aurrekontu totalaren laburpena	62
Taula 19: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.....	67
Taula 20: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.....	67
Taula 21: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.....	68
Taula 22: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.....	68
Taula 23: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.....	69
Taula 24: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.....	69
Taula 25: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	71
Taula 26: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	72
Taula 27: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	73
Taula 28: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	74
Taula 29: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	75
Taula 30: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	77
Taula 31: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	78
Taula 32: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	78
Taula 33: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	80
Taula 34: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	80
Taula 35: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.	81

Irudien zerrenda

Irudia 1: Ezkerrean, neurketetarako tresnak. Eskuman, bizi-konstanteak erakusten dituen monitore bat.	12
Irudia 2: PPG eta EKG-aren erlazioa (ezkerra). PPG eta arnasketaren erlazioa (eskuma).	13
Irudia 3: Neurketan erabilitako NIRS sistema.	14
Irudia 4: Hemoglobina molekula oxigenatu (HbO ₂) eta desoxigenatuen (Hb) xurgapen espektroa. Ikusten denez HbO ₂ -ak xurgapen txikia du gorrian (660nm) eta handia infragorrian (940nm), eta Hb-ak alderantziz.....	17
Irudia 5: PPG seinalea sistolean zehar. AC pultsuaren anplitudea eta DC pultsuaren erreferentzia.....	18
Irudia 6: A. Argiaren atenuazioa ehun biologikoan zehar (egoera ideala). B. Argiaren atenuazioa ehun biologikoan zehar (dispertsioarekin).	19
Irudia 7: Ezkerrean, argi igorpena dispertsio ingurune batean. Eskuman, hartzaile bakar bat eta hainbat igorleren arteko konbinaketa.	19
Irudia 8: NONIN SenSmart sistema (ezkerra). EQUANOX sentsorearen funtzionamendua (eskuma).....	20
Irudia 9: Ezkerrean, Hamamatsu NIRO-200NX sistema. Eskuman, CASMED Foresight sistema.	21
Irudia 10: Artinis Portalite sistema.....	21
Irudia 11: CSD metodoan oinarritutako algoritmoaren laburpena.....	22
Irudia 12: PPG seinalea x_{PPG} (a) eta bere eratorriaren x'_{PPG} (b) adibidea.	23
Irudia 13: Bihotz-biriketako berpizte (BBB) eskuzko masajea (ezkerra). NIRS bitarteko burmuineko oxigenazio monitorizazioa (eskuma).	24
Irudia 14: Bihotz taupada baten adierazpen grafikoa.....	29
Irudia 15: WQRS algoritmoaren diagrama.	29
Irudia 16: Hamilton Tompkins algoritmoaren diagrama.....	30
Irudia 17: Pikoien detekzio algoritmoaren diagrama.....	32
Irudia 18: OXY seinalearen lagin baten pikoien detekzioaren adibide bat.	32
Irudia 19: Ingurutzaileren estimazioan oinarritzen den detektorearen diagrama.....	34
Irudia 20: Arriskuen probabilitate eta eraginaren diagrama.....	36
Irudia 21: Oxyhemoglobina eta Desoxyhemoglobina seinaleen arteko konparaketa, adibidean erakusten den moduan desoxy seinaleak zarata maila altuagoa du orokorrean eta taupaden detekziorako oxy seinalea baino desegokiagoa da.	41
Irudia 22: Iragazi gabeko eta iragazitako oxyhemoglobina seinalearen 10 segundo.	42
Irudia 23: Pikoien detekzio algoritmoaren adierazpen grafikoa. Gorri maximoak, arrosez minimoak, urdinez lehenengo adabakiarekin detektatutako minimoa eta berdez bigarren adabakiarekin detektatutakoa.	43
Irudia 24: TP bezala hartutako minimoa, EKG seinalearen bi taupaden artean minimo bakarra egoteagatik.....	44
Irudia 25: FN gisa kontsideratutako minimoa, EKG seinalearen bi taupaden artean ez baita minimorik detektatu.	44
Irudia 26: TP eta FP bezala hartutako minimoak, EKG seinalearen bi taupaden artean bi minimo detektatu baitira.	45

Irudia 27: EKG seinaletik eta oxyhemoglobina seinaletik lortutako bihotz-maiztasunen alderaketa	46
Irudia 28: Pikoaren detekzioan oinarritutako bihotz-maiztasunaren kalkulua gauzatzen duen algoritmoaren bloke diagrama.....	46
Irudia 29: Oxyhemoglobina seinalearen 15 segundoak eta horiei dagokien autokorrelazio seinalea.	48
Irudia 30: Oxyhemoglobina seinalearen 15 segundoak eta horiei dagokien AMDF seinalea.....	48
Irudia 31: Oxyhemoglobina seinalearen 20 segundoak eta horiei dagokien FFT seinalea.	49
Irudia 32: Seinalearen periodikotasunean oinarritutako bihotz-maiztasunaren kalkulua gauzatzen duen algoritmoaren bloke diagrama.	49
Irudia 33: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. Vpp: Oxy seinalearen pikoaren anplitudean oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.	51
Irudia 34: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. Tpp: Oxy seinalearen pikoaren zabaleran oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.	51
Irudia 35: Pitagorasen teorema oxyhemoglobina seinalearen bi laginen artean aplikatuta.....	52
Irudia 36: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. CL: Oxy seinalearen pikoaren zabaleran oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.	52
Irudia 37: Arnasketa seinale estimatuaren 20 segundo eta horiei dagokien korrelazio seinalea.	53
Irudia 38: Arnasketa seinale estimatuaren 20 segundo eta horiei dagokien AMDF seinalea. ...	54
Irudia 39: Arnasketa seinale estimatuaren 20 segundo eta horiei dagokien Lomb-Scargle seinalea.	54
Irudia 40: Seinalearen periodikotasunean oinarritutako arnasketa-maiztasunaren kalkulua gauzatzen duen algoritmoaren bloke diagrama.	55
Irudia 41: Gantt-en diagrama.....	60
Irudia 42: Fscore parametroaren aldaketa, iragazkiaren behe eta goi maiztasunak moldatuz..	66
Irudia 43: Fscore parametroaren aldaketa algoritmoari moldaketak gauzatzerakoan. Hiru kasu: pikoaren arteko distantzia, 1.adabakiko distantzia eta 2.adabakiko distantzia.....	68
Irudia 44: Fscore parametroaren aldaketa iragazkiaren behe eta goi maiztasuna aldatuz.....	69
Irudia 45: (a) Oxyhemoglobina seinalearen erregistroetan lortutako sentsibilitatea. (b) Oxyhemoglobina seinalearen erregistroetan lortutako balio aurre-esangai positiboa.....	70
Irudia 46: : Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita	71
Irudia 47: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	72
Irudia 48: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	73
Irudia 49: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	74
Irudia 50: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	75
Irudia 51: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. Tpp: Oxy seinalearen pikoaren zabaleran oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.	76
Irudia 52: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	77
Irudia 53: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	78

Irudia 54: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	79
Irudia 55: Goian: jatorrizko seinalea. Behean: interpolatutako seinalea.....	79
Irudia 56: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	80
Irudia 57: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	81
Irudia 58: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.	81

1. Sarrera eta testuingurua

Master amaierako lan hau Bilboko Goi Eskola Teknikoko BioRes (Bioengineering and Resuscitation) ikerkuntza taldean garatua izan da. Talde honen ikerkuntza lana bihotz-biriketako geldiegunari aplikatutako seinale biomedikoen prozesamendura dago bideratuta. Eremu honetan garatzen diren ildo nagusiak honakoak dira: desfibrilazio erritmoak automatikoki detektatzen dituzten algoritmoen garapena, konpresio torazikoak gauzatzen diren bitartean bihotz-maiztasunaren diagnostikoa eta BBB-aren (bihotz-biriketako berpiztea) kalitatezko monitorizazioa. Proiektu honek ez du zuzenean bihotz-biriketako geldiegunen hobekuntza lantzen. Hala ere, honek dakartzan ekarpenekin, esparru horretan aurrerapenak lortzea espero da.

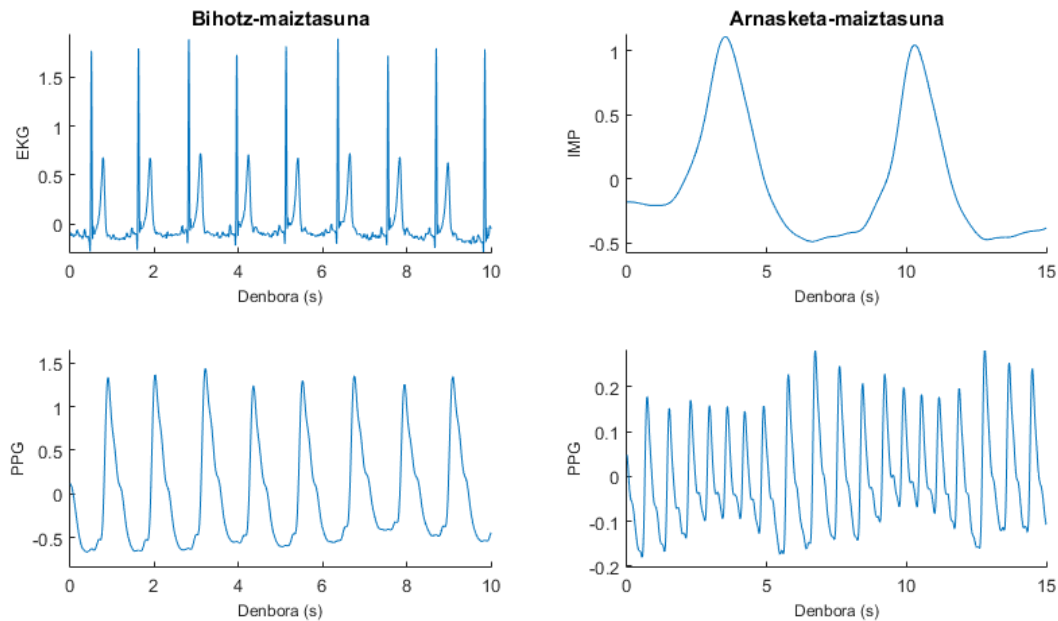
Bizi-konstanteen monitorizazioa funtsezko faktore bat da pazientearen egoera klinikoaren jarraipen zehatz bat egiterako orduan. Gaur egun medikuntza arloan, monitorizazio orokorra modu ez-inbaditzailean gauzatzen da eta horretarako erabiltzen diren parametro fisiologiko ohikoenak hurrengoak dira: bihotz-maiztasuna, arnasketa-maiztasuna, tentsio-arteriala eta tenperatura. Honako parametro hauek neurtzeko hainbat tresna erabiltzen dira [1], 1. Irudian adibide bat erakusten da. Bihotz-maiztasuna esaterako, EKG (elektrokardiograma) seinalea, bihotzaren aktibitate elektrikoa erakusten duena, pazientearen bularrean kokaturiko elektrodo batzuen bidez eskuratzen da. Arnasketa-maiztasuna bularreko inpedantziaren aldaketan oinarrituz neurtzen da, eta monitore baten bidez medikuari erakusten zaizkio kalkulaturako balioak. Tentsio-arteriala neurtzeko aldiz, Presio Arterial Jarraitu Ez-inbaditzailea (CNAP, Continuous Non-invasive Arterial Pressure) izeneko metodoa erabiltzen da, zeinek kateter arterialen lan berdina egiten duen baina pazientearen gorputzean kanula bat sartzearen beharrik gabe. Tenperatura bestalde zunda baten bidez hartzen da.



Irudia 1: Ezkerrean, neurketetarako tresnak. Eskuman, bizi-konstanteak erakusten dituen monitore bat.

Baina gaur egun oso hedatua dagoen beste parametro bat existitzen da, oxigeno saturazioa edo oximetria deiturikoa. Honakoa lortzeko teknika erabiliena PPG (Photoplethysmography) seinalea, hau da pulsu seinalea, pazientearen atzamarrean neurtzea da. Honen bidez, posible da bai bihotz eta baita arnasketa-maiztasunak neurtzea. Izan ere, bihotz-pultsu bakoitzeko oxigeno saturazioa aldatu egiten da eta honez gain, pazienteak

arnasketa arritmia sinusala badauka, taupaden arteko tartea eta intentsitatea arnasketagatik modulaturatu daude [2].



Irudia 2: PPG eta EKG-aren erlazioa (ezkerra). PPG eta arnasketaren erlazioa (eskuma).

2. Irudian aurretik azaldutako bi kontzeptuak erakusten dira. Alde batetik, ezkerreko irudian egiaztatzen da nola oximetria bidezko PPG seinaletik abiatuz bihotz-maiztasuna eskuratzea posible den. PPG seinalea EKG-a baino segundo-milaren batzuk atzeratuta dagoela behatzen da, ondorioztatuz bihotz taupada bakoitzaren ostean, oxigenoa atzerapen apur batekin heltzen dela atzamar puntara. Eskumako irudian bestalde, aipatutako arnasketa arritmia sinusala kasu bat ikus daiteke. Arritmia mota honen agerpena seinale ona da nerbio sistemak erregulazio egokia duela adierazten baitu [3]. Honakoa gertatzen denean, pazienteak arnasa hartzen duen momentuan bihotz-maiztasuna azkartu egiten da eta alderantziz, arnasa botatzean geldotu, horrela posible eginez arnasketa-maiztasunaren estimazioa.

Oximetria beraz oso garrantzitsua da bizi-konstanteak monitorizatzeko orduan, pazientearen biziraupenerako ezinbestekoa baita bere oxigenazioa egokia izatea. Orain arte azaldutako teknika, PPG seinalean oinarritzen dena, oso erabilgarria eta neurterraza da baina oxigeno saturazioa gorputz-adar batean (atzamarrean) neurtzen du eta ez gorputzeko funtsezko organoetan, larrialdi egoeretan kritikoak izango liratekeenak. Arazo hori konpontzeko asmoarekin, beste teknika bat garatu da non burmuineko oxigenazioa den neurtzen dena. Teknika berri honen izena NIRS (Near-Infrared Spectroscopy) da, infragorri hurbileko espektroskopia [4]. Teknika ez inbaditzailea da eta pazientearen buruan kokatzen den sentzore baten bitartez garunaren oxigenazioaren jarraipen konstante bat ahalbidetzen du.

Proiektu hau, azaldutako azken teknika honetan oinarritu da. NIRS sistemak ekar ditzakeen ekarpenak oso onuragarriak izan daitezkeela kontutan hartuta, BioRes ikerkuntza taldean proiektu bat jarri zen abian, taldean lanean ari den beste ikasle batek, Iraia Isasik, burututakoa, non neurketa sistema bat garatu eta hortik abiatuta datu base bat sortu den [5].



Irudia 3: Neurketan erabilitako NIRS sistema.

Datu basea garatzeko, sexu eta adin desberdineko pazienteak grabatu dira. Grabazio hauetan, paziente bakoitzaren parametro fisiologiko desberdinak neurtu dira hainbat seinale eskuratuz. Zortzi dira kasu bakoitzean lortzen diren seinaleak: EKG, PPG, bular inpedantzia edo arnasketa, SpO₂, oxyhemoglobina (oxy), desoxyhemoglobina (desoxy) eta TSI, azkeneko hirurak NIRS sistematik eratorriak. 3. Irudian proiektuan erabilitako NIRS sistema esperimentalak erakusten da.

Datu basea osatzen duten erregistroen seinale hauek dira proiektu hau garatzerako orduan erabili eta aztertu direnak. Horietan oinarrituz datu basea osatzeko grabatu diren pazienteen bihotz eta arnasketa maiztasunak kalkulatzeko posible egiten dituzten algoritmoak garatu dira.

2. Helburuak eta helmena

Proiektu honen helburu nagusia aurretik aipatutako burmuineko oximetria seinaleetan oinarrituta pazientearen bihotz eta arnasketa maiztasunak monitorizatzeko algoritmoak garatzea da. Honako helburu hau lortu ahal izateko, ezinbestekoa da aurretik azaldu den neurketa protokoloaren eta horretan oinarritutako datu basearen garapena, horri esker eskuratuko baitira proiekturako beharrezkoak diren seinaleak. Honez gain, beste lau azpi helburuen garapena beharrezkoa izango da helburu nagusia arrakastaz bete ahal izateko.

2.1. Datu basearen markaketa

Proiektuaren helburu nagusia pazientearen bihotz eta arnasketa maiztasunak eskuratzea denez, nahitaezkoa izango da datu basearen markaketa ahalbidetzen duen tresna bat garatzea. Tresna bat non datu baseko erregistroak edo grabaketak kargatu eta inpedantzia (arnasketa) eta EKG seinaleak bistaritzen diren. Horrela bihotz taupada eta arnasketa uneak zeintzuk diren detektatu eta markatu ahal izateko.

2.2. Taupaden identifikaziorako algoritmoak

Lortu beharreko beste azpi helburu bat taupaden identifikazioa gauzatzen duten algoritmoen garapena da, oxy eta desoxy seinaleetatik abiatuz, hau da, NIRS sistematik eskuratutako seinaleetan oinarrituz. Horretarako, lehendabizi seinale horien aurreprozesatzea egin behar da, iragazketa esaterako, ahalik eta kalitate oneneko seinaleak lortu arte. Izan ere, zenbat eta garbiagoak izan seinaleak orduan eta egokiagoa izango da taupaden detekzioa.

Seinaleen kalitate onargarri bat lortu ondoren, taupaden detekzioa gauzatzen dituzten algoritmoak garatu beharko dira. Algoritmo horiek taupada uneen identifikazioa ahalbidetu beharko dute hainbat parametro kontutan harturik. Azkenik, behin detekzioa eginda, detekzio horretan gertatutako erroreak zuzendu beharko dira, adibidez taupada moduan identifikatu den hutsune bat ezabatzeko.

2.3. Bihotz-maiztasunaren detekziorako algoritmoak

Helburu nagusiaren atal bat pazienteen HR (Heart-Rate) edo bihotz-maiztasunaren kalkulua ahalbidetzea da oxy/desoxy seinaleetan oinarrituz. Hori lortzeko, aurretik EKG seinaleetan definitutako markaketatik abiatuz HR-aren erreferentzia balio fidagarriak kalkulatu dira. Balio horiekin alderatuko dira gero oximetriako seinaleetan kokatutako marketatik abiatuz kalkulatu diren bihotz-maiztasunak. Lortutako bi balioak konparatu dira beraz oxy/desoxy seinaleetatik lortu den HR balioa egokia den ala ez egiaztatzeko. Horren arabera, detekzio algoritmoetan moldaketak gauzatu beharko dira, esaterako, iragazkiaren mugen aldaketa edo HR-en kalkuluan erabiltzen den analisi denbora moldatuz.

2.4. Arnasketa-maiztasunaren detekziorako algoritmoak

Azken azpi helburua helburu nagusiaren beste atal bat da, pazienteen VR (Ventilation Rate) edo arnasketa-maiztasunaren kalkulua. Kasu honetan, bihotz-maiztasunean azaldutako berdina gauzatu behar da baina EKG seinalea erabili beharrean inpedantzia edo arnasketa seinalea erabiliz.

3. Onurak

Proiektu hau gaur egungo gizartearentzat onuragarria izatea espero da, bere garapenarekin onura tekniko, ekonomiko eta baita sozialak lortuz.

3.1. Onura teknikoak

Lan honen ekarpen tekniko nagusia NIRS sisteman oinarritutako oximetriaren bidez bai bihotz eta baita arnasketa maiztasunen estimazioak lortzeko garatu diren algoritmoak dira. Horiek lortzeko, aurretik aipatutako datu basearen garapena nahitaezkoa izan da. Datu base horretatik abiatuz eta proiektu honetan garatutako algoritmoen ondorio bezala, beste datu base bat sortu da, kasu honetan bihotz eta arnasketa maiztasunen anotazio edo markak barne hartzen dituelarik. Datu base berri honek etorkizunean algoritmo berrien garapena eta algoritmoen fidagarritasunaren ebaluaketa ahalbidetuko ditu.

Etorkizun hurbilera begira, proiektu honetatik ateratako ondorio eta ezagutzak bihotz-biriketako berpiztearen esparrura eramatea da helburuetariko bat. Ondorioz, ekarpen hauek medikuntza eta bioingeniaritza arlo honetan zentratuko diren etorkizuneko proiektuetan erabili ahal izango dira eta horretan arituko da BioRes ikerkuntza taldea.

3.2. Onura ekonomikoak

Proiektu honen garapenak osasun publikoarentzako onura ekonomikoak ekar ditzake. Izan ere, garatutako algoritmoek bihotz-biriketako berpiztearen arloan aurrerapenak ekar ditzakeela ikusita, burmuineko oximetriari oinarritutako sistema hau bihotz-biriketako berpizteen kasu errealetara eramatea posible balitz, pazientearen monitorizazio egokiagoa eta terapia eraginkorragoa gauzatu litezke.

Beraz, bihotz-biriketako berpiztearen hobekuntza lortzeak, osasun publikoaren inbertsioa murriztuko luke. Paziente baten bihotz-biriketako geldiunearen tratamenduaren eraginkortasuna eta kalitatea handituz gero, paziente horren biziraupen aukerak handituko lirateke batetik eta bizirik irteteaz gain, pazientearen egoera neurologikoa hobea izango litzateke.

3.3. Onura sozialak

Gaur egun, gizarte garatuetan, heriotzen kausa nagusienetariko bat bihotz-biriketako geldiunea da. Hortaz, bihotz-biriketako berpiztearen teknikak aurrerapauso bat emateak geldiune bat gainditu duten pazienteen bizi-kalitatea hobetuko luke, aurretik azaldu bezala bizirauten duten pazienteen egoera neurologikoa hobea izango litzatekeelako. Gainera, bihotz-biriketako geldiuneak modu efizienteago batean tratatu ahal izango liratekeenez, gizakiaren biziraupen-tasaren hazkundera ekarriko luke.

Aipatutakoaz gain, proiektu honen ekarpenak oinarri bezala balioko lukete NIRS sistemari edo bihotz-biriketako berpiztearen tratamenduari erlazionatutako etorkizuneko proiektuak garatzeko, gizartearen ongizatea hobetzeko asmoarekin.

4. Gaiaren egoera

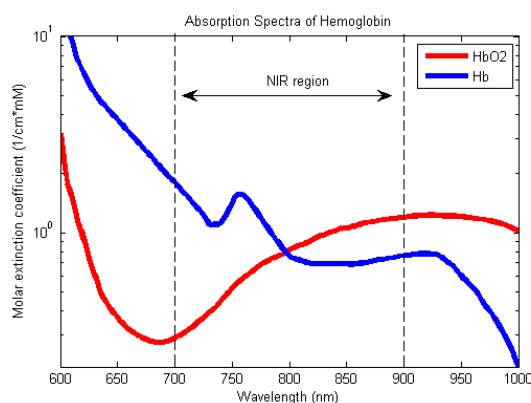
Atal hau lau zatitan banatuko da proiektuan lantzen den NIRS sistemaren inguruko egoera aztertu eta azaltzeko helburuarekin. Hasteko, bi oximetria teknika azalduko dira, PPG eta OXY seinaleetan oinarritzen direnak. Ondoren, merkatuan dauden NIRS sistemak aurkeztuko dira, proiektu honetako NIRS sistema esperimentalak ere aipatuz. Honez gain, PPG seinalean oinarritutako bihotz eta arnasketa maiztasunak neurtzeko algoritmoak azalduko dira. Azkenik, NIRS sistemaren erabilera aipatuko da bihotz-biriketako berpiztearen eremuan.

4.1. Oximetria moduak

Sarreran azaldu denez, oximetria modu desberdinen artean bi dira nagusi pazientearen gorputzeko oxigeno saturazioa neurtzeko. Alde batetik, pulsu oximetria eta bestetik, NIRS sisteman oinarritzen den oximetria.

4.1.1. Pulsu oximetria

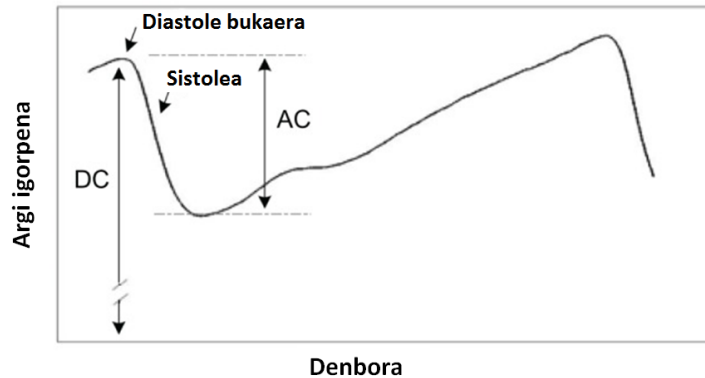
Pulsu oximetria PPG seinalean oinarritzen den teknika optiko bat da, zeinek gorputzeko ehunetako odol bolumenaren aldaketak neurtzen dituen. Bi diodo argi-igorlek (LED) ehuna argizatzen dute eta foto-detektore baten bitartez ehunak islatutako argia detektatzen da. Jasotako argiaren intentsitatea bihotz-taupada bakoitzarekin aldatzen da, odol bolumenaren aldaketaren ondorioz. Odoleko oxigeno saturazioa (SpO_2) bere aldetik, hemoglobina oxigenatu eta desoxigenatuaren xurgapen mailen desberdintasunaren neurketaren bidez kalkulatzen da, eta horretarako bi uhin luzera erabili behar dira, gorria (660 nm) eta infragorria (940 nm) [6]. Odol oxigenatuak argi infragorria xurgatu eta argi gorria pasatzen uzten du, desoxigenatuak berriz, alderantzizko prozesua egiten du. 4. Irudian ikus daiteke azaldukoaren erakusgarri bat.



Irudia 4: Hemoglobina molekula oxigenatu (HbO₂) eta desoxigenatuen (Hb) xurgapen espektroa. Ikusten denez HbO₂-ak xurgapen txikia du gorrian (660nm) eta handia infragorrian (940nm), eta Hb-ak alderantziz

Orokorrean PPG seinalean infragorriko seinalea adierazten da egonkorragoa baita, horrela oxigenatutako odol bolumena handitu egiten da sistolean (bihotza uzkuratzen denean) eta absortzioa handiagoa denez seinalea txikitzen da. Diastolean (bihotza erlaxatzen denean)

berriz, oxigenatu gabeko odol kontzentrazioa handiagoa izanik, absortzioa txikitzen da eta seinalea handitu. Seinalearen aldakortasuna ziklo kardiakoan 5. Irudian adierazten da.



Irudia 5: PPG seinalea sistolean zehar. AC pultsuaren anplitudea eta DC pultsuaren erreferentzia.

4.1.2. NIRS oximetria

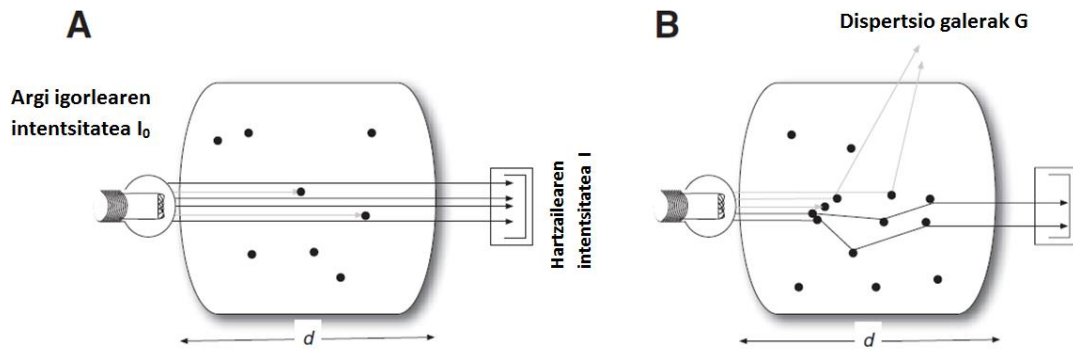
Aipatutako beste oximetria teknika NIRS edo infragorri hurbileko espektroskopia da [7]. Teknika hau NIR argiaren igorpen eta xurgapenean oinarritzen da, ehunean zehar igarotzen den ahala. Prozesu horren bitartez, oxyhemoglobina eta deoxyhemoglobina kromoforo molekulen kontzentrazio aldaketak neurtzea ahalbidetzen da. Bi diodo argi-igorlek sortzen dute argia uhin-luzera espezifiko batean, eta siliziozko fotodiodoen bidez detektatzen da.

Igorle eta hartzaileen arteko argi atenuazioa kromoforoen xurgapenaren menpekoa bakarrik denean (6A Irudia), argiaren atenuazioa, emandako uhin-luzeran Beer-Lambert legeaz (1) deskribatzen da. Lege honen arabera, atenuazioa (A) kromoforoen kontzentrazioarekiko (c), uhinek igorletik detektorera zeharkatutako distantziarekiko (d) eta kromoforoen xurgapen koefizientearekiko (ϵ) zuzenki proportzionala da. Neurtutako argi atenuazio maila erabiliz posible da kromoforo kontzentrazioa kalkulatzeko, distantzia eta kromoforoak (ϵ) ezagututa:

$$A = \frac{I}{I_0} = \epsilon \cdot c \cdot d \quad (1)$$

Ehun biologikoak aldiz, konplexuagoak dira eta kromoforo kontzentrazioa argi xurgapenarekiko zuzenki erlazionatuta egoten jarraitzen duen arren, NIR-ean argi dispersioa existitzen da, atenuazioaren erantzule nagusia dena (6B Irudia). Alde batetik, igortzen den argi guztia ez da detektorera iristen eta bestetik, hartzailera heltzen den argiaren zati bat jadanik dispersatua egotea gerta daiteke, beraz, igorle-hartzaile distantzia baino ibilbide luzeagoa egin duen uhina izatea. Honek detektatutako argiaren ibilbidearen luzera igorle-hartzaile distantzia baino zati bat handiagoa dela adierazten du. Azaldutako dispersioa kontutan izateko, Beer-Lambert legeari DPF (Differential Path Length Factor) eta G parametroak gehitzen zaizkio (2), non DPF-ak ibilbide optikoaren handiagotzea erakusten duen eta G-k, dispersioak eragindako galerak, bi fenomeno hauek 6. Irudian adierazten dira.

$$A = \frac{I}{I_0} = \epsilon \cdot c \cdot d \cdot DPF + G \cdot A \quad (2)$$

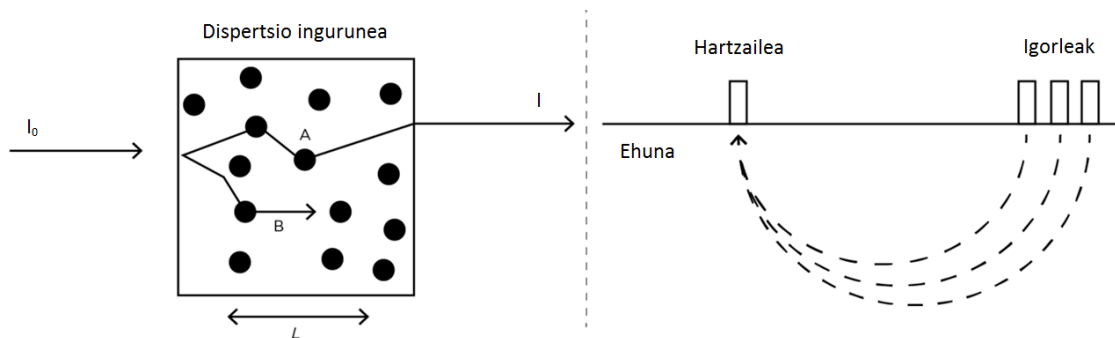


Irudia 6: A. Argiaren atenuazioa ehun biologikoan zehar (egoera ideala). B. Argiaren atenuazioa ehun biologikoan zehar (dispertsioarekin).

Atenuazio optikoaren neurketatik abiatuz seinale fisiologiko adierazgarriak lortzeko hainbat teknika daude. Horietako bat, Beer-Lambert ekuazioan aldaketa bat eginez (3) lortzen den algoritmoa da. Teknika honetan argi dispertsioa neurketa periodoan zehar konstante mantentzen dela suposatzen da eta atenuazio aldaketak xurgapen aldaketan menpekoa soilik dela. Ondorioz, kromoforo kontzentrazioaren aldaketak soilik neur daitezke.

$$\Delta_c = \frac{\Delta A}{\epsilon \cdot c \cdot d \cdot DPF} \quad (3)$$

3.ekuazioa kromoforo bakarra duen ingurunearentzat da baliagarria. Kromoforo bat baino gehiago badago, beharrezkoa izango da gutxienez kromoforo adina uhin-luzera neurtzea. Dispertsioa ingurune batek posible egiten du xurgapenaren neurketa (7.Irudia). Honek oxigenazioaren estimazioa ahalbidetzen du ehun handiagoetan, gihar eta burmuinean esaterako.



Irudia 7: Ezkerrean, argi igorpena dispertsio ingurune batean. Eskuman, hartzaile bakar bat eta hainbat igorleren arteko konbinaketa.

Teknika erabiliena SRS (Spatially Resolved Spectroscopy) da. Teknika honetan elkarrengandik oso gertu dauden detektoreen array bat erabiltzen da argiaren atenuazioa igorle-hartzaile distantziaren funtzio bezala neurtzeko. Neurketa hauek konbinatuz, uhin-luzerarekiko menpekoa den argi dispertsioaren estimazioarekin batera, posible da hemoglobina kromoforoen kontzentrazio absolutua kalkulatzeko, hau da, O_2Hb

(oxyhemoglobina kontzentrazioa) eta HHb-ren (Desoxyhemoglobina) proportzio erlatiboak, zeinetatik TSI (Tissue Saturation Index) parametroa kalkula daitekeen (4). Parametro hau oxigeno saturazioarekin erlazionatuta dago.

$$TSI = \frac{[O_2Hb]}{[O_2Hb] + [HHb]} \quad (4)$$

4.2. NIRS sistema desberdinak

Gaur egun, oximetria teknika geroz eta erabiliagoa bihurtzen ari da eta merkatuan NIRS-ean oinarritzen diren hainbat sistema aurki daitezke.

4.2.1. NONIN SenSmart

Oximetria sistema honek rSO_2 (regional oxygen saturation) eta SpO_2 seinaleak erabiltzen ditu. Erabiltzen den sentsoreak (EQUANOX) bi igoile eta bi hartzaile erabiltzen ditu interferentziak ekiditeko (8.Irudia). Detektoreek jasotako argi xurgapenaren informazioa Dynamic Compensation Light Processing algoritmorak bidaltzen da zuzenean, pazientearen ehunaren oxigenazio maila erreala lortzeko. Sistema honek 10 Hz-rarteko laginketa maiztasuna onartzen du (baina ez du seinalea gordetzen), burmuineko oxigenazioaren monitorizazioa 1.5 segunduro freskatzen du eta 6 kanal bistarazteko aukera ematen du. Igoileak LED-ak dira eta hurrengoko uhin-luzeretan igortzen da argia: 730 nm, 760 nm, 810 nm eta 880nm. 8.Irudian aurkezten dira sistema osoaren osagaiak [8].



Irudia 8: NONIN SenSmart sistema (ezkerra). EQUANOX sentsorearen funtzionamendua (eskuina).

4.2.2. Hamamatsu NIRO-200NX

Hamamatsu markako beste monitore honek (9.Irudia) ehunaren oxigenazio indizea (TOI, Tissue Oxygenation Index) neurtzen du hurrengo seinaleak denbora errealean monitorizatuz: oxigenazio saturazio maila, ehunaren hemoglobina indize normalizatua (nTHI, normalized Tissue Hemoglobin Index), hasierako hemoglobina mailaren aldaketa eta hemoglobina oxigenatu (ΔO_2Hb) eta desoxigenatuaren (HHb) aldaketa. Oxigenazio neurketarako erabiltzen diren metodoak SRS (Spatially Resolved Spectroscopy) eta MBL

(Modified Beer-Lambert) dira. Bere laginketa maiztasuna 20Hz-rartekoa da eta argia igortzeko LED-ak erabiltzen dira eta detektore bezala fotodetektoreak [9].

4.2.3. CASMED Foresight

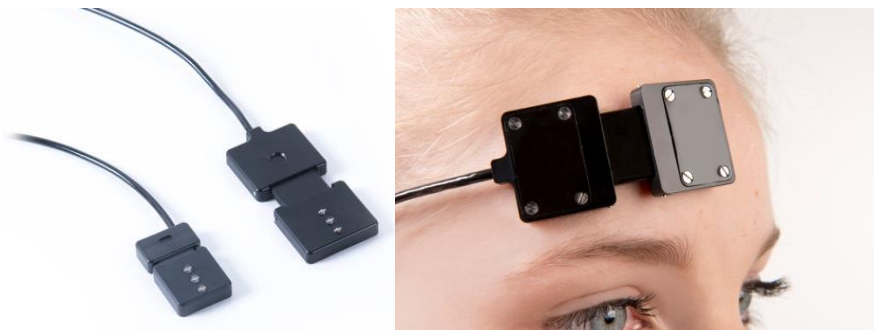
Beste sistema honek ehunaren oxigeno saturazio mailak (rSO_2) neurtzen ditu hemoglobina oxigenatuaren proportzioa zehatzuz hemoglobina kopuru totalan. Bi kanal bistaratzeko aukera ematen du. Kasu honetan, laser igozle bat erabiltzen da LED diodoaren ordean eta lau uhin-luzera desberdin erabiltzen dira argi-igozpenerako 660-900 nm tartean. CASMED Foresight sistemak 2 segunduro errefreskatzen du informazioa. 9.irudian sistema honen adibide bat aurkezten da. [10].



Irudia 9: Ezkerrean, Hamamatsu NIRO-200NX sistema. Eskuman, CASMED Foresight sistema.

4.2.4. Artinis Portalite (Esperimental)

Proiektu hau garatzeko neurketa sistema bat sortu da, horretarako Artinis Portalite sistemaz baliatuz (11.irudian adibidea). Neurketa sistema honetan aurrekoetan ez bezala, oxy eta desoxy seinaleak jasotzen dira eta ez erregioko oxigeno saturazioa (rSO_2). Gainera, hemoglobina kopuru totala eta TSI parametroa ere ematen ditu. Diodo argi-igozleak, LED-ak, erabiltzen dira argi igozle bezala eta hiru uhin-luzera erabiltzeko aukera ematen du (uhin-luzera estandarrek: 760 nm eta 850 nm). Argia jasotzeko bestalde, inguruko argiarekiko babesa duten fotodetektoreak erabiltzen dira [11].



Irudia 10: Artinis Portalite sistema.

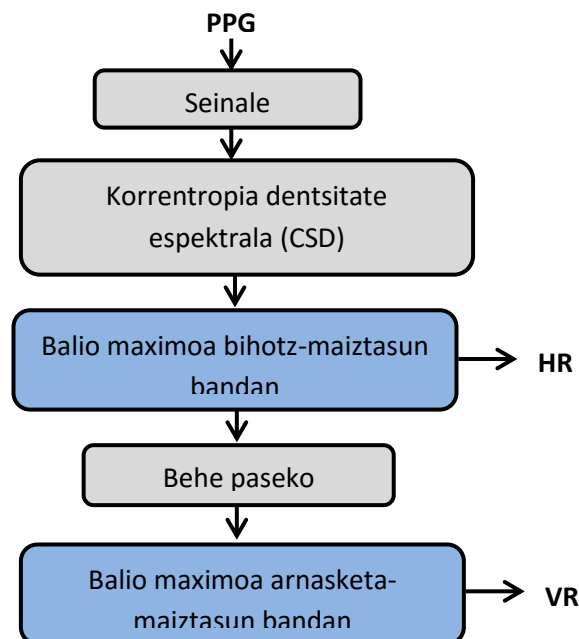
4.3. PPG seinalean oinarritutako algoritmoak

Sarreran azaldu den bezala eta 2. Irudian ikusten denez, PPG seinalea bai bihotz aktibitatearengatik eta baita arnasketagatik dago modulatu. Beraz esan daiteke seinale hau oso baliagarria dela sistema kardiobaskularrari eta arnasketa sistemari buruzko klinikoki erabilgarria den informazioa eskaintzeko. Hainbat metodo definitu dira PPG seinalean oinarritzen diren bihotz eta arnasketa maiztasunen estimaziorako [6]. Arnasketa-maiztasuna estimatzeko PPG-aren ziklo morfologikoen karakterizazioan oinarritzen diren metodo ugari proposatu dira, horien artean denbora-maiztasun analisia, iragazpen digitala eta fusio adimendua aurkitzen dira. Hala ere, estimazio hau oraindik ez da komertzializatu.

CSD (Correntropy-based Spectral Density) metodoa oso eraginkorra da modulatuak seinaleen karakterizaziorako (11. Irudia). Algoritmo honek bereizmen espektrala hobetzen du konbentzionalagoa den PSD (Power Spectral Density) metodoarekin alderatuz. Metodo honetan PPG seinalea segmentatu egiten da analisi espektralerako egokia izan dadin, CSD algoritmoa segmentu horietara aplikatzen delarik. Horrela, bihotz-maiztasuna eta arnasketa-maiztasuna frekuentzia piko maximoak detektatuz estimatzen dira bakoitza dagokion maiztasun bandan. Metodo hau PSD-aren orokortze bat da eta zentratutako korrentropia funtzioaren Fourier transformatuan oinarritzen da, non $V_c(m)$ zentratutako korrentropia funtzioa den eta $P_v(\omega)$ CSD espektra den. (5). Gainera, bereizmen espektrala hobetzeko, Yule-Walker metodoan oinarritutako analisi espektral autoregresiboa (AR) aplikatzen da.

$$P_v(\omega) = \sum_{m=-(N-1)}^{N-1} V_c(m) \cdot e^{-j\omega m} \quad (5)$$

Jarraian, CSD-an oinarritutako algoritmoaren funtzionamendua laburbiltzen duen diagrama bat aurkezten da [6]:



Irudia 11: CSD metodoan oinarritutako algoritmoaren laburpena.

Denbora domeinuan oinarritzen diren hainbat metodo ere badaude. Horien artean, pulsuaren anplitudearen aldakortasunean oinarritzen den metodoa (PAV, Pulse Amplitude Variability), pulsu-maiztasunean oinarritutakoa (PRV, Pulse Rate Variability) eta pulsuaren zabaleraren aldakortasunean oinarritzen dena (PWV, Pulse Width Variability) [12].

Aipatutako azkeneko metodoa arnasketak pulsuaren zabaleran duen eraginean oinarritzen da. Bertan arnasketa informazioa eta PPG arnasketa seinale eratorriak (DR, Derived Respiration) erabiltzen dira. Algoritmo honek behe paseko deribatu bat erabiltzen du, non $X_{PPGLP}(n)$ PPG seinalearen behe-pasan iragazitako bertsioa den, 5Hz-tako mozketak maiztasuna zehaztuz :

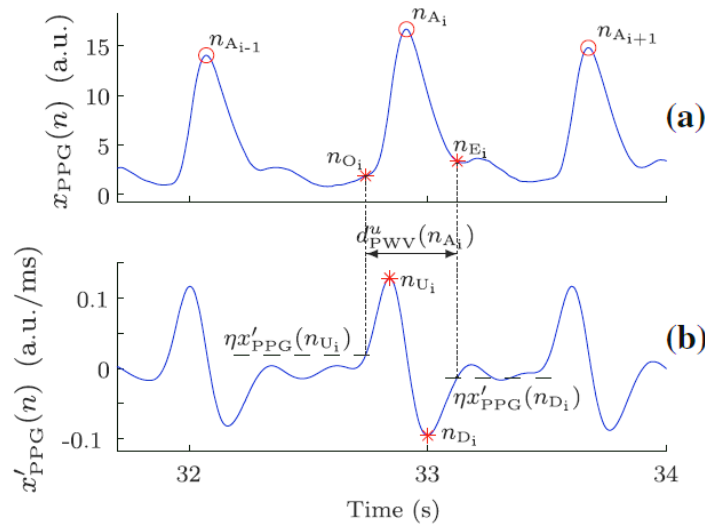
$$X'_{PPG} = X_{PPGLP}(n) - X_{PPGLP}(n-1) \quad (6)$$

Pulsuaren zabaleraren aldakortasun metodoan, PWV, oinarritutako seinale eratorria hurrengo izango litzateke:

$$d_{PWV}(n) = \sum_i \frac{1}{f_s^P} (n_{E_i} - n_{O_i}) \delta(n - n_{A_i}) \quad (7)$$

n_{O_i} eta n_{E_i} pulsuaren hasiera eta amaiera puntuak dira hurrenez hurren, eta n_{A_i} pulsu bakoitzaren maximoa.

12.Irudian aurkezten dira algoritmo honen puntu eta parametro adierazgarriak:



Irudia 12: PPG seinalea x_{PPG} (a) eta bere eratorriaren x'_{PPG} (b) adibidea.

4.4. NIRS bihotz-biriketako berpiztean

Aurretiaz azaldu den bezala, gaixotasun kardiobaskularrak dira herrialde garatuetan heriotzaren kausa nagusia. Kasu horien %60-aren heriotzak bihotz-biriketako geldiuenean ondoriozkoak dira, gehienak ospitaletik kanpo gertatzen direlarik [13]. Bihotz-biriketako geldiuenean kausa ohikoena fibrilazio bentikularra (FB) da. Fibrilazio bentikularrean bihotza modu koordinatuan uzkuertzeari uzten dio eta ondorioz odola ez da era eraginkor batean

ponpatzen, tratamendurik ez jasotzekotan pazientearen heriotza eraginez. FB-a ekiditeko modu bakarra desfribilazio deskarga elektriko bat aplikatzea da, zirkulazio espontaneoaren itzulera (ZEI) lortzeko asmoz.

Ospitaletik kanpoko bihotz-biriketako geldiene (OKBBG) bat jasaten ari den pazientean ezinbestekoa da aurre-geldiuneko egoera neurologikoa mantentzea, burmuinean odol oxigenatuzko fluxu jarrai bat mantentzea beharrezkoa izanik [14]. Hori lortzeko, bihotz-biriketako berpizte (BBB) masaje bat eman behar zaio pazienteari (13.Irudia), zeinekin aireztatze eta konpresio torazikoen bitartez, odol oxigenatuaren fluxu bat mantentzen den bihotz eta burmuinean ZEI egoera lortu arte.



Irudia 13: Bihotz-biriketako berpizte (BBB) eskuzko masajea (ezkerra). NIRS bitarteko burmuineko oxigenazio monitorizazioa (eskuma).

Gaur egun ez da burmuineko oxigenazio maila monitorizatzen bihotz-biriketako geldieneetan zehar. Ondorioz, zaila da ZEI-a noiz ematen den zehaztea. Bihotzaren funtzio normalaren berreskuratzeak aurre-geldiuneko burmuineko perfusio edo odol fluxuaren balioak itzuli beharko lituzke. Bestalde, BBB-a egiten den bitartean, konpresioen maiztasuna eta sakonerak perfusio koronarioaren presioan eragiten dute eta era berean burmuineko perfusio mailetara zuzenki lotuta daude [15].

Burmuineko oxigeno saturazioa beraz, oso eraginkorra izan daiteke, alde batetik, BBB-aren efizientziaren denbora errealeko adierazle ez inbaditzaile bezala, eta bestetik, ZEI eta pazientearen biziraupenaren adierazle eta aurre-ikusle bezala. Oxigenazio saturazio (rSO_2) mailaren monitorizazio jarraituak, NIRS teknikaren bitartez (13.Irudia), erreskatatzaileari burmuineko perfusioaren monitorizazioa eta hobetzea ahalbidetuko lioke, BBB masajearen parametroak moldatuz. Gainera pazienteak ZEI egoera erakusten duenean BBB-a gelditu dezake. Horrela, OKBBG pazienteen biziraupena hobetu ahal izango litzateke [16].

5. Alternatiben analisisia

Aurretiaz aipatutako helburuak modu eraginkorrean bete ahal izateko, dokumentuaren atal honetan proiektuaren garapenerako existitzen diren alternatiba desberdinak aztertu dira. Hasteko, GUIak edo erabiltzaile interfaze grafikoak eta algoritmoak garatzeko software plataforma egokiena aukeratu da. Honez gain, datu basearen markaketa prozesuan erabiliko diren algoritmoak hautatu dira. Azkenik, taupaden identifikaziorako beharrezkoak diren algoritmo efizienteenak aukeratu dira.

5.1. Software plataforma

Software plataformari dagokionez, hiru aukera posible daude proiektua garatzeko orduan: Matlab, Octave eta C. Jarraian horietariko bakoitzaren ezaugarri eta bereizgarriak azaldu dira.

5.1.1. MATLAB

MATLAB (Matrix Laboratory) software plataforma, garapen integratutako ingurune bat (IDE, Integrated Development Environment) eskaintzen duen software matematikoko tresna bat da, zeinek berezko programazio lengoia bat duen (M lengoia). Interpretatutako lengoia izanik, erraztasun ugari eskaintzen dizkio erabiltzaileari, batez ere, programazioan aditua ez denari. Hala ere, honek ere programazio abiaduran eragiten du, lengoia konpilatuak baino apur bat geldoagoa delarik.

MATLAB-en ezaugarri nagusia matrizeekin lan egiteko eskaintzen duen erraztasuna da. Proiektu hau datu base batetik hartutako seinaleetan oinarritzen denez, erabat lagungarria izango da aipatutako ezaugarria. Gainera, sortutako datu basea MATLAB plataforman garatu da, eta ondorioz, oraindik eta errazagoa izango litzateke honako programazio lengoiaarekin lan egitea, ez baitira datuen formatuak aldatzeko tresna bereziak sortu behar.

Honez gain, software plataforma honek erabiltzailearentzako oso lagungarriak izan daitezkeen tresna osagarriak eskaintzen ditu. Horien artean toolbox-ak aurkitzen dira, zeintzuetan jadanik garatutako funtzio eta aplikazioak aurki daitezkeen. Erabiltzailearen lana asko errazten duen beste erreminta bat MATLAB-en laguntza gida da. Bertan, programa honek erabiltzen dituen funtzioen ezaugarri eta zehaztasun guztiak eta baita bakoitzaren programazioa adibideak azaltzen dira. Bestalde, euskarri teknikoa ematen duen web orrialde bat ere badauka eta MATLAB gaur egun oso zabalduta dagoen plataforma denez, bai unibertsitate eta industria arloetan, web orrialdean jada erabiltzaileen arazo ugari konponduta aurki daitezke [17].

MATLAB software plataformaren beste abantaila bat bere grafikoaren kalitatea altua da. Proiektu honetan seinaleen prozesaketan lan egiten denez, oso garrantzitsua da datu basetik hartutako seinaleak ahalik eta hoberen bistaratu ahal izatea, horien gainean efizienteki lan egin ahal izateko. Gainera, proiektu honetan pisu oso handia izango du GUI-en garapenak. Izan ere, proiektuan zehar egin behar diren markaketa eta analisisia modu eraginkorrean gauzatu ahal izateko GUI-en kalitatea ahalik eta onena izan behar da. MATLAB-ek, interfaze grafikoak garatzeko ingurune eraginkor eta aurreratua eskaintzen du, GUIDE deiturikoa.

Software plataforma honen desabantaila handiena bere prezioa da, nahiko garestia baita. Erabiltzaile bakarrerako MATLAB lizentzia 2000€ ingurukoa da, toolbox-ak kontutan izan gabe. Toolbox bakoitzaren prezioa gutxi gora behera 1000€-tako da [18]. Kontutan hartuta hainbat toolbox-en erabilera beharrezkoa izaten dela, MATLAB plataforma erabiltzearen prezio totala 4000-5000€-ra iritsi daiteke.

5.1.2. Octave

Octave ere interpretatutako lengoia bat da eta MATLAB-en antzekoa den berezko programazio lengoia bat erabiltzen du. Software plataforma honen abantaila nagusienetarikoa kode libreko doako softwarea dela da [19]. Octavek MATLAB-ek eskaintzen dituen aukera oso antzekoak dituen arren, euren arteko desberdintasunak nabarmenak dira [20].

Esaterako, Octave normalean bere komando lerrotik programatzen den arren, interfaze grafiko bat ere eskaintzen du, baina honako hau oraindik ez dago oso garatuta. Beraz, ez da MATLAB-en interfaze grafikoa bezain eraginkorra eta erabilerraza. Gainera, proiektu honetarako ezinbesteko den GUIen garapenerako tresnak nahiko mugatuak dira Octaven.

Honez gain, software plataforma honek eskaintzen dituen osagarriak ez dira MATLAB-ek eskaintzen dituenak bezain lagungarriak. Esaterako, ez ditu MATLAB-ek beste toolbox eta eskaintzen direnak ez dira hain aurreratuak. Bestalde, eskaintzen den laguntza gida ez da MATLAB softwareak eskaintzen duena bezain zehatz eta erabilerraza. Gainera, Octave ez denez plataforma hain zabaldua, euskarri teknikoa ez da hain osoa eta beraz, erabiltzailearentzako ez da hain lagungarria, arazoak konpontzea zailagoa izan daitekeelako.

5.1.3. C#

C sistema eragileen implementaziora zuzendutako programazio lengoia da eta sistemen softwarean eta aplikazioak sortzeko oso erabilia da. C lengoaiaren abantaila nagusia, lengoia konpilatua izanik, bere kodearen exekuzio azkarra da. Lengoaia interpretatuekin alderatuz, MATLAB eta Octaveren kasuak, eraginkorragoa da. Hala ere, ez du erraztasuna ematen matrizeak manipulatzeko eta ondorioz, datu baseekin lan egitea ez da MATLAB edo Octaverekin bezain erraza. Gainera MATLAB formatuan gordetako datu baseko seinaleak C lengoian irakurtzeko tresna bereziak garatu beharko liriateke.

C programazio lengoaiaren beste abantaila bat bere malgutasuna da. Horri esker, hainbat modu eta plataformatan programatzea ahalbidetzen du. Gainera, ez duenez software plataformarik behar kodea exekutatzeko, doan programatzeko aukera ematen du. Hala ere, ondo programatzen ez dakien erabiltzaile batentzat C lengoia erabiltzea aurreko biak erabiltzea baino zailagoa izan daiteke, izan ere kasu honetan lengoaiak nola lan egiten duen ezagutu behar da modu egoki batean programatu ahal izateko.

C lengoaiak hainbat funtzio barne hartzen dituzten liburutegiak eskaintzen ditu, baina hauek ez dira MATLAB edo Octavek eskaintzen dituzten toolbox-ak bezain aurreratuak. Beraz, programa bat garatzeko denbora gehiago beharko da C lengoia erabili ezker [21].

5.1.4. Software plataformaren hautaketa irizpidea

Erraztasuna

Softwarearen konplexutasuna ezaugarri garrantzitsu bezala ezarri da.

Pisua: 3/10

Algoritmoen garapena

Aipatzekoa da baita ere proiektuan garatutako algoritmoak era erraz eta eraginkor batean garatu ahal izatearen garrantzia.

Pisua: 2/10

Datuen antolaketa eta bistaratzea

Proiektu honetan datu ugari biltegitzen dituen datu base batekin egiten da lan eta ondorioz, kontutan hartu behar da software plataformak alde batetik, datu horiek modu erraz batean maneiatzeko erraztasuna ematea eta bestetik, datu horien bistaratzea kalitate oneko grafikoan bitartez izatea.

Pisua: 3/10

Eraginkortasuna

Kontutan izateko beste irizpide garrantzitsu bat software plataformak garatutako kodea exekutatzeko orduan duen eraginkortasuna da.

Pisua: 2/10

Prezioa

Programaren prezioa ere kontutan izan beharreko irizpide bezala hartu da.

Pisua: 1/10

Software plataforma egokiena zehazteko hurrengo taula erabili da:

Irizpidea	Pisua	MATLAB	Octave	C#
Erraztasuna	2/10	2/10	1/10	1/10
Algoritmoen garapena	2/10	2/10	1.5/10	0.5/10
Datuen antolaketa eta bistaratzea	3/10	3/10	2.5/10	1.5/10
Eraginkortasuna	2/10	1.5/10	1.5/10	2/10
Prezioa	1/10	0.3/10	1/10	1/10
Guztira	10/10	8.8/10	7.5/10	6/10

Taula 1: Software plataformaren hautaketa irizpidea

MATLAB software plataformaren prezioa oso altua izan arren, proiektu honen garapenerako dakartzan abantailak beharrezkoak dira. Beraz, datuak antolatu eta bistartzeko eraginkortasunagatik, GUI-ak sortzeko erraztasunagatik eta algoritmoak garatzeko eskaintzen dituen tresnengatik aukeratu da MATLAB.

5.2. Markaketa prozesua

Proiektu honetan oinarritzat hartu den datu basea sortzeko, 25 pazienteren grabaketak egin dira. Grabaketa bakoitzean 10 minutuko lau saio gauzatu dira, saio horietako bakoitzean pazientearen arnasketa erritmoa desberdina delarik. Beraz guztira, 16 ordu eta 40 minutuko datu basea osatu da. Paziente guztien batz besteko bihotz maiztasuna 60 taupada minutukoa bada (erritmo normala), bihotz taupaden adierazleak diren 60000 marka inguru egin beharko lirateke modu zehatz batean EKG seinalearen gainean. Markak kokatu ondoren berrikusketa bat egin beharko da algoritmoaren akatsak zuzentzeko. Marka hauek erreferentzia puntutzat hartuko dira ondoren burmuineko oxigenazio seinaletik estimatuko diren taupadekin alderatu ahal izateko.

Prozesu honen helburua markaketa azkar baina zuzen bat egitea da eta horretarako, beharrezkoa da markaketa egiteko erabiliko diren algoritmoek Se eta PPV (Positive Predictive Value) altuak izan ditzaten. Se parametroak sentsibilitatea adierazten du, hau da, seinalean dauden taupada guztietatik zenbat diren benetako taupadak. PPV edo balio aurre-esangai positiboak bestalde zera erakusten du, algoritmoak detektatutako taupadetatik zenbat diren benetakoak. Jarraian parametro bakoitzaren formula aurkezten da:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (8) \quad PPV = \frac{TP}{TP + FP} \quad (9)$$

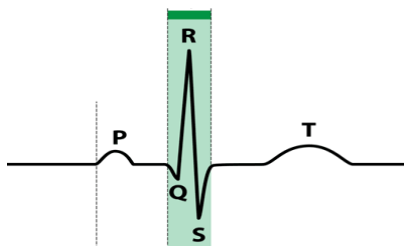
Non TP benetako positiboa (taupada), FP faltsu positiboa (algoritmoak detektatutako eta existitzen ez den taupada) eta FN faltsu negatiboa (detektatu gabeko taupada) diren.

Markaketa prozesua gauzatzeko hiru aukera desberdin planteatu dira: PhysioNet baliabideak eskaintzen dituen algoritmoak erabiltzea, algoritmo estandar bat programatzea edo berezko algoritmoak sortzea. Ondoren, aipatutako aukera bakoitzaren ezaugarriak azalduko dira.

5.2.1. PhysioNet algoritmoak

PhysioNet seinale fisiologiko eta biomedikoak ikasten dituzten ikertzaileei zuzendutako baliabidea da eta hiru osagai hartzen ditu barne. Alde batetik, PhysioBank non seinale fisiologikoen grabaketa digitalak gordetzen diren. Bestetik, PhysioToolkit, seinale prozesaketa, analisi eta simulaziorako kode libreko softwareez osatutako liburutegiak eskaintzen dituena. Azkenik, PhysioNet, aurreko bi baliabideak eskuragarri dauden web orrialdea [22].

PhysioToolkit baliabideak beraz, hainbat algoritmo eskaintzen ditu eta bertan EKG seinalearen markaketa egiteko aproposak diren bi aurki daitezke, $SQRS$ eta $WQRS$. Lehenengoa EKG-aren maldan oinarritzen den QRS detektorea da eta bigarrena EKG-aren luzeraren transformatuan oinarritzen dena. QRS bentrikuluen despolarizazioaren adierazpen grafikoa da, elektrokardiograman piko bat eratuz. QRS konplexuaren adibide bat 14. Irudian ikus daiteke.



Irudia 14: Bihotsz taupada baten adierazpen grafikoa.

SQRS metodoa Pascal programa batean oinarritzen da [25]. Bertan, EKG seinalea 250 Hz-tara birlagintzen da. Ondoren, FIR motako iragazki baten bidez seinalea desberdindu eta behe-pasa iragazketa bat aplikatzen zaio seinaleari. Horren ostean, seinale horren malda kontutan hartuz QRS konplexuen detekzioa gauzatzen da.

WQRS metodoa bestalde, hiru zati desberdinetan banatzen da: behe-paseko iragazki bat, kurbaren luzeraren transformazioa eta erabaki erregela bat, 15. Irudian erakusten den bezala.



Irudia 15: WQRS algoritmoaren diagrama.

EKG seinalea, $x(n)$, behe-pasa iragazkian zehar igarotzen da $y(n)$ seinale iragazia sortuz. Kurbaren luzeraren transformazioak $y(n)$ seinalea kurba luzera seinale batean bihurtzen du, $L(n)$. Azkenik, $L(n)$ seinaleari erabaki erregela aplikatzen zaio QRS marken denbora kokapenak (t_1, t_2, \dots) eta horiei dagozkien QRS iraupenak (d_1, d_2, \dots) zehazteko.

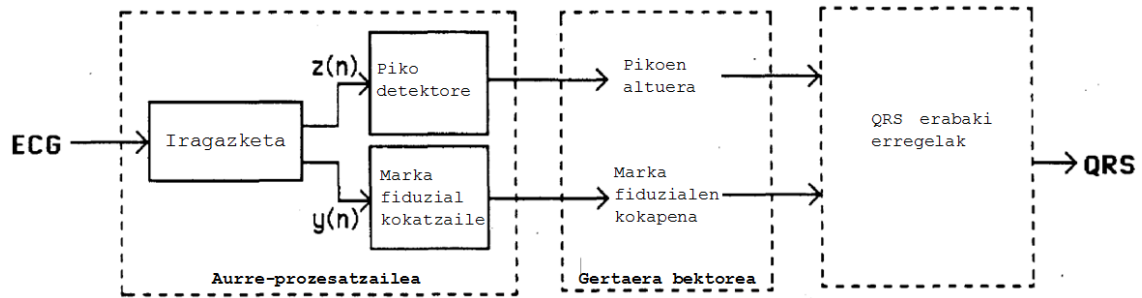
MIT-BIH Arrhythmia datu basetik ateratako EKG seinaleei algoritmo hau aplikatu zaie, %99.65-eko sentsibilitatea eta %99.77-ko balio aurre-esangai positiboa lortuz. Beraz esan daiteke honako algoritmo honek zehaztasun maila oso altua daukala [23]. Zehaztasun maila altu honi esker, algoritmoak zehaztutako markaren bat eskuz zuzendu behar baldin bada, ez du denbora askorik eramango errorea oso txikia baita.

Honez gain, aipatzekoa da baita ere programatzeko ez dela denbora askorik behar, kontutan izanda algoritmoa JAVA lengoian garatuta dagoela eta algoritmoaren erabilerako MATLAB Wrapper bat eskaintzen dela Physionet-en. Hala ere, desabantaila moduan esan daiteke algoritmoa JAVA-n garatuta dagoenez eta kodea ez denez irekia, ez dagoela moldaketarako aukera onik MATLAB-en.

5.2.2. Algoritmo estandarra

Taupaden markaketarako beste aukera posible bat Hamilton Tompkins algoritmoa da. 16. Irudian algoritmo honen diagrama bat aurkezten da. Metodo honetan, EKG seinalea iragazi egiten da lehenengo behe-pasa iragazki batekin eta ondoren goi-pasa iragazki batekin, $y(n)$

seinalea lortuz. Seinale hori, deribatu egiten da eta funtzio karratu ez lineala eta bere bataz bestekoa ateratzen da denboraren eremuan $z(n)$ seinalea lortzeko. $z(n)$ seinalean pikoen detekzioa gauzatzen da seinalearen maximoak aurkituz eta $y(n)$ seinalearen bitartez, piko horien kokapenak kalkulatu dira. Azkenik, lortutako bi bektore horiei erabaki erregelak aplikatzen zaizkio QRS konplexua estimatu ahal izateko.



Irudia 16: Hamilton Tompkins algoritmoaren diagrama.

QRS detektore hau MIT/BIH datu basean aplikatuz, %99.69-ko sentsibilitatea eta %99.77-ko balio aurre-esangai positiboa lortu dira [24]. Ondoriozta daiteke beraz, algoritmo honekin baita ere oso emaitzak zehatzak lortzen direla. Aurretik esan bezala, zehaztasun maila altu honek denbora aurrezten du markak zuzentzerako orduan, eta beraz, markaketa prozesua erraztuko litzateke.

Programazio denborari dagokionez, PhysioNet algoritmoekin ez bezala, metodo hau ez dago MATLAB-en garatuta. Ondorioz, algoritmo estandar hau MATLAB ingurunera egokitu eta lengoia horretan programatu beharko litzateke, programazio denbora luzatuz.

5.2.3. Berezko algoritmoak

Azkenik, erreferentziazko taupaden markaketa egiteko planteatu den beste aukera bat berezko algoritmoak garatzea izan da. Kasu honetan, programazio denbora aurreko bi alternatibak erabilia baino askoz ere luzeagoa izango da, QRS konplexu edo taupaden detekzio algoritmoa hutsetik hasi beharko baita.

Honez gain, garatutako algoritmoak duten zehaztasun maila zein den jakiteko hainbat eta hainbat froga egin beharko dira eta horiek gauzatzeak baita ere denbora nahiko eramango du. Gainera posiblea da Se eta PPV parametroen emaitzak egokiak ez izatea, eta beraz, algoritmoa moldatu egin beharko litzateke, programazio denbora gehiago luzatuz. Lortzen den zehaztasun mailaren arabera, zuzenketa denbora handitu eta txikitu egiten da.

Moldakortasunari dagokionez, aurreko atalean zehaztu denez, proiektu hau MATLAB plataforman garatua izango da eta beraz, moldaketa aukera eskasa izango du kodea ez baita irekia.

5.2.4. Markaketa prozesuaren hautaketa irizpidea

Zehaztasuna

Algoritmoaren zehaztasuna kontutan hartu beharreko irizpidea garrantzitsua da.

Pisua: 4/10

Programazio denbora

Hautaketa irizpide bezala detekzio algoritmoa programatzeko beharrezkoa den denbora ezarri da.

Pisua: 3/10

Zuzenketa denbora

Aipatzekoa da baita ere algoritmoak kalkulaturako marka okerrak zuzentzeak eramango duen denbora.

Pisua: 2/10

Moldakortasuna

Kontutan izan beharreko beste irizpide bat algoritmoaren moldakortasun maila da.

Pisua: 1/10

Markaketa algoritmo egokiena zehazteko hurrengo taula erabili da:

Irizpidea	Pisua	WQRS	Hamilton-Tompkins	Berezkoa
Zehaztasuna	4/10	3.9/10	3.8/10	3/10
Programazio denbora	3/10	3/10	2/10	1.5/10
Zuzenketa denbora	2/10	1.5/10	1.5/10	1.3/10
Moldakortasuna	1/10	0.3/10	0.6/10	0.3/10
Guztira	10/10	8.7/10	7.9/10	6.1/10

Taula 2: Markaketa prozesuaren hautaketa irizpidea

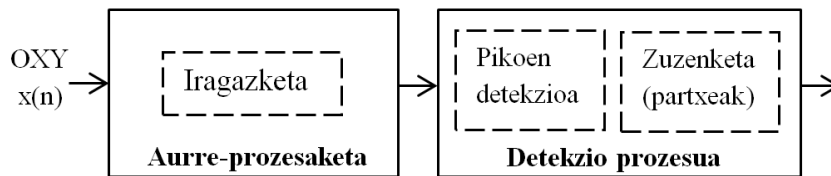
WQRS algoritmoa aukeratu da beraz markaketa prozesua aurrera eramateko. Algoritmo hau bere zehaztasun maila altu eta horrek dakartzan abantailez gain, bere garapenerako behar den programazio denbora txikiagatik hautatu da.

5.3. Taupaden identifikaziorako algoritmoak

Behin markaketa prozesua amaituta, EKG seinaletik ateratzen den informazioa burmuineko oxigenazio (oxy) seinaletik lortu daitekeela frogatu nahi da. Horretarako ezinbestekoa da seinale horretatik taupadak estimatuko dituen algoritmo baten garapena. Jarraian honakoa gauzatzeko hainbat metodo posible aurkeztuko dira: pikoien detekzioa, goi mailako deribatuak eta metodo ez linealak.

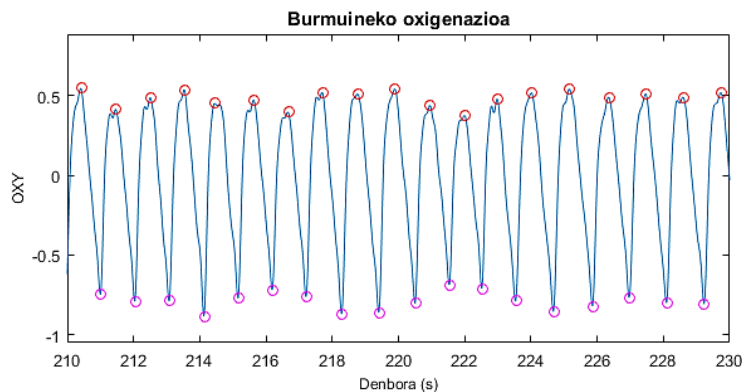
5.3.1. Pikoen detekzioa

Pikoen detekzio metodoaren bitartez oxigenazio seinalearen tontorrak detektatzen dira. 17.irudian metodo honen diagrama ikus daiteke. Ahalik eta detekzio zehatzena egin ahal izateko, lehenbizi beharrezkoa da seinalearen aurre-prozesaketa bat gauzatzea. Aurre-prozesaketa hori banda paseko iragazketa batean datza, non interesekoa ez den seinalearen zarata ezabatu egiten den. Honela, oxigenazio seinalea ahalik eta garbien egotea lortzen da detekzioa optimizatzeko.



Irudia 17: Pikoen detekzio algoritmoaren diagrama.

Behin seinalearen aurre-prozesaketa eginda, pikoen detekzioa aplikatzen da lehenetsitako pikoen arteko distantzia eta anplitude bat atalase bezala ezarriz. Lehenengo detekzioarekin gertatu diren erroreak, FP eta FN, zuzentzeko helburuarekin, pikoen altueran, pikoen arteko distantzian eta seinalearen maximo eta minimoetan oinarritutako partxeak aplikatzen dira algoritmoan. Hurrengo irudian (18.irudia) algoritmoak zehaztutako pikoak erakusten dira.



Irudia 18: OXY seinalearen lagin baten pikoen detekzioaren adibide bat.

Pikoen detekzioa gauzatzen duen algoritmo honek oso zehaztasun maila altua dauka (%96-etik gorako Se eta PPV balioak). Izan ere, hasierako erroreak ezabatzen dituzten partxeak aplikatuz seinale mota eta itxura desberdinei moldatzen den algoritmo bat lortzen da, pikoak zehaztasun handiarekin detektatzea lortuz. Honez gain, algoritmoak denbora gutxi behar du prozesatzeko eta ondorioz, edozein dispositibotan modu erraz batean ezarri ahal izango litzateke.

Moldakortasunari dagokionez, algoritmoa erraztasun handiz doitu daiteke. Esaterako aurre-prozesaketan iragazkiaren ezaugarriak aldatu edo atalase mailak moldatu behar izanez gero.

5.3.2. Goi mailako deribatuak

Burmuineko oxigenazio seinaletik abiatuz bihotz taupaden identifikazioa egiteko goi mailako deribatuak ere erabil daitezke [26]. Goi mailako deribatuak aplikatu aurretik, jatorrizko seinalearen aurre-prozesaketa bat egiten da banda pasako iragazki bat aplikatuz. Modu honetan, seinaleak eduki dezakeen zarata ezabatzen da taupaden detekzio lana erraztuz.

Metodo honetan lehenengo eta bigarren mailako deribatuak (10,11) kalkulaten dira, $y_1(n)$ eta $y_2(n)$ izendaturikoak hurrenez hurren:

$$y_1(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad (10)$$

$$y_2(n) = x(n + 2) - 2x(n) - x(n - 2) \quad (11)$$

Seinale berezilea $z(n)$ lehenengo deribatua bera (12) edo lehenengo eta bigarren deribatuen konbinazio lineal bat (13) izan daiteke:

$$z(n) = y_1(n) \quad (12)$$

$$z(n) = 1.3|y_1(n)| + 1.1|y_2(n)| \quad (13)$$

Azkenik, taupadaren detekzioa, seinale berezile honen eta atalase maila baten konparaketaren bidez egiten da. Atalase maila hauek seinalearen aldakortasunaren menpekoak izan ohi dira.

Metodo honek oso zehaztasun altuko emaitzak ematen ditu, %98-tik gorakoak. Hala ere, frogak seinale estandar batzuen gainean gauzatu direnez, algoritmo hau ez da mota eta egoera desberdineko seinaleei egokitzen. Gainera, detekzio arazoak eman ditzake zarata handiko seinaleetan. Azkenik aipatu beharrekoa da ez duela konputazionalki lan handia eskatzen baina bestalde, pikoien detekzioaren algoritmoak baino moldakortasun baxuagoa erakusten du.

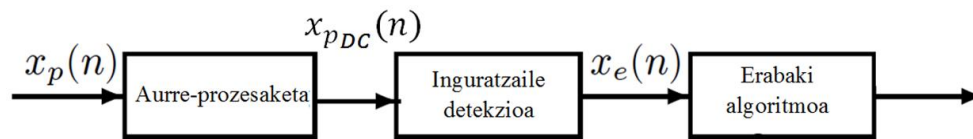
5.3.3. Metodo ez linealak

Taupaden estimaziorako erabili daitezkeen beste metodo batzuk metodo ez linealak dira. Horien artean seinale inguratzailearen (ingelesez envelope) estimazioa aurkitzen da [27]. Lehenbizi, seinalearen aurre-prozesatzea egin behar da. Kasu honetan PPG seinalea erabiltzen da $x_p(n)$ izendatutakoa. Seinalearen batz bestekoa ezabatu egiten da $x_{pDC}(n)$ seinalea lortuz. Metodo honen helburua x_{pDC} seinaletik abiatuz seinale inguratzaile bat lortzea da, ondoren atalase maila batekin alderatzeko. Estimazioa gauzatzeko aplikatzen den metodoa, kasu honetan PPG seinale baten gainean, batz besteko koadratikoa da (RMS, Root Mean Square), non N_p parametroak leihoaren luzera adierazten duen (14).

$$x_E(n) = \sqrt{\frac{1}{N_p} \sum_{k=n-(N_p-1)}^n x_{pDC}^2(k)} \quad (14)$$

Behin seinale inguratzailea kalkulaturik, azkeneko egoerara pasatzen da. Bertan, atalase maila moldakor bat erabiliz erabaki erregela bat aplikatzen da detekzioa gauzatzeko.

19. Irudian seinale inguratzailearen estimazioa oinarritzat hartzen duen detektorearen diagrama aurkezten da.



Irudia 19: Inguratzailearen estimazioan oinarritzen den detektorearen diagrama.

Honako metodoarekin frogak gauzatu ondoren, hurrengoko emaitzak lortu dira: %95.3-ko sentsibilitatea eta %94.4-ko balio aurre-esangai positiboa. Ikus daitekeenez, aurreko bi metodoetan baino emaitza eskasagoak lortzen dira honako algoritmoa aplikatuz.

Hala ere, abantaila bezala aipatu daiteke konputazionalki lan karga asko suposatzen ez duen algoritmoa dela.

5.3.4. Taupaden identifikazio algoritmoen hautaketa irizpidea

Zehaztasuna

Algoritmoaren zehaztasuna hautaketarako irizpide garrantzitsu bat bezala ezarri da.

Pisua: 6/10

Sinpletasuna

Kontutan hartu beharreko beste ezaugarri bat algoritmoaren konplexutasuna da.

Pisua: 2/10

Moldakortasuna

Beste irizpide garrantzitsu bat algoritmoaren moldakortasun maila izan da.

Pisua: 2/10

Taupaden identifikazio algoritmo aproposena aukeratzeko, hurrengo taula erabili da:

Irizpidea	Pisua	Piko detekzioa	Deribatuak	Metodo ez linealak
Zehaztasuna	6/10	5.8/10	5.9/10	5.5/10
Sinpletasuna	2/10	2/10	1.5/10	1.5/10
Moldakortasuna	2/10	1.7/10	1/10	1.1/10
Guztira	10/10	9.5/10	8.4/10	8.5/10

Taula 3: Taupaden identifikaziorako algoritmoen hautaketa irizpidea

Taupaden identifikazio algoritmo bezala beraz, pikoaren detekzioa hautatu da. Algoritmo hori aukeratu da alde batetik bere zehaztasun maila altuagatik. Bestalde, bere prozesaketa azkarrari esker, etorkizun batean edozein gailutan aplikatu nahi izanez gero erraz inplantatu ahal izango litzateke. Azkenik, moldakortasun maila altua duenez, edozein doiketa era arin eta erraz batean egin ahal izango litzateke.

6. Arriskuen analisia

Proiektu baten garapenean, aurreikusi gabeko arazoak agertzea saihestezina da. Arazo horiek proiektu osoaren burutze egokia kolokan jarri dezakete, horregatik, nahitaezkoa da arriskuen analisi bat egitea, gerta daitezkeen ezuste eta arriskuek proiektuan izango duten eragina balioztatzeko. Azterketa hau egiteko, bi kontzeptu erabiltzen dira: alde batetik, arrisku bat gertatzeko dagoen aukera edo probabilitatea, eta bestetik, arrisku horrek izango duen eragina. Bi parametro horiei balio desberdinak ematen zaizkie duten arrisku mailaren arabera. Jarraian neurketarako aplikatzen diren balioak azaltzen dira:

- Probabilitatea: 1(baxua); 2(ertaina); 3(altua)
- Eragina: 1(baxua); 2(ertaina); 3(altua)

Analisia egiteko kontutan hartuko den arrisku bakoitzari bi parametro horiek ezarriko zaizkio bakoitza bere balioa izango duelarik, horrela arriskuaren aurrean hartu beharreko erabaki egokiena aukeratzeko.

Ondorengoak dira proiektu honetarako identifikatu diren arrisku posibleak:

6.1. Atzerapenak

Atzerapenak izaten dira arrisku ohikoetarikoenak. Nahiz eta proiektua hasi aurretik plangintza bat egiten den bertan lan planak eta horien iraupena zehaztuz, mota askotako arrazoiengatik horiek gauzatzen diren bitartean ezusteko arazoak gerta daitezke. Gertatutako arazo horiek, lan pakete baten iraupena luzatu dezake, ondorioz, proiektu osoaren iraupena atzeratuz.

1. Arriskua: probabilitatea: 2; eragina: 2

6.2. Alternatiben aukeraketa okerra

Proiektua garatzerako orduan erabiliko diren tresnen aukeraketa okerra egiten bada, gerta daiteke lortu nahi diren helburuak ez betetzea. Honako hau gertatuko balitz, diseinu eta garapena tresna egokiekin errepikatu beharko liriateke. Arazo hau ekiditeko, oso garrantzitsua da aukera guztien azterketa zehatz bat egitea.

2. Arriskua: probabilitatea: 1; eragina: 3

6.3. Aurreikusi gabeko gastuak

Proiektuaren burutze bidean posible da aurreikusi ez diren gastuak agertzea. Gastu hauek txikiak badira, ez dute proiektuan eragin handirik izango. Baina alderantziz, handiak izan ezker, proiektu osoaren kostua asko handitu dezakete eta ondorioz, kalte larria ekarriko luke. Arazo hau saihesteko, nahitaezkoa da egindako aurrekontua ahalik eta zehatzena izatea.

3. Arriskua: probabilitatea: 2; eragina: 3

7. Soluzioaren deskribapena

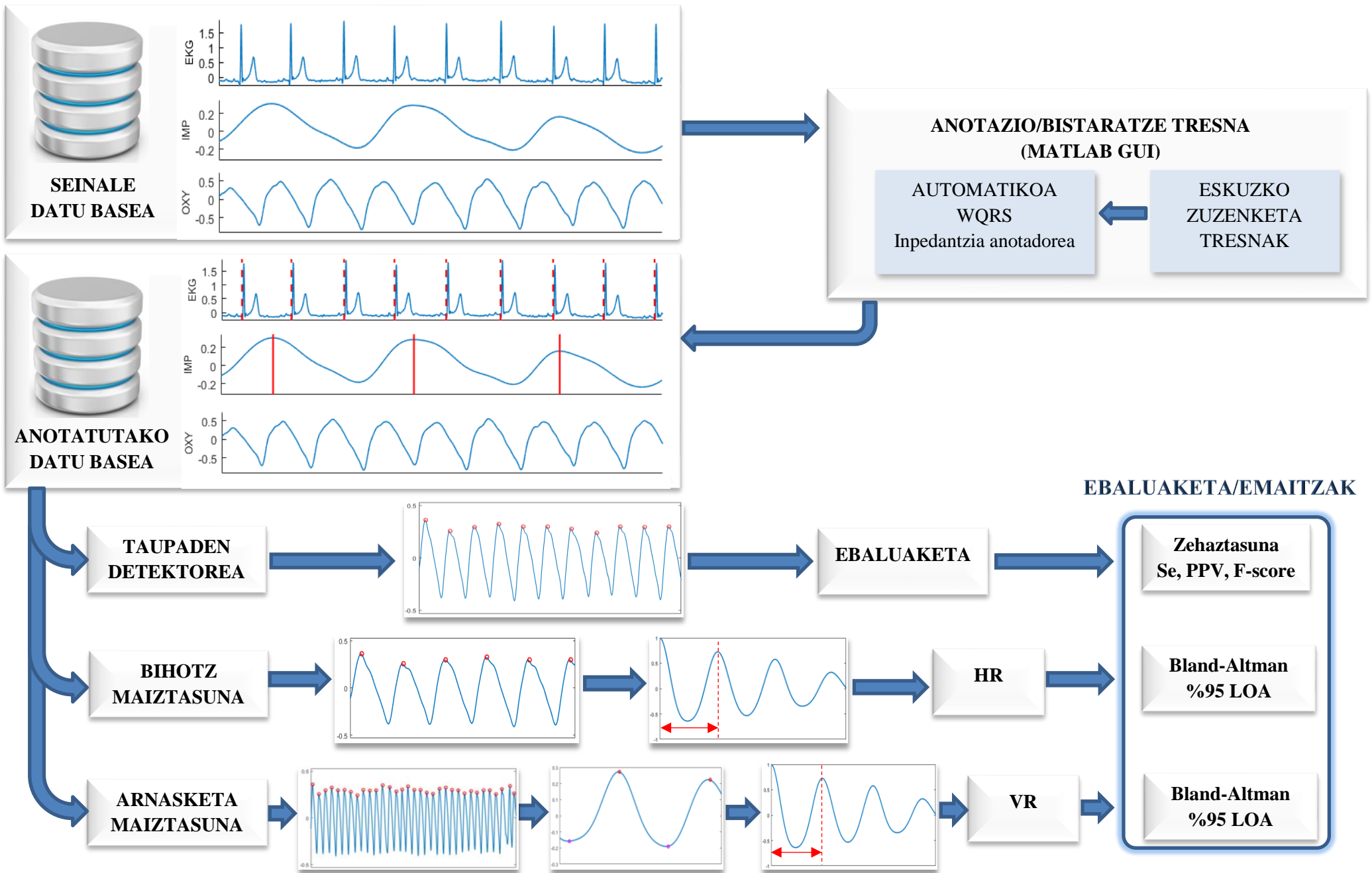
Aurreko ataletan aipatuenez, proiektu honetan hainbat pazienteren seinale fisiologikoak gordetzen dituen datu base batetik abiatuz eta konkretuki burmuineko oxigenazio seinalean oinarrituz, paziente horien bihotz eta arnasketa maiztasunak estimatzea posible dela frogatu nahi izan da. 21. Irudian proiektua osatzen duten atal desberdinak eta eman beharreko pausoak aurkezten dira bloke diagrama batean adierazita.

Hasteko, pazienteen seinale fisiologikoez osatutako datu basea erabiliko da. Markaketa prozesurako garatutako interfaze grafiko baten laguntzaz inpedantzia eta EKG seinaleen arnasketak eta taupadak markatuko dira hurrenez hurren, anotatutako datu base bat sortuz. Datu base berri horretatik abiatuz, hiru algoritmo desberdin garatuko dira. Alde batetik, oxyhemoglobina seinaletik bihotz taupadak detektatuko dituen algoritmoa diseinatu da. Algoritmoa garatu ondoren horren zehaztasuna egiaztatuko da ebaluaketa baten bitartez. Bestetik, bihotz eta arnasketa maiztasunen kalkulurako bi algoritmo garatuko dira hainbat metodo erabilita. Bihotz-maiztasunaren kasuan, oxyhemoglobina seinalean oinarrituz kalkulatu da zuzenean. Arnasketa-maiztasunaren kasuan aldiz, oxyhemoglobina seinalea oinarritzat hartuz arnasketa seinale estimatu bat sortuko da gero hortik arnasketa maiztasunaren kalkulua egiteko. Bi algoritmoen eraginkortasuna Bland-Altman grafikoen bitartez egiaztatuko da.

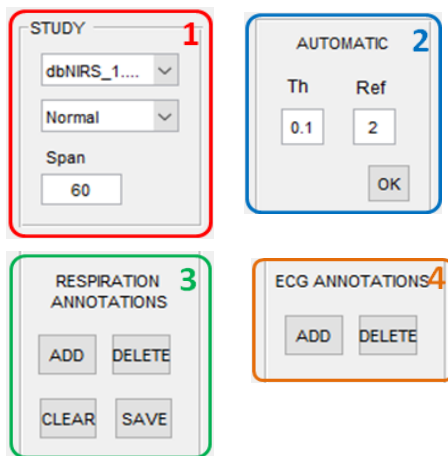
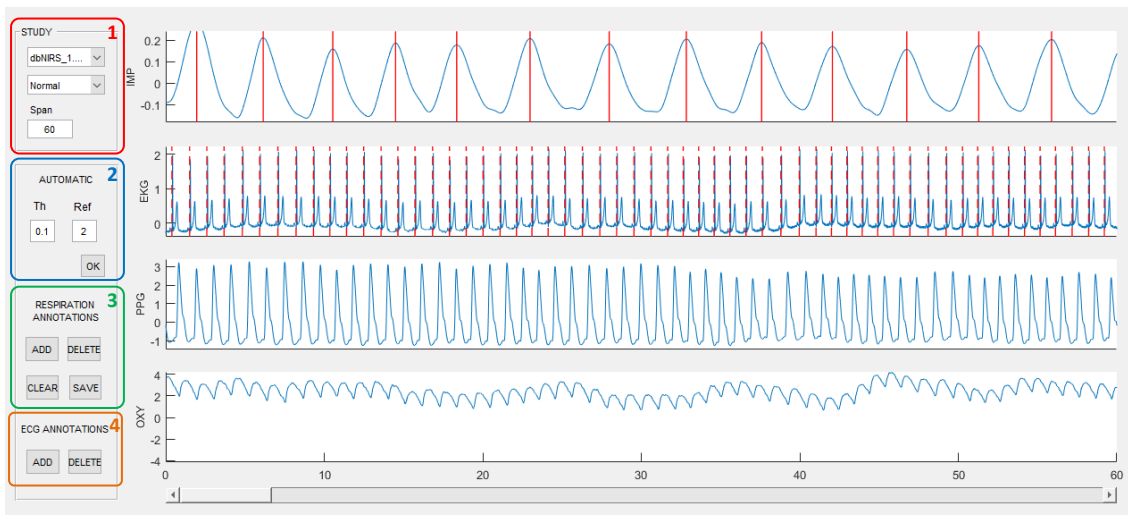
Dokumentuaren atal honetan beraz hurrengo azpi-puntuak azalduko dira. Alde batetik, anotatutako datu basea sortzeko garatuko den GUI-aren egitura eta funtzionamendua azalduko da. Hurrengo azpi-puntuak oxyhemoglobina seinaletik bihotz taupadak detektatzeko diseinatu den algoritmoaren azalpen zehatz bat egingo da eta algoritmo horren ebaluaketa prozesua zein den aurkeztuko da. Honez gain, bihotz-maiztasuna kalkulatzeko garatutako algoritmoa azalduko da, bertan erabilitako metodo desberdinak aipatuz: pikoen detekzioa, korrelazioa, AMDF eta FFT. Azkenik, arnasketa maiztasunaren kalkulurako diseinaturiko algoritmoaren egitura eta garapena azalduko dira. Kasu honetan, lehendabizi arnasketa seinale estimatua sortzeko erabili diren metodoen deskribapena gauzatuko da, hurrengo parametroetan oinarritzen direnak: Vpp, Tpp eta CL. Eta bihotz-maiztasunaren kasuan bezala, maiztasunaren estimazioa egiteko erabili diren teknikak aurkeztuko dira. Arnasketa maiztasunaren kalkuluan hurrengo metodoak erabili dira: korrelazioa, AMDF eta Lomb-Scargle metodoak.

7.1. Anotatutako datu basea sortzeko GUIa

NIRS seinalea bihotz eta arnasketa maiztasunen erakusle aproposa dela egiaztatu ahal izateko, ezin bestekoa da erreferentzia moduan erabiliko diren seinaleak izatea. Horretarako, bularreko inpedantzia (BI) eta EKG seinaleen markaketa gauzatu behar da, paziente guztien arnasketa eta taupada bakoitza gertatu diren momentuak zehaztuz. Erreferentzia seinaleen markaketa lana era errazago eta eraginkorrago batean egiteko, interfaze grafiko bat garatu da. Interfaze grafiko edo GUI horren egitura 22. Irudian erakusten da. Ikus daitekeenez, interfaze grafikoa bi zati desberdinetan banatzen da. Ezkerraldean, erabiltzailearentzako konfigurazio panela aurkitzen da eta eskumaldean aldiz, seinaleen bistaratzea gauzatzen da.



Irudia 21: Soluzioaren deskribapenaren bloke diagrama orokorra.



Irudia 22: Inpedantzia eta EKG seinaleen markaketarako erabili den GUIa eta eskaintzen dituen tresnak.

22. Irudian adierazten den lehenengo panelean, datu basetik markatu nahi den seinalea aukeratu daiteke, alde batetik paziente zenbakia eta bestetik arnasketa erritmoa aukeraturik. Lau dira arnasketa erritmoak, non bat arnasketa erritmo librea den eta beste hirurak pazienteari markatzen zaizkionak: 9, 12 eta 18 arnasketa minutuko. Panel honetan seinalearen bistaratzeko leihoa egokitzea ere posible da “Span” atalean bistaratu nahi diren segundo kopurua zehaztuz.

Bigarren panelean BI eta EKG seinaleen markaketa automatikoa gauzatzen da. Markaketa eskuz egitea posible izango litzatekeen arren, aurreko atalean azaldu den bezala, 16 ordu eta 40 minutuko datu basea osatu da eta beraz bideraezina izango litzateke horrelako lan astun bat hartzea. Markaketa prozesua ahalik eta efizienteen gauzatu ahal izateko, arnasketak eta bihotz taupadak automatikoki detektatuko dituzten algoritmoak garatu dira, `locateResp.m` izenekoa arnasketa seinalearentzat eta alternatibean analisisian hautatutako `wqrs.m` deiturikoa EKG seinalearentzat. Lehenengo algoritmoan posible da atalase maila bezala erabiliko diren arnasketen amplitudea eta arnasketen arteko distantzia zehaztea. Horretarako, panel honetan agertzen diren “Th” eta “Ref” parametroak bete behar dira. Behin datu guztiak sartuta, “OK” botoia sakatuz algoritmo automatikoa exekutatu da bi

seinaleetan arnasketa eta bihotz taupaden denbora markak irudikatuz, 21. Irudian ikus daitekeen bezala. Nahiz eta bi algoritmo hauek oso zehatzak izan, BI eta EKG seinaleak erreferentzia fidagarri gisa erabiliko direnez, nahitaezkoa da marka guztiak egoki kokatuta egotea. Horretarako, detekzio automatikoa gauzatu ondoren seinale guztien markak bananan banan aztertu eta txarto kokatutakoak zuzendu egin dira.

Aipatutako zuzenketa horiek egin ahal izateko, hirugarren eta laugarren paneletako tresnak erabiltzen dira. Hirugarren panela arnasketa seinalearen markak doitzera dago zuzenduta eta laugarren panela aldiz, EKG seinalearenak. “ADD” eta “DELETE” botoiak erabiliz markak gaineratu edo ezabatu egin daitezke, esaterako taupada bat detektatu ez bada marka bat gehitzeko edo taupada bat ez bada momentu egokian markatu, marka hori ezabatzeko. Bestalde, “CLEAR” botoia sakatuz seinale osoaren markak ezaba daitezke, detekzio automatikoko algoritmoa berriz ere exekutatu nahi izatekotan adibidez. Azkenik, “SAVE” botoiaren bitartez, markatutako arnasketa eta taupadak datu basean gordeko dira.

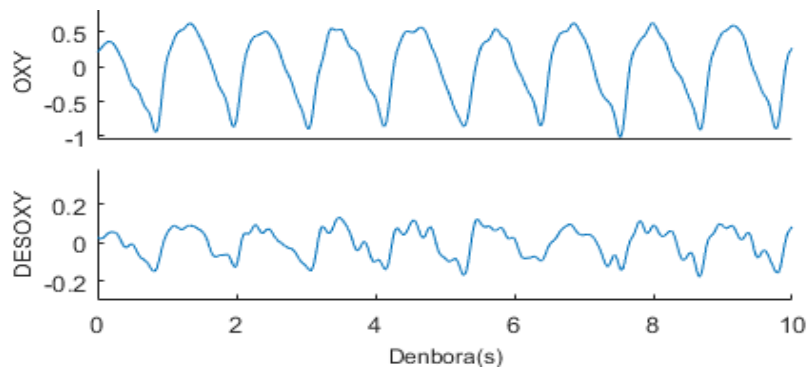
Gauzatutako denbora marken arrayak hasierako datu basearen egiturari gehitu zaizkio eremu berri modura, anotatutako datu basea sortuz. Gaineratu diren bi eremu berriak gorriz adierazita daude 4.Taulan eta honela izendatu dira: t_resp arnasketen denbora markak eta t_QRS taupaden denbora markak.

Izena	Balio/Datu mota	Deskribapena
ID	Integer	Pazientearen identifikazio zenbakia
Resp	String	Grabaketaren saioaren agertokia (Arnasketa librea, 9 min^{-1} , 12 min^{-1} , 18 min^{-1})
Channels	Cell Array	NI-DAQ eta NIRS sistemetatik jasotako seinaleen izenak (lehenengo lau zutabeak NI-DAQ sistemari dagozkio eta azkeneko hiru zutabeak NIRS sistemari)
Fs	Integer	Sinkronizatutako sistemaren laginketa maiztasuna (250 Hz , NIRS seinaleen berlangintzeagatik)
Signals	Array of doubles	NI-DAQ eta NIRS sistemetatik jasotako seinaleen anplitudeak (lehenengo lau zutabeak NI-DAQ sistemari dagozkio eta azkeneko hiru zutabeak NIRS sistemari)
Date	String	Grabaketarekin arinago hasi den sistemaren denbora seilua (funtzionatzen hasi den denbora unea)
Patient	Struct	Pazientearen datuak (sexua, adina, pisua eta altuera)
t_start_biopac	Integer	date denbora markatik hasita NI-DAQ txartelaz eskuratutako seinaleei kendu zaien denbora
t_start_nirs	Integer	date denbora markatik hasita NI-DAQ txartelaz eskuratutako seinaleei kendu zaien denbora
t_resp	Array of doubles	Arnasketen denbora markak segundotan
t_QRS	Array of doubles	Taupaden denbora markak segundotan

Taula 4: Datu base anotatuaren egitura. Gorriz datu base originalari gehitutako eremuak adierazten dira.

7.2. Taupaden detekziorako algoritmoa

Aurreko ataletan azaldu den bezala, PPG seinaletik pazientearen arnasketa eta bihotz maiztasunak lortu daitezke. Burmuineko oxigenazio kontzentrazio aldaketen seinaleek (oxyhemoglobina eta desoxyhemoglobina seinaleek), PPG seinalearen ezaugarri berdinak dituztela suposatuz, orain arte PPG seinaletik arnasketa eta bihotz maiztasuna lortzeko diseinatu diren algoritmoak oinarritzat hartuta, burmuineko oxigenazioarentzat algoritmo berriak diseinatu dira. Algoritmoen garapena oxyhemoglobina seinalearen gainean gauzatu da, honen kalitatea desoxyhemoglobina seinalearena baino hobea baita, 23. Irudian argi ikusten denez. Honen adierazgarri dira baita ere I eranskinean bildu diren desoxy seinalearekin lortutako emaitzak, oxy seinalearkin lortutakoak baino askoz eskasagoak direnak.

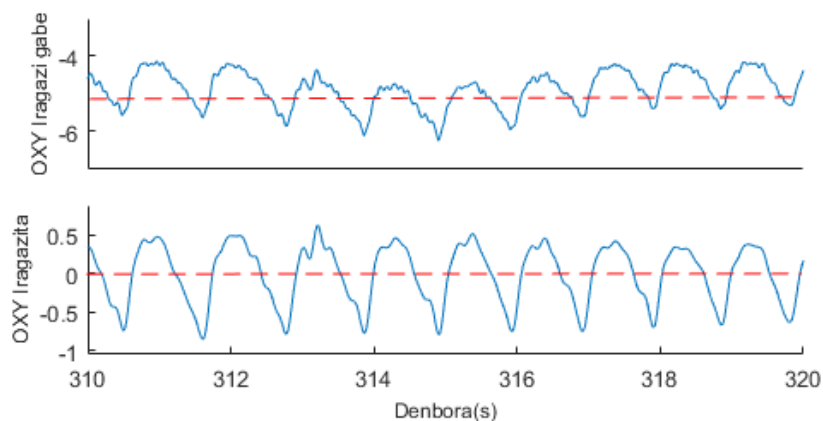


Irudia 21: Oxyhemoglobina eta Desoxyhemoglobina seinaleen arteko konparaketa, adibidean erakusten den moduan desoxy seinaleak zarata maila altuagoa du orokorrean eta taupaden detekziorako oxy seinalea baino desegokiagoa da.

Bi bizi konstante horiek lortzeko, lehendabizi OXY seinaletik bihotz taupaden detekzioa gauzatu behar da. Horretarako `peakDetector()` deituriko algoritmo bat diseinatu da eta hortik abiatuz beste hainbat algoritmo sortu dira bai arnasketa eta baita bihotz maiztasuna kalkulatu ahal izateko.

Aurretik hainbat aldiz aipatu den moduan, NIRS teknika odoleko kromoforo molekulek argian eragiten duten ahulduran oinarritzen da odolaren oxigeno kontzentrazioaren aldaketak neurtzeko. Bihotz taupada bakoitzean odol bolumena aldatu egiten denez, taupada bakoitzarekin ere sentsoreak detektatzen duen argi intentsitatea aldatu egingo da. Ondorioz, esan daiteke oxyhemoglobina seinalea EKG seinalearekin korrelatutako eta patroia periodikodun seinalea dela. Ezaugarri hauetan oinarrituz hortaz, posible izango da OXY seinaletik bihotz maiztasuna lortzea seinale honen pikoak detektatuz.

Algoritmo honetan egin den lehenengo gauza oxy seinalearen iragazketa izan da, horrela pikoak detekzio lana errazagoa izan dadin. Bihotz taupadak detektatzea denez helburua, erabili den iragazkia 0.4-5 Hz tarteko banda pasa iragazki bat izan da, hau da, 30 eta 300 taupada/min-ko tartea. Iragazki honen bitartez seinalearen offset-a, oinarritzko mailaren oszilazioak eta goi maiztasuneko zarata (sare elektrikoarena barne) iragazten dira, taupaden detekzioa erraztuz. 24. Irudian ikus daiteke iragazkia erabilia taupadak argiago identifikatzen direla oxyhemoglobina seinalean.



Irudia 22: Iragazi gabeko eta iragazitako oxyhemoglobina seinalearen 10 segundo.

Oxyhemoglobina seinalearen pikoak detektatzeko, MATLAB-ek eskaintzen duen `findpeaks()` funtzioa erabili da. Funtzio honek seinalearen pikoak kokapen eta anplitudeak kalkulatu ditu automatikoki. Kasu honetan, oxyhemoglobina seinalean begi bistaz minimoak maximoak baino argiagoak direnez (ikusi 24. Irudia), maximoak detektatu ordez minimoak detektatu dira. Horretarako `findpeaks()` funtzioari `oxy` seinalea alderantzizkatuta pasatu behar zaio. Seinaleaz gain, funtzio honi hainbat baldintza aplikatu ahal zaizkio pikoak identifikatzeko zehatzago izateko asmoarekin, adibidez, pikoak arteko distantzia minimoa (`MinPeakDistance`) edo maximo batek piko kontsideratzeko izan behar duen anplitude minimoa (`MinPeakHeight`).

Pikoak arteko distantzia minimoa pertsona osasuntsu batek izan dezakeen bihotz maiztasun handienak mugatzen du. Pertsona osasuntsu batek egoera arrunt batean izan ohi duen bihotz maiztasun handiena 150 taupada/minutukoa dela suposatuz, bi taupaden arteko distantzia minimoa 0.4 segundotakoa izango da, eta denbora tarte minimo hori izan da pikoak detektatzeko erabili den `MinPeakDistance` parametroa.

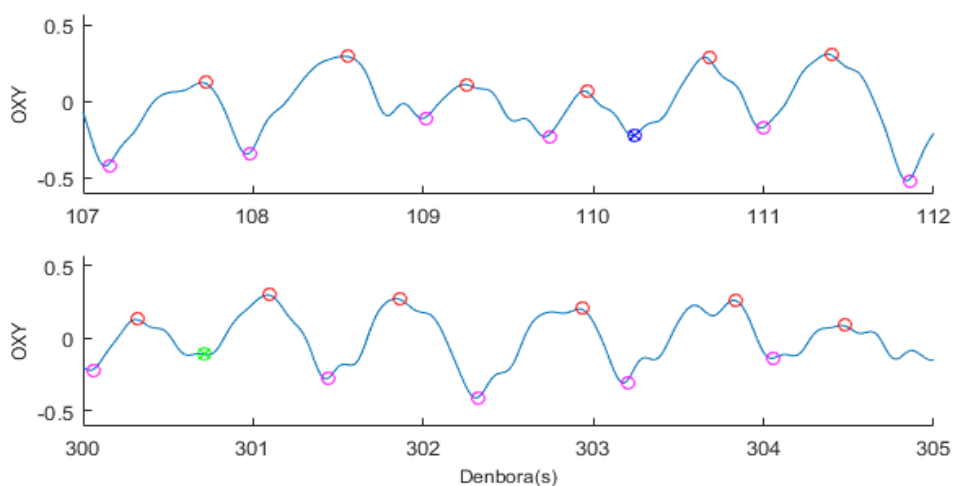
Piko batek izan behar duen anplitude maximoa zehaztea ordea konplexuagoa da. Izan ere, oxyhemoglobina seinalearen pikoak anplitudeak oso aldakorak dira. Hori dela eta, pikoak detektatu automatikoki `oxy` seinale osoari aplikatu beharrean, seinalearen 20 segundoko tarteak erabiliz exekutatu da, bakoitzean pikoak anplitudea moldakorra izanik. Tarte bakoitzean erabiliko den `MinPeakHeight` parametroa aurreko 20 segundotan estimatutako pikoak batz bestekoaren erdia izango da gutxi gora behera.

Nahiz eta `findpeaks()` funtzioari bi baldintza hauek ahalik eta modu zehatzenean aplikatu zaizkion, litekeena da hainbat taupada detektatu gabe gelditzea. Izan ere, seinalearen izaera aldakorra eta kanpo efektuak (ekipo eta sarearen zarata, pazientearen mugimenduak, etab.) direla eta, pikoak detektatzeko hutsegiteak izan ditzake. Algoritmoaren gabeziak betetzeko eta beraz taupaden detektazioa hobetzeko helburuarekin, `findpeaks()` funtzioaren osagarriak izango diren hainbat adabaki gehitu zaizkio `peakDetector()` algoritmoari.

Ezarri den lehenengo hobekuntzak bi taupaden artean (bi minimoen artean) denbora luzeegiak ekiditen ditu. Horrela detektatu gabeko taupadak zuzentzeko adabakia diseinatu da, FN ekiditzeko adabakia alegia. Honakoa gauzatzeko lehenbizi distantzia bat definitu da, pertsona osasuntsu batek izan dezakeen bihotz maiztasun minimoak mugatuko duena. Ohiko egoera batean pertsona osasuntsu batek duen bihotz maiztasun txikiena 30 taupada/minutukoa dela suposatuz, distantzia hau 2 segundotara ezarri da. Beraz, bi segundoren tartean ez bada minimorik detektatu, bigarren bilaketa bat gauzatu da berriz ere `findpeaks()` funtzioa aplikatuz. Bigarren azterketa honetan detektatzen diren pikoak minimo berri moduan markatu eta identifikatuak izan daitezten, bi baldintza bete beharko dituzte. Alde batetik, detektatutako minimoaren anplitudea aurreko eta ondorengo minimo kontsekutiboen anplitudeen erdia izan behar da gutxienez eta bestetik, minimo horren ondoko ondoko aurreko eta ondorengo minimoen artean gutxienez 0.3 segundoko distantzia egon behar da. Azkeneko baldintza hau minimo bikoitzak ekiditeko ezarri da.

Bigarren hobekuntza aplikatzeko, oxyhemoglobina seinalearen maximoak ere detektatu beharko dira. Horrela, bi maximoren artean minimo bakarra dagoela egiaztatu daiteke. Bi maximoren artean ez bada minimorik aurkitzen, piko horien artean minimo bat markatuko da, berriro ere FN ekidituz. Alderantziz, bi maximoren artean minimo bat baino gehiago detektatuz gero, lehendabizi minimo horien arteko distantzia 0.3 baino txikiagoa dela egiaztatzen da, detekzio bikoitza egin dela ondorioztatuz. Egoera hori ematen bada, detektatutako minimoetatik bakarra utzi eta gainerakoak ezabatu egiten dira, FP ekiditzeko adabakia diseinatu da beraz.

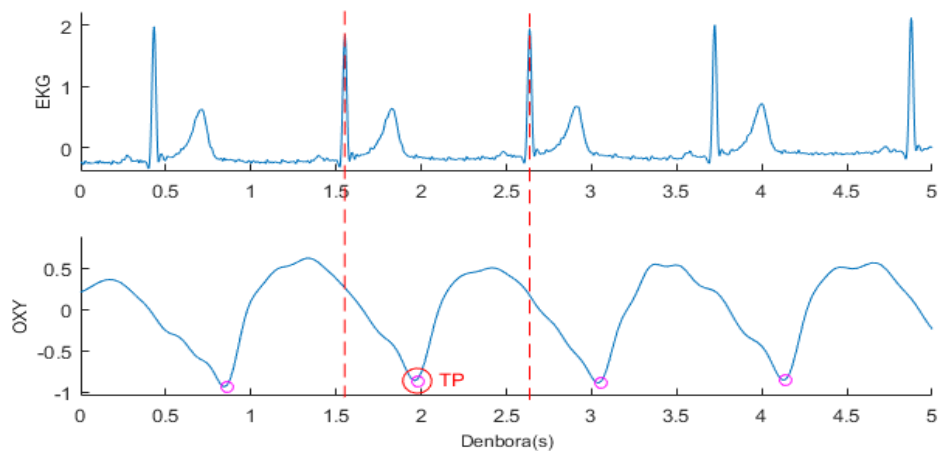
25. Irudian `peakDetector()` algoritmoa exekutatzekoan lortzen diren emaitzen adierazpen grafiko bat erakusten da adibide moduan. Bertan, kolore desberdinez adierazten da pikoaren detekzioaren fase bakoitza. Alde batetik, lehenengo bilaketarekin detektatutako maximo eta minimoak gorritz eta arrosez irudikatu dira hurrenez hurren. Bestetik, aplikatutako hobekuntzekin detektatutako minimoak urdinez (lehenengo adabakia aplikatzerakoan) eta berdez (bigarren adabakia aplikatzerakoan) adierazi dira.



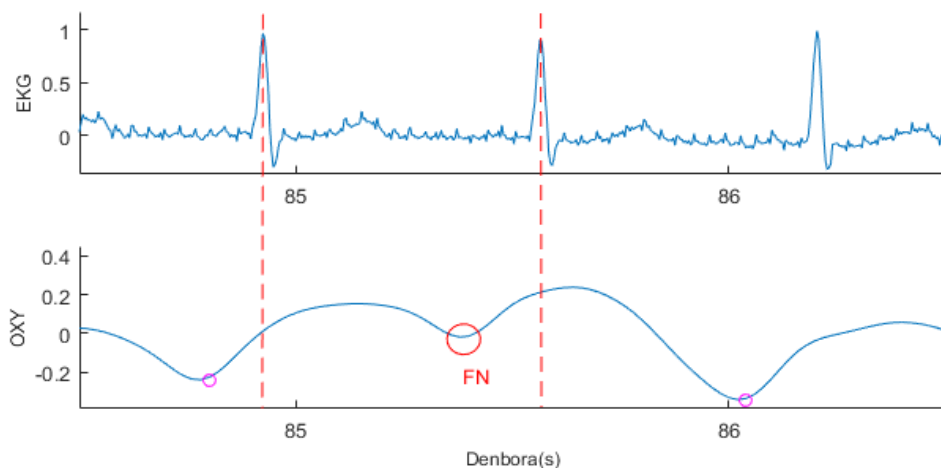
Irudia 23: Pikoaren detekzio algoritmoaren adierazpen grafikoa. Gorritz maximoak, arrosez minimoak, urdinez lehenengo adabakiarekin detektatutako minimoa eta berdez bigarren adabakiarekin detektatutakoa.

Diseinatutako algoritmoaren eraginkortasuna ebaluatzeko, aurretik definitu eta azaldutako sentsibilitatea (Se) eta balio aurre-esangai positiboa (PPV) kalkulatu dira. Alternatibean analisisan aurkeztutako 8. eta 9. ekuazioetan ikus daitekeen moduan, Se eta PPV balioak TP, FP eta FN parametroen menpekoak dira. Parametro hauek kalkulatzeko, EKG seinaletik lortutako erreferentzia fidagarritzko denbora markak eta oxyhemoglobina seinaletik lortutako denbora markak erabiliko dira. Kontutan izanda oxyhemoglobina seinalea EKG seinalearekin alderatuz 0.5 segundo inguru atzeratuta dagoela, EKG seinaleko ondoz ondoko bi taupaden artean, oxyhemoglobina seinalean minimo bat egon beharko da. Hori gertatzen denean, minimo hori TP gisa zenbatuko da. Aldiz, minimorik ez egotearen kasuan, FN bezala hartuko da eta minimo bat baino gehiago egotekotan berriz, horietariko bat TP izango da eta gainerakoak FP.

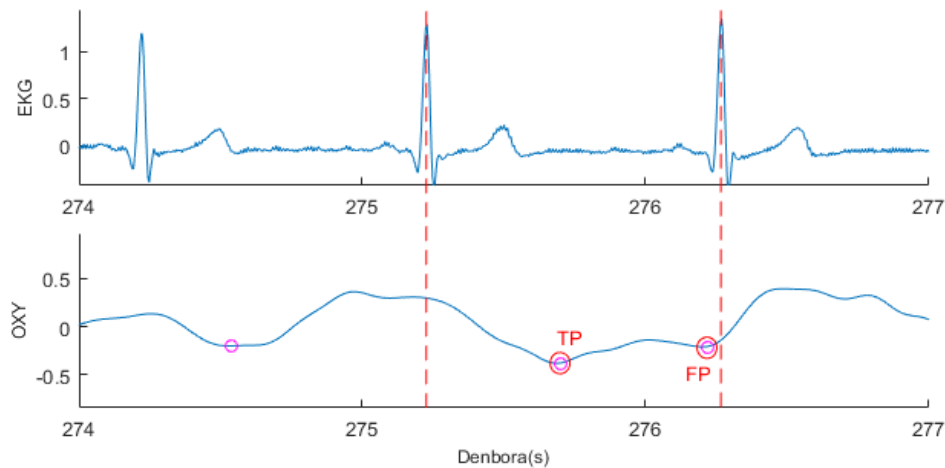
Hurrengoko irudietan azaldutako kasu desberdinak erakusten dira. 26. Irudian TP gisa identifikatutako minimo bat, 27. Irudian FN bezala identifikatutako bat eta azkenik 28. Irudian FP moduan markatutako bat eta TP bezala identifikatutako beste minimo bat erakusten dira.



Irudia 24: TP bezala hartutako minimoa, EKG seinalearen bi taupaden artean minimo bakarra egoteagatik.



Irudia 25: FN gisa kontsideratutako minimoa, EKG seinalearen bi taupaden artean ez baita minimorik detektatu.



Irudia 26: TP eta FP bezala hartutako minimoak, EKG seinalearen bi taupaden artean bi minimo detektatu baitira.

Pikoen detekzioaren algoritmo honetan lortutako emaitzak, hau da, Se eta PPV balioak, I eranskinean aurkezten dira, algoritmoan konfiguragarri diren hainbat parametroren menpe.

7.3. Bihotz maiztasunaren kalkulua

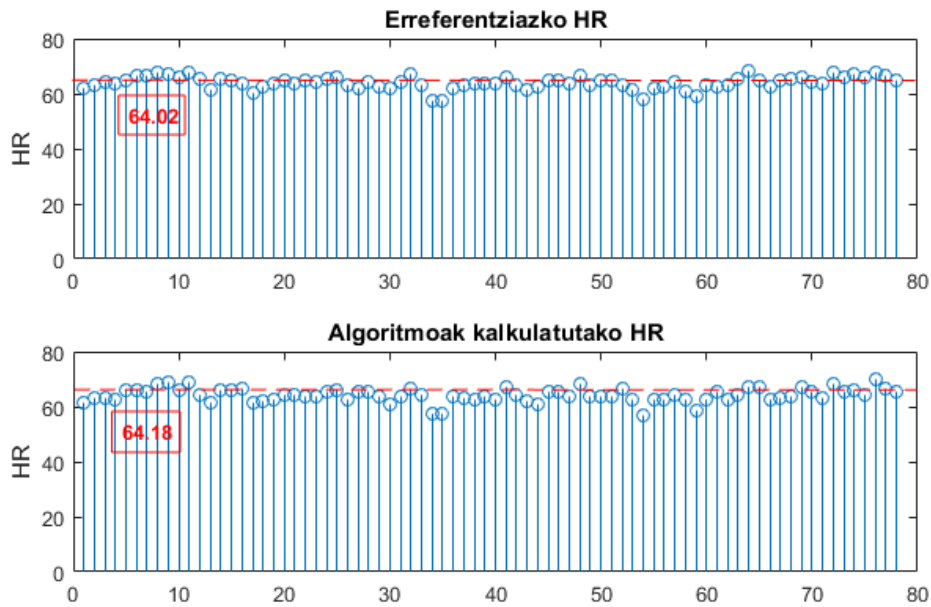
Proiektu honetan, hainbat algoritmo garatu dira bihotz maiztasunaren estimazioa gauzatzeko. Alde batetik, aurreko atalean azaldutako pikoen detekzioa oinarritzat hartzen duen algoritmoa, eta bestetik, seinalearen periodikotasunean oinarritutakoa (korrelazioa, AMDF eta FFT metodoak erabiliz).

7.3.1. Pikoen detekzioan oinarritutako HR kalkulua

Oxyhemoglobina seinalearen minimoen detekzioan oinarritzen den HR kalkulua gauzatzeko, lehenbizi minimoen posizioak gordetzen dituen arraya segmentutan zatitu da, analisi denbora bezala definitu dena eta segmentu horiek euren artean gainezarri dira, gainezarmen hori feedback denbora moduan izendatu delarik. I eranskinean ikus daitekeen bezala, analisi eta feedback denbora desberdinak erabilia ondorioztatu da denbora luzeagoek emaitza hobek ematen dituztela. Beraz, analisi denbora 10 segundotan ezarri da eta feedback denbora aldiz 7.5 segundotan. Seinalearen segmentu bakoitzeko, minimoen arteko denbora kalkulatu da, ondoren denbora tarte horien mediana kalkulatu. Hori eginez, segmentu bakoitzeko bihotz taupaden periodoa lortu da, \overline{RR} edo RR denbora tarteen mediana, eta periodo hori 14. ekuazioan aplikatuta, segmentu bakoitzeko bihotz maiztasuna (HR) kalkulatu litzateke. 30. Irudian algoritmo honen bloke diagrama orokorra ikus daiteke.

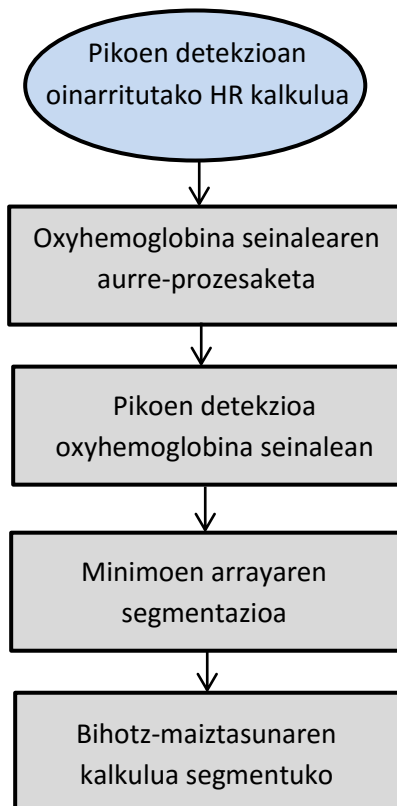
$$HR = \frac{60}{\overline{RR}} \quad (14)$$

EKG seinaletik ateratako bihotz-maiztasuna kalkulatzeko aurreko prozesu berdina jarraitu behar da baina kasu honetan ere taupaden periodoa lortzeko, taupaden denbora marken (t_QRS arrayean gordeta daudenak) mediana kalkulatu. 29. Irudian oxy seinaletik eta EKG seinaletik lortutako bihotz-maiztasunen alderaketa bat erakusten da. Ikus daiteke nahiko balio antzekoak lortzen direla.



Irudia 27: EKG seinaletik eta oxyhemoglobina seinaletik lortutako bihotz-maiztasunen alderaketa

I eranskinean, oxyhemoglobina seinaletik lortutako bihotz-maiztasunen emaitzak erakusten dira, erreferentziatzat hartutako EKG seinaletik lortutako bihotz-maiztasunen emaitzekin alderatuta.



Irudia 28: Pikoen detekzioan oinarritutako bihotz-maiztasunaren kalkulua gauzatzen duen algoritmoaren bloke diagrama.

7.3.2. Seinalearen periodikotasunean oinarritutako HR kalkulua

Oxyhemoglobina seinalearen izaera periodikoa baliatuz, seinale periodikoen oinarritzko frekuentzia ateratzen duten hiru teknika erabili dira proiektu honetan bihotz-maiztasunaren kalkulua gauzatzeko. Teknika horiek hurrengoak dira: korrelazioa, AMDF (Average Magnitude Difference Function) eta FFT (Fast Fourier Transform).

Aipatutako edozein teknika aplikatu aurretik, pikoaren detekzioan bezala, oxyhemoglobina seinalearen aurre-prozesaketa bat gauzatu behar da. Horrela, seinale garbiago bat izanda oinarritzko frekuentzia lortzeko teknikak modu eraginkorrago batean aplikatu ahal izango dira. Kasu honetan ere seinalearen iragazketa bat egin da, 0.4-5 Hz tarteko banda pasako iragazki bat erabilia.

Algoritmo honetan ere, oxy seinalearen segmentazioa gauzatu da. Segmentazioa egiteko aurretik azaldutako prozesua jarraitu da: seinalea 10 segundotako segmentutan zatitu da 7.5 segundotako gainezarmenarekin. Hala ere, bi parametro hauek doigarriak dira eta baita iragazkia ere aurreko algoritmoan gertatzen zen bezala. Seinalea aurregokitu eta segmentatu ondoren, jarraian azalduko diren hiru teknikak aplikatu zaizkio seinaleari, ondoren segmentu bakoitzeko bihotz-maiztasunak kalkulatzeko.

Segmentazio prozesuarekin lortu nahi dena seinalearen periodikotasuna hobetzea da, horrela tekniken eraginkortasuna handitzeko. Izan ere, oxyhemoglobina seinalea nahiko errepikakorra den arren ez da guztiz periodikoa. Ondorioz, segmentazio gauzatu gabe hiru teknika hauek aplikatuz gero, bihotz maiztasunaren estimazioa ez litzateke guztiz egokia izango.

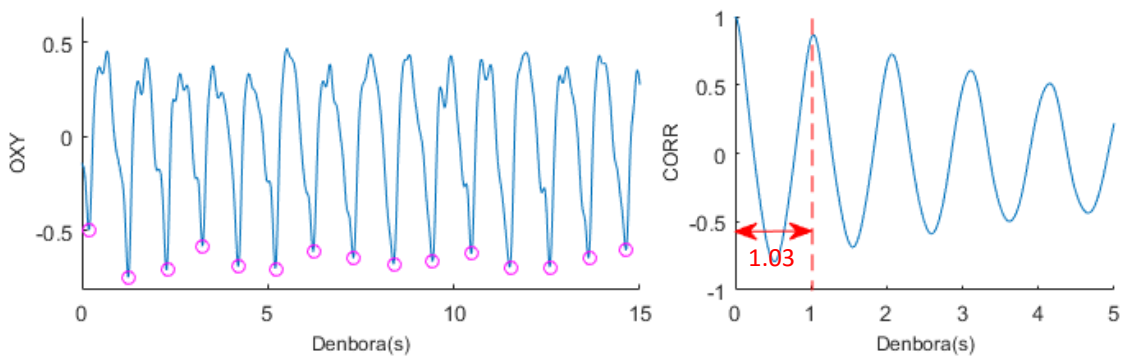
Korrelazioa

Autokorrelazio metodoaren formula hurrengoa da, non x intereseko seinalea den eta N parametroa seinalearen lagin kopurua:

$$R_{xx} = \frac{1}{N - m} \sum_{k=0}^{N-m} x(k) \cdot x(k + m) \quad (15)$$

Seinale guztiz periodikoetan, periodoa T_0 izanik, autokorrelazio seinalearen maximoak $T_0, 2 T_0, 3 T_0 \dots$ puntuetan eroriko dira. Lehenengo maximoak seinalearen periodoa adieraziko du [28].

Autokorrelazio seinalearen lehenengo maximoak beraz, oxy seinalearen oinarritzko frekuentzia adierazten du. 31. Irudian ikus daitekeen bezala, lehenengo maximoa 1.1 segundoan dago kokatuta eta horrek adierazten du oxyhemoglobinarekin 15 segundo horien batz besteko bihotz maiztasuna 58.25 taupada/minutukoa dela ($60/1.03$ s). Oxyhemoglobina seinalean behatu daiteke 15 taupada daudela, hau da, 60 taupada/minutuko bihotz-maiztasuna lortuko litzateke.



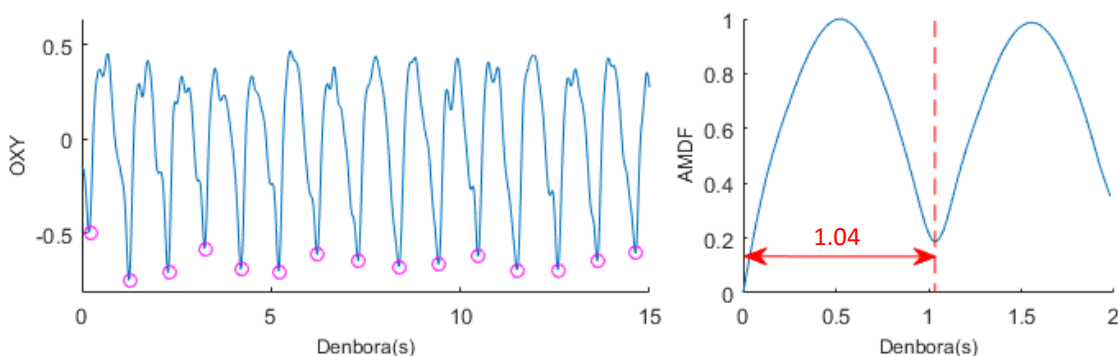
Irudia 29: Oxyhemoglobina seinalearen 15 segundoak eta horiei dagokien autokorrelazio seinalea.

AMDF

AMDF metodoa ahots prozesaketan erabiltzen den metodoa da. Teknika honek, ahots seinaleen tonua ateratzea ahalbidetzen du eta autokorrelazio metodoaren oso antzekoa da. Metodo honetan, jatorrizko seinalearen eta seinale atzeratuaren arteko diferentzia kalkulatu, seinale berri bat sortzen da non autokorrelazioan ez bezala, ez dago biderkaketaren beharrik, eta horri esker, prozesaketa arintzen da [29][30]. AMDF metodoaren formula 16.ekuazioan erakusten da. Kasu honetan, izaera guztiz periodikoa duen seinale baten periodoa T_0 dela suposatuz, AMDF seinalearen minimoak $T_0, 2 T_0, 3 T_0...$ puntuetan jausiko dira, lehenengo minimoak beraz seinalearen periodoa adierazten duelarik.

$$D_{xx} = \frac{1}{N-m} \sum_{k=m}^{N-m} |x(k) - x(k-m)| \quad (16)$$

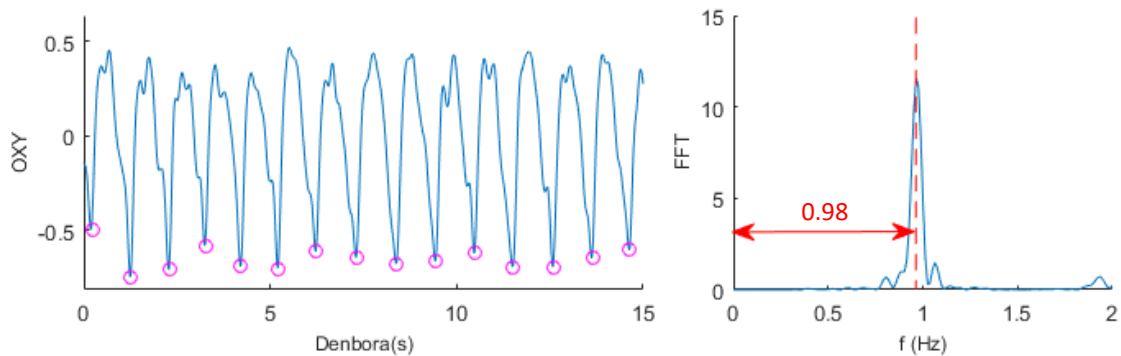
AMDF teknika erabilia hortaz, oinarrizko frekuentzia adierazten duen puntua ez da lehenengo maximo autokorrelazioan gertatzen den moduan, baizik eta lehenengo minimoa. Kasu honetan, 32. Irudian ikusten den moduan minimo hori AMDF seinalearen 1.04 segundoan gertatzen da. Hortik ondorioztatzen da bihotz-maiztasuna 57.7 taupada/minutukoa dela, oxyhemoglobina seinaleetik lortzen diren 60 taupada/minutuko maiztasunaren oso antzekoa.



Irudia 30: Oxyhemoglobina seinalearen 15 segundoak eta horiei dagokien AMDF seinalea.

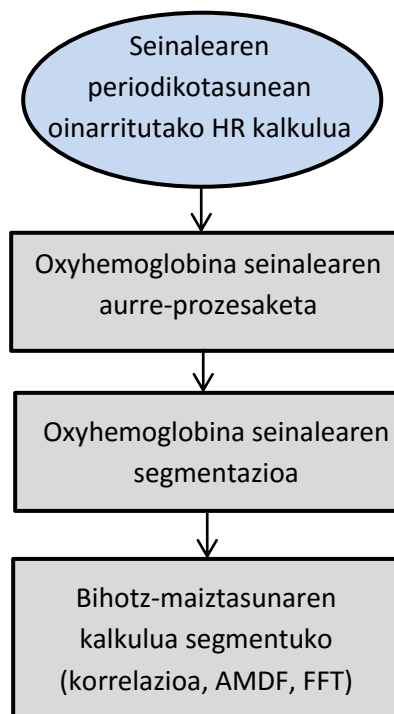
FFT

Oxyhemoglobina seinalearen Fourierren transformatua gauzatzuz seinale horren oinarrizko frekuentzia lortzea ere posible da. Beste kasu honetan maiztasun hori FFT seinalearen piko maximoaren bitartez dago adierazita. 33. Irudian ikus daiteke piko hori 0.98 Hz-tara dagoela. Beraz, FFT teknika erabiliz lortzen den bihotz-maiztasuna 58.8 taupada/minutukoa da ($60 \cdot 0.98 \text{ Hz}$). Balio hori oxy seinale originaletik lortzen diren 60 minutuko taupadetatik oso hurbil gelditzen da.



Irudia 31: Oxyhemoglobina seinalearen 20 segundoak eta horiei dagokien FFT seinalea.

Jarraian, oxyhemoglobina seinalearen izaera periodikoan oinarritzen den algoritmoan jarraitu diren pausoak erakusten dira bloke diagrama orokor batean:



Irudia 32: Seinalearen periodikotasunean oinarritutako bihotz-maiztasunaren kalkulua gauzatzeko algoritmoaren bloke diagrama.

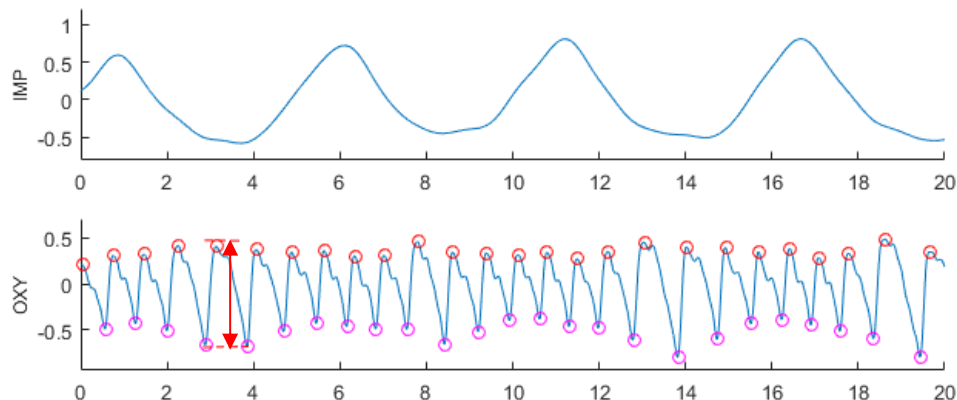
7.4. Arnasketa maiztasunaren kalkulua

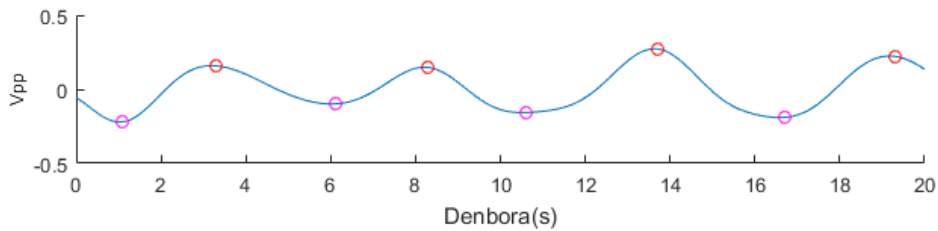
Pazientearen arnasketa maiztasuna kalkulatzeko lehenengo pausoa, gainerako algoritmoetan egin den bezala, oxyhemoglobina seinalearen aurre-prozesaketa izan da. Seinalea oraingoan ere 0.4-5 Hz artean definitutako banda pasa iragazki batekin iragazi da seinalea beraren zarata, kanpo zarata eta baita pazientearen mugimenduak ezabatzeko, horrela ahalik eta seinale garbiena edukitzeko asmoz. Seinalearen kalitatea zenbat eta hobea, orduan eta errazagoa izango baita hurrengoko prozesua gauzatzea.

Behin oxyhemoglobina seinalea prest dagoela, arnasketa seinalearen kalkulu edo estimazioa hasten da. Algoritmoaren atal honetan, sarrera eta testuinguruan azaldu den bezala, arnasketak burmuineko oxigenazio seinalea modulatzeko duela baliatuz, hau da, seinalearen anplitude eta zabaleran eragina duela, arnasketa seinale bat sortu da. Honakoa gauzatzeko eta azaldutako oxy seinalearen ezaugarrietan oinarrituz, hiru metodo desberdin planteatu dira oxyhemoglobina seinalean kokatutako denbora marketatik abiatuz. Erabili diren hiru metodoak hurrengoak dira: lehenengo metodoa seinalearen anplitude aldaketetan oinarritzen da, bigarrena seinalearen zabalera aldaketetan oinarrituta dago eta azkenik hirugarren metodoak, aurreko bi ezaugarriak bateratzen ditu.

7.4.1. Seinalearen anplitude aldaketetan oinarritutako metodoa

Oxyhemoglobina seinalearen pikoen anplitudeak kalkulatzeko, pikoen detekzio algoritmoarekin kalkulatzeko minimoen markak erabili dira. Metodo honetan, bi minimoen artean `findpeaks()` funtzioa aplikatu da seinalearen maximoak kalkulatzeko eta horrela, piko bakoitzaren altuera estimatu ahal izateko. Pikoen anplitudeak V_{pp} bezala definitutako array batean gorde dira eta array hori irudikatuz, benetako arnasketaren estimazio bat den seinale bat sortu da. Arnasketa estimazioa hobea lortu ahal izateko, lehenbizi V_{pp} arraya interpolatu egin da 10 Hz-tako laginketa maiztasunarekin. Honez gain, suposatuz pertsona osasuntsu batek gutxienez 4 arnasketa/minutuko eta gehienez 25 arnasketa/minutuko egingo dituela, interpolatutako seinalea 0.06-0.42 Hz arteko banda pasako iragazki baten bitartez iragazi da. Hau da, seinalea arnasketa frekuentzia bandan iragazi da. Modu honetan, estimatutako seinalea benetako arnasketa seinalearen ahalik eta antza handiena izatea lortu nahi da. Azkenik, seinale honetatik arnasketa maiztasuna lortzeko, pikoen detekzio algoritmoa pasatu zaio maximo eta minimoak kalkulatzeko. 35. Irudian metodo honen adibide bat ikus daiteke.

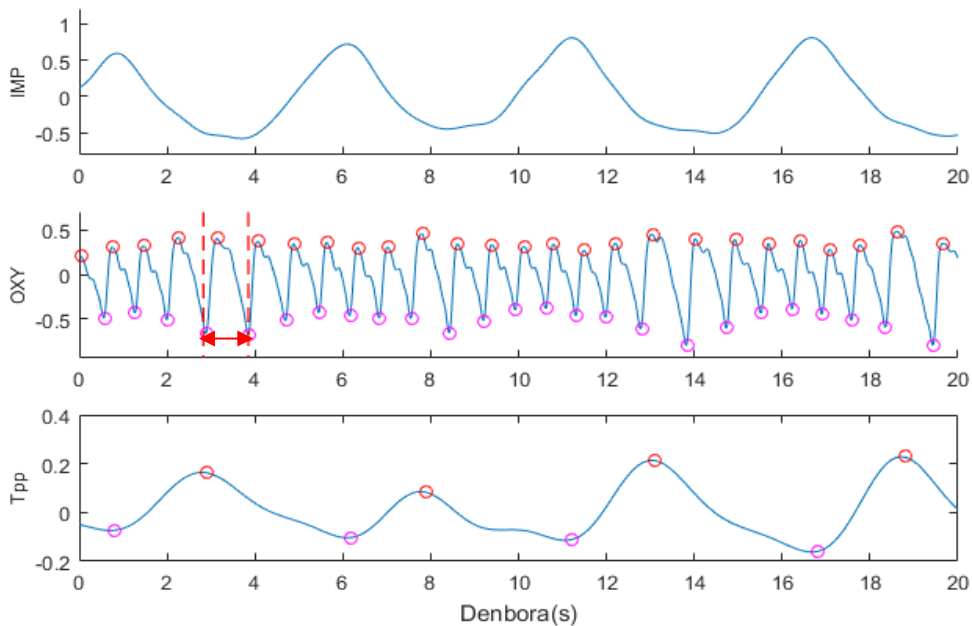




Irudia 33: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. Vpp: Oxy seinalearen pikoien anplitudean oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.

7.4.2. Seinalearen zabalera aldaketetan oinarritutako metodoa

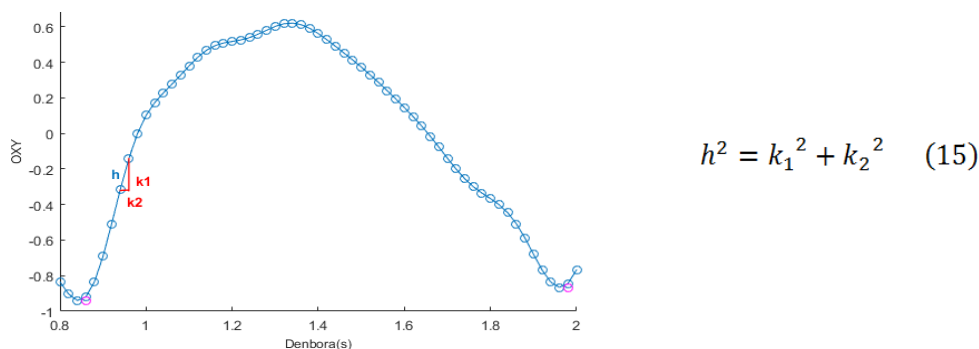
Bigarren metodo honetan, oxyhemoglobina seinalearen piko minimoen denbora markak erabiliko dira seinalearen pikoien zabalera kalkulatzeko. Horretarako, `diff()` funtzioa erabili da. Funtzio honen bitartez marken arteko denbora diferentziak baino ez dira kalkulatu behar pikoien zabalera lortzeko. Pikoien zabalera `Tpp` izendatutako array batean gorde dira eta array honekin ere benetako arnasketa seinalearen estimazioa den seinale bat sortu da. Estimazioak ahalik eta kalitate onena izan dezan, kasu honetan ere interpolazioa eta iragazketa aplikatu zaizkio `Tpp` arrayari, aurreko metodoan aipatutako parametro berdinak erabiliz. Anplitudearen metodoan bezala pikoien detekzioa ere aplikatu zaio aurrerago arnasketa maiztasunaren kalkulua gauzatu ahal izateko. Metodo honen erakusgarri bat hurrengo irudian aurkezten da, 36. Irudian.



Irudia 34: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. Tpp: Oxy seinalearen pikoien zabalera oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.

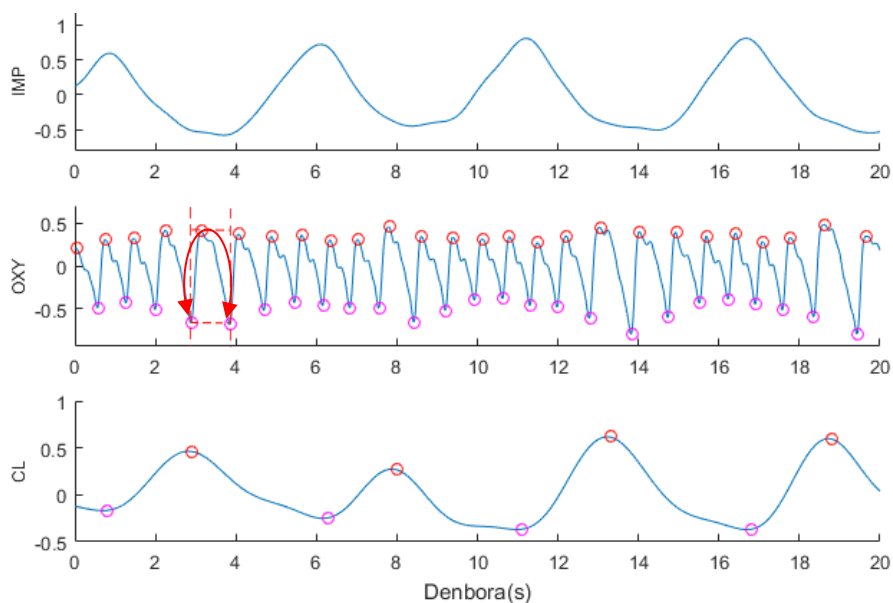
7.4.3. Seinalearen anplitude eta zabalera aldaketetan oinarritutako metodoa

Hirugarren eta azkeneko metodo honek aurretik azaldutako bi metodoak bateratzen ditu, hau da, oxyhemoglobina seinalearen pikoan anplitudea eta zabalera aldaketan konbinazio bat da. Hori lortzeko, seinalearen pikoan kurba kalkulatu da. Kurbaren kalkulua egiteko Pitagorasek teorema (15) aplikatu da kurba hori osatzen duten laginen arteko zuzen bakoitzean, modu horretan, zuzen horien luzerak kalkulatu. Luzera guzti horiek batuz piko bakoitzaren kurbaren luzera lortzen da.



Irudia 35: Pitagorasek teorema oxyhemoglobina seinalearen bi laginen artean aplikatuta.

Pikoan kurben luzerak ere array batean gorde dira, kasu honetan CL izendatutako arrayean. Metodo honetan berriro ere errepikatuko dira lortutako arrayari aplikatuko zaizkion prozesaketak. Beraz, CL seinalea interpolatu eta iragazi egingo da 10 Hz eta 0.06-0.42 Hz-tan hurrenez hurren. Jarraian, 38. Irudian, erakusten da azken metodo honen adibide bat, zeinetan behatu daitezkeen lortzen den arnasketa seinale estimatua benetakoaren oso antzekoa dela eta pazienteak egindako arnasketa kopurua bat datorrela benetako seinalean agertzen denarekin.



Irudia 36: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. CL: Oxy seinalearen pikoan zabalera oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.

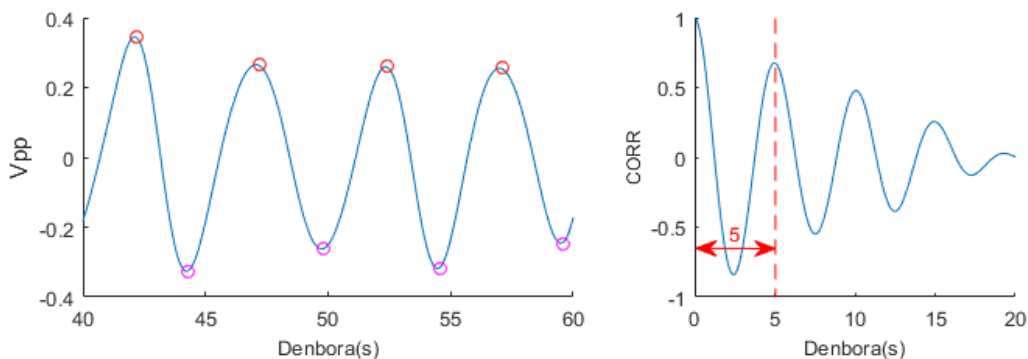
7.4.4. Seinalearen periodikotasunean oinarritutako algoritmoak

Azaldutako hiru metodoak erabiliz, oxyhemoglobina seinaletik abiatuz arnasketa seinalea estimatzea lortu da. Algoritmoaren hurrengo pausoa seinale honetan oinarrituz pazientearen arnasketa maiztasuna kalkulatzeko da. Aurreko irudietan ikus daitekeen bezala, lortzen diren arnasketa seinaleak izaera periodikoa dute. Hori dela eta, bihotz maiztasunaren kalkulurako erabilgarriko metodo berdinak aplikatu dira arnasketa maiztasuna kalkulatzeko, salbuespen batekin, kasu honetan FFT metodoaren ordez Lomb-Scargle metodoa erabili da. Hortaz, pazientearen arnasketa maiztasunaren estimaziorako hurrengo metodoak erabili dira: korrelazioa, AMDF eta Lomb-Scargle.

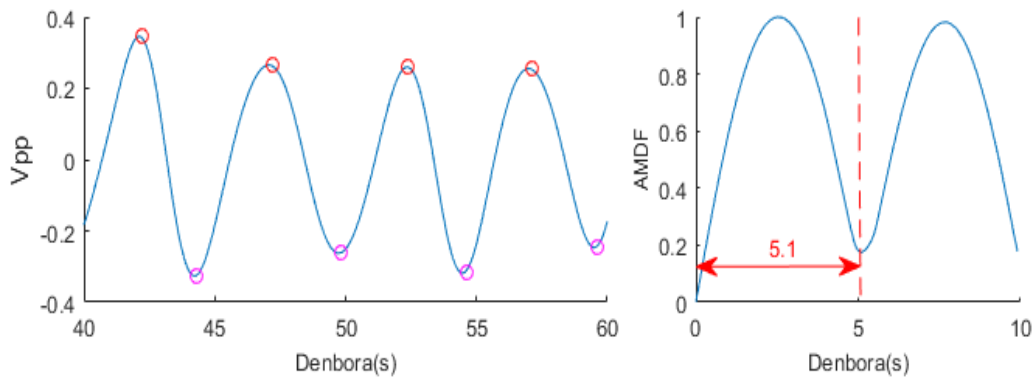
Arnasketa seinale estimatuari hiru metodo hauetariko edozein aplikatzerako orduan, bihotz maiztasunaren kalkuluan bezala, arnasketa seinalea segmentatu egin da. Izan ere, nahiz eta seinaleak izaera ia-periodikoa duen, oxyhemoglobina pikoen ezaugarriak ez dira konstante mantentzen denbora zehar eta ondorioz estimatutako arnasketa seinalea ez da guztiz periodikoa izango. Periodikotasun hori hobetzeko beraz, gauzatu da segmentazioa. Arnasketa maiztasunaren kalkularen kasuan ere segmentazio prozesuaren parametroak (analisi eta feedback denborak) doigarriak izango dira. Baina arnasketa maiztasuna bihotzarena baino geldoagoa denez, denbora hauek luzatu egingo dira. I eranskinean ikus daitekeen bezala, 30-60 segundo arteko analisi denborarekin eta horien %25-%75 arteko feedback denborekin froga desberdinak egin dira ondorioztatuz feedback denborak ez duela emaitzetan eraginik baina analisi denbora zenbat eta handiagoa izan orduan eta emaitza hobekiago lortzen direla. Hori dela eta, arnasketa seinalea 60 segundoko segmentutan zatitu da 45 segundoko gainezarmenarekin.

Korrelazioa eta AMDF

39. eta 40. irudietan aurretik azaldutako korrelazio eta AMDF metodoen adibideak erakusten dira. Arnasketa seinalearen 20 segundotan lau arnasketa identifikatu dira, beraz, arnasketa maiztasuna 12 arnasketa/minutukoa izango da. Korrelazioaren kasuan, lehenengo piko maximoa korrelazio seinalearen 5. segundotan jausten da ondorioztatuz korrelazioarekin 12 arnasketa/minutuko maiztasuna lortzen dela ($60/5$ s). AMDF seinalean 5.1 segundotan gertatzen da lehenengo piko minimoa eta beraz lortzen den maiztasuna 11.76 arnasketa/minutukoa da ($60/5.1$ s). Beraz esan daiteke bi metodoak erabiliz benetako arnasketa maiztasuna modu egokian estimatzen dela.



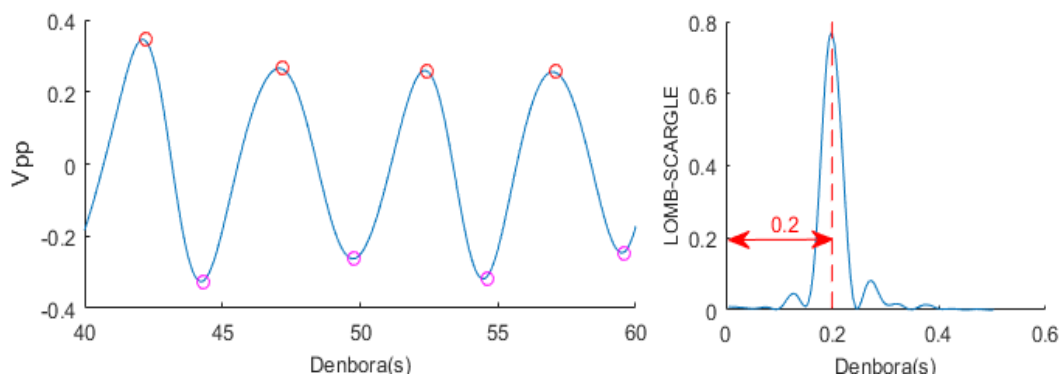
Irudia 37: Arnasketa seinale estimatuaren 20 segundo eta horiei dagokien korrelazio seinalea.



Irudia 38: Arnasketa seinale estimatuaren 20 segundo eta horiei dagokien AMDF seinalea.

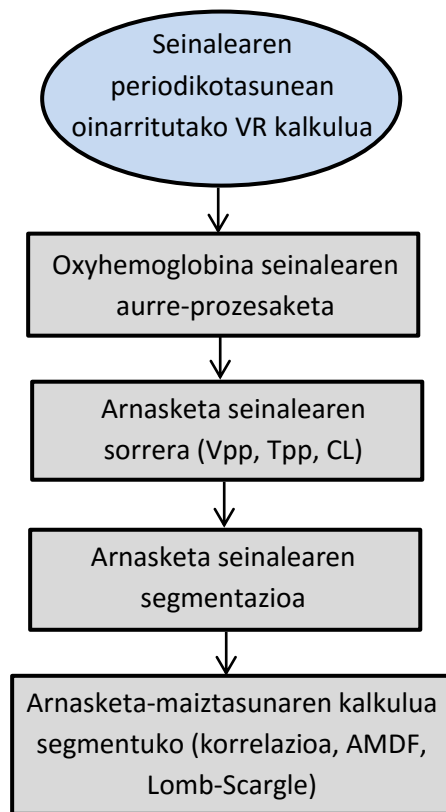
Lomb-Scargle

Arnasketa maiztasuna kalkulatzeko erabili den hirugarren metodoa Lomb-Scargle metodoa izan da. Lomb-scargle metodoa uniformeki lagindu ez den seinaleen espektroa estimatzeko metodorik hedatuena da [31]. Labur deskribatuta, Lomb-Scarglek garatutako metodoak osagai espektralak estimatzen ditu minimo karratuen estimazio bat eginaz. Matlaben metodoa plomb() funtzioaren bitartez inplementatuta dago, eta zuzenean prozesatzen ditu taupada bakoitzetik ateratako anplitude, denbora edota kurba luzera markak. Gero seinalearen espektroa aztertuta, seinale horren oinarrizko maiztasuna kalkula daiteke. FFT metodoan bezala, Lomb-Scargle metodoak sortzen duen seinalearen piko maximoa identifikatuz posible da arnasketa maiztasuna estimatzea. Irudian ikus daitekeen bezala, arnasketa seinaleak ematen duen maiztasuna 12 arnasketa/minutukoa da eta metodo honen bidez lortzen dena ere maiztasun berdina da ($60 \cdot 0.2$ Hz). Beraz, Lomb-Scargle metodoarekin ere arnasketa-maiztasuna modu egoki batean estimatu daiteke.



Irudia 39: Arnasketa seinale estimatuaren 20 segundo eta horiei dagokien Lomb-Scargle seinalea.

Hurrengo irudian (42.Irudia) arnasketa maiztasunaren kalkulurako diseinatutako algoritmoan emandako pausoak erakusten dira bloke diagrama moduan. Bestalde, algoritmo honetan erabilitako metodo desberdinekin lortutako emaitzak I eranskinean aurkezten dira.



Irudia 40: Seinalearen periodikotasunean oinarritutako arnasketa-maiztasunaren kalkulua gauzatzen duen algoritmoaren bloke diagrama.

8. Metodologia

Dokumentuaren atal honetan bi kontzeptu desberdin aurkezten dira. Alde batetik, proiektuaren garapenerako beharrezkoak izango diren errekurtsoak eta bestetik, proiektuan zehar aurrera eramango diren lan paketeen deskribapena eta antolaketa.

8.1. Erabilitako errekurtsoak

5. Taulan proiektu osoan zehar erabiliko diren hardware eta software materialen deskribapena erakusten da. Errekurtso guztiak BioRes ikerkuntza taldearen jabetza dira eta material amortizagarri bezala definituko dira aurrekontuaren atalean.

ID	Materiala
MA1	Mahai gaineko HP ordenagailua
MA2	Inprimagailua
MA3	Windows XP sistema eragilea
MA4	Banakako lizentziako Matlab 2015b
MA5	Seinale prozesaketarako Matlab Toolbox-a
MA6	Datuen eskuratzeko Matlab Toolbox-a
MA7	Analisi estatistikorako Matlab Toolbox-a
MA8	Microsoft Office 2010

Taula 5: Erabilitako hardware eta software errekurtsoak

8.2. Lan paketeen deskribapena

Edozein proiekturen garapena hasi aurretik, nahitaezkoa da proiektu horretan parte hartu duten partaide edo langileak zeintzuk diren eta bakoitzaren zeregin eta eginkizunak zehaztea. Gainera, partaide horietako bakoitzaren lan-paketeen iraupena eta mugak definitzea ezinbestekoa da proiektua ahalik eta modu efiziente eta kontrolatuan aurrera eraman ahal izateko. Hortaz, dokumentuaren atal honetan alde batetik, lan taldea aurkeztuko da eta bestetik lan-talde horrek gauzatutako lan paketeak. Gainera proiektuan zehar dauden mugarri eta entregagaiak ere azaltzen dira.

8.2.1. Lan taldea

Hurrengo taulan proiektu honen lan-taldearen partaideak aipatu eta horietariko bakoitzaren kargua eta eginkizuna definitzen dira.

Identifikatzailea	Kargua	Izena	Eginkizuna
G1	Proiektu zuzendaria	Unai Irusta	Proiektua planteatu, zuzendu eta gainbegiratzearen arduraduna
G2	Junior ingeniaria	Goiuri Peralta	Proiektuaren egilea

Taula 6: Proiektuaren lan-taldea

8.2.2. Lan-paketeak

Jarraian aurkezten diren tauletan proiektuan zehar definitu diren lan-paketeak aurkezten dira. Lan-pakete bakoitzean fase horren deskribapena eta azpi-lanak azaltzen dira, bakoitzaren hasiera eta amaiera datak eta iraupena zehaztuz.

Proiektuaren lehenengo fasea:

LP1	Hasiera data	Bukaera data	Iraupena (egun)
PROIEKTUAREN KUDEAKETA: Proiektuaren garapen egokia egiaztatzeko aurrera eraman beharreko jarraipen eta kudeaketa	2016/02/29	2016/10/12	120
LP1.1: Proiektuan zehar eta beraren itxiera-arte koordinazio, ikuskapen eta kudeaketa lanak	2016/02/29	2016/10/12	120

Taula 7: Lehenengo lan-paketea

Proiektuaren bigarren fasea:

LP2	Hasiera data	Bukaera data	Iraupena (egun)
PROIEKTUAREN PRESTAKUNTZA: Proiektuaren nondik-norakoaren zehaztapena eta proiektua gauzatu aurretik beharrezkoak diren ezagutzen eskurapena	2016/02/29	2016/03/11	13
LP2.1: Proiektuaren ildoaren eta lan plangintzaren zehaztapena	2016/02/29	2016/03/02	3
LP2.2: Proiektuaren garapenerako beharrezkoa den informazioaren bilaketa eta ikasketak, bai gaiari berari eta baita erabiliko diren baliabideei buruzkoa ere	2016/03/03	2016/03/16	10

Taula 8: Bigarren lan-paketea

Proiektuaren hirugarren fasea:

LP3	Hasiera data	Bukaera data	Iraupena (egun)
PROIEKTUAREN GARAPENA: Proiektuaren garapenerako gauzatu diren atal desberdinak	2016/03/17	2016/06/15	62
LP3.1: Anotatutako datu basea sortzeko GUI-aren garapena	2016/03/17	2016/04/04	10
	3.1.1. Zeregina: Grabatutako pazienteen bular inpedantzia eta EKG seinaleen markaketa eta pazientearen seinale fisiologikoen (BI, EKG, PPG, OXY) bistaratzea ahalbidetzen duen interfaze grafiko baten garapena		
LP3.2: Seinaleen markaketa prozesua	2016/04/05	2016/04/13	7
	3.2.1. Zeregina: Bular inpedantzia eta EKG seinaleetan, erreferentzia fidagarri gisa hartuko		

	diren arnasketa eta bihotz-taupaden denbora marken gauzatzea 3.2.2. Zeregina: Denbora marken berrikuste eta zuzenketa
	2016/04/14 2016/05/25 30
LP3.3: Algoritmoen garapena	3.3.1. Zeregina: Oxyhemoglobina seinaletik abiatuta bihotz taupadak identifikatuko dituen algoritmoaren diseinu eta garapena 3.3.2. Zeregina: Oxyhemoglobina seinalean oinarrituz bihotz maiztasunaren kalkulua gauzatzeko algoritmoaren diseinu eta garapena 3.3.3. Zeregina: Oxyhemoglobina seinaletik abiatuta arnasketa maiztasunaren kalkulua gauzatzeko algoritmoaren diseinu eta garapena 3.3.4. Zeregina: Sortutako algoritmoen bitartez datuen prozesaketa
	2016/05/26 2016/06/15 15
LP3.4: Emaitzen azterketa eta algoritmoen moldaketa	3.4.1. Zeregina: Algoritmoen ebaluaketa eta emaitzen bistaratzea 3.4.2. Zeregina: Emaitzen azterketa 3.4.3. Zeregina: Emaitzen arabera, algoritmoetan egin beharreko moldaketak

Taula 9: Hirugarren lan-paketea

Proiektuaren laugarren fasea:

LP4	Hasiera data	Bukaera data	Iraupena (egun)
PROIEKTUAREN DOKUMENTU ETA AURKEZPENA: Proiektuaren idatzizko eta ahozko aurkezpena	2016/06/15	2016/10/12	40
LP4.1: Proiektuaren norainokoa, helburuak, gaur egungo egoera, soluzioa, metodologia eta ondorioak laburbiltzen dituen dokumentuaren garapena	2016/06/15	2016/07/28	30
LP4.2: Epaimahaiaren aurreko proiektuaren ahozko aurkezpena	2016/09/29	2016/10/12	10

Taula 10: Laugarren lan-paketea

Lan denboraren unitateen deskribapena:

Unitatea	Deskribapena
Proiektua	24 aste
Astea	5 egun
Eguna	5 ordu

Taula 11: Lan unitateen deskribapena

8.2.3. Mugarriak eta entregagaiak

Atal honetan proiektuan zehar bete beharreko mugarriak eta entregagaiak definitzen dira. Honakoak 12. Eta 13. Taulan aurkezten dira, hurrenez hurren.

ID	Mugarria	Data
M1	Proiektuaren hasiera	2016/02/29
M2	Proiektuaren definizioa	2016/03/02
M3	Anotatutako datu basea garatzeko GUI-aren garapenaren amaiera	2016/04/04
M4	Markaketa prozesuaren amaiera	2016/04/13
M5	Algoritmoen garapenaren amaiera	2016/05/25
M6	Emaitzen azterketaren amaiera	2016/06/15
M7	Proiektuaren garapenaren amaiera	2016/06/15
M8	Dokumentuaren garapenaren amaiera	2016/07/29
M9	Aurkezpenaren garapenaren amaiera	2016/10/12
M10	Proiektuaren amaiera	2016/10/12

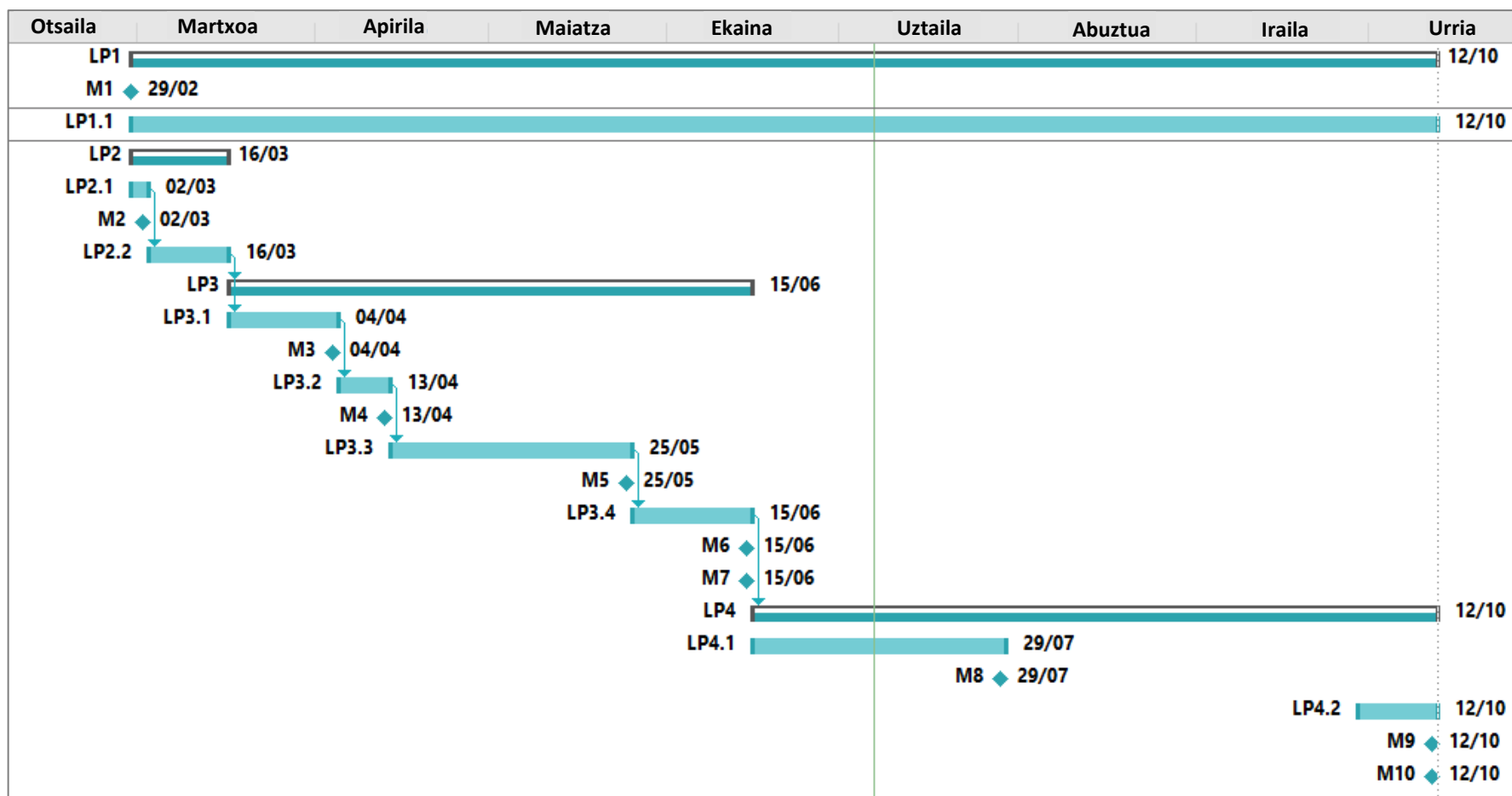
Taula 12: Proiektuaren mugarriak

ID	Entregagaia	Data
E1	Anotatutako datu basea	2016/04/13
E2	Algoritmoak	2016/06/15
E3	Dokumentua	2016/07/29
E3	Aurkezpena	2016/10/12

Taula 13: Proiektuaren entregagaiak

8.3. Gantt-en diagrama

41. Irudian aurkezten den diagraman proiektuaren ataza nagusien iraupena erakusten da:



Irudia 41: Gantt-en diagrama

9. Alderdi ekonomikoak

Atal honetan proiektuaren garapenerako beharrezkoak diren baliabideen aurrekontua aurkezten da. Alde batetik giza baliabideen kostua kalkulatu da eta bestetik proiektuan erabilitako materialarena, material amortizagarria eta suntsigarria kontutan izanda.

9.1. Giza baliabideak

Hurrengo da lan taldearen partaide bakoitzaren soldata:

Identifikatzailea	Kargua	Soldata (€/h)
G1	Proiektu zuzendaria	60
G2	Junior ingeniaria	30

Taula 14: Langileen orduko soldata

15. Taulan, proiektuko giza baliabideei dagokien balantze ekonomikoa erakusten da, partaide bakoitzak erabilitako ordu kopurua eta kostu unitarioa kontutan izanda:

Lan paketea	G1		G2		GUZTIRA	
	Lanorduak	Kostua (€)	Lanorduak	Kostua (€)	Lanorduak	Kostua (€)
LP1.1	10	600	20	600	30	1200
LP2.1	8	480	7	210	15	690
LP2.2	10	600	50	1500	60	2100
LP3.1	5	300	50	1500	55	1800
LP3.2	15	900	35	1050	50	1950
LP3.3	20	1200	150	4500	170	5700
LP3.4	15	900	75	2250	90	3150
LP4.1	25	1500	150	4500	175	6000
LP4.2	10	600	50	1500	60	2100
	TOTALA				705	24690

Taula 15: Giza baliabideen aurrekontua

9.2. Baliabide materialak

Hurrengo tauletan beharrezkoak izango diren baliabide materialen, bai amortizagarri eta baita suntsigarrien prezioak zehazten dira.

9.2.1. Material amortizagarriak

Honakoa da material amortizagarriei dagokien aurrekontua:

ID	Unitateak	Hasierako kostua (€)	Bizitza erabilgarria (hilabete)	Erabiltze denbora (hilabete)	Kostua (€)
MA1	1	600	36	5	83.33
MA2	1	1000	36	0.5	13.89
MA3	1	500	36	5	69.45
MA4	1	2000	24	4	333.33
MA5	1	1000	24	4	166.67

MA6	1	1000	24	4	166.67
MA7	1	1000	24	4	166.67
MA8	1	150	15	1.5	15
				Azpitotala	1015

Taula 16: Material amortizagarrien aurrekontua

9.2.2. Material suntsigarria

17.Taulan, material suntsigarriek izandako kostua zehazten da:

ID	Materiala	Kostua (€)
MS1	Bulegoko materiala	50
MS2	Argia	30
MS3	16GB-eko pendrive-a	15
Azpitotala		95

Taula 17: Material suntsigarrien aurrekontua

9.3. Aurrekontuaren laburpena

Hurrengo taulan aurrekontu osoaren laburpena aurkezten da, bertan giza baliabideen (barne orduak) eta baita baliabide amortizagarri (amortizazioak) eta suntsigarrien (gastuak) kostuak barne hartzen direlarik:

Kontzeptua	Kostua (€)
Barne orduak	24690
Amortizazioak	1015
Gastuak	95
Azpitotala	25800
Aurreikusi gabeko gastuak (%8)	2064
TOTALA	27864

Taula 18: Aurrekontu totalaren laburpena

Aurrekontuaren azpi-atal guztiak kontutan izanda, proiektuaren garapenaren kostu totala **hogeita zazpi mila zortzietan eta hirurogeita lau eurokoa** izan da. Kostu totalaren zati handiena barne orduei dagokie.

10. Ondorioak

Dokumentuan zehar aipatu den bezala, proiektu honen garapenarekin NIRS teknikarekin lortutako burmuineko oxyhemoglobina kontzentrazio seinalea paziente osasuntsuetan bai arnasketa eta baita bihotz maiztasuna monitorizatzeko seinale egokia dela egiaztatu nahi izan da. Helburu hori lortzearen bidean, hainbat ekarpen zientifiko-tekniko garrantzitsu lortu dira.

Alde batetik, BioRes ikerkuntza taldean lanean ari den ikasle batek sortutako eta pazienteen seinale fisiologikoak biltegitratzen dituen datu baseko erreferentzia seinaleetan (BI eta EKG), arnasketa eta bihotz taupadak identifikatuko dituen tresna garatu da, zeinek erreferentzia fidagarri gisa erabiliko diren denbora markak sortzen dituen. Interfaze grafiko honen bitartez datu base berri bat sortu da, anotatutako datu base bezala izendatu dena, non aipatutako arnasketa eta bihotz taupaden denbora markak biltegitratzen diren aurreko datu basean zegoen informazio guztiaz gain. Garatutako tresna hau ekarpen tekniko garrantzitsua da, izan ere, datu base berri honek, bai proiektu honetan diseinatutako eta baita etorkizunean sortuko diren algoritmoen garapena eta euren fidagarritasunaren ebaluaketa ahalbidetuko ditu.

Bestetik, beste ekarpen tekniko bat eta proiektu honen ekarpen nagusia, arnasketa-maiztasuna eta bihotz-maiztasuna kalkulatzeko dituzten algoritmoen garapena izan da. Algoritmo hauek NIRS seinalearen berezko ezaugarrietan oinarritzen dira eta euren zehaztasuna neurtzeko aipatutako bularreko inpedantzia eta EKG seinaleen denbora markak erabili dira. I eranskinean algoritmo hauekin lortutako emaitzak erakusten dira, zeintzuen zehaztasun maila altua dela eta, komunitate zientifikoaren interesa piztea espero da. Prozesu hori hasia dela esan daiteke jada, izan ere, bai arnasketa-maiztasuna eta baita bihotz-maiztasuna estimatzen dituzten bi algoritmoak “Computing in Cardiology” deituriko konferentzia internazional batean onartuak izan dira [32, 33].

Laburbilduz, proiektu honetan lortu diren ekarpen zientifiko-teknikoen bitartez NIRS sistema eta hortaz burmuineko oxigenazio seinalea (oxyhemoglobina), medikuntza eta bioingenieritza arloetan hobekuntzak ekar ditzakeen tresna bat dela erakusten da. Izan ere, ekarpen horiek oinarri bezala balioko lukete NIRS sistemari edo bihotz-biriketako berpiztearen tratamenduari erlazionatutako etorkizuneko proiektu berriak garatzeko. Horri esker, BioRes ikerkuntza taldearen ikerketa lanen muina den gizartearen ongizatea hobetzea espero da, gaur egungo gizartearen bizi itxaropena luzatuz eta bizi kalitatea hobetuz.

11. Bibliografia

- [1] Puentes, N., Farrouh, S., Ibañez, C. Las constantes vitales. Procedimientos básicos de enfermería. Biblioteca Luis Demetrio Tinoco, Universidad Autónoma de Centro América. (Azkenekoz begiratua: 2016/05/20) Eskuragarri: <http://www.bibliotecauaca.com/e-books/enfermeria/>
- [2] Hirsch, J. A., Bishop, B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology 1981, 241(4), H620-H629.
- [3] Yasuma, F., Hayano, J. I. Respiratory sinus arrhythmia: why does the heartbeat synchronize with respiratory rhythm? Chest Journal 2004, 125(2), 683-690.
- [4] Noninvasive Optical Brain & Tissue Monitoring Systems. (Azkenekoz begiratua: 2016/05/21) Eskuragarri: <http://www.nirsOptix.com/>
- [5] Isasi, I. Pazienteen bihotz eta arnasketa maiztasunen monitorizazioa burmuineko infragorri hurbileko espektroskopia seinaleak erabiliz. 2016.
- [6] Garde, A., et al. Estimating Respiratory and Heart Rates from the Correntropy Spectral Density of the Photoplethysmogram. PLOS ONE 2014, 9 (1), e86427.
- [7] Ghosh, A., Elwell, C., Smith, M. Cerebral near-infrared spectroscopy in adults: a work in progress. Anesthesia & Analgesia 2012, 115(6), 1373-1383.
- [8] NONIN SenSmart sistemaren eskuliburua. (Azkenekoz begiratua: 2016/05/30) Eskuragarri: <http://www.sensmart.com/>
- [9] Hamamatsu NIRO-200NX sistemaren eskuliburua. (Azkenekoz begiratua: 2016/05/30) Eskuragarri: <https://www.hamamatsu.com/us/en/product/alpha/N/C10448/index.html>
- [10] CASMED Foresight sistemaren eskuliburua. (Azkenekoz begiratua: 2016/05/30) Eskuragarri: <http://www.casmed.com/foresight-tissue-oximeter>
- [11] Artinis Portalite sistemaren eskuliburua. (Azkenekoz begiratua: 2016/05/30) Eskuragarri: <http://www.artinis.com/portalite/>
- [12] Lázaro, J., Gil, E., Bailón, R., Mincholé, A., Laguna, P. Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width. Medical and Biological Engineering and Computing 2013, 51(1-2), 233-242.
- [13] Nolan JP et al. ERC Guidelines for Resuscitation 2010 Section 1. Executive summary. Resuscitation 2010, 81, 1219-76.
- [14] Wik, L., et al. Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest. JAMA 2005, 293(3), 299-304.
- [15] Sanfilippo, F., et al. Cerebral oximetry and return of spontaneous circulation after cardiac arrest: A systematic review and meta-analysis. Resuscitation 2015, 94 (67-72).
- [16] Genbrugge, C., et al. Increase in cerebral oxygenation during advanced life support in out-of-hospital patients is associated with return of spontaneous circulation. Crit Care 2015, 19, 837.
- [17] MATLAB web orrialde ofiziala. (Azkenekoz begiratua: 2016/06/05) Eskuragarri: <http://es.mathworks.com/products/matlab/>
- [18] MATLAB lizentziaren prezioa. (Azkenekoz begiratua: 2016/06/05) Eskuragarri: <http://es.mathworks.com/pricing-licensing/>
- [19] Octave web orrialde ofiziala. (Azkenekoz begiratua: 2016/06/05) Eskuragarri: <https://www.gnu.org/software/octave/>
- [20] MATLAB eta Octaveren arteko desberdintasunak. (Azkenekoz begiratua: 2016/06/05) Eskuragarri: <https://lists.gnu.org/archive/html/octave-maintainers/2007-05/msg00028.html>
- [21] C lengoaiaren abantaila eta desabantailak. (Azkenekoz begiratua: 2016/06/05) Eskuragarri:

<http://gigatecno.blogspot.com.es/2014/05/ventajas-y-desventajas-de-programar-en-c.html>

- [22] Moody, G., et al. PhysioNet: Physiologic Signals, Time Series and Related Open Source Software for Basic, Clinical, and Applied Research. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS 2011.
- [23] Zong, W., et al. A Robust Open-source Algorithm to Detect Onset and Duration of QRS Complexes. Computers in Cardiology, IEEE 2003, 737-740.
- [24] Hamilton, P. S., Tompkins, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database. IEEE 1986, 12, 1157-1165.
- [25] Engelse, W.A.H., Zeelenberg, C. A single scan algorithm for QRS-detection and feature extraction. Computers in Cardiology 1979, 6, 37-42.
- [26] Bert-Uwe, K., Carsten, H., Reinhold, O. The principle of software QRS detection-Reviewing and comparing algorithms for detecting this important ECG waveform. IEEE, Engineering in Medicine and Biology 2002, 42.
- [27] Gil, E., Vergara, J. M., Laguna, P. Detection of decreases in the amplitude fluctuation of pulse photoplethysmography signal as indication of obstructive sleep apnea syndrome in children. Biomedical Signal Processing and Control 2008, 3(3), 267-277.
- [28] Autokorrelazioaren laguntza gida. (Azkenekoz begiratua: 2016/06/10) Eskuragarri: <http://es.mathworks.com/help/econ/autocorr.html>
- [29] Tan, L., Karnjanadecha, M. Pitch detection algorithm: autocorrelation method and AMDF. 3rd International Symposium on Communications and Information Technology 2003, 2, 551-556.
- [30] Ross, M., Shaffer, H., Cohen, A., Freudberg, R., Manley, H. Average magnitude difference function pitch extractor. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing 1974, 22(5), 353-362.
- [31] Scargle, J. D. Studies in astronomical time series analysis. II-Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data. The Astrophysical Journal 1982, 263, 835-853.
- [32] Isasi, I., Irusta, U., Aramendi, E., Peralta, G., Alonso, E. Cerebral oximetry versus pulse photoplethysmography to monitor respiration rate. Computing in Cardiology 2015. Vancouver, Canada.
- [33] Isasi, I., Irusta, U., Aramendi, E., Peralta, G., Alonso, E. Monitoring the heart rate in cerebral oximetry signals. Computing in Cardiology 2015. Vancouver, Canada.

12. I Eranskina - Algoritmoen emaitzak

Dokumentuaren atal honetan, aurretik soluzioaren deskribapenean aurkeztu eta deskribatutako algoritmoak datu baseko erregistroen gain exekutatzean lortutako emaitzak erakusten dira.

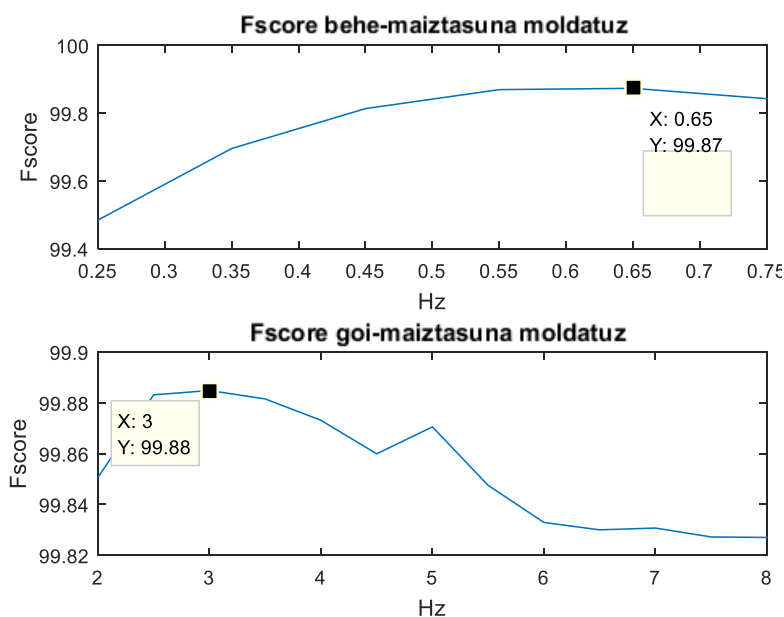
12.1. PIKOEN DETEKTOREA: Oxyhemoglobinarengatik

Pikoen detekzioan, pikoen lehenbiziko bilaketa bat gauzatzen da `findpeaks()` funtzioaren bidez, pikoen artean distantzia bat zehaztuz. Lehenengo bilaketa honekin lortzen diren emaitzak hobetzeko asmoz, bi adabaki gehitu zaizkio algoritmoari. Lehenengoarekin detektatu gabe gelditu diren pikoen identifikazioa egiten da. Horretarako, beste tarte bat definitzen da, eta tarte horretan ez bada pikorik aurkitu, erdiko puntuan marka bat kokatuko da. Bigarren partxearekin egiten dena aldiz, zera da, bi maximoen artean ez bada minimorik detektatzen edo alderantziz, bi minimoren artean ez bada maximorik aurkitzen, erdiko puntuan markatuko da. Adabaki honetan gainera, faltsu positiboak ekiditeko, detektatutako bi pikoen artean tarte minimo bat baino gutxiago badago, detektatutako bi pikoetariko bat ezabatuko da.

Pikoen detektore hau optimizatzeko asmoz, aipatutako tartek aldatuko dira errore gutxien ematen dituztenak identifikatzeko. Horrez gain, bai oxyhemoglobina eta baita desoxyhemoglobina seinaleen iragazketa moldatu egingo da iragazki optimoa aurkitzeko. Hori lortzeko, iragazkiaren goi eta behe maiztasun desberdinak erabiliko dira emaitzak bistartzeko.

12.1.1. Iragazkia moldatuz

Hurrengo grafikoetan ikus daiteke Fscore parametroaren aldaketa, $Fscore = 2 \cdot (PPV \cdot Se / PPV + Se)$ izanik, bai iragazkiaren behe eta goi maiztasunak moldatuz. Bertan adierazten dira baita ere ze maiztasunek ematen duten emaitza onena.



Irudia 42: Fscore parametroaren aldaketa, iragazkiaren behe eta goi maiztasunak moldatuz.

19. Taulan iragazki optimoarekin lortzen diren emaitzak aurkezten dira. Taula horretan Se, PPV eta Fscore parametroen balioen batuz bestekoak erakusten dira, algoritmoaren zati bakoitzarentzako. Alde batetik, pikoen lehenengo detekziorako. Bestetik, lehenengo edo bigarren adabakia aplikatzen denerako eta azkenik, adabaki guztiak gehituta dauden kasurako.

	Se	PPV	Fscore
Alg	99.6551	99.9232	99.7887
Alg+P1	99.8478	99.9191	99.8832
Alg+P2	99.8690	99.8977	99.8830
Alg+P1+P2	99.8769	99.8934	99.8848

Taula 19: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.

Nahiz eta aurrekoak izan teorikoki errore minimoak ematen dituzten emaitzak, iragazkia horrela definitu ezker oso murriztailea izango litzateke, izan ere, pazienteek gutxienez 39 eta gehienez 180 taupada/minutuko izan beharko litzukete pikoen detekzio egoki bat egin ahal izateko. Beraz, ikusita Fscorea oso gutxi aldatzen dela $f_l=0.4$ Hz-tik eta $f_h=3$ Hz-tik aurrera, ondoriozta daiteke iragazkia ez dela kritikoa, hau da, ez duela ia eraginik. Horretan oinarrituz, eta gainera bai paziente mota desberdinei eta baita egoera kritiko posibleei egokitzeko, iragazki malguago bat definitu da, 0.4-5 Hz artekoa (24-300 bpm). Hurrengoak dira lortzen diren emaitzak:

	Se	PPV	Fscore
Alg	99.3192	99.8919	99.6018
Alg+P1	99.5033	99.8923	99.6944
Alg+P2	99.7030	99.8706	99.7858
Alg+P1+P2	99.7122	99.8707	99.7905

Taula 20: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.

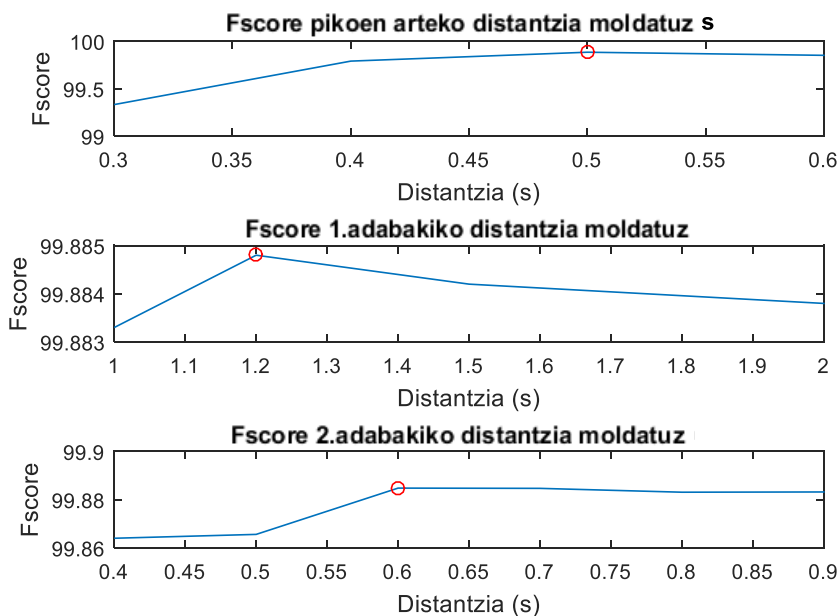
Argi ikusten denez, emaitzak 0.1 puntu bakarrik jaitsi dira eta beraz esan daiteke iragazki honekin detekzio on bat egin daitekeela kasu desberdin asko barne harturik.

12.1.2. Partxeak moldatuz:

Hurrengo froga aurretik aipatutako partxeen distantziak aldatzean datza. Alde batetik, lehenengo bilaketan pikoen arteko distantzia moldatu da 0.3-0.6 s tartean. Beste alde batetik, lehenengo partxean bi pikoen arteko faltsu negatiboak detektatzeko zehazten den tarte maximoa 1-2 s artean behatu da. Azkenik, bigarren partxearen faltsu positiboak ezabatzeko zehazten den denbora tarte 0.4-0.9 s artean moldatzen joan da. 43.irudian ikus daitezke lortutako Fscore balio desberdinak moldaketa hauen ondoren.

Balio optimoak hurrengoak izango lirateke: lehenengo bilaketarako 0.5 s, lehenengo partxerako 1.2 s eta bigarren partxerako 0.6s.

Iragazkiarekin gertatzen zen bezala, denbora tarte hauek oso murriztaileak direnez, nahiz eta emaitza hoberenak eman, distantzia malguagoak jarrita ere emaitza onak izaten jarraitzen dute, izan ere, ez du ia eraginik denbora aldatzeak, batez ere azken bi partxeetan. Beraz, komeni da distantzia hauek moldatzea.



Irudia 43: Fscore parametroaren aldaketa algoritmoari moldaketak gauzaterakoan. Hiru kasu: pikoen arteko distantzia, 1.adabakiko distantzia eta 2.adabakiko distantzia.

Honakoak dira ezarritako denbora tarte berriak segundotan: 0.4, 2 eta 0.3, lehenengo bilaketarako, lehenengo partxerako eta bigarren partxerako hurrenez hurren. Horiek erabilita ondorengo emaitzak lortu dira:

	Se	PPV	Fscore
Alg	99.3590	99.4987	99.4228
Alg+P1	99.4040	99.4990	99.4454
Alg+P2	99.8375	99.0572	99.4339
Alg+P1+P2	99.8402	99.0546	99.4339

Taula 21: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.

12.2. PIKOEN DETEKTOREA: Desoxyhemoglobinarekin

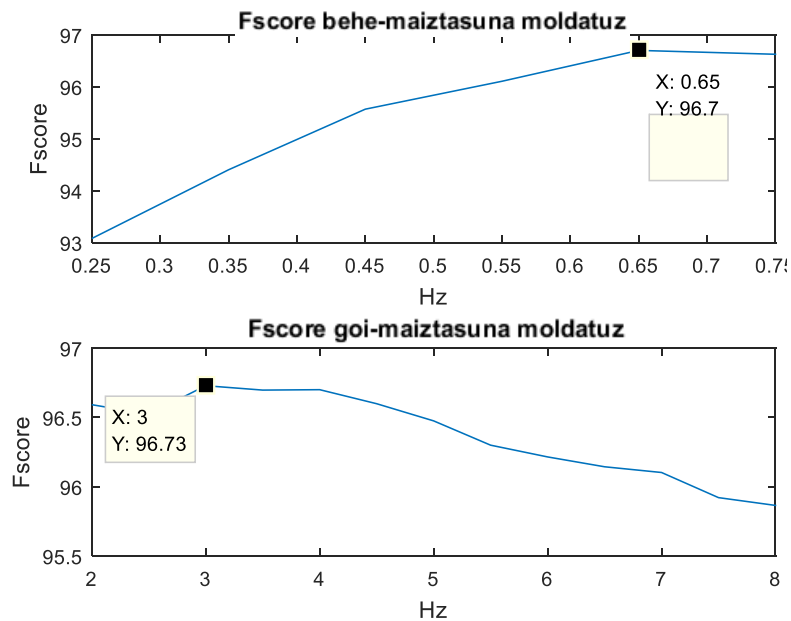
Jarraian oxyhemoglobina seinalearekin egindako froga berdina gauzatu dira desoxyhemoglobina seinalearekin.

12.2.1. Iragazkia moldatuz:

Hurrengoak dira lortzen diren emaitza hoberenak, oxyhemoglobina seinalearekin gertatzen den bezala, iragazkia 0.65-3 Hz-tara definituz.

	Se	PPV	Fscore
Alg	96.1125	97.1146	96.5597
Alg+P1	96.4053	97.0657	96.6815
Alg+P2	96.9989	96.5796	96.7320
Alg+P1+P2	97.0443	96.5315	96.7293

Taula 22: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.



Irudia 44: Fscore parametroaren aldaketa iragazkiaren behe eta goi maiztasuna aldatuz.

Baina oxyhemoglobinarekin bezala, iragazki hori oso murriztailea denez, berriz ere exekutatu da detektorea iragazkia 0.4-5 Hz-ra zehaztuz.

	Se	PPV	Fscore
Alg	92.2316	96.3531	94.0906
Alg+P1	92.5812	96.2972	94.2459
Alg+P2	94.8977	95.5277	95.1071
Alg+P1+P2	95.0014	95.4786	95.1345

Taula 23: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.

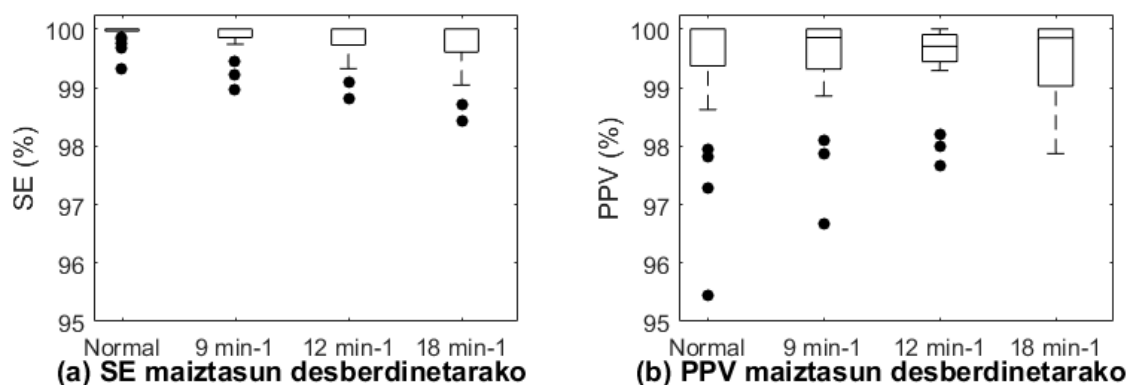
Argi ikusten denez, desoxyhemoglobina seinalearekin lortzen diren sentsibilitatea, balio aurre-esangai positiboa eta Fscore-a eskasagoak dira. Fscore-aren kasuan, aldaketa nabarmena da (1.7 puntukoa). Beste froga bat egingo da emaitzak eskasak izaten jarraitzen duten edo ez egiaztatzeko. Horretarako, iragazkiaren behe maiztasuna 0.65 Hz-tara definituz.

	Se	PPV	Fscore
Alg	97.0162	96.0951	96.4869
Alg+P1	97.3962	96.0496	96.6479
Alg+P2	97.7596	95.3831	96.4714
Alg+P1+P2	97.8199	95.3390	96.4755

Taula 24: Se, PPV eta Fscore balioak algoritmoaren zati desberdinetarako.

Iragazkia moldatuta ere, Fscore-aren balioa oso eskasa izaten jarraitzen du oxyhemoglobina seinalearekin lortzen denarekin alderatuz. Beraz, kasu honetan ez da frogarik egingo parteen distantziekin oxyhemoglobina seinalea erabiliko baita pikoien detekzioa gauzatzeko.

Emaitza hauetatik ondorioak errazago atera ahal izateko, boxplot grafikoak erabiliko dira, 45.irudian aurkezten direnak. Hurrengo irudietan ikus daitekeen bezala, boxplot-ean kutxatila bat irudikatzen da zeinetan bistaratu nahi diren emaitzen balioak aurkitzen diren. Kutxatila horren goiko eta beheko aldeetan bi segmentu irteten dira. Segmentu hauetatik at gelditzen diren balioak ez ohiko balioak dira, outlier bezala identifikatzen direnak. Bestalde, kutxatila beraren goiko mugak hirugarren kuartila adierazten du eta muga honen azpitik balioen %75-a kokatzen da. Beheko mugak aldiz, lehenengo kuartila adierazten du eta horren azpitik balioen %25-a kokatzen da. Azkenik, kutxatilaren erdiko marrak mediana adierazten du, hau da, muga horren bi aldeetara balioen %50-a kokatzen da.



Irudia 45: (a) Oxyhemoglobina seinalearen erregistroetan lortutako sentsibilitatea. (b) Oxyhemoglobina seinalearen erregistroetan lortutako balio aurre-esangai positiboa

45. Irudian ikus daitekeen bezala, sentsibilitatearen emaitzak oso onak dira, izan ere, balio gehienak %99-100 bitartean kokatzen dira. Hala ere, outlier gutxi batzuk aurkitzen dira baina horiek ere %98-aren gainetik daude eta beraz ez dute sentsibilitate maila asko jaitsiko. Balio aurre-esangai positiboaren kasuan, emaitzak apur bat eskasagoak dira. Hemen, balio gehienak ere %99-100 bitartean kokatzen dira baina aurkitzen diren outlier-ek sentsibilitatearen kasuan baino balio baxuagoak hartzen dituzte. Aipatzekoa da baita ere bi kasuetan emaitza kaskarrenak pazienteak 18 arnasketa/minutuko maiztasunean arnasten duenean gertatzen direla.

12.3. HR MONITOREA: Oxyhemoglobinarekin pikoaren detekzioa erabiliz

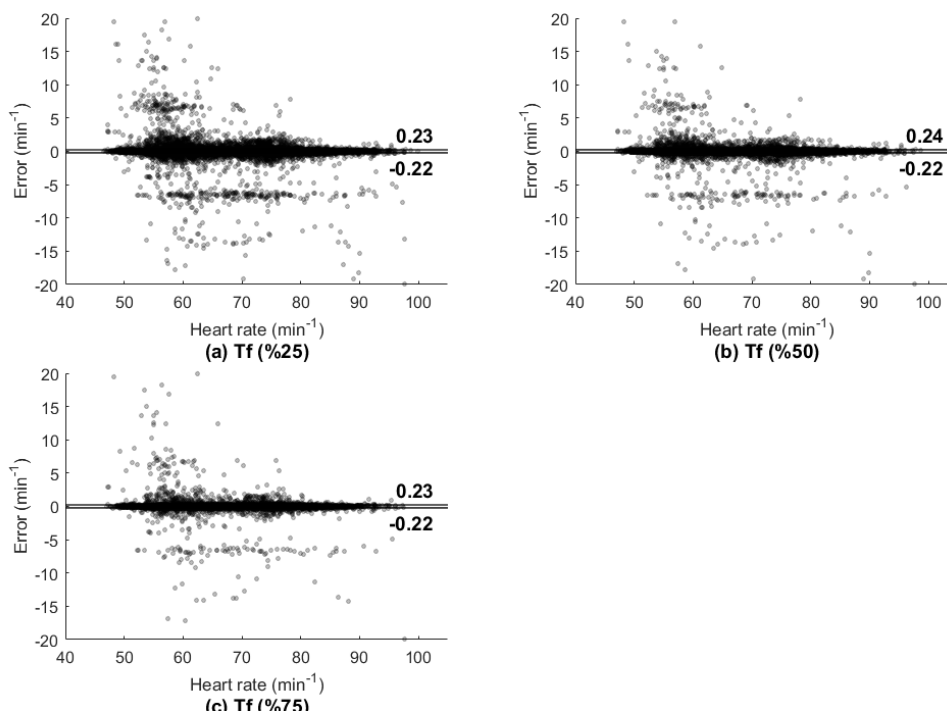
Memoriaren soluzioaren deskribapenean azaltzen den bezala, pikoaren detekzioan oinarritzen den HR kalkulua gauzatzeko, lehenbizi minimoen posizioak gordetzen dituen arraya segmentutan zatitu da, segmentu horietan gainezarmen maila bat aplikatuz. Segmentua bera analisi denbora bezala definitu da (T_a) eta segmentuen arteko gainezarmena, aldiz, feedback denbora moduan izendatu da (T_f). Seinalearen segmentu bakoitzeko, minimoen arteko denbora kalkulatu da, ondoren denbora tarte horien mediana kalkulatu. Hori eginez, segmentu bakoitzeko bihotz taupaden periodoa lortzen da. Azkenik, 60 (minutua adierazteko, 60s) mediana horrekiko zatituz, segmentu bakoitzeko bihotz maiztasuna kalkulatu. EKG seinaletik ateratako bihotz-maiztasuna kalkulatzeko, bestalde, aurreko prozesu berdina jarraitu behar da.

25. Taulan, alde batetik oxyhemoglobina seinaletik eta bestetik EKG seinaletik lortutako emaitzen alderaketa erakusten da. Bertan, Ta eta Tf balio desberdinekin lortzen diren LOA (Level of Agreement) balioak aurkezten dira, hau da, lortutako emaitzen ze tarte aztertuko den. Horiek lortzeko, lehenbizi erreferentziarako HR arrayaren eta algoritmoak lortutako HR arrayaren arteko diferentzia kalkulatu da, hau da, bien arteko errorea, ondoren LOA tarte bat lortzeko. Horretarako `prctile()` funtzioa erabili da, zeinek nahi den balioaren edo kasu honetan errore arrayaren pertzentil bat itzultzen duen. Kasu honetan, %95-eko LOA balio bat lortu nahi izan denez, diferentziaren %2.5 eta %97.5-eko balioak kalkulatu dira muga bezala.

	Tf (%25)	Tf(%50)	Tf(%75)
Ta = 3	[0.9921/-0.8842]	[0.9996/-0.8816]	[0.9868/-0.8861]
Ta = 4	[0.6842/-0.6256]	[0.6755/-0.6400]	[0.6945/-0.6223]
Ta = 5	[0.5006/-0.4650]	[0.5114/-0.4527]	[0.5033/-0.4650]
Ta = 6	[0.3792/-0.3616]	[0.3794/-0.3628]	[0.3794/-0.3628]
Ta = 7	[0.3066/-0.2929]	[0.3064/-0.2951]	[0.3099/-0.2920]
Ta = 8	[0.2648/-0.2632]	[0.2663/-0.2630]	[0.2656/-0.2546]
Ta = 9	[0.2549/-0.2458]	[0.2585/-0.2498]	[0.2514/-0.2470]
Ta = 10	[0.2327/-0.2180]	[0.2406/-0.2181]	[0.2300/-0.2225]

Taula 25: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.

Lortutako emaitza hauek modu errazago batean bistaratu ahal izateko, grafikoki adierazi dira Bland-Altman grafikoa erabilita. Erreferentzia balioen eta algoritmoekin lortutako balioen arteko errorea y ardatzean adierazten da, erreferentzia balioekiko, x ardatza. x ardatzean hortaz, 40-100 taupada/minutuko tarteko bihotz-maiztasunak erakusten dira. Honez gain, aurretik azaldutako LOA tartean gertatutako erroreak bistaratu nahi direnez, %2.5-%97.5-eko muga ezarri da. 46. Irudian kasu onena erakusten da, Ta=10s deneko kasua.



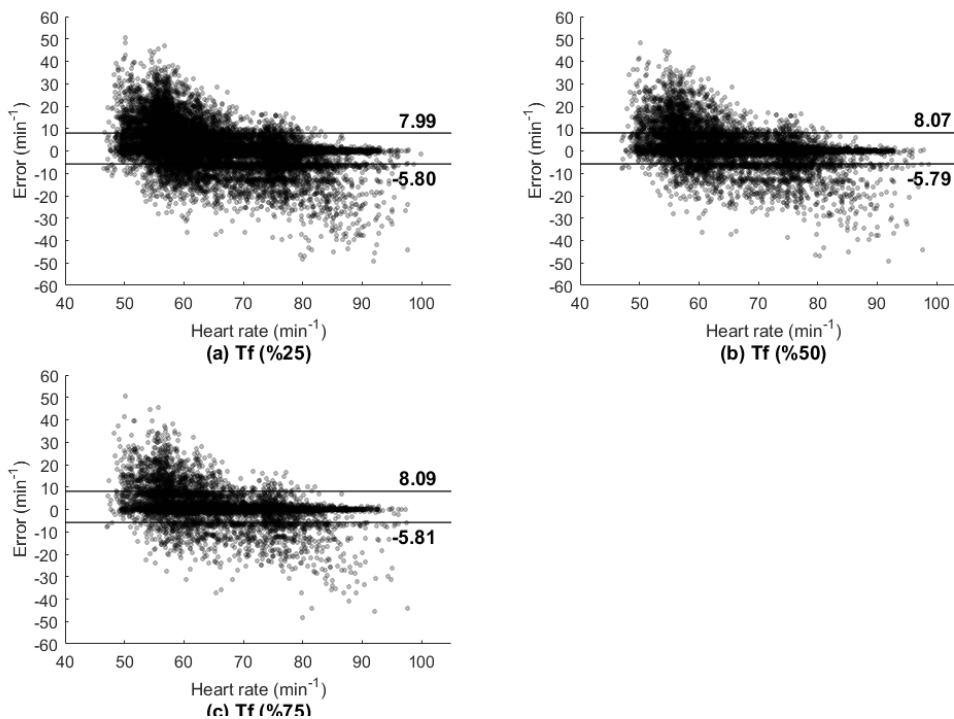
Irudia 46: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoa adierazita

12.4. HR MONITOREA: Desoxyhemoglobinarean pikoaren detekzioa erabiliz

Honako atal honetan, aurreko prozesu berdina jarraituko da baina oxyhemoglobinarean ordez, desoxyhemoglobina seinalea aztertuz. 26. Taulan, lortutako LOA balioak erakusten dira eta 47. Irudian emaitza hoberenaren kasua bistaratuko da, $T_a=10s$ denean.

	Tf (%25)	Tf(%50)	Tf(%75)
Ta = 3	[13.6364/-6.8099]	[13.5961/-6.8005]	[13.6348/-6.7625]
Ta = 4	[11.3310/-6.3552]	[11.2136/-6.4244]	[11.2970/-6.3448]
Ta = 5	[11.0722/-6.1079]	[11.1039/-5.9138]	[11.0160/-5.9303]
Ta = 6	[10.7760/-6.0860]	[10.8259/-6.0494]	[10.9483/-6.1359]
Ta = 7	[9.8292/-6.2886]	[9.8304/-6.3788]	[9.8958/-6.1947]
Ta = 8	[8.9537/-6.2284]	[8.9730/-6.0878]	[8.9979/-6.1159]
Ta = 9	[8.3696/-5.9588]	[8.3842/-5.9892]	[8.3983/-5.8615]
Ta = 10	[7.9935/-5.8030]	[8.0720/-5.7934]	[8.0941/-5.8130]

Taula 26: T_a eta Tf parametroen araberako LOA balioak.



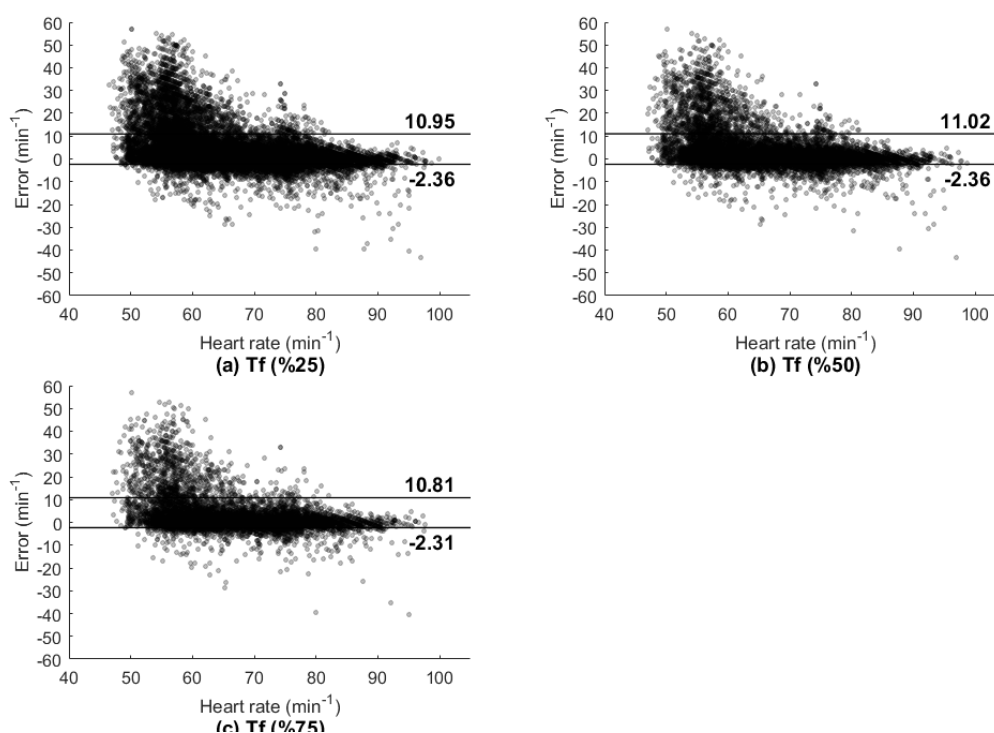
Irudia 47: $T_a=10s$ deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

Desoxyhemoglobina seinalearen emaitzak hobetzen diren ala ez frogatzeko, pikoaren detekzioan bezala iragazkia 0.65 Hz-tara definitu da, eta kasu honetan gainera, bihotz maiztasuna kalkulatzeko orduan batz bestekoaren ordez mediana erabili da. Jarraian ikus daiteke lortutako emaitzak zeintzuk izan diren:

	Tf (%25)	Tf(%50)	Tf(%75)
Ta = 3	[16.1418/-4.5208]	[16.2928/-4.4791]	[16.2626/-4.5501]
Ta = 4	[15.2261/-3.6975]	[15.3027/-3.7511]	[15.2340/-3.6463]
Ta = 5	[13.6624/-3.2726]	[13.6628/-3.2487]	[13.8217/-3.2305]
Ta = 6	[12.5809/-2.9856]	[12.4436/-3.0133]	[12.7493/-2.9714]
Ta = 7	[11.9564/-2.7908]	[11.8940/-2.7779]	[11.9217/-2.8164]
Ta = 8	[11.4154/-2.6720]	[11.5683/-2.6743]	[11.5124/-2.6343]
Ta = 9	[11.0419/-2.4993]	[11.2349/-2.5277]	[11.0118/-2.5273]
Ta = 10	[10.9485/-2.3590]	[11.0198/-2.3590]	[10.8145/-2.3110]

Taula 27: Ta eta Tf parametroen araberako LOA balioak.

Hemen ere emaitzak grafikoki erakusten dira balioen dispersioa hobeto aztertu ahal izateko. 48. Irudian analisi denbora 10 segundokoa deneko kasua erakusten da:



Irudia 48: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

Ikusita desoxyhemoglobina seinalearekin bai pikoaren detekzioan eta baita HR monitorean lortzen diren emaitzak, hau da, LOA balioak oso eskasak direla, seinale hau baztertu egingo da hurrengo frogetan. Izan ere, oxyhemoglobina seinalearekin alderatuz, ikus daiteke ez dituela hain emaitza onak emango kasu batean ere ez eta beraz, ez da egokia bihotz eta arnasketa maiztasunen kalkulua gauzatzeko.

12.5. HR MONITOREA: AMDF metodoa

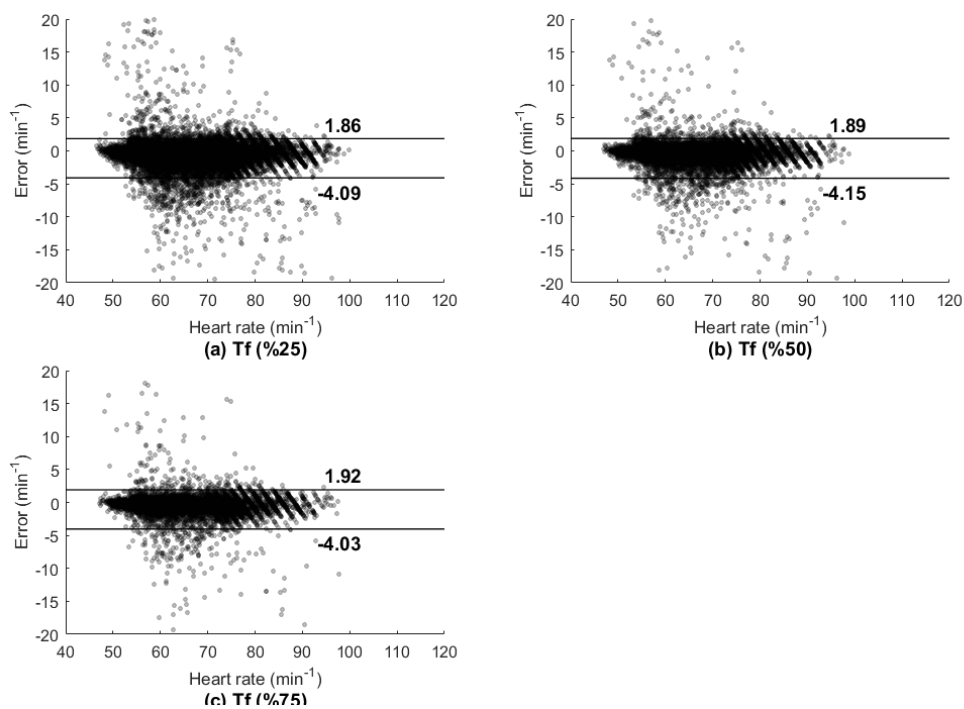
Eranskinaren atal honetan ere, aurrekoan bezala, bihotz-maiztasunaren kalkuluan lortutako emaitzak aurkezten dira. Kasu honetan aldiz, pikoen detekzioa erabili beharrean AMDF metodoa erabili da. Soluzioaren deskribapenean azaldu den bezala, metodo honek jatorrizko seinalearen eta seinale atzeratuaren arteko diferentzia kalkulatu du seinale berri bat sortuz. Seinale periodikoetan, AMDF metodoak sortzen duen seinale horren minimoak periodoaren multiploetan jausiko dira. Honako metodoa aplikatzen den algoritmoan, adabaki bat gehitu da, zeinek outlier-ak minimizatzen dituen. Kasu honetan, azterketa ez da bakarrik analisi eta feedback denbora desberdinekin gauzatu. Honez gain, adabaki horren eraginkortasuna frogatu da eta beraz bi froga desberdin gauzatu dira: alde batetik, adabakia aplikatuta eta bestetik, adabakirik gabe.

12.5.1. Outlier-ak minimizatzeko adabakia aplikatuta

Jarraian, adabakia aplikatuta lortzen diren emaitzak aurkezten dira, bai LOA balioetan adierazita eta baita Bland-Altman grafikoetan irudikatuta ere:

	Tf (%25)	Tf(%50)	Tf(%75)
Ta = 3	[7.42/-9.00]	[7.5/-9.04]	[7.33/-9.04]
Ta = 4	[3.3818/-6.1167]	[3.4080/-6.2550]	[3.3784/-6.0508]
Ta = 5	[4.1977/-6.2533]	[4.1594/-6.4786]	[4.2187/-6.1219]
Ta = 6	[2.75/-5.15]	[2.74/-5.2]	[2.74/-5.13]
Ta = 7	[2.67/-5.03]	[2.69/-5.03]	[2.7/-5.09]
Ta = 8	[2.2089/-4.4221]	[2.2209/-4.4394]	[2.1548/-4.5571]
Ta = 9	[2.3803/-4.6053]	[2.3962/-4.5458]	[2.3687/-4.5760]
Ta = 10	[1.8579/-4.0948]	[1.8885/-4.1461]	[1.9169/-4.0280]

Taula 28: Ta eta Tf parametroen araberako LOA balioak.



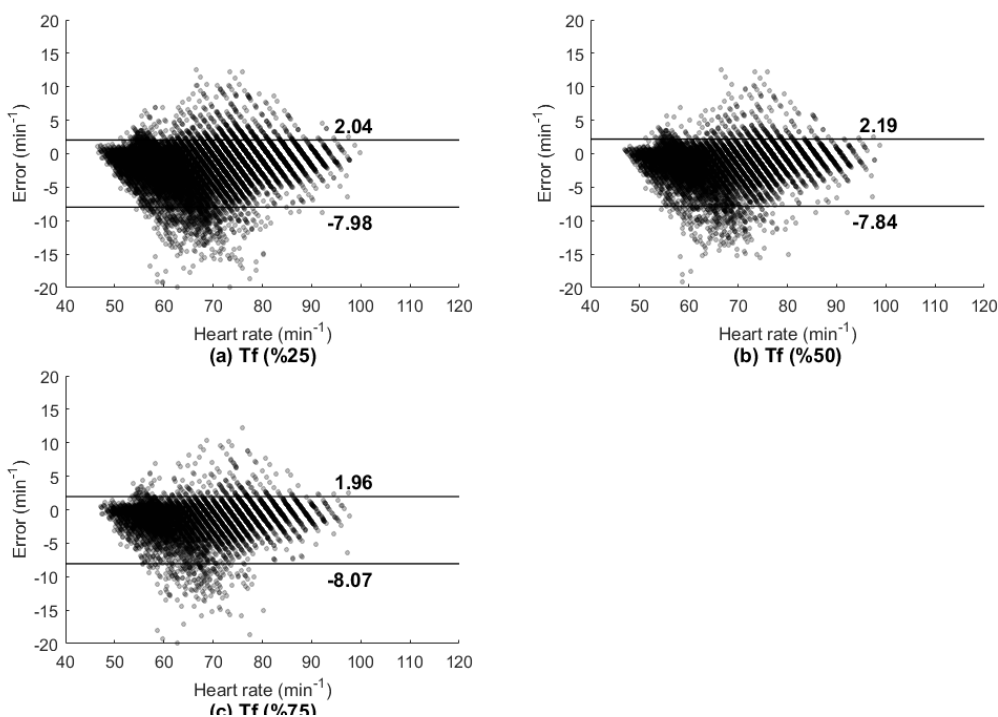
Irudia 49: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

12.5.2. Outlier-ak minimizatzeke adabakia aplikatu gabe

29.Taulan eta 50.Irudian outlier kopurua minimizatzen duen adabakia aplikatu gabe lortzen diren emaitzak ikus daitezke:

	Tf (%25)	Tf(%50)	Tf(%75)
Ta = 3	[4.0088/-10.6308]	[3.9726/-10.6605]	[3.9474/-10.5517]
Ta = 4	[3.3710/-10.5237]	[3.3609/-10.4268]	[3.4816/-10.5583]
Ta = 5	[3.0620/-9.9452]	[2.9767/-9.7092]	[3.0587/-9.9853]
Ta = 6	[2.8979/-9.0930]	[2.8486/-9.1189]	[2.8585/-9.0919]
Ta = 7	[2.6748/-8.4662]	[2.5799/-8.4766]	[2.8032/-8.2778]
Ta = 8	[2.3808/-8.1967]	[2.4173/-8.1296]	[2.4666/-8.1411]
Ta = 9	[2.2248/-8.1062]	[2.1704/-7.9997]	[2.3709/-8.1053]
Ta = 10	[2.0447/-7.9825]	[2.1884/-7.8431]	[1.9603/-8.0715]

Taula 29: Ta eta Tf parametroen arabera LOA balioak.



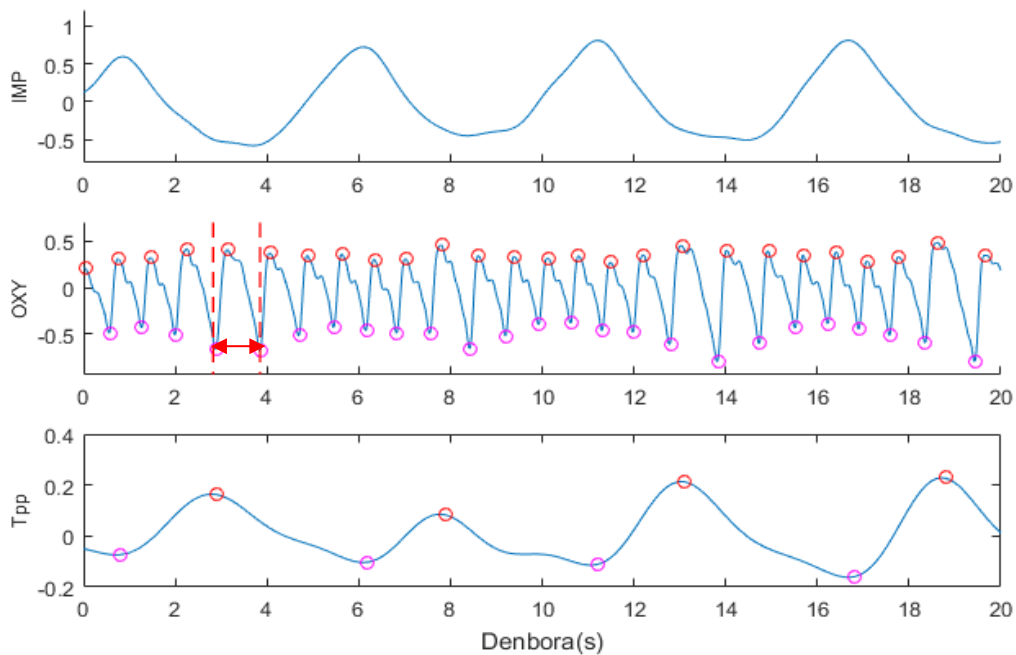
Irudia 50: Ta=10s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoa adierazita.

Emaitzetan argi ikusten denez eta aurretik suposatzen zen bezala, adabakia aplikatzen ez den kasuan, balioen dispersioa askoz ere handiagoa da. Horrek zera adierazten du, ematen den errorea handiagoa dela eta beraz, emaitzak eskasagoak direla adabaki gabe.

Bestalde, pikoien detekzio metodoa eta AMDF metodoa alderatzen badira, argi ikusten da pikoien detekzioa aplikatzen denean emaitza hobek lortzen direla. Izan ere, analisi denbora 10 segundo eta feedback denbora horren %75-a diren kasuan, pikoien detekzioarekin [0,23/-0,22] tarteko LOA balioak lortzen dira eta AMDF-rekin aldez, [1,92/-4,03]. Hortaz, esan daiteke pikoien detekzioarekin bihotz-maiztasunaren estimazioa zehatzagoa dela.

12.6. VR MONITOREA

Eranskinaren honako atal honetan, arnasketa maiztasuna kalkulatzeko orduan lortzen diren emaitzak erakusten dira. Pazientearen arnasketa maiztasuna kalkulatzeko oxyhemoglobina seinalearen aurre-prozesaketaz gain, arnasketa seinalearen estimazioa gauzatu behar da. Aurretik azaldu den bezala, arnasketak oxigenazio seinalea modulatu duela baliatuz, arnasketa seinale bat sortu da. Honakoa gauzatzeko hiru metodo erabili dira: lehenengo metodoa seinalearen anplitude aldaketetan oinarritzen da (Vpp), bigarrena seinalearen zabalera aldaketetan oinarrituta dago (Tpp) eta azkenik hirugarren metodoak, aurreko bi ezaugarriak bateratzen ditu (CL). Adibide bezala Tpp metodoaren aplikazioa erakusten da 51.irudian. Ikusten den moduan, jatorrizko bularreko inpedantzia (arnasketa) seinalearen oso antzekoa den seinale berria lortzen da.



Irudia 51: IMP: Benetako arnasketa seinalea. OXY: Oxy seinalea maximo eta minimoak markatuta. Tpp: Oxy seinalearen pikoaren zabalera oinarrituz sortutako arnasketa estimazio seinalea maximo eta minimoekin.

Arnasketa-maiztasunaren kasuan ere analisi eta feedback denbora desberdinekin gauzatu dira frogak. Baina kasu honetan, arnasketa-maiztasuna bihotz-maiztasuna baino geldoagoa denez, balio hauek handiagoak izan behar dira. Hortaz, 30-60 bitarteko analisi denborak erabiliko dira. Feedback denborak bestalde, analisi denbora bakoitzeko hiru balio hartuko ditu: Ta horren %25, %50 eta %75-a.

Lortzen den arnasketa seinaletik arnasketa-maiztasuna kalkulatzeko hainbat metodo aplikatu dira (ikusi memoriaren 7.4.4 atala). Eranskin honetan, Lomb-Scargle eta interpolazioa erabiltzean lortzen diren emaitzak aurkezten dira. Bi kasuetan, hasieran aipatutako arnasketa seinalea sortzeko hiru metodoekin frogak egin dira.

12.6.1. Lomb-Scargle

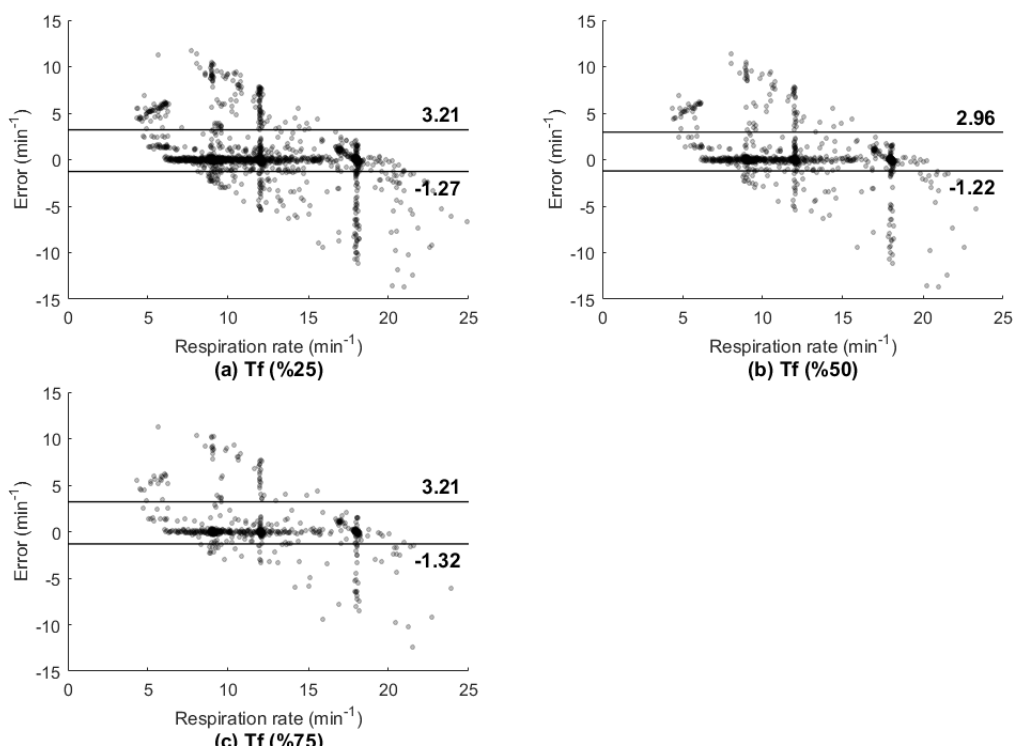
Frogatu den lehenengo metodoa Lomb-Scargle metodoa izan da. Labur deskribatuta, Lomb-Scarglek garatutako metodoak osagai espektralak estimatzen ditu minimo karratuen estimazio bat eginez. Metodo honen bitartez, seinalearen espektroa aztertuta, seinale horren oinarritzko maiztasuna kalkula daiteke. Lomb-Scargle metodoak sortzen duen seinalearen piko maximoa identifikatuz posible da arnasketa maiztasuna estimatzea.

Hurrengo ataletan, Tpp, Vpp eta CL parametroetan oinarritutako metodoak erabilia lortzen diren emaitzak aurkezten dira, bai LOA balio moduan eta baita Bland-Altman grafiko bezala irudikatuta. Kasu honetan, Bland-Altman grafikoetan y ardatzean algoritmoak ematen duen errorea adierazten da, x ardatzean adierazten diren erreferentziarako balioekiko. x ardatzean beraz, 0-25 arnasketa/minutuko tarteko arnasketa-maiztasunak erakusten dira, bertan, 9, 12, 18 arnasketa/minutuko maiztasuna eta arnasketa-maiztasun librea barne hartzen direlarik.

Tpp parametroan oinarritutako frogak:

	Tf (%25)	Tf (%50)	Tf (%75)
Ta = 30	[4.5795/-2.2503]	[4.5250/-2.2852]	[4.6095/-2.3179]
Ta = 40	[4.3362/-1.7809]	[4.2086/-1.7202]	[3.7158/-1.8081]
Ta = 50	[3.6355/-1.5171]	[3.8349/-1.5936]	[3.4421/-1.4928]
Ta = 60	[3.2090/-1.2694]	[2.9614/-1.2162]	[3.2098/-1.3190]

Taula 30: Ta eta Tf parametroen araberrako LOA balioak.

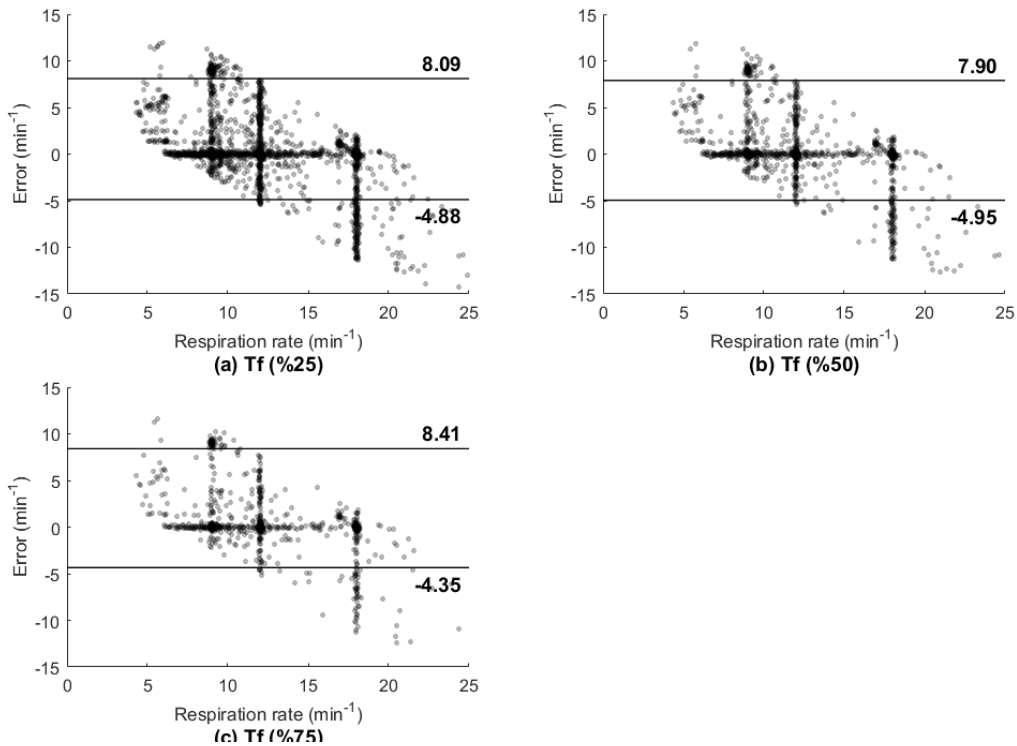


Irudia 52: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

Vpp parametroan oinarritutako frogak:

	Tf (%25)	Tf (%50)	Tf (%75)
Ta = 30	[8.3636/-4.3956]	[8.4350/-4.5240]	[8.3055/-4.4453]
Ta = 40	[8.2826/-4.6047]	[8.1602/-4.6542]	[8.0874/-4.7424]
Ta = 50	[8.3989/-4.4978]	[8.3100/-5.0114]	[8.2790/-4.3939]
Ta = 60	[8.0947/-4.8776]	[7.8973/-4.9494]	[8.4066/-4.3479]

Taula 31: Ta eta Tf parametroen araberrako LOA balioak.

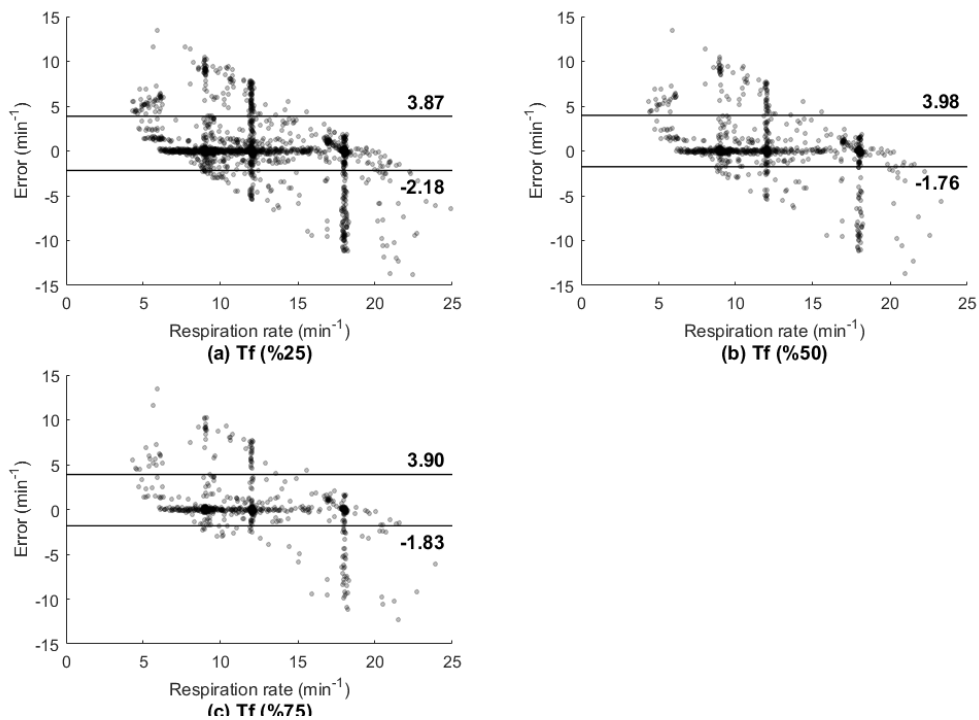


Irudia 53: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

CL parametroan oinarritutako frogak:

	Tf (%25)	Tf (%50)	Tf (%75)
Ta = 30	[5.1195/-2.8868]	[5.1207/-2.8867]	[5.2391/-2.7894]
Ta = 40	[5.1123/-2.5433]	[4.9638/-2.5098]	[4.8247/-2.5854]
Ta = 50	[4.1901/-2.3401]	[4.3118/-2.5509]	[4.2793/-2.4833]
Ta = 60	[3.8735/-2.1773]	[3.9763/-1.7614]	[3.8971/-1.8262]

Taula 32: Ta eta Tf parametroen araberrako LOA balioak.



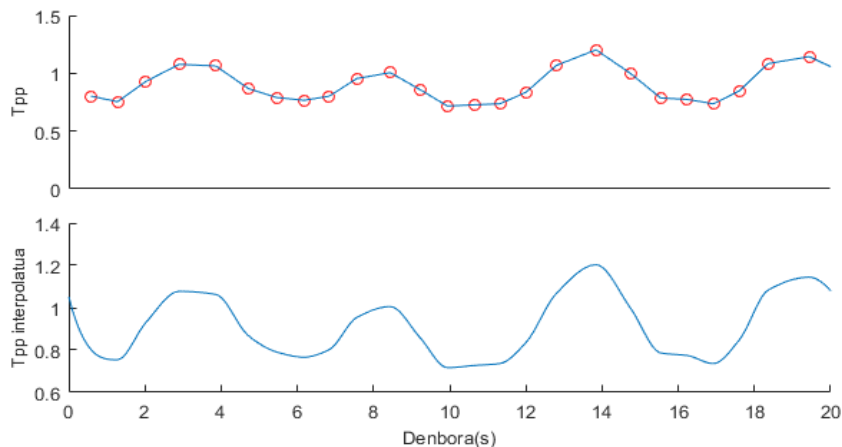
Irudia 54: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoa adierazita.

Emaitzetan argi ikus daitekeen bezala, arnasketa-maiztasunaren estimazioan ematen den errorea bihotz-maiztasunaren kasuan ematen dena baino handiagoa da. Izan ere, Lomb-Scargle metodoarekin lortzen den kasurik onena Tpp parametroa erabiltzean da, [3.21/-1.32] tarteko LOA lortzen dela.

Behatu daiteke baita ere kasu gehienetan arnasketa-maiztasun erdia edo bikoitza detektatzen dela. Horren arrazoia periodoaren identifikazio desegokia izan daiteke, esaterako, oxyhemoglobina seinalearen kalitate eskasa dela eta.

12.6.2. Interpolazioa

Interpolazio metodoaren bitartez, jatorrizko balio batzuetan oinarrituz balio berriak sortu daitezke, beste modu batera esanda, seinale diskretu batean puntu gehigarriak sartu. Metodo honen adibide bat 55. Irudian ikus daiteke, Tpp parametroaren kasuan:

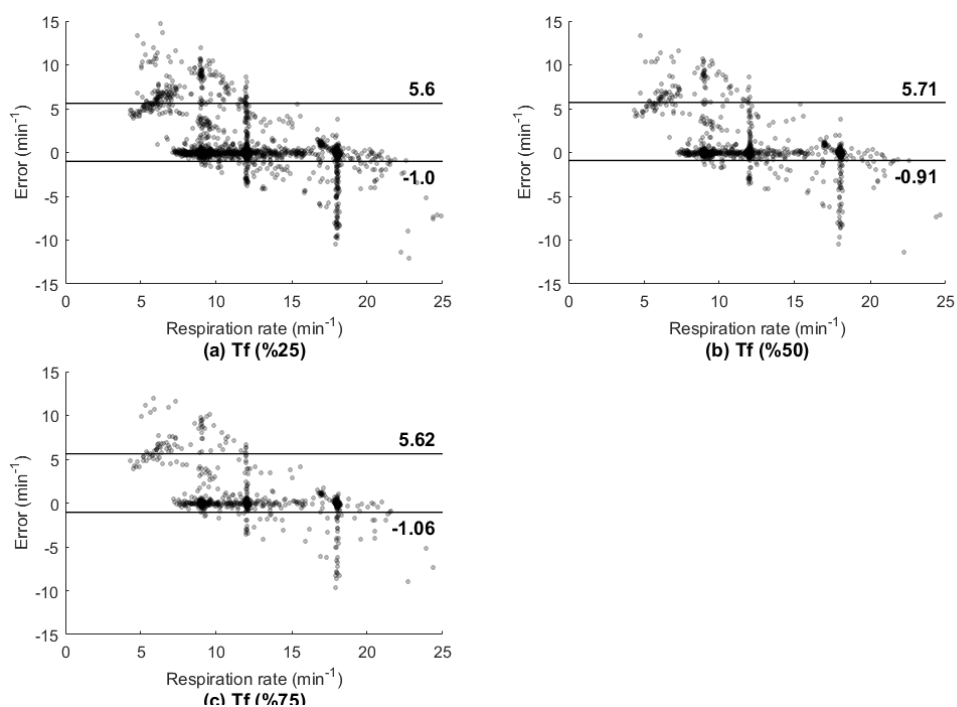


Irudia 55: Goian: jatorrizko seinalea. Behean: interpolatutako seinalea

Tpp parametroan oinarritutako frogak:

	Tf (%25)	Tf (%50)	Tf (%75)
Ta = 30	[5.7383/-2.6685]	[5.5542/-2.7044]	[5.3211/-2.6601]
Ta = 40	[6.3575/-1.8818]	[6.3558/-1.7072]	[5.7350/-1.8694]
Ta = 50	[6.0537/-1.2430]	[5.8638/-1.3058]	[5.9150/-1.2054]
Ta = 60	[5.6137/-1.0149]	[5.7082/-0.9095]	[5.6157/-1.0562]

Taula 33: Ta eta Tf parametroen araberako LOA balioak.

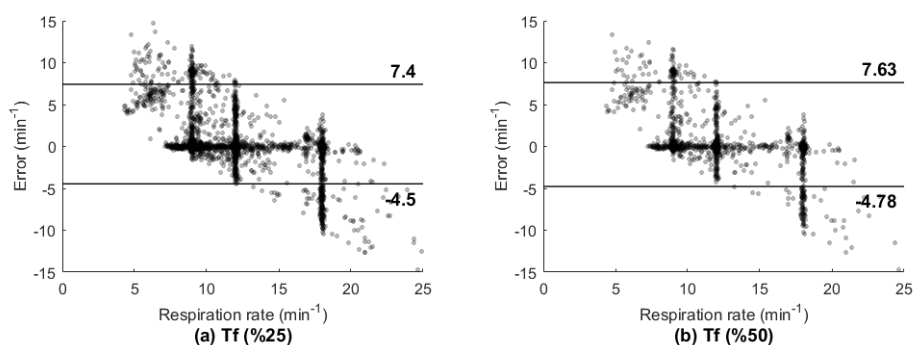


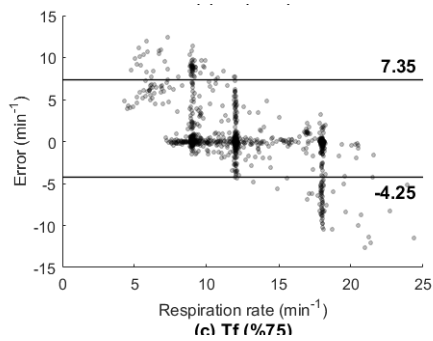
Irudia 56: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

Vpp parametroan oinarritutako frogak:

	Tf (%25)	Tf (%50)	Tf (%75)
Ta = 30	[8.0968/-5.4709]	[8.0423/-5.3315]	[7.8833/-5.5875]
Ta = 40	[8.2609/-4.6563]	[8.2577/-5.0357]	[8.0541/-4.7809]
Ta = 50	[7.9153/-4.6090]	[7.7312/-4.5832]	[8.1991/-4.4903]
Ta = 60	[7.4212/-4.4639]	[7.6254/-4.7806]	[7.3491/-4.2505]

Taula 34: Ta eta Tf parametroen araberako LOA balioak.



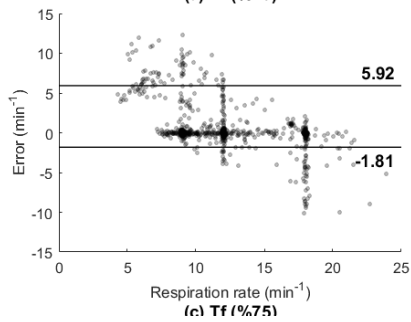
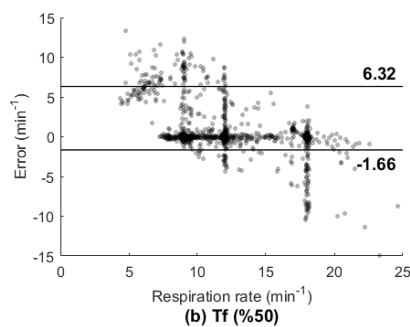
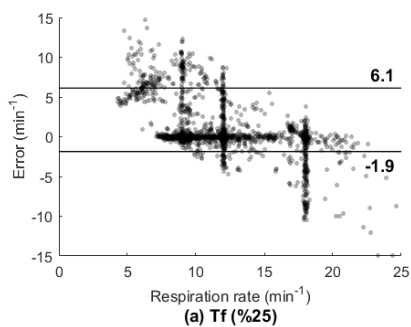


Irudia 57: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

CL parametroan oinarritutako frogak:

	Tf (%25)	Tf (%50)	Tf (%75)
Ta = 30	[6.4092/-3.3069]	[6.2967/-3.4164]	[5.9304/-3.4257]
Ta = 40	[6.8851/-2.7208]	[6.9149/-2.7809]	[6.4230/-2.6362]
Ta = 50	[6.5571/-1.8001]	[6.4488/-1.7394]	[6.5140/-1.8086]
Ta = 60	[6.1207/-1.8619]	[6.3226/-1.6610]	[5.9224/-1.8143]

Taula 35: Ta eta Tf parametroen araberako LOA balioak.



Irudia 58: Ta=60s deneko emaitzak, Bland-Altman grafikoan adierazita.

Interpolazioan aurrekoaren berdina gertatzen da, errorea maiztasun erdira edo bikoitzera ematen dira gehien bat. Berriz ere, seinalearen periodoaren identifikazio desegokiaren ondoriozkoak dira errore hauek. Interpolazioarekin ere pikoak detekzio metodoarekin baino errore handiagoak ematen dira.

12.7. ONDORIOAK

Erabilitako bi seinaleei dagokienez, bai pikoien detekzioan eta baita HR monitorearen kasuan, desoxyhemoglobina seinalearekin lortzen diren emaitzak oxyhemoglobinarekin lortzen direnak baino eskasagoak dira. Errore askoz ere handiagoak ematen ditu eta outlier gehiago agertzen dira. Horregatik, bertan lortutako emaitzak oinarritzat hartuta ondorioztatu da desoxyhemoglobina seinalean erabilitako iragazketa ez lukeela HR txikiko kasuetan balio izango, hau da, bradikardien kasuan. Beraz, desoxyhemoglobina ez da seinale egoki bat bihotz eta arnasketa maiztasunen kalkulua gauzatzeko eta ondorioz, HR monitoretik aurrera baztertu egin da.

Pikoien detekzioaren kasuan, aurretik azaldu den bezala, iragazkia definitzerakoan emaitza onenak ematen dituzten mugak ezarri beharreen, malguagoa den iragazki bat erabiltzea erabaki da, 0.4-5 Hz tartekoa. Adabakiei dagokienez, iragazkiarekin bezala, pikoien detektorea paziente eta kasu desberdinei egokitu ahal izateko, partxeetan erabiltzen diren denbora tarteak aldatu dira.

HR monitorean, bai markak eta baita AMDF erabilia, analisi denbora handitzen doan heinean emaitza hobek lortzen dira, hau da, errorea txikitzen da. Bestalde, pikoak erabiltzen diren kasuan, esan daiteke feedback denborak ez duela eraginik LOA-k kalkulatzekoan. Beraz, feedback-a nahi eran erabil daiteke. AMDF-aren kasuan aldiz, feedback denbora txikia bada, kalkulu asko berregiten dira eta konputazio aldetik ez da oso eraginkorra. Hortaz, feedback denbora handiak erabiltzea komeni da. Honez gain, AMDF monitorearekin erlazionatuta, outlier-ak kentzeko partxea erabiliz gero, emaitzak hobek direla ikus daiteke.

VR monitorean, Lomb-Scargle eta interpolazioa erabilia ondorio berdinak lortzen dira. Analisi eta feedback denborei dagokienez, zenbat eta T_a handiagoa orduan eta emaitza hobek lortzen dira baina T_f -ak aldiz ez du ia eraginik. T_{pp} , V_{pp} eta CL parametroekin frogak eginez ondorioztatzen da errore txikiak T_{pp} parametroak ematen dituela eta handienak V_{pp} parametroak. Azkenik, erabilitako bi metodoak konparatzean ikus daiteke Lomb-Scargle metodoak emaitza hobek ematen dituela. Honez gain, ikus daiteke analisi denbora aldatzeak ez duela hiru kasuetan eragin berdina, T_{pp} -aren kasuan T_a handitzeak gehiago hobetzen ditu emaitzak CL eta V_{pp} -aren kasuetan baino.

Bi monitoretan desoxy seinalearekin frogak egitean ateratzen diren ondorioak oxyarekin ateratzen diren berdinak dira, baina lortzen diren emaitzak eskasagoak dira, hau da, errorea handiagoa da.