

TELEKOMUNIKAZIO TEKNOLOGIAREN  
INGENIERITZA GRADUA  
**GRADU AMAIERAKO LANA**

***IKASKETA AUTOMATIKOAN  
OINARRITUTAKO DESFIBRILAZIOA  
GOMENDATZEKO ALGORITMOAREN  
GARAPENA OSPITALEZ KANPOKO  
BIHOTZ BIRIKETAKO GELDIALDI  
EPISODIOETAN ERABILTZEKO***

**Ikaslea:** Campos Bazo, Olatz

**Zuzendaria:** Alonso González, Erik

**Zuzendarikidea:** Aramendi Ecenarro, Elisabete

**Ikasturtea:** 2018-2019



BILBOKO  
INGENIARITZA  
ESKOLA  
ESCUELA  
DE INGENIERÍA  
DE BILBAO

## Aurkibidea

1. Sarrera.....	13
2. Testuingurua.....	15
2.1. Desfibriladoreak.....	15
2.1.1. KDA.....	15
2.1.2. Monitore/desfibriladorea.....	17
2.2. Bihotz-biriketako geldialdi episodioak.....	19
2.3. Erritmo desfibrilagarrien detektorea.....	22
3. Helburuak.....	25
3.1. Helburu nagusia .....	25
3.2. Helburu partzialak .....	25
4. Onurak.....	27
4.1. Onura sozialak.....	27
4.2. Onura teknikoak.....	27
4.3. Onura zientifikoak.....	27
4.4. Onura ekonomikoak .....	28
5. Metodologia.....	29
5.1. Lanerako datu-basearen lorpena.....	29
5.1.1. Jatorrizko datu-basea.....	29
5.1.2. Lanerako datu-basea.....	31
5.2. Seinalearen prozesaketa eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa .....	34
5.2.1. EKG seinalearen prozesaketa .....	34
5.2.2. Uhin formaren ezaugarrien erauzketa .....	35
5.3. Desfibrilazioa gomendatzeko algoritmoa.....	36
5.3.1. AS detektorea .....	36
5.3.2. FB detektorea.....	38
5.4. DGaren arkitektura, optimizazioa eta ebaluaketa.....	41
5.4.1. DGaren arkitektura .....	41
5.4.2. DGaren optimizazioa eta ebaluaketa .....	42

6. Plangintza.....	46
6.1. Lan-taldea .....	46
6.2. Proiektuaren faseak.....	46
6.2.1. Formakuntza fasea.....	46
6.2.2. Proiektuaren proposamena .....	47
6.2.3. Garapen fasea.....	47
6.2.4. Emaitzen azterketa .....	47
6.2.5. Memoriaren idazketa.....	48
6.3. Plangintzaren laburpena .....	48
6.4. Gant diagrama .....	49
7. Aurrekontua .....	50
7.1. Aurrekontuaren kontu-sailak.....	50
7.1.1. Barne-orduak.....	50
7.1.2. Amortizazioak.....	50
7.1.3. Azpikontratazioak.....	50
7.1.4. Gastuak .....	51
7.2. Aurrekontuaren laburpena.....	51
8. Arriskuen analisisa.....	52
8.1. Atzerapenak (A) .....	52
8.2. Kode-erroreak (B) .....	52
8.3. Datuen galera (C) .....	52
8.4. Prozesatze astuna eta ez-eraginkorra (D).....	53
8.5. Arrisku teknologikoak (E).....	53
8.6. Arrisku analisiaren laburpena.....	53
9. Emaitzak .....	54
9.1. DGAREN errendimendua.....	54
9.1.1. AS detektorearen errendimendua.....	55
9.1.2. FB detektorearen errendimendua.....	56
9.2. Garatutako DGAREN eta algoritmo komertzial baten arteko konparaketa.....	58

10. Ondorioak.....	61
11. Erreferentziak.....	62
12. Eranskinak .....	66
12.1. Emaitzen eranskinak .....	66
12.2. Erabiltzailearen gida.....	78

## Laburpena

Ospitalez kanpoko bihotz-biriketako geldialdi (OKBBG) episodioetan pazienteen biziraupen probabilitatea handitu daiteke baldin eta beharrezkoa den kasuetan desfibrilazioa goiztiarra ematen bada. Egoera hauetan kanpoko desfibriladore automatikoak funtsezko tresnak dira. Gailu hauek pazientearen elektrokardiograma (EKG) erregistratu, automatikoki aztertu eta desfibrilagarria den erritmoren bat detektatuz gero, desfibrilazioa gomendatu eta aplikatzen dute.

Proiektuaren helburua, ikasketa automatikoan oinarritutako desfibrilazioa gomendatzeko algoritmoaren (DGA) garapena izan zen. Lanerako datu-basea, OKBBGa jasan zuten Euskal Autonomia Erkidegoko 885 pazienteen 5 segunduko 4212 EKG segmentuekin eratu zen.

Lanerako datu-basea bi azpimultzotan banatu zen. Entrenamenduko azpimultzoa, pazienteen %60az osaturik eta ebaluaketarako azpimultzoa pazienteen %40az eraturik. EKG segmentuak banda pasa iragazi ziren (1-30 Hz), EKGtik ezaugarriak erauzi ziren eta horietan oinarritutako DGA garatu zen. Bi etapaz osaturik zegoen. Lehenengoa, asistolia (AS) detektorea zeinak EKGaren potentzia aztertuz erabakitzen zuen EKGa AS bati zegokion ala ez. AS bezala ez detektatzekotan, segmentua DGaren bigarren etapan, fibrilazio bentrikular (FB) detektorera pasatzen zen. FB detektorea Markoven eredu ezkutuetan (MEE) oinarritutako algoritmo batean oinarrituta zegoen eta segmentuak desfibrilagarri ala ez-desfibrilagarri bezala sailkatzen zituen erauzitako EKG ezaugarrien arabera. DGaren optimizazioa entrenamenduko azpimultzoarekin egin zen. Optimizazioak AS detektorearen potentzia atalasea finkatzea eta FB detektoreak erabilitako ezaugarrien aukeraketa egitea zuen helburu. AS detektorearen potentzia atalase optimoa tarte espezifiko batean bilaketa eginez egin zen. FB detektorearena, 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatua erabiltzen zuen aurreranzko ingurutzailaren hurbilketa bidez egin zen. Ebaluaketarako azpimultzoa erabiliz, DGaren errendimendua sentsibilitate (SE) eta espezifitate (SP) metriken arabera egin zen. Entrenamendu/ebaluaketa prozedura 50 aldiz errepikatu zen errendimendu metriken banaketa estimatzeko. Lortutako emaitzak algoritmo komertzial batek lortutakoen aurka konparatu ziren.

DGaren errendimendua, batzbestekoa (desbideraketa estandarra) SE=97.7% (1.0) eta SP=99.1% (0.4) izan ziren eta algoritmo komertzialak SE=%94.2 (1.3) eta SP=%99.8 (0.1). Biek Amerikako Bihotz Elkarteak eskatutako baldintza minimoak (SE>%90 eta SP>%95) bete zituzten. Hala ere, DGak SE metrikari dagokionez 3.5 puntuko hobekuntza aurkezten du eta soilik 0.7 puntuko jaitsiera algoritmo komertzialari dagokionez. Beraz, MEEan oinarritutako DGA batek zehaztasunez sailkatzen ditu erritmo desfibrilagarri eta ez-desfibrilagarriak OKBBG episodioetan eta algoritmo komertzialen errendimendua hobetu dezake.

## Resumen

En los episodios de parada cardiorespiratoria extrahospitalaria (PCEH) la probabilidad de supervivencia del paciente puede incrementarse si se realiza una desfibrilación inmediata en los casos que sea necesario. En estas situaciones el uso de los desfibriladores externos automáticos es esencial. Estos dispositivos registran, analizan automáticamente el electrocardiograma (ECG) del paciente y en caso de detectar un ritmo desfibrilable, aconsejan y aplican la desfibrilación.

El objetivo de este proyecto fue realizar un algoritmo de recomendación de desfibrilación (ARD) basado en el aprendizaje automático. La base de datos de trabajo se creó utilizando 4212 ECGs de duración de 5 segundos pertenecientes a 855 pacientes de la Comunidad Autónoma Vasca.

La base de datos de trabajo se dividió en dos subgrupos. El subgrupo de entrenamiento lo constituyeron el 60% de los pacientes y el subgrupo de evaluación el restante 40%. Los segmentos ECG se filtraron con un filtro paso banda (1 -30 Hz), se les extrajeron características y en base a esas características se desarrolló el ARD. Estaba constituido por dos etapas. La primera, era un detector de asistolias (AS), el cual analizando la potencia del ECG decidía si el segmento ECG pertenecía a una AS o no. Si no se trataba de una AS, el segmento era analizado por el detector de fibrilación ventricular (FV) de la segunda etapa. El detector FV estaba basado en un modelo oculto de Markov (MOM) y clasificaba los ritmos como desfibrilables o no desfibrilables en base a las características extraídas. La optimización del ARD se hizo utilizando el subconjunto de entrenamiento. El umbral óptimo de potencia del detector AS se realizó mediante una búsqueda en un intervalo específico. La optimización del detector FV, se hizo mediante aproximación al envolvente progresivo que utilizaba la convalidación cruzada con 10 iteraciones. Utilizando el subgrupo de evaluación, el rendimiento del ARD se calculó según las métricas de sensibilidad (SE) y especificidad (SP). El procedimiento de entrenamiento/evaluación se repitió 50 veces para estimar la distribución de las métricas de rendimiento. Los resultados obtenidos se compararon con los obtenidos por un algoritmo comercial.

El rendimiento del algoritmo fue de media (desviación estándar) SE=97.7% (1.0) y SP=99.1% (0.4) y el del algoritmo comercial, SE=94.2% (1.3) y SP=99.8 (0.1). Los dos métodos cumplieron las condiciones mínimas exigidas por la Asociación Americana del Corazón (SE>90% y el SP>95%). Sin embargo, el ARD presenta una mejora de 3.5 puntos en la métrica SE y sólo una desmejora de 0.7 puntos en SP en cuanto al algoritmo comercial. Por tanto, un ARD basado en el MOM clasifica con precisión los ritmos desfibrilables y no desfibrilables en los episodios de PCEH y puede mejorar el rendimiento de los algoritmos comerciales.

## Abstract

In out-of-hospital cardiac arrest (OHCA) episodes, the patient's chance of survival can be increased if an immediate defibrillation is performed when necessary. In these situations the use of automatic external defibrillators is essential. These devices record and automatically analyze the patient's electrocardiogram (ECG) and, in case of detecting a shockable rhythm, they advise and apply defibrillation.

The aim of this project was to carry out a defibrillation recommendation algorithm (DRA) based on machine learning. The work database was created using 4212 5-second-long ECG segments belonging to 855 patients from the Basque Autonomous Community.

The work database was divided into two subgroups. The training subset was formed by 60% of the patients and the test subset by the remaining 40%. The ECG segments were band-pass-filtered (1 -30 Hz), features were extracted and, based on these, the DRA was developed. This DRA had two stages. The first one was an asystolic (AS) detector, which decided whether the ECG segment belonged to an AS or not by analyzing the power of the ECG. If it did not, the segment was analyzed by the ventricular fibrillation (VF) detector, which constituted the second stage. The FV detector was based on a hidden Markov model (HMM) and classified the rhythms as defibrillable or non-defibrillable based on the extracted features. The optimization of the algorithm was done by using the training subset. The optimum power threshold of the AS detector was obtained after an exhaustive search in a specific interval. The optimization of the FV detector, was developed by approaching the progressive envelope that used a 10-iteration cross validation. Using the test subset, the performance of the algorithm was calculated according to sensitivity (SE) and specificity (SP) metrics. The training/test procedure was repeated 50 times in order to estimate the performance metrics' distribution. The results obtained were compared with those obtained by a commercial algorithm.

The performance of the algorithm was of mean (standard deviation) SE=97.7% (1.0) and SP=99.1% (0.4), while the performance of the commercial algorithm, SE=94.2% (1.3) and SP=99.8 (0.1). Both methods met the minimum conditions required by the American Heart Association (SE>90% and SP>95%). However, the DRA presents an improvement of 3.5 points in the SE metric and only a 0.7 point disappointment in SP when compared with the commercial algorithm. Therefore, it is concluded that a defibrillation recommendation algorithm based on the HMM is capable of accurately classifying both defibrillable and non-defibrillable rhythms in episodes of OHCA and could definitely improve the performance of commercial algorithms.



## Taulen zerrenda

5.1. Taula. Erritmoen anotazioak, esanahiak eta duten diagnostikoa.....	31
5.2. Taula. Lanerako datu-basean erritmoen banaketa.....	33
6.1. Taula. Proiektuaren parte-hartzaileak.....	46
6.2. Taula. 1. Fasea. Formakuntza fasea.....	46
6.3. Taula. 2. Fasea: Proiektuaren proposamena.....	47
6.4. Taula. 3. Fasea: Garapen fasea.....	47
6.5. Taula. 4. Fasea: Emaitzen azterketa.....	48
6.6. Taula: 5. Fasea: Memoriaren idazketa.....	48
6.7. Taula. Plangintzaren laburpena.....	48
7.1. Taula. Barne-orduak.....	50
7.2. Taula. Amortizazioak.....	50
7.3. Taula. Gastuak.....	51
7.4. Taula. Aurrekontuaren laburpena.....	51
9.1. Taula. Erreplika bakoitzeko AS detektore optimizatuak lortutako emaitzak.....	56
9.2. Taula. Errepliketan erabilitako ezaugarrien agertze-maiztasuna.....	57
12.1. Taula. Ezaugarrien AUCak.....	66

## Irudien zerrenda

1.1. Irudia. Biziraupen katea.....	13
2.1. Irudia. Kanpoko desfibriladore automatikoa.....	15
2.2. Irudia. Desfibrilazio partxeen aurrez-alboko kokapena.....	16
2.3. Irudia. KDA batek erregistratutako EKG eta BI seinaleak.....	16
2.4. Irudia. Bihotzaren taupada bat eratzen duten uhinen segida.....	17
2.5. Irudia. Monitore/desfibriladorea.....	17
2.6. Irudia. Monitore/desfibriladore batekin erregistratutako seinaleen adibideak. Alonso et al. [10]-etik ateratako eta moldatutako irudia.....	19
2.7. Irudia. FB erritmoaren adibidea.....	20
2.8. Irudia. TB erritmoaren adibidea.....	20
2.9. Irudia. PGAE erritmoaren adibidea.....	21
2.10. Irudia. AS erritmoaren adibidea.....	21
2.11. Irudia. PE erritmoaren adibidea.....	21
2.12. Irudia. Holter gailu elektronikoa.....	23
2.13. Irudia. Datu-base publikotik ateratako FB eta PE erritmoak. Altamira et al. [27]-etik ateratako irudia.....	24
2.14. Irudia. OKBBG episodiotik ateratako FB eta PGAE erritmoak.....	24
5.1. Irudia. Proiektuaren faseak.....	29
5.2. Irudia. Garatutako interfaze grafikoan bistaratutako jatorrizko datu-basearen EKG eta BI seinaleen adibidea.....	30
5.3. Irudia. Lanerako datu-basearen segmentuak eta eremuak.....	31
5.4. Irudia. Bost segunduko EKG segmentu baten mozketaren adibidea.....	32
5.5. Irudia. Prozesatu gabeko (goian) eta prozesatutako (behean) EKG seinale baten adibidea.....	35
5.6. Irudia. Garatutako DGAREN bloke-diagrama.....	36
5.7. Irudia. AS detektorearen bloke-diagrama.....	36
5.8. Irudia. AS detektorearen adibidea.....	37
5.9. Irudia. MEEan oinarritutako FB detektore algoritmoaren arkitektura <b>q1</b> (ez-shock) eta <b>q2</b> (shock) bi egoera ezkutuekin.....	39
5.10. Irudia. DGA optimizatzeko eta ebaluatzeko jarraitutako prozesuaren laburpen orokorra.....	41
5.11. Irudia. 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatua burutzeko prozesua.....	43
6.1. Irudia. Proiektuaren Gant diagrama.....	49
8.1. Irudia. Arrisku analisiaren probabilitate eragin matrizea.....	53
9.1. Irudia. DGAK lortutako SE eta SP parametroen kutxa-diagramak.....	54
9.2. Irudia. AS detektoreak optimizazioarekin lortutako SP eta PPV parametroen kutxa-diagramak.....	55
9.3. Irudia. FB detektoreak optimizazioarekin lortutako SE eta SP parametroen kutxa-diagramak.....	56
9.4. Irudia. DGA eta desfibriladore komertzialek erabilitako algoritmoaren SE eta SP balioaren kutxa-diagramak.....	58
9.5. Irudia. Garatutako DGAK eta algoritmo komertzialak ondo detektatutako erritmo ez-desfibrilagarria.....	59

9.6. Irudia. Algoritmo komertzialak txarto sailkatutako erritmoa (ez-desfibrilagarria zen erritmoa desfibrilagarri bezala).....	59
9.7. Irudia. Garatutako DGak txarto sailkatutako erritmoa (ez-desfibrilagarria zen erritmoa desfibrilagarri bezala).....	60
9.8. Irudia. Irudia. Garatutako DGak eta algoritmo komertzialak txarto sailkatutako erritmoa (desfibrilagarria zen erritmoa ez-desfibrilagarri bezala).....	60
12.1. Irudia. AZT, TCSC, bCP eta bWT ezaugarrien histogramak.....	67
12.2. Irudia. bW, LE, vFleak eta x1 ezaugarrien histogramak.....	68
12.3. Irudia. x2, x3, x4, x5 ezaugarrien histogramak.....	69
12.4. Irudia. BBA, potentzia eta CL ezaugarrien histogramak.....	70
12.5. Irudia. AZT, TCSC, bCP eta bWT ezaugarrien ROC kurbak.....	71
12.6. Irudia. bW, LE, vFleak eta x1 ezaugarrien ROC kurbak.....	72
12.7. Irudia. x2, x3, x4 eta x5 ezaugarrien ROC kurbak.....	73
12.8. Irudia. Potentzia, CL eta BBA ezaugarrien ROC kurbak.....	74
12. 9. Irudia. Interfaze grafikorearen direktorioa eta bertako fitxategiak.....	79
12. 10. Irudia. Aktibatutako hiru toolbox.....	79
12. 11. Irudia. Interfaze grafikoa.....	80
12. 12. Irudia. Erregistroen aukeraketa egiteko pop-up menua.....	80
12. 13. Irudia. Analisien aukeraketa egiteko pop-up menua.....	80
12. 14. Irudia. Episodioen panelean eskuragarri dauden hiru checkbox... ..	81
12. 15. Irudia. AED EVENTS klikatuz gero bistaratutako ezaugarriak.....	81
12. 16. Irudia. COMPRESSIONS klikatuz gero bistaratutako sakadak.....	82
12. 17. Irudia. RHYTHM DIAGN klikatuz gero bistaratutako medikuen iragarpenak.....	82
12. 18. Irudia. Analisien panelean eskuragarri dauden bi botoiak... ..	82
12. 19. Irudia. MODIFY (1) botoiaren funtzionamendua... ..	83
12. 20. Irudia. MODIFY (2) botoiaren funtzionamendua... ..	84

## Laburduren zerrenda

AS	Asistolia, Asystole
ABE	Amerikako Bihotz Elkartea
ARD	Algoritmo de recomendación de desfibrilación
AUC	Area Under the Curve
AZT	Atari zeharkatze tartea
BI	Bularraldeko inpedantzia
BBB	Bihotz-biriketako berpiztea
BBG	Bihotz-biriketako geldialdia
CL	Curve length
DGA	Desfibrilazioa gomendatzeko algoritmoa
DRA	Defibrillation recommendation algorithm
EA	Erritmo antolatua
EG	Erabakirik gabekoa
EKG	Elektrokardiograma
ECG	Elektrokardiograma, Electrocardiogram
FB	Fibrilazio bentrikularra
FV	Fibrilación ventricular
HMM	Hidden Markov Model
IA	Ikasketa automatikoa
IEC	International Electrotechnical Commission
KDA	Kanpoko desfibriladore automatikoa
LE	Langinketa entropia
MEE	Markoven eredu ezkutua
MOM	Modelo oculto de Marcov
OZ	Orekatutako zehaztasuna
OET	Orekatutako errore tasa
OHCA	Out-of-hospital cardiac arrest
OKBBG	Ospitalez kanpoko bihotz-biriketako geldialdia
PE	Pultsudun erritmoa
PCEH	Parada cardíaca extrahospitalaria
PGAE	Pultsurik gabeko aktibitate elektrikoa
ROC	Receiver Operating Characteristic
SE	Sentsibilitatea, Sensibilidad, Sensitivity
SP	Espezifizitatea, Especificidad, Specificity
SS	Sakaden sakontasuna
TB	Takikardia bentrikularra
VF	Ventricular fibrillation

## 1. Sarrera

Bihotz-biriketako geldialdia (BBG) bihotzaren funtzionamendu normalaren bat-bateko geldialdian datza. Odolaren zirkulazioa eteten da bihotzak odola gorputzeko organoetara modu egokian ponpatzeari uzten diolako [1]. Egoera honetan aurkitzen den paziente bati tratamendurik ematen ez bazaio hil egin daiteke.

Ospitalez kanpoko BBGa (OKBBG) herrialde industrializatuetakoa heriotza arrazoi nagusietako bat da [2]. Egindako ikerketen arabera, mundu osoan urtean 6 milioi kasu inguru gertatzen dira [3]. Espainian urtero, bat-bateko bihotz-biriketako heriotzaren ondorioz, 13.000 eta 18.000 pertsona bitartean hiltzen dira [4]. Euskal Herriaren kasuan, 100.000 pertsonetatik 34 kasu ematen dira [5]. Gertaera hauetako gehienak ospitaletik kanpo eta aurretiko patologiarik gabe gertatzen direnez, nabarmen zailtzen da horien tratamendua. Horregatik, BBG episodio baten aurrean oso garrantzitsua da ahal bezain laster larrialdi zerbitzuei deia egitea. Ospitalez kanpoko kasuetan biziraupen tasa %9koa da eta ospitale barrualdeko kasuetan, ostera, %10.4koa [6].

Berpizte Kontseilu Europearrak bost urterik behin argitaratzen dituzten berpizte gidek BBG gertaera baten aurrean jarraitu beharreko protokoloa azaltzen dute [7]. Protokolo hori, biziraupen katearen kontzeptuan laburbiltzen da eta 4 pausu ezberdinez osatuta dago, 1.1. Irudian ikus daitekeen bezalaxe.



1.1. Irudia. Biziraupen katea.

1. **Larrialdi zerbitzuei deia.** Eman beharreko lehenengo urratsa egoeraren azterketa azkarra egitea da. Behin pertsona BBGa jasaten ari dela detektatu ondoren, larrialdi-zerbitzuen aktibazioa egin behar da 112 telefonora dei eginez.

2. **Lekukoen bidezko bihotz-biriketako berpizte (BBB) azkarra.** Bigarren urratsa, BBB maniobra burutzea da. Horretarako, bularraldeko sakadak eta aireztapenak konbinatu behar dira pazientearen gutxienezko odol-zirkulazioa eta oxigenazioa mantentzeko [8].

3. **Desfibrilazio goiztiarra.** Hirugarren urratsa, desfibrilazio goiztiarra aplikatzea da ospitalez kanpoko BBGa kasu gehienetan kanpoko desfibrilagailu automatikoa (KDA) erabiliz. Desfibrilazioa, pazientearen bihotz-erritmo normala berreskuratzeko asmoz, bihotzetik zehar korrante elektriko bat igarotzea da.

4. **Sorospen aurreratua eta zaintzea.** Katearen azkeneko urratsean emergentzietako langileek pazienteari tratamendu aurreratua emango liokete eta ospitalera eramango lukete.

Aipatutako lau urratsak kritikoak eta garrantzitsuak izan arren, BBB maniobra eta desfibrilazioa pausu inportanteenak dira. Egindako ikerkuntza lanek ondorioztatzen dutenez, pazientearen biziraupen probabilitatea %10-%12 txikiagotzen da desfibrilazioa aplikatzen ez den minutu bakoitzeko [4]. Desfibrilazioa beharrezkoa den kasuetan, KDA bat erabiltzen da. Gailu honek pazientearen elektrokardiograma (EKG) erregistratu eta aztertuko du eta detektatuko erritmoa desfibrilagarria dela ondorioztatuz gero, desfibrilazioa aplikatzea gomendatuko du.

KDA bakoitzak erritmo desfibrilagarrien detektore bat darama bere baitan, eta detektore horrek IECak (International Electrotechnical Commission) definitzen dituen errendimendu metrika minimo batzuk bete behar ditu, hain zuzen ere, IEC 60601-2-4 estandarrean definitutakoak [9]. Hala ere, gailu komertzialen erritmo desfibrilagarrien detektoreak ez dira publikoak, haien datu-base pribatuekin sortutakoak dira.

Lan honen helburua, beraz, desfibrilazioa gomendatzeko algoritmo (DGA) bat garatzea da. Algoritmoa OKBBG episodioekin garatuko da, publikoa izango da eta ikasketa automatiko (IA) teknika berritzaileetan oinarrituta egongo da. Garatutako algoritmoaren eta algoritmo komertzialen errendimenduaren konparaketa egingo da.

## 2. Testuingurua

Atal honetan OKBBG egoeretan erabiltzen diren gailuen azalpena emango da, euren deskribapena eta funtzionamendua zehaztuz. Atalarekin bukatzeko, lan honekin zerikusia duten beste ikerkuntza batzuk deskribatuko dira.

### 2.1. Desfibriladoreak

BBG episodioetan erabiltzen diren desfibriladoreak hurrengo ataletan azaltzen diren bi gailuak izaten dira, alde batetik, KDAk eta beste alde batetik, monitore/desfibriladoreak.

#### 2.1.1. KDA

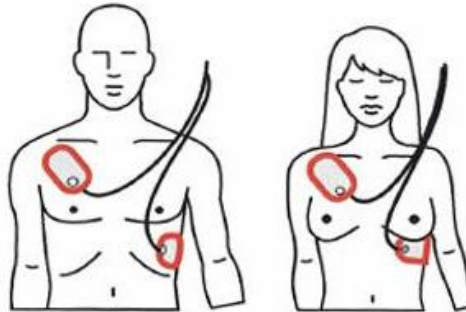
Ospitalez kanpoko BBG egoera batean esperientzia minimoa duten erreskatadoreek erabili ahal izateko pentsatuta dauden gailu elektronikoak dira (ikusi 2.1. Irudia). Honako gailuak biziraupen katearen 3. urratsean erabiltzen dira. KDAek bihotzaren seinale elektrikoa, hots EKGa, erregistratu eta aztertzen du eta detektatuko erritmoa desfibrilagarria dela ondorioztatuz gero, desfibrilazioa aplikatzea gomendatzen du.



2.1. Irudia. Kanpoko desfibriladore automatikoa.

KDAren funtzionamenduari dagokionez, honako lau pausutan laburbildu daiteke:

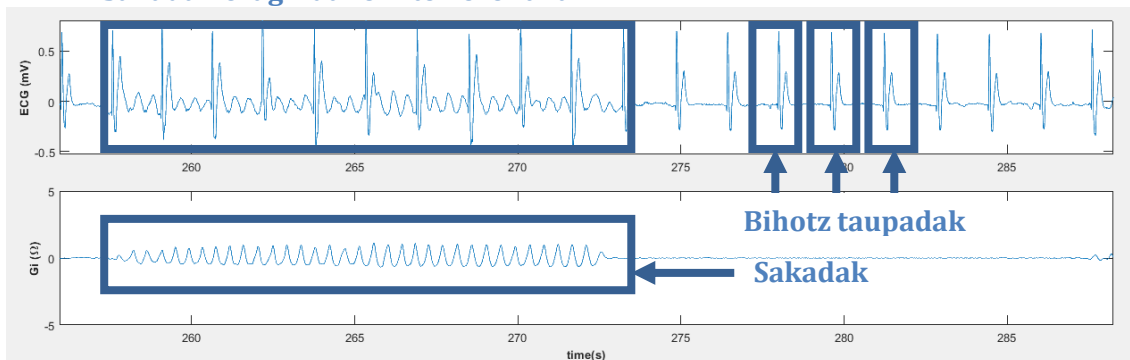
1. **KDA piztu.** Botoi batekin piztu ondoren gailua martxan jartzen da eta erabiltzaileari gidatzeko instrukzioak adierazle bisualen edo ahotsezkoen bitartez ematen dizkio.
2. **Desfibrilaziorako partxeak erantsi.** Partxeen bitartez, EKGa eta bularraldeko inpedantzia (BI) seinaleak modu jarraituan erregistratuko dira. BI seinalea, aurrez-alboko posizioan kokatzen diren partxeen bitartez bularraldeko gainazalean neurtutako inpedantzia elektrikoa erakusten du (ikusi 2.2. Irudia). Batez ere, pazientearen bularraldean partxeak modu egokian erantsi direla egiaztatuzko erabiltzen den seinalea da.



### 2.2. Irudia. Desfibrilazio partxeen aurrez-alboko kokapena.

- Bihotz erritmoa azertu.** Behin partxeak modu egokian erantsita daudela egiaztatu denean, bihotz-erritmoaren lehenengo analisi bat egiten da. EKGan interferentziarik ez sorrarazteko, erreskatatzaileak bularraldeko sakadak emateari utzi behar dio eta pazientea ikutu barik geratu behar da. BBBa burutzen den bitartean, bihotz sakadak EKGan eragiten dituzten interferentziak direla eta, KDAk egingo lukeen bihotz-erritmoaren azterketa ez litzateke fidagarria izango.
- Desfibrilazio gomendioa.** Erritmo desfibrilagarriren bat detektatuz gero, KDAk deskarga elektrikoa emateko gomendioa emango du. Honako kasuetan, KDA motaren arabera, erabiltzaileak botoi bat sakatu beharko du edo desfibrilazioa modu automatikoan egingo da. Ostera, KDAk erritmo desfibrilagarria ez dela kontsideratuz gero, erreskatatzaileari BBBarekin berriro hasteko agindua emango dio.

### Sakadak eragindako interferentzia



### 2.3. Irudia. KDA batek erregistratutako EKG eta BI seinaleak.

2.3. Irudian edozein KDA komertzialak erregistratzen dituen bi seinaleak aurkezten dira, goian EKGa eta behean BI. Bularraldeko sakadak eragiten dituzten fluktuazioak BI



seinalean ikus daitezke eta EKG seinalean sakada horiek eragindako interferentzia. EKGan pazientearen bihotz-taupada bakoitza uhin segida bat bezala ikusten da. 2.4 Irudian zehaztasun osoz ikus daitekeen bezala, bihotz taupada bakoitza jarraian azalduko diren hurrengo P, Q, R, S eta T uhinez eraturik dago.

**P uhina:** odola bentrikuluetara ponpatzeko aurikuluen uzkuertzea eragiten du.

**QRS konplexua:** bentrikuluen uzkuertzea eragiten du. Q, R eta S uhinez osatuta dago. Hiru uhin hauek beste uhinekin konparatuz, denbora tarte nahiko murriztuago baten ematen dira horregatik, hiru uhinak bat bezala aurkezten dira.

**T uhina:** bentrikuluen erlaxazioa islatzen duen uhina da.



2.4. Irudia. Bihotzaren taupada bat eragiten duten uhinen segida.

### 2.1.2. Monitore/desfibriladorea

Biziraupeneko 3. eta 4. pausuetan erabili daitezkeen eta KDAk baino aurreratuagoak diren gailuak dira. Osasun langileek modu manulean edo modu automatikoan erabili ahal dituzte. Modu manulean erabiliz gero, osasun langileak bere ezagutzak erabiltzen ditu bi minutuko BBB ziklo bakoitzeko pazientearen bihotz-erritmoa aztertzeko eta desfibrilazioa aplikatzea beharrezkoa den edo ez erabakitzeko. 2.5. Irudian monitore/desfibriladore komertzial bat ikus daiteke.



2.5. Irudia. Monitore/desfibriladore.

Gailu honek EKG eta BI seinaleekin lan egiteaz gain, beste seinale multzo baten monitorizazio aurreratua egiteko aukera eskaintzen du. Seinale multzo horri esker, medikuak edo erreskatadoreak diagnostiko bat emateko informazio gehigarria du. Seinale hauen artean, adibidez, honakoak aipatu daitezke:

**Sakaden sakontasun (SS) seinalea:** sakaden sakontasuna eta uneak adierazten ditu. BBBan erabiltzen diren laguntza gailuak erregistratutako azelerazio eta indar seinaleak erabiliz kalkulatzen da.

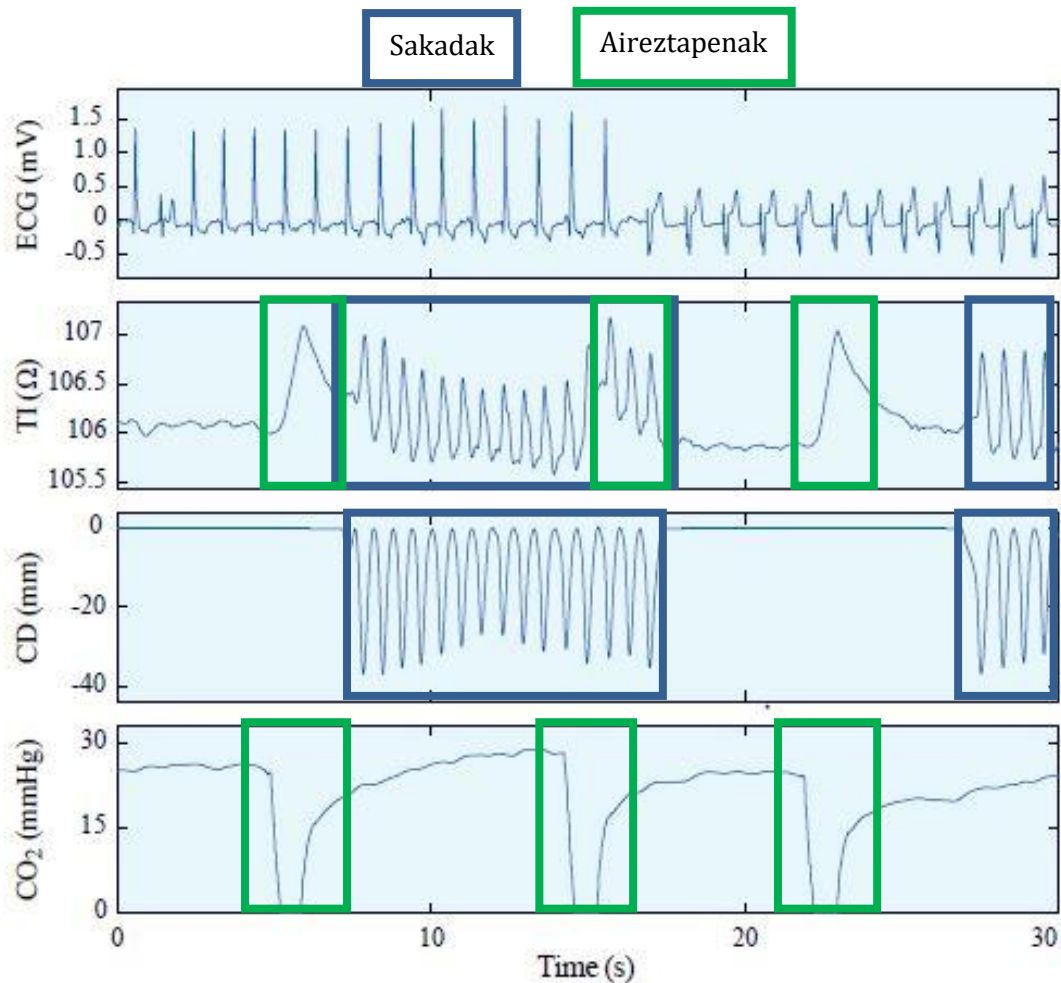
**Sakaden indarra:** pazienteari sakada bat emateko erreskatadoreak egin beharreko indarra neurtzen duen seinalea da. Indar-sentsoreen bidez lortzen da.

**Azelerazio seinalea:** pazienteari sakada bat ematerakoan bularraldeko abiadura aldaketa neurtzen duen seinalea da. Azelerometroen bidez erregistratzen da.

**Kapnografia seinalea:** pazientearean arnas-bidean karbono dioxidoaren, CO<sub>2</sub>, neurketa adierazten du.

**Oximetria:** odoleko hemoglobinareneko oxigeno-saturazioaren ehunekoa zehazten du.

2.6 Irudian berpizte episodio baten adibidea ikus daiteke. Goitik hasita, EKG, BI, SS eta kapnografia seinaleak agertzen dira. EKG seinaleari erreparatuz, elektrikoki egokia den erritmoa ikus daiteke. BI seinalean, fluktuazio handiak eta geldoak pazientearen aireztapenak adierazten dute eta fluktuazio azkarragoak sakadak adierazten dituzte, 3 eta 4 cm bitarteko balioekin. Azkenik, kapnografiako seinalean, pazientearen aireztapenak ikus daitezke. Seinalea bortizki behera doanean, arnasgoran, pazientearen birikietan airea sartzen ari da, CO<sub>2</sub> kantitatea arin murrizten delako. Aldiz, kapnografiako seinalea handitzen denean, arnasbeheran, birikiek hartutako airearen oxigenoa CO<sub>2</sub>-n transformatzen ari dira.



2.6. Irudia. Monitore/desfibriladore batekin erregistratutako seinaleen adibideak. Alonso et al. [10]-etik ateratako eta moldatutako irudia.

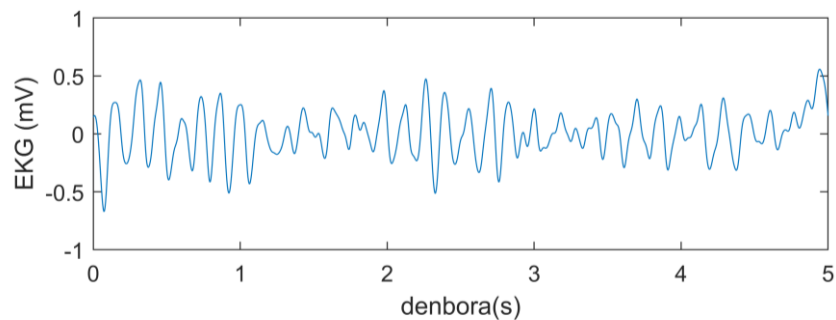
## 2.2. Bihotz-biriketako geldialdi episodioak

Aurreko bi ataletan azaltzen diren gailuei esker, BBG episodioetan EKG eta BI seinaleak erregistratu, monitorizatu eta aztertzeaz gain, beste seinale biomediku batzuen analisisia ere egin daiteke. Nahiz eta batzuetan ordu bateko iraupenera heldu edo gainditu dezaketen BBG episodioetako bakoitzak, normalean, 20 eta 30 minutuko iraupena dute.

BBG episodioan zehar pazienteari ematen zaion tratamenduaren arabera, BBBa, desfibrilazioa edo erabilitako drogen arabera, EKGak bihotz-erritmo ezberdinak aurkeztu ditzake. BBG episodioetan 5 erritmo ezberdin aurki daitezke. Honako taldeetan sailkatu daitezke bihotz-erritmo horiek:

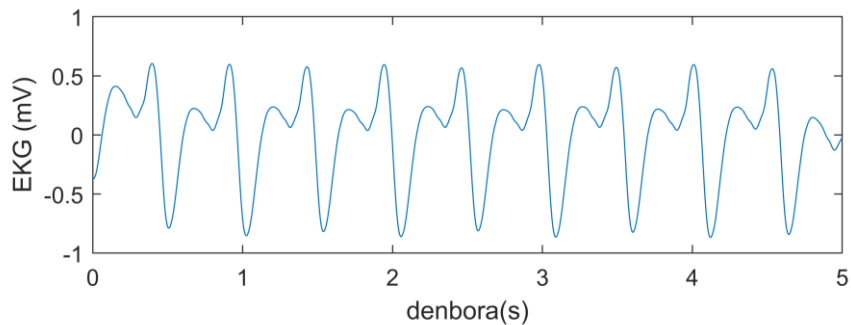
**Erritmo desfibrilagarriak:** Erritmo mota hauentzat gomendatutako tratamendua desfibrilazioa ematea da. Honako erritmo motak aurkitzen dira azpitalde honetan:

- **Fibrilazio bentrikularra (FB):** erritmo mota hau bentrikuluen aktibitate kaotikoak sortzen du. Bihotzak bere koordinazioa galtzearen ondorioz, jarduera elektriko ez antolatua ematen da eta odol-fluxuaren geldiketak gorputzeko organoetara oxigenoa ez helaraztea suposatzen du (ikusi 2.7. Irudia).



2.7. Irudia. FB erritmoaren adibidea

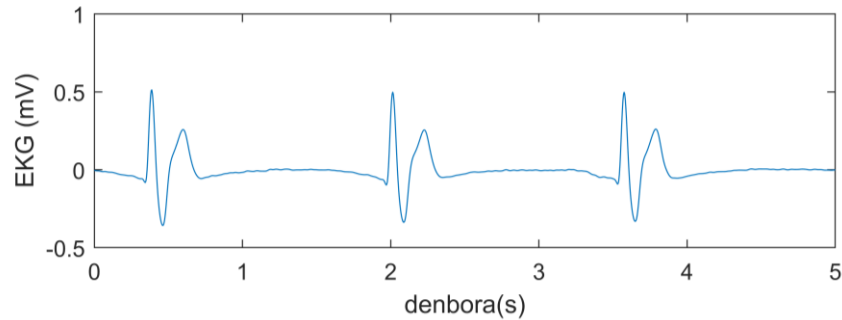
- **Takikardia bentrikularra (TB):** bentrikuluetan sufritzen den aktibitate elektriko azkarraren (>150 taupada/min) ondorioz ematen den erritmo mota da. TBa tratatzen ez bada, FBan bihurtzen da (ikusi 2.8. Irudia).



2.8. Irudia. TB erritmoaren adibidea.

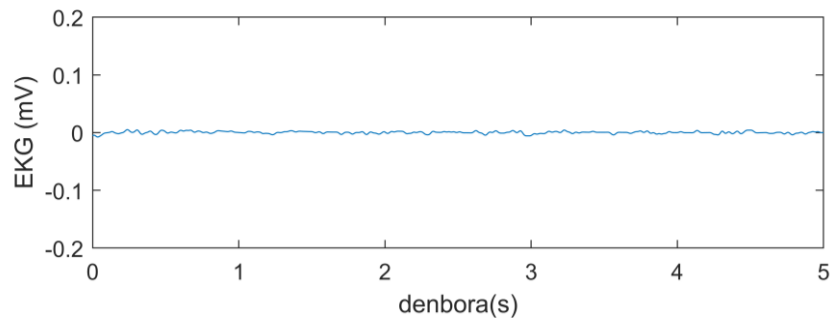
**Erritmo ez-desfibrilagarriak:** erritmo mota hauentzat tratamendu egokia BBB maniobra da. Honakoak dira multzo honen barnean aurki daitezkeen erritmo motak:

- **Pultsurik gabeko aktibitate elektrikoa (PGAE):** erritmo mota honetan bihotzaren aktibitate elektrikoa normala da, baina aktibitate mekanikorik ez dago, hau da, bihotza, odola modu eraginkorrean ponpatzeko gai ez da (ikusi 2.9. Irudia).



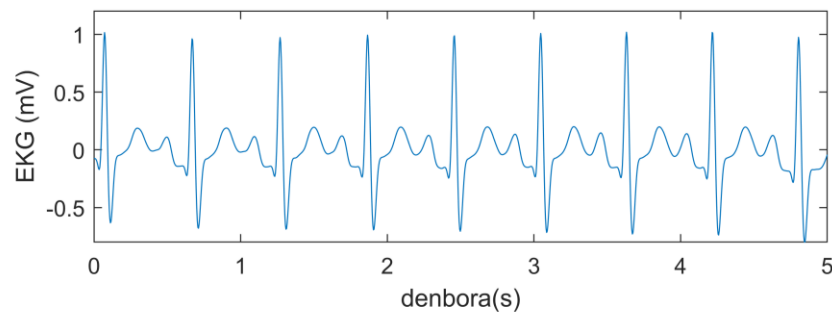
2.9. Irudia. PGAE erritmoaren adibidea.

- **Asistolia (AS):** erritmo mota honetan ez dago aktibitate elektrikorik ezta mekanikorik ere. EKGan ASa lerro lau bat bezala identifika daiteke, 2.10. Irudian ikus daitekeen bezalaxe.



2.10. Irudia. AS erritmoaren adibidea.

- **Pultsudun erritmoa (PE):** bihotzaren jardura elektrikoa eta mekanikoa egokia denez, pazienteak odol jario eraginkorra erakusten du. Erritmo mota honetan, PGAEn bezala, QRS konplexuak bereizten dira (ikusi 2.11. Irudia).



2.11. Irudia. PE erritmoaren adibidea.

### 2.3. Erritmo desfibrilagarrien detektorea

BBG episodio gehienak ospitaletik kanpo gertatzen dira. Emergentsia-zerbitzuen helduera-denbora ibili beharreko distantziagatik eta larrialdi zerbitzuaren azpiegiturengatik mugatuta dago. Kasu gehienetan, bizi-euskarri anbulatziak, BBGa eman den momentutik lehenengo 4 minutu kritikoak igaro baino lehenago heltzea ez du lortzen [11].

Desfibrilazioa aplikatzea lortzen ez den OKBBG episodio horietan, pazientearen biziraupena arriskuan jartzen da; izan ere, lehen komentatu den bezala, OKBBG episodioetan desfibrilazio goiztiarra ez aplikatzeak pazientearen biziraupen probabilitatea murriztea suposatzen du [4]. Horregatik, pazientea BBGa sufritzen ari dela detektatzen den bezain laster KDA bat lortzea ezinbestekoa da.

KDA bat lortu ahal izateko, bi aukera daude. Lehenengoa, KDA bat hurbil izatea eta bigarrena, anbulantzia bat heldu arte itxarotea. Eraikin publiko guztietan KDAk daudenez, aipatutako lehenengo aukera gero eta ohikoagoa izaten ari den egoera da eta kasu horretan, entrenamendu minimoa duen erreskatadore batek anbulantzia heldu baino lehenago pazienteari desfibrilazioa aplikatu ahal dio. Bigarren aukeran, anbulantzian datozen osasun langileek erabiltzen duten gailuaren arabera, bi mota bereiz daitezke. Oinarrizko bizi-euskarriaren osasun langileek, KDA bat erabiltzen dute eta bizi-euskarri aurreratuaren osasun langileek ostera, monitore/desfibriladore bat.

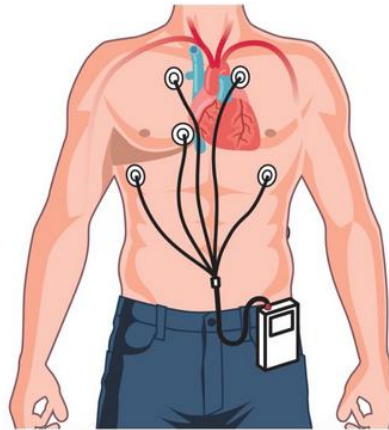
Azaldutako bi aukeretan, gailuak modu semi-automatikoan erabili daitezke. Gailu hauek, DGA batez ekipaturik daude. Algoritmo hauek, EKG seinalea erregistratu eta aztertu ondoren, TB edo FB erritmoa detektatuz gero, desfibrilazioa aplikatzea gomendatzen dute. DGA algoritmoek errendimendu metrika batzuk bete behar dituzte ekipo komertzialetan integratuak izan baino lehen. Metrika horiek sentsibilitatea (SE) eta espezifikotasuna (SP) dira. Alde batetik, SE, desfibrilagarriak diren erritmoak modu egokian detektatzeko gaitasuna da, eta beste alde batetik, SP, erritmo ez-desfibrilagarriak modu egokian detektatzeko gaitasuna.

Amerikako Bihotz Elkarreak (ABE) KDAetan DGAK ebaluatzeko markoa definitu zuen [12]. Errekerimenduei dagokionez,  $SE > \%90$  eta  $SP > \%95$  izan behar dira. Bestalde, DGAK garatzeko eta balioztatzeko aztertzen diren EKG seinaleak interferentziarik gabekoak izan behar dira eta erritmo bakarra aurkezten dutenak edo erritmo aldaketarik aurkezten ez dutenak.

Ekipo komertzialek ABEk inposatutako zehaztasunak betetzen dituzten arren, haien berezko datu-base pribatuekin egiten dute garapena eta ebaluazioa, eta DGAK pribatuak dira eta gehienetan patenteen bidez babestuta daude.

Hala ere, azken hamarkadetan, DGA asko proposatu dira literatura zientifikoan. Hauen artean, konplexutasun neurketa [13], probabilitate dentsitate funtzioaren metodoa [14], taupaden maiztasun eta irregularitate analisia [15], pikoaren analisia epe laburreko autokorrelazio funtzioan [16], hipotesi sekuentzialaren frogaren algoritmoa [17], korrelazio uhinaren formaren analisia [18], FB iragazketa metodoa [19], analisi espektrala [20], denbora-maiztasun analisia [21] eta deskribatzaile ez lineala Hurst indizea erabiliz [22] aurkitzen dira.

Aipatutako lan guzti horietan AS erritmorik ez egoteaz gain, erabilitako seinaleak datu-base publikoetatik hartuta daude. Datu-base publikoen artean, MIT-BIH [23] datu-basea, edo ABEn datu-basea (ABEDB) [24] aurki daitezke. Datu-base hauek osatzeko Holter gailuen bitartez lortutako epe luzeko EKG grabaketak erabiltzen dituzte. Holter monitora, pazientearen EKGa erregistratzen duen gailu elektronikoa txikia da (ikus 2.12 Irudia) eta paziente batek bihotz arritmiaren bat izateko susmoa dagoenean erabiltzen da 24-48 ordu bitartean [25].

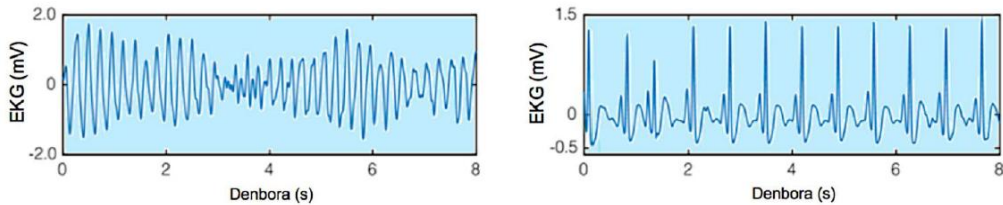


2.12. Irudia. Holter gailu elektronikoa.

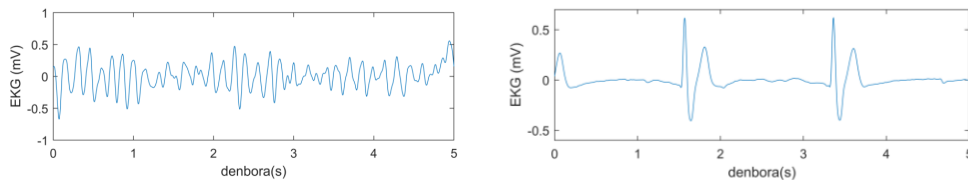
Datu-base publikoak OKBBG episodioetan erregistratutako EKG seinaleekin konparatzen badira oso ezberdinak izan daitezkeela ondorioztatu daiteke. Holter gailuaren bitartez paziente bat 24-48 ordu kontrolatuta dagoenez, BBG gehienetan FB izaten da hasierako erritmoa. Horregatik, Holter bidez erregistratutako FB erritmoek anplitude eta fibrilazio maiztasun handiak erakusten dituzte eta erritmo ez-desfibrilagarriek oster, QRS estuak eta erregularrak. 2.13. Irudian aipatutako ezaugarriak dituzten FB (ezkerraldean) eta PE (eskuinaldean) ikus daitezke.

OKBBG episodioetan oster, desfibriladoreen bitartez erregistratutako erritmoak normalean, BBGaren hasiera eta 5-10 minutu pasa ostean [26] erregistratzen direnez, FB erritmoek maiztasun eta anplitude txikiagoa aurkezten dituzte eta erritmo antolatuek QRS

zabalagoak eta irregularragoak. 2.14 Irudian, OKBBG episodio bateko FB (ezkerraldean) eta PGAE erritmoak (eskuinaldean) ikus daitezke.



**2.13. Irudia. Datu-base publikotik ateratako FB eta PE erritmoak. Altamira et al. [27]-etik ateratako irudia.**



**2.14. Irudia. OKBBG episodiotik ateratako FB eta PGAE erritmoak.**

Beraz, OKBBG episodioetan erabiltzeko DGA bat garatu beharra badago, egokiena izango litzateke OKBBG episodioetatik ateratako erritmoak (AS barne) erabiltzea. Normalean, DGA komertzialek bi etapatan sailkatzen dituzte erritmoak desfibrilagarri edo ez-desfibrilagarri bezala. Lehenengoz, erritmoa AS den ala ez ebaluatzen da EKGaren potentzia eta anplitude ezaugarriak ebaluatuz. Erritmoa AS bada, orduan BBBarekin jarraitzea gomendatzen da. AS ez bada, lehen erreferentziatu diren lanetan garatutako algoritmoen antzeko bat erabiltzen da FB/TB (desfibrilagarriak) eta PGAE/PE (ez-desfibrilagarriak) erritmoen arteko sailkapena egiteko.



### 3. Helburuak

Atal honetan proiektuaren helburu nagusia eta hori lortzeko jorratu beharreko bitarteko pausuak azalduko dira.

#### 3.1. Helburu nagusia

Proiektu honen helburu nagusia erritmo mota guztiak kontuan hartzen dituen DGA garatzea izan da. Horretarako, literatura zientifikoan aurki daitezkeen detektore gehien garapenean erabiltzen diren datu-base publikoak erabili beharrean, OKBBG episodioak erabili ziren. Garatutako algoritmoa publikoa da eta IAn oinarritutako teknika berritzaileetan oinarrituta dago. Gainera, garatutako algoritmoaren errendimendua eta desfibrilagailu komertzialen errendimenduaren arteko konparaketa egin zen.

#### 3.2. Helburu partzialak

Aipatutako helburu nagusia lortu ahal izateko, jarraian azalduko diren helburu partzialak betetzea beharrezkoa izan zen.

##### 1. Interfaze grafikoaren garapena.

Proiektu honetan erabili zen jatorrizko datu-basea bistaratu eta kudeatu ahal izateko interfaze grafiko bat sortu behar izan zen. Tresna honen bidez, KDAen erritmo analisi tarteak aztertu egin ziren eta lanerako datu-basean barneratzeko egokiak ziren ebaluatu zen.

##### 2. Lanerako datu-basearen lorpena.

Proiektu honetan erabilitako jatorrizko datu-basea, 2013 eta 2015 urteen bitartean Emergentziak Osakidetza sorospen eta erreskatadore taldeak LIFEPAK 1000, LIFEPAK 500 eta LIFEPAK CR Plus desfibriladoreak erabiliz erregistratutako 855 OKBBG episodioez osaturik dago. Garatutako interfaze grafikoa erabiliz, jatorrizko datu-basetik KDAek erritmoen analisirako erabiltzen zituzten EKG segmentuak identifikatu eta moztu ziren lanerako datu-basea eratzeko.

##### 3. EKG seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien erauzketa.

Lanerako datu-baseko EKG seinaleen aurreprozesatzea egin zen. Ondoren, aurreprozesatutako EKG seinaleetatik erritmo desfibrilagarriak eta ez-desfibrilagarriak diskriminatzeke gaitasun handia erakutsi duten ezaugarriak erauzi ziren.

**4. IA teknika berritzaileetan oinarritutako algoritmoaren garapena eta ebaluaketa.**

Erauzitako EKG ezaugarrietaz baliatzen zen Markoven eredu ezkutua (MEE) izeneko IA teknikan oinarritutako algoritmoa garatu eta bere errendimendua ebaluatu zen SE eta SP parametroen arabera.

**5. Garatutako algoritmoaren eta DGA komertzial baten errendimenduen arteko konparaketa.**

Garatutako DGaren errendimendua orokortzeko asmoarekin, lortutako SE eta SP parametroak algoritmo komertzial batek lanerako datu-basean aurkezten zituen errendimendu metriekin konparatu ziren.

## 4. Onurak

Jarraian proiektuaren garapenak suposatzen dituen eta suposa ditzakeen onura sozialak, teknikoak, zientifikoak eta ekonomikoak azaltzen dira.

### 4.1. Onura sozialak

Proiektu honetan garatutako DGA, ahalik eta zehatzen izateko garatu zen. ABek ezarritako zehaztasunak betez gero, desfibriladoreak garatzen dituzten enpresek, garatutako DGAREN errendimendua gaur eguneko KDAetan inplementatzen dituzten algoritmo komertzialen errendimenduekin konparatu dezakete. Gainera, garatutako algoritmoa publikoa denez, errendimendu hobea aurkeztuz gero, enpresek euren KDAetan inplementatzeko erabakia har dezakete. Modu honetan, merkatuan ahalik eta errendimendu altueneko desfibriladoreak egongo lirarteke. Hauei esker, erritmo analisiak ahalik eta zehatzenen izango lirarteke BBGaren tratamendu optimoa bermatuz eta biziraupen probabilitatea maximizatuz.

### 4.2. Onura teknikoak

Onura teknikoen artean, proiektua aurrera eraman ahal izateko garatutako baliabideak eta erabilitako tresnak aurkitzen dira. Hauek publikoak dira eta etorkizunean ingeniari-tasoluzio berriak garatzeko erabili ahal izango dira. Baliabide hauen artean, garatutako interfaze grafikoa eta lanerako datu-basea daude. Baliabide guzti hauek BioRes (Bioengineering and Resuscitation Group) ikerkuntza taldearentzat erabilgarriak izan daitezke etorkizunean egin ditzakeen ikerkuntza lanetan.

### 4.3. Onura zientifikoak

Egindako proiektua guztiz zientifikoa denez duen onura nagusia zientifikoa da. Proiektu honen garapena BioRes taldearen etorkizuneko lanetan baliagarria izango da eta ikerketa taldearen helburua den seinaleen prozesaketa bidezko BBG tratamenduaren optimizazioan lagungarria izango da.

Gainera, egindako lanaren emaitzak eta ekarpenak kongresu zientifikoetan aurkeztuko dira eta aldizkari zientifikoetan argitaratzeko ahalegina egingo da. Bestalde, garatutako algoritmoa publikoa eta irekia denez, edonork erabili dezake ikerkuntza lanetan erabiltzeko.

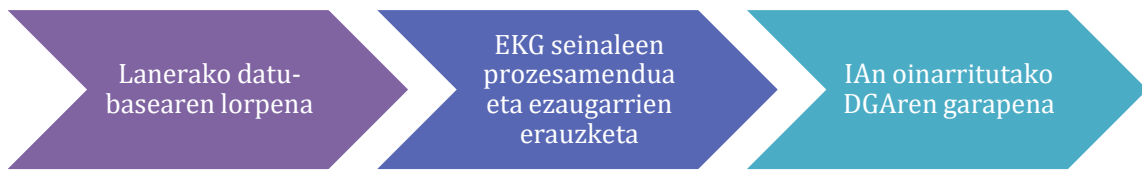
#### 4.4. Onura ekonomikoak

Proiektu honek ikerketa helburu garbia du. Ez da etekin ekonomikorik lortzeko asmoarekin burutu. Hala ere, proiektuan garatutako DGA publikoa denez, enpresek garatzen dituzten KDAetan inplementatuz gero, saltzen dituzten ekipo berri hauen ondorioz onura ekonomikoak egon daitezke.

## 5. Metodologia

Burututako proiektuaren metodologia hiru pausu nagusitan banatu zen.

1. Lanerako datu-basearen lorpena.
2. EKG seinaleen prozesamendua eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa.
3. IA teknika berritzaileetan oinarritutako DGAREN garapena.



### 5.1. Irudia. Proiektuaren faseak.

Hurrengo ataletan aipatutako hiru pausuak sakonki azalduko dira.

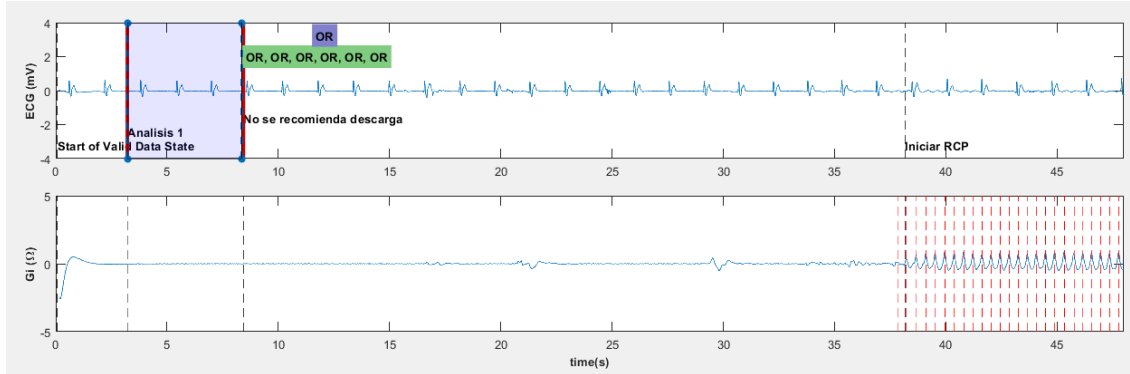
#### 5.1. Lanerako datu-basearen lorpena

Atal honetan, jatorrizko datu-basea eta bertatik ateratako lanerako datu-basearen ezaugarriak azalduko dira.

##### 5.1.1. Jatorrizko datu-basea

Proiektu honetan erabili zen lanerako datu-basea lortzeko jatorrizko datu-base bat erabili behar izan zen. Jatorrizko datu-basea, 2013 eta 2015 urteen bitartean Emergentziak Osakidetza sorospen eta erreskatadore taldeak LIFEPAK 1000, LIFEPAK 500 eta LIFEPAK CR Plus KDAk erabiliz, Euskal Autonomia Erkidegoan erregistratutako 855 episodioez osaturik dago. Episodio horietan zehar KDAek erregistratutako informazioa erabiliz, lanerako datu-basea osatu zen. Alde batetik, KDAek monitorizatutako EKG eta BI seinaleak lanerako datu-basea osatzeko gorde ziren (ikusi 5.2. Irudia).

- **EKG:** elektrokardiografia seinalea, 250 Hz-ko laginketa-maiztasuna erabiliz erregistratutakoa.
- **BI:** desfibrilazio partxeen bidez erregistratutako seinalea da, 3 mA eta 32 kHz-eko korrante elektrikoa aplikatuz, partxeen arteko tentsio diferentzia neurtuz eta Ohm-en legea aplikatuz lortzen dena.



## 5.2. Irudia. Garatutako interfaze grafikoan bistaratzeko jatorrizko datu-basearen EKG eta BI seinaleen adibidea.

Aipatutako bi seinale horiek bistartzeko eta KDAek emandako gainontzeko informazioa kudeatu ahal izateko, interfaze grafiko bat garatu behar izan zen. 5.2. Irudian jatorrizko datu-basetik hartutako informazioa garatutako interfazean bistaritzen da. Grafikan, marra bertikal gorriak, KDAren erritmo analisen hasiera eta amaiera uneak agertzen dira, eta marra eten beltzak dauden uneetan, KDAk erregistratutako eta sortutako gertaerak adierazten dira, esaterako, BBBarekin hasteko, amaitzeko edo desfibrilazioa emateko gomendioak.

Horrez gain, EKG seinalean, kutxatila berde batean, sei medikuek modu independentean egindako erritmoen diagnostikoa agertzen da. Egindako sailkapena lau multzoetan antolatuta dago: AS (maiztasuna < 12 taupada/min, anplitudea < 100  $\mu$ V), TB (maiztasuna > 150 taupada/min), FB (anplitudea > 200  $\mu$ V) eta PE eta PGAE erritmoak barne hartzen dituen erritmo antolatua (EA). Aipatzekoa da, erritmo mota argi geratzen ez zen kasuetarako erabakirik gabeko (EG) anotazioa jarri zutela. Sei medikuen diagnostikoaren arabera, adostutako diagnostiko bat atera zuten, EKG grafikoan kutxatila morean ikus daitekeena.

5.1. Taulan aurretik aipatutako jatorrizko datu-basean agertzen ziren medikuen erritmoen anotazioak eta horiek suposatzen duten diagnostikoa ikus daiteke. Jatorrizko datu-basean erritmo horiei erreferentzia egiteko erabilitako zenbakizko anotazioa ere agertzen da.

ANOTAZIOA (letraz)		ANOTAZIOA (zenbakiz)	ESANAHIA		DIAGNOSTIKOA	
Ingelesez	Euskaraz		Ingelesez	Euskaraz	Shock	Ez-shock
AS	AS	1	Asystole	Asistolia		X
OR	EA	2	Organized Rhythm	Erritmo antolatua		X
VF	FB	3	Ventricular Fibrillation	Fibrilazio Bentrikularra	X	
VT	TB	4	Ventricular Tachycardia	Takikardia bentrikularra	X	
UN	EG	5	Undecided	Erabaki gabekoa		

5.1. Taula. Erritmoen anotazioak, esanahiak eta duten diagnostikoa.

### 5.1.2. Lanerako datu-basea

Jatorrizko datu-basea 855 erregistroz osatuta zegoen, erregistro bat pazienteko. Paziente bakoitzeko erritmo analisi bat baino gehiago zeuden, guztira, 4375 erritmo analisi. Hauek lanerako datu-basea osatzeko erabili ziren. Datu-base hori erregistroz antolatu beharrean, analisika antolatu zen (ikusi 5.3. Irudia).

1. pazienteari dagozkion 9 erritmo-analisiak

reg_name	Info	valid	t_fin_bost	t_ini_bost	fs	ecg	cons_rhy	GS	AED	rhythm_ann	comments
physio_1'	1x1 struct	1	8.4320	3.4320	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	144.5120	139.5120	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	280.5920	275.5920	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	416.6720	411.6720	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	560.2160	555.2160	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	696.3920	691.3920	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	832.5600	827.5600	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	968.7280	963.7280	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_1'	1x1 struct	1	1.1049e+03	1.0999e+03	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	8.4320	3.4320	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	144.6080	139.6080	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	280.7760	275.7760	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	416.9440	411.9440	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	553.1120	548.1120	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	689.2880	684.2880	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	825.4560	820.4560	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 5 1 1]	'No comments'
physio_2'	1x1 struct	1	961.5360	956.5360	250	1250x1 dou...	1	0	0	[1 1 1 1 1 1]	'No comments'

2. pazienteari dagozkion 8 erritmo-analisiak

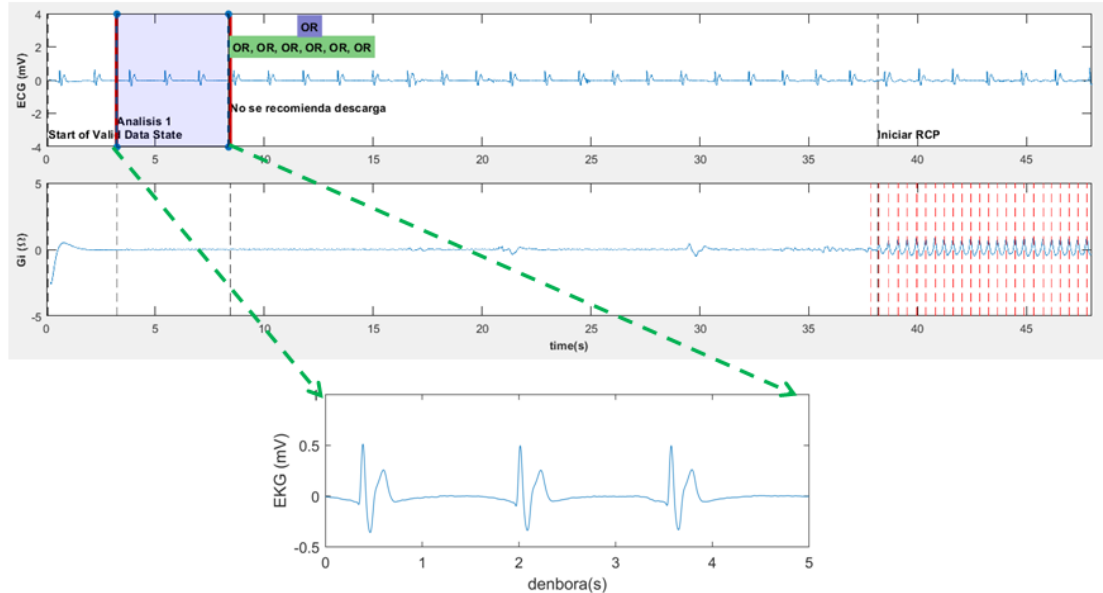
5.3. Irudia. Lanerako datu-basearen segmentuak eta eremuak.

Erritmo analisi horietatik azertuak izateko interesatzen zitzazkigun segmentuak, BBB interferentziarik gabeko tarte garbiak eta medikuek adosten jakin zuten erritmo analisiak ziren. Beraz, sakadak zituzten EKG tarteak (kanporatutakoen kopurua) eta medikuek EG bezala sailkatutako (kopurua) erritmo analisiak kanporatu zirenez, 4375 erritmo analisitik 4212 osatu zuten lanerako datu-basea.

Medikuek erritmo desfibrilagarri edo ez-desfibrilagarri baten diagnostiko egokia emateko, gutxienez, lau medikuek egindako erritmo anotazioak bat etorri behar zuten. Medikuek erritmo mota sailkatzen jakin ez zuten kasuetan, ondorengoak ziren arrazoiak:

- Desfibrilazio partxeen mugimenduak eragindako interferentziak suposatzen zuen EKG seinalearen uhin formaren aldakuntza.
- Analisi bateko denbora tarte txikian EKG seinalean erritmo aldaketa.
- Bitarteko erritmo bat egotea non shock/ez-shock gomedio argi bat ez zegoen.

Behin, 4212 erritmo analisi tarteak izanda, garatutako algoritmoa probatzeko, bost segunduko EKG segmentuen mozketak egin ziren. 5.4. Irudian ikusten den tarte urdina, sakadarik gabeko erritmo analisi batetik hartutako EKG seinalea da.



5.4. Irudia. Bost segunduko EKG segmentu baten mozketaren adibidea.

5.2. Taulan bost segunduko mozketen erritmo sailkapena agertzen da. 4212 erritmo analisietatik 3723 erritmo ez-desfibrilagarriak ziren (ez-shock) eta gainontzeko 489 erritmo analisiak oster, erritmo desfibrilagarriak (shock).



Erritmoa	Erritmo analisi kopurua	Datu-basean %
AS	2324	%55
EA	1399	%33
FB/TB	489	%12

5.2. Taula. Lanerako datu-basean erritmoen banaketa.

Lanerako datu-baseko segmentu bakoitzarentzako honako informazioa gorde zen:

- **reg\_name:** erregistroaren izena.
- **info:** analisiaren informazioa. Bertan erregistro edo pazientearen identifikatzailea, erabilitako desfibriladorearen modeloa eta BBG gertaeraren data eta ordua agertzen da.
- **t\_ini\_bost:** bost segundu iraupeneko mozketaren hasierako denbora unea.
- **t\_fin\_bost:** bost segundu iraupeneko mozketaren amaierako denbora unea.
- **fs:** EKG seinalearen laginketa-maiztasuna, 250 Hz.
- **ecg:** erritmo analisei egindako bost segunduko mozketaren EKG seinalea.
- **cons\_rhy:** sei medikuek adostutako erritmoaren kodea: AS=1, EA=2, FB=3, TB=4, eta EG=5.
- **GS:** sei medikuek egindako erritmoen sailkapenarekin lortutako shock (1) edo ez-shock (0) erabakia. AS eta EA erritmoentzako 0 balioa eta FB eta TB erritmoentzako 1 balioa.
- **AED:** KDAk EKG seinalea aztertzerakoan egindako shock (1) edo ez-shock (0) diagnostikoa.
- **rhythm\_ann:** sei medikuek indibidualki sailkatutako erritmoen anotazioen kodeak: AS=1, EA=2, FB=3, TB=4, eta EG=5. Adibidez, [1 1 1 3 3 3], non sei medikuek hiru erritmo analisia AS bezala sailkatu duten eta beste hirurak FB bezala.
- **comments:** analisisian zehar anotatutako komentarioak, esaterako analisiaren hasiera eta amaiera adierazleak.
- **valid:** jatorrizko datu-baseak analisi baliogarria edo ez den adierazten duen parametroa.

## 5.2. Seinalearen prozesaketa eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa

Atal honetan EKG seinalearen prozesaketa eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa azalduko da. Ezaugarri hauek, aztertutako EKG seinale tartearik desfibrilagarriak edo ez-desfibrilagarriak ziren aztertzeko erabili ziren.

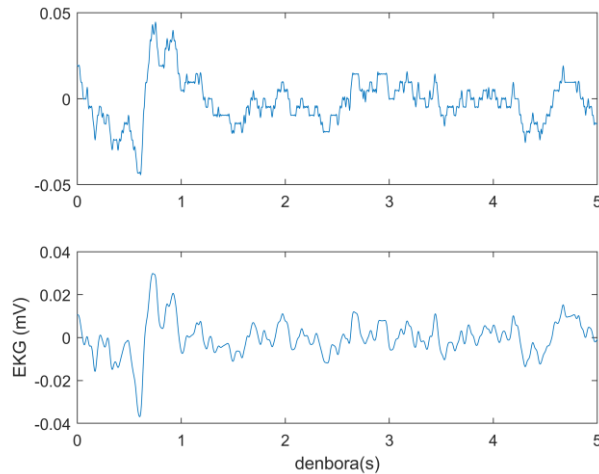
### 5.2.1. EKG seinalearen prozesaketa

Hasteko, seinalearen prozesaketa burutzeko, hau da,  $\hat{x}_{ecg}$  seinale prozesatua lortzeko, laneko datu-baseko EKG seinale guztiak hurrengo prozesua jarraituz prozesatuak izan ziren:

1. **Batezbestekoaren ezabatzea:** pausu honetan EKG seinaleari osagai jarraitua kendu zitzaion. Hori lortzeko, seinalearen puntu bakoitzari batezbestekoa kendu zitzaion.
2. **5. mailako batezbesteko mugikorraren iragazkia:** FIR (Finite Impulse Response) behe-pasa iragazki bat da. Honen bitartez, EKG seinalea leuntzea lortu zen osagai zaratsua eta trantsizio zorrotzak ezabatuz. Sarrerako parametro bezala bost lagin hartu zituen eta irteera parametro bezala horien batezbestekoa atera zuen. Iragazki honek erabiltzen duen diferentzia ekuazioa honakoa da, non  $b$  koefiziente guztiak  $1/5$  diren:

$$y(n) = b(1) * x(n) + b(2) * x(n - 1) + b(3) * x(n - 2) + b(4) * x(n - 3) + b(5) * x(n - 4)$$

3. **Goi-pasa iragazkia:** pausu honetan seinaleari 1 Hz-ko ebaketa maiztasuna duen 1. ordenako goi-pasa Butterworth iragazkia aplikatu zitzaion. Honen bitartez, maiztasun baxuko zarata ezabatu zen.
4. **Behe-pasa iragazkia:** kasu honetan, seinaleari 2. ordenako eta 30 Hz-ko ebaketa maiztasuna zuen Butterworth iragazkia aplikatu zitzaion. Modu honetan, maiztasun altuko zarata ezabatzea lortu zen.



#### 5.5. Irudia. Prozesatu gabeko (goian) eta prozesatutako (behean) EKG seinale baten adibidea.

##### 5.2.2. Uhin formaren ezaugarrien erauzketa

EKG seinalea azaldu den bezala prozesatu ondoren, erritmo analisei denbora eta maiztasun domeinuetan eta EKG seinalearen konplexutasunean ezaugarri ezberdinak erauzi zitzaizkien.

Denbora domeinuari dagokionez, kalkulaturako ezaugarriak atari zeharkatze tarte [28], TCSC [29],  $x_1$ ,  $x_2$  [30], bWT [2], EKGaren potentzia [31], CL [30], EKGaren batazbesteko anplitudea (BBA) [31] eta bCP [2] izan ziren. Hauek EKG seinalearen anplitudea, malda, laginen banaketa, seinale kurbaren luzera eta bihotz-maiztasuna ezaugarritzen dute.

Maiztasunaren domeinuaren kasuan, EKG seinalearen espektroa ezaugarritzeko FB iragazkia (vFleak) [19],  $x_3$ ,  $x_4$ ,  $x_5$  [30], eta bW ezaugarriak erabili ziren.

EKG seinalearen konplexutasuna ezaugarritzeko laginketa entropia (LE) [31] erabili zen.

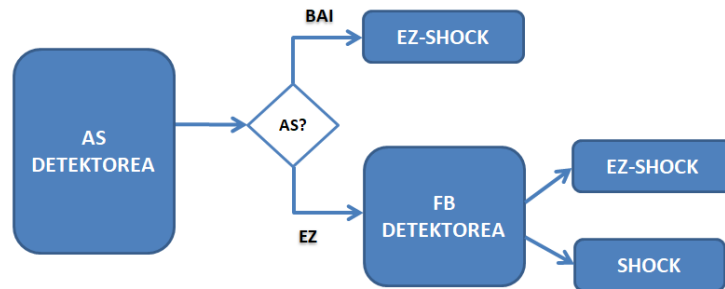
Aipaturako ezaugarri horiek, artikulua ezberdinetan argitaratuta eta xehetasunez azalduta daude, shock edo ez-shock diskriminatze gaitasun altua erakusten dutelako. Horrez gain, ezaugarri horiek kalkulatzeko kodea biltegi digital publiko batean eskuragarri dago [26].

### 5.3. Desfibrilazioa gomendatzeko algoritmoa

Atal honetan DGaren nondik norakoak azaltzen dira, algoritmoa garatzeko jarritutako prozedura osoa sakonki azalduz.

Garatutako algoritmoa erritmo mota guztiak aztertzen ditu. Edozein erritmo mota aztertuta, desfibrilagarria edo ez-desfibrilagarria den erabakitzeko gai da. Hori lortzeko, garatutako detektorea bi etapatan banatu zen.

5.6. Irudian, DGaren bloke-diagrama ikus daiteke, azalduko 2 etapak nola banatuta dauden adieraziz.

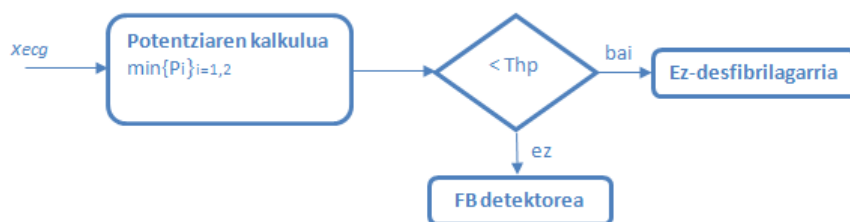


5.6. Irudia. Garatutako DGaren bloke-diagrama.

Alde batetik, 1. etapan, AS detektoreak EKG seinalearen potentzia aztertu eta erritmoa AS zen ala ez erabakitzen du. EKG seinalea AS bezala sailkatuz gero, DGak ez-desfibrilagarri bezala sailkatzen du EKG seinalea. Aldiz, AS bezala ez sailkatutakoak 2. etapan, hots, FB detektorean aztertzen dira. Detektore hau, 5.2.2 atalean aipatutako ezaugarriak erabiltzen ditu eta MEEan oinarritutako sailkatzaile batez osaturik dago, zeinak erritmo desfibrilagarrien eta ez-desfibrilagarrien arteko diskriminazioa egiten du.

#### 5.3.1. AS detektorea

AS erritmoek bihotz aktibitate elektriko oso baxua edo ea nulua aurkezten dute. Beraz, EKGak lerro lau baten antza dauka edo anplitude oso txikiko (piko piko anplitudea  $< 100 \mu V$ ) uhin forma erakusten du. Edozein kasutan potentzia baxua aurkeztuko du.

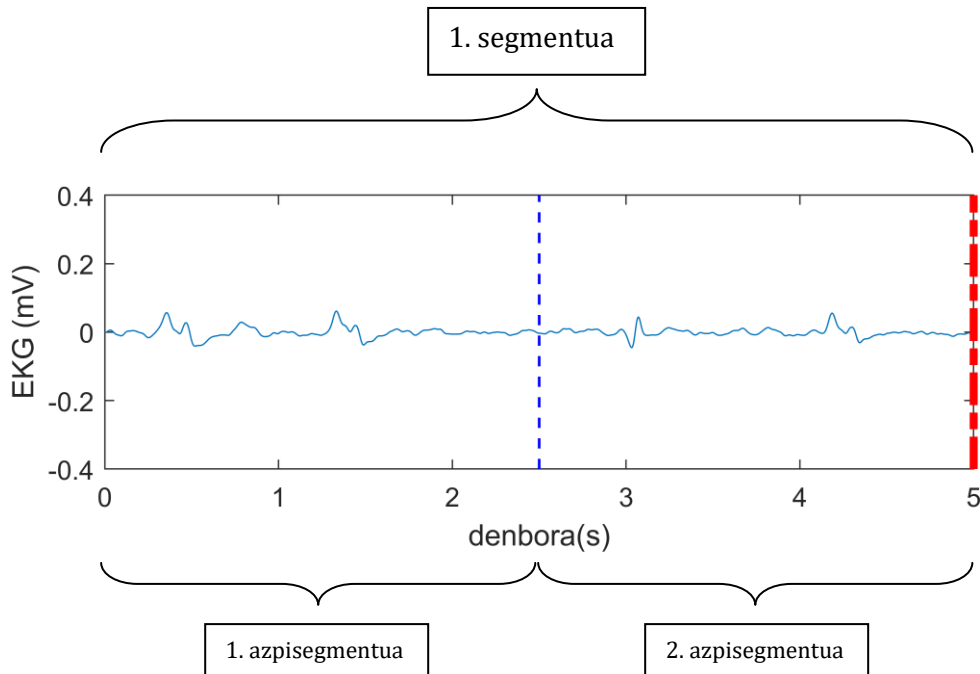


5.7. Irudia. AS detektorearen bloke-diagrama.

5.7. Irudian ikus AS detektorearen bloke-diagrama. Lehendabizi, EKG segmentua,  $x_{ecg}$ , banda-pasa (2.5 - 30 Hz) iragazki batekin prozesatu zen maiztasun baxuko eta altuko zatarata kentzeko. Prozesatutako EKG segmentu hori,  $\hat{x}_{ecg}$ , gainjarrita ez dauden 2.5 segunduko bi azpisegmentutan banatu zen eta azpisegmentu bakoitzaren potentzia kalkulatu zen hurrengo formula jarraituz:

$$P_t = 10^3 * \frac{1}{N/2} \sum_{(t-1)*\frac{N}{2}+1}^{t*\frac{N}{2}} \hat{x}_{ecg}^2(n) \quad \text{non, } t = 1,2$$

non  $10^3$  eskalatzeko faktorea den eta  $N$ , segmentu osoan hartzen diren lagin kopurua ( $N = t_{segmentu} \cdot f_s = 5 \cdot 250 = 1250$  lagin). EKG segmentua AS bezala sailkatzen zen baldin eta, bi azpisegmentuetako potentzia baxuena, zehaztutako  $Thp$  atari balio baten azpitik bazegoen. 5.8. Irudian ikus daitekeen bezala, 5 segunduko segmentua (lerro eten gorria) 2.5 segunduko azpisegmentuetan (lerro eten urdinak) banatu zen. Adibide honetan, bi azpisegmentuek aktibitate elektriko baxua aurkeztu zuten eta segmentua AS bezala sailkatu zen.



5.8. Irudia. AS detektorearen adibidea.

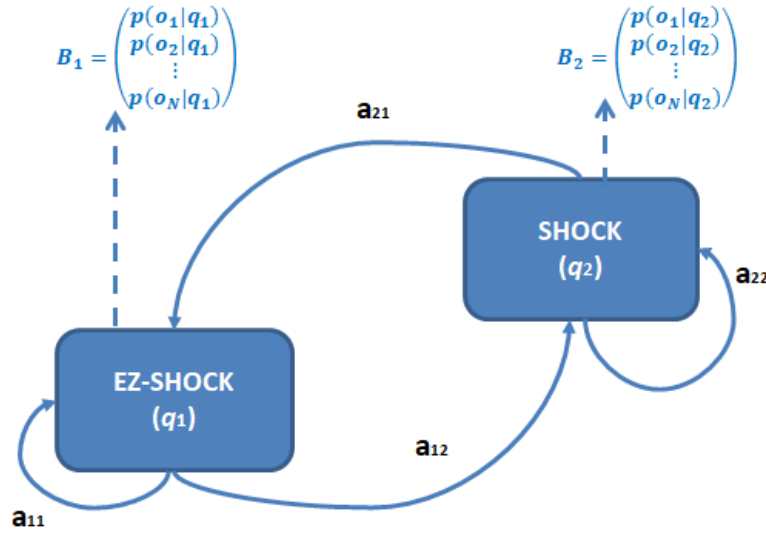
### 5.3.2. FB detektorea

Esan den bezala, garatutako FB detektorea, 1. etapako detektoreak AS bezala identifikatu ez zituen erritmoak aztertzeko garatu zen. FB detektorearen helburua zen, AS detektoreak ez detektatutako ASak eta EA erritmoak ez-desfibrilagarri bezala sailkatu eta FB/TB erritmoak desfibrilagarri bezala.

Sailkapen hau egiteko, FB detektorea MEEan oinarritutako sailkatzaile batean oinarrituta zegoen. MEEa, IAn erabiltzen den teknika garrantzitsuenetariko bat da [32] eta hurrengo osagaiez osatuta dago:

- $Q = q_1, q_2, \dots, q_K$   $K$  egoeradun multzo bat.
  
- $A = \begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{1j} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{i1} & \dots & a_{ij} \end{bmatrix}$   $A$  trantsizio-probabilitate matrize bat, non  $a_{ij}$  bakoitzak  $i$  egoeratik  $j$  egoerara igarotzeko probabilitatea adierazten duen. Matrizearen ilara bakoitzaren elementuen batura 1 da.
  
- $O = o_1, o_2, \dots, o_N$   $N$  behaketadun multzo bat.
  
- $B = b_i(o_n)$  Sekuentzia bat behaketen probabilitateekin. Behaketen probabilitateak ere emisio probabilitateak bezala ezagunak dira. Bakoitzak,  $o_n$  behaketa bat  $i$  egoera batetik sortua izanaren probabilitatea adierazten du.

Shock edo ez-shock erabakia hartzeko, FB detektoreko algoritmoa bi egoera ezkutuko multzodun MEE batean oinarritu zen,  $Q = \{q_1, q_2\}$ , non  $q_1$  eta  $q_2$ -k ez-shock eta shock erabakiak adierazten dituzten. 5.9. Irudian, MEE ereduaren arkitektura ikus daiteke, non  $A \in M_{2 \times 2}$  trantsizio-probabilitate matrizeari dagokion, zeinetan  $a_{ij}$  elementu bakoitzatik  $q_i$  egoera batetik  $q_j$  egoera batera joateko probabilitatea adierazten duen,  $i = 1, 2$  izanik. Esan den bezala,  $O = \{o_1, o_2 \dots o_N\}$  -k  $N$  behaketa ezberdin posibleak adierazten ditu eta  $B_1, B_2 \in M_{N \times 1}$  -k behaketa probabilitateak edo emisio-probabilitateak barne hartzen dituzte. Beraz,  $B_1$ -ek  $p(o_n|q_1)$  probabilitate baldintzatuak barne hartzen ditu,  $q_1$  (ez-shock) egoeratik  $o_n$  behaketa bat sortua izateko probabilitatea adierazten baitu. Era berean,  $B_2$ -k  $p(o_n|q_2)$  probabilitate baldintzatuak barne hartzen ditu, hau da,  $q_2$  (shock) egoeratik  $o_n$  behaketa bat sortua izateko probabilitatea adieraziz, non  $n = 1, \dots, N$  den.



5.9. Irudia. MEEan oinarritutako FB detektore algoritmoaren arkitektura  $q_1$  (ez-shock) eta  $q_2$  (shock) bi egoera ezkutuekin.

MEEaren shock edo ez-shock erabakia, aztertutako  $t$ . EKG segmentuarentzako egoera ezkutu probableena  $q^t$  aurkitzean datza. Erabaki hori, aipatuko diren hurrengo bi onarpenetan oinarrituta dago:

- Markoven onarpena.**  $p(q^t|q^1 \dots q^{t-1}) = p(q^t|q^{t-1})$ . Hots, erregistro batean aztertutako  $t$ . EKG segmentua  $q$  egoeran egoteko probabilitatea, erregistro berdinen  $(t-1)$ . EKG segmentuaren egoeraren,  $q^{t-1}$ . araberakoa da soilik.
- Irteera independentzia.** Behaketa baten probabilitatea,  $o_n$ , bakarrik, behaketa sortu duen  $q$  egoeraren araberakoa da, eta ez beste edozein egoeraren edo behaketaren araberakoa.

Hortaz, shock edo ez-shock erabakiaren funtzioa honako hau da:

$$q^t = \underset{j=1}{\overset{2}{argmax}} v_j^t$$

non  $v_j^t$  probabilitatea, aztertutako  $t$ . EKG segmentuko Viterbi ibilbide probabilitatea bezala ezagutzen den eta  $t$ . EKG segmentu hori  $q_j$  egoeran egoteko probabilitatea adierazten duen lehenengo  $t$  behaketak ikusi ostean eta  $q^1, q^2, \dots, q^{t-1}$  egoeratik pasa ostean.

$t$ . uenean egoera probableena topatzeko, Viterbi algoritmoaren bidez kalkulatzeko diren Viterbi probabilitateak kalkulatzeko beharrezkoa da. Viterbi algoritmoaren funtzionamendua honako hiru pausutan laburbildu daiteke [35]:

**1. Hasieraketa.** Viterbi ibilbide probabilitateak honako modu honetan hasieratuta daude:

$$\begin{aligned}
 v_j^1 &= a_{k,j} \cdot p(o_n | q_j^1) & 1 \leq j \leq 2 \\
 bt_j^1 &= 0
 \end{aligned}$$

non,  $v_j^1$   $t = 1$  EKG segmentuko Viterbi probabilitatea adierazten duen eta  $a_{k,j}$ ,  $k$  egoeratik  $j$  egoerara igarotzeko probabilitatea.  $k$  balioa  $t = 0$  EKG segmentuaren araberakoa da. Erregresio logistikoko oinarritutako sailkatzaile batek EKG segmentua ez-shock ( $k=1$ ) edo shock ( $k=2$ ) bezala sailkatzen du segmentu horretatik erazutako ezaugarrietan oinarrituz.

$bt_j^1$  parametroa, lehenengo behaketa ikusi ostean  $j$  egoeran lortutako backpointerra da. Probableenak diren egoera sekuentziak kalkulatzeko erabiltzen da.

**2. Errekurtsioa.**  $o_n$  behaketa izanik,  $v_j^t$  probabilitatea honela kalkulatu da:

$$\begin{aligned}
 v_j^t &= \max_{i=1}^2 v_i^{t-1} a_{i,j} \cdot p(o_n | q_j^t) & 1 \leq j \leq 2, 1 < t \leq T \\
 bt_j^t &= \operatorname{argmax}_{i=1}^2 v_i^{t-1} a_{i,j} \cdot p(o_n | q_j^t) & 1 \leq j \leq 2, 1 < t \leq T
 \end{aligned}$$

non  $v_i^{t-1}$  aztertutako ( $t-1$ ). EKG segmentuko Viterbi ibilbide probabilitatea adierazten duen,  $a_{i,j}$  aurreko  $q_i$  egoeratik oraingo  $q_j$  egoerara joateko trantsizio-probabilitatea izanik.

**3. Amaiera.** Amaierako  $T$ . EKG segmentuaren egoera zehazten da eta backpointerak erabiliz atzerantz ( $T$  segmentutik lehenengora) joz aurreko segmentuen egoerak erabakitzen dira.

$$q^T = \operatorname{argmax}_{j=1}^2 v_j^t$$



## 5.4. DGaren arkitektura, optimizazioa eta ebaluaketa

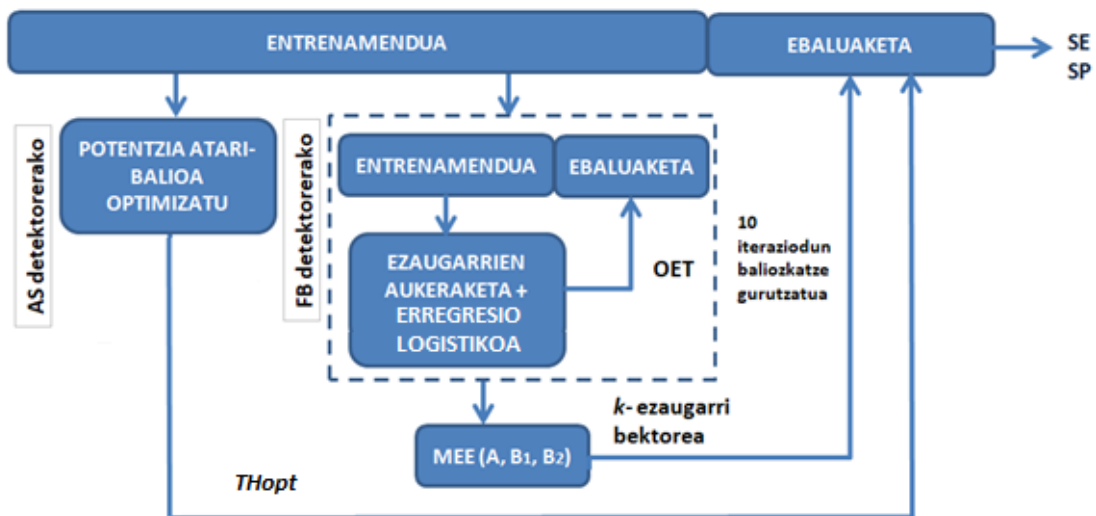
Atal honekin hasteko, garatutako DGaren arkitektura azalduko da. Horren ondoren, bi detektoreak optimizatzeko egindako prozesua azalduko da. Azkenik, optimizatutako detektoreak erabiliz DGA ebaluatuko da SE eta SP parametroen arabera.

### 5.4.1. DGaren arkitektura

5.10. Irudian ikus daitekeen bezala, DGA garatzeko, optimizatzeko eta ebaluatzeko jarraitutako prozesuaren deskribapen orokorra agertzen da. Hasteko, lanerako datu-basea pazienteen arabera bi azpimultzotan banatu zen. Alde batetik, entrenamendu azpimultzoa, lanerako datu-base osoa osatzen zuten pazienteen %60ekin osatu zen. Gainontzeko %40a ebaluaketako azpimultzoa osatu zuten. Esandako bi azpi-multzoak osatzeko, lanerako datu-base osoaren erritmoen prebalentziak mantendu ziren %5-eko desbideraketa onartuz.

Detektoreen optimizazioa egiteko, entrenamenduko azpimultzoa erabili zen. Alde batetik, AS detektorearen kasuan, entrenamenduko paziente horien EKG segmentuak erabiliz,  $Thp$  atari balio optimoa kalkulatu zen. Beste alde batetik, FB detektorearen kasuan, shock edo ez-shock erabakirako diskriminatze gaitasun handiena zuten  $k$ -ezaugarriko multzo onenaren aukeraketa, entrenamenduko multzoa erabiliz egin zen ondoren azalduko den 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatuaren bidez.

DGaren errendimendua kalkulatzeko, ebaluaketa azpimultzoa erabili zen. DGak lortutako SE eta SP parametroak, algoritmoak lortutako shock eta ez-shock erabakiak medikuek egindako erritmo diagnostikoekin konparatuz lortu ziren.



5.10. Irudia. DGA optimizatzeko eta ebaluatzeko jarraitutako prozesuaren laburpen orokorra.

#### 5.4.2. DGaren optimizazioa eta ebaluaketa

DGaren arkitekturako atalean esan den bezala, lanerako datu-basea entrenamendu eta ebaluaketako azpimultzoetan banatu zen. Modu honetan, entrenamenduko azpimultzoa, DGaren optimizazioa egiteko erabili zen eta ebaluaketako azpimultzoa, DGaren errendimendua aztertzeko. Garatutako bi detektoreak jarraian azalduko den bezala, optimizazio independentea izan zuten.

##### Entrenamendu multzoa, DGaren optimizazioa:

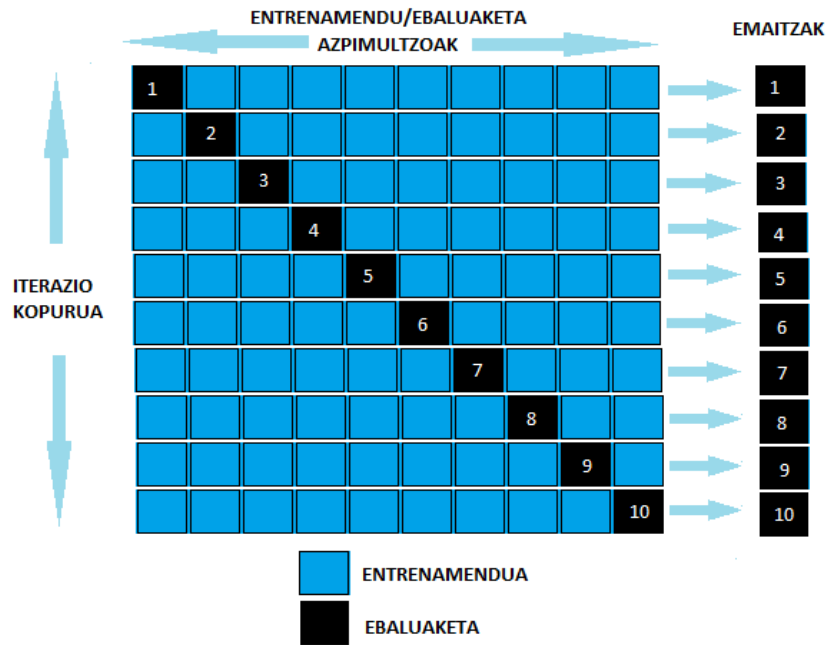
AS detektorea optimizatzeko, EKG seinalearen potentzia atari-balio batzuekin alderatu zen. Guztira, 16 atari-balio ezberdin (5.25 - 5.4 tartean) erabili ziren balio optimoa bilatzeko asmoz. Atari-balio bakoitza erabiliz, AS detektoreak aurkezten zuen errendimendua kalkulatu zen *Fscore* metrika erabiliz hurrengo formulatan ikus daitekeen bezala.

$$Fscore = \frac{2 \cdot SP \cdot PPV}{SP + PPV}$$

Formulan agertzen diren SP eta PPV balioak AS detekzioan honakoa adierazten dute. PPV balioak adierazten du AS bezala detektatutako kasuen zein portzentaia zen benetan AS. SP balioa, era egokian ASak detektatzeko ahalmena da. Formula horretatik lortzen zen *Fscore* handiena erreportatzen zuen atari-balioa, optimoa bezala kontsideratu zen.

FB detektorearen optimizazioa egiteko, lehendabizi shock edo ez-shock diskriminazio gaitasun handia zuten ezaugarrien aukeraketa egin zen eta ondoren, aukeratutako *k*-ezaugarriko multzoa erabiliz MEE sailkatzailearen parametroak ( $A, B_1, B_2$ ) kalkulatu ziren. 5.10. Irudian ikus daitekeen bezala, entrenamenduko multzoan pazienteen arabera 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatua erabiltzen duen aurreranzko ingurutzailaren hurbilketa erabili zen, erregresio logistikoa oinarritutako sailkatzaile bat erabiliz.

5.11. Irudian, 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatua entrenamenduko azpimultzoan nola burutzen den ikusi daiteke. Bertan, lanerako datu-baseko entrenamendu multzoko pazienteak 10 azpi-multzoetan banatu ziren. Baliozkatzeko gurutzatuaren iterazio bakoitzeko, ebaluatzeko azpi-multzo bat eta entrenatzeko gainontzekoak erabili ziren. Esaterako, lehenengo iterazioan, lehenengo azpimultzoa ebaluaketarako erabili zen eta gainerakoak entrenatzeko. Bigarren iterazioan ostera, bigarren azpimultzoa ebaluaketarako erabili zen eta gainontzeko guztiak entrenatzeko. Modu honetan jardun zuen azkeneko iteraziora heldu arte.



5.11. Irudia. 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatua burutzeko prozesua.

Shock edo ez-shock diskriminazioa egiteko aukeratutako ezaugarrien kopuru maximoa zazpira mugatu zen. Mugari honen arrazoiak bi izan ziren. Lehenengoa, karga konputazionala murrizteko eta bigarrena, diagnostikoan zehaztasun ona lortzeko nahikoa delako ezaugarri kopuru murriztua erabiltzea [33].

Desfibrilazio algoritmo komertzial bateko parte diren bCP eta bWT ezaugarriak beti ereduan mantendu ziren, shock edo ez-shock diskriminazio ahalmen handia erakutsi zutelako aurreko ikerkuntza lan batean [2]. Bi ezaugarri horiei, gainontzeko ezaugarriak gehitzen joan zitzairen banan-banan diskriminatze gaitasun handieneko ezaugarrien konbinazioa lortzeko. Ezaugarri bat aukeratzeko erabilitako irizpidea orekatutako errore tasaren (OET) minimizazioa zen, beste era batera esanda, orekatutako zehaztasunaren (OZ) maximizazioa:

$$OZ = \frac{SE + SP}{2} , \quad OET = 1 - OZ$$

Jarritako formulatan agertzen diren SE eta SP balio horiek, erregresio logistikoan oinarritutako sailkatzaile bat entrenatzen eta 10 iteraziodun baliozkatzeko gurutzatua ebaluatzen lortu ziren. Erregresio logistikoan oinarritutako sailkatzaileak, ezaugarri

onenak erabiliz, segmentu bat desfibrilagarria izatearen probabilitatea,  $pr$ , hurrengo formula aplikatuz kalkulatzen zuen:

$$pr = \frac{1}{1 + e^{-z}}$$

non  $z = \theta_0 + \theta_1 \cdot v_1 + \theta_2 \cdot v_2 + \theta_3 \cdot v_3 + \theta_4 \cdot v_4 + \theta_5 \cdot v_5 + \theta_6 \cdot v_6$  den, eta  $\theta_i$  erregresio koefizienteak entrenamenduko azpimultzoa erabiliz kalkulatutakoak diren. Lortutako  $pr > 0.5$  kasuetarako, segmentuak shock bezala sailkatu ziren, eta  $pr < 0.5$  kasuetarako segmentuak ez-shock bezala kontsideratu ziren.

Behin,  $k$ -ezaugarrien konbinaziorik onena lortu ostean,  $A$  trantsizio-matrizea eta  $B$  emisio-probabilitate matrizea kalkulatu ziren.  $A$  matrizerako, entrenamendu multzoko segmentuak aztertu ziren erritmo batetik besterako shock/shock, ez-shock/ez-shock, shock/ez-shock eta ez-shock/shock trantsizioak kuantifikatuz. Erregistro bateko segmentuen trantsizio kopurua izanda,  $A$  matrizeko  $a_{i,j}$  elementuak modu honetan kalkulatzen dira:

$$a_{i,j} = \frac{i \rightarrow j \text{ trantsizio kopurua}}{i - \text{tik abiatuz trantsizio kopuru totala}}$$

Adibidez,  $a_{1,2}$  elementua kalkulatzeko,  $i=1$  egoera ez-shock bezala hartzen bada eta  $j=2$  egoera shock bezala hartzen bada, ez-shock egoera batetik shock egoera batera igarotzeko probabilitatea adierazten du. Probabilitate hori kalkulatzeko, erregistroz erregistro segmentuen ez-shock/ez-shock,  $c_{1,1}$ , eta ez-shock/shock,  $c_{1,2}$ , trantsizio kopuruak kalkulatu behar dira. Orduan,  $c_{1,1}$  eta  $c_{1,2}$  izanik, ez-shock/shock trantsizioa emateko probabilitatea honakoa izango da:

$$a_{1,2} = \frac{c_{1,2}}{c_{1,2} + c_{1,1}}$$

Lehenago azaldu den bezala, MEE sailkatzaileak kontsideratzen dituen behaketa ezberdin kopurua finitua da. Lan honetan, hala ere,  $o_n$  behaketak,  $\mathbb{R}^{15}$  espazioaren barne dauden  $k$ -ezaugarrien,  $v_k$ , bektoreak izango lirarteke, non dimentsio bakoitza 5.2.2. atalean deskribaturiko ezaugarri batez osatuta dagoen. Beraz, ezaugarri horietako bakoitza aldagai jarraia da. Behaketa posible kopurua murrizteko eta horrela,  $B$  matrizea kalkulatzeko, erregresio logistikoa oinarritutako sailkatzaile batek emandako probabilitate baldintzatuak erabiltzea erabaki zen. Eredu honek  $k$ -ezaugarri-dun bektore bat, ez-shock edo shock izatearen probabilitatea kalkulatzen zuen, 5.4.2. atalean azalduetako honako formularekin:

$$pr(shock|v_k) = \frac{1}{1 + e^{-z}}$$

non  $z = \theta_0 + \theta_1 \cdot v_1 + \theta_2 \cdot v_2 + \theta_3 \cdot v_3 + \theta_4 \cdot v_4 + \theta_5 \cdot v_5 + \theta_6 \cdot v_6$  den, eta  $\theta_i$  erregresio koefizienteak entrenamenduko azpimultzoa erabiliz kalkulatuak diren. Modu honetan, EKG segmentu batetik erauzitako  $k$ -ezaugarri bektore bakoitzerako probabilitate baldintzatu bat kalkulatu zen. Ez-shock probabilitate baldintzatu kalkulatzeko,  $pr(ez - shock|v_k) = 1 - pr(shock|v_k)$  egin zen eta horiek izan ziren hain zuzen ere,  $B$  matrizea osatzeko erabili ziren probabilitate baldintzatuak.

### **Ebaluaketa azpimultzoa, DGaren ebaluaketa:**

Garatutako DGaren errendimendua neurtzeko, ebaluaketa azpimultzoa erabili zen. Horretarako, optimizazioko fasean lortutako  $Thp$  optimoa erabili zen AS detektorean eta  $A$  eta  $B$  trantsizio eta emisio-probabilitate matrizeak FB detektorean.

DGaren ebaluaketa SE eta SP parametroen arabera neurtu zen. Lortutako bi emaitza horiek egindako entrenamendu/ebaluaketa partiketakiko menpekotasun handia ez izateko eta errendimendu metrikak estatistikoki ezaugarritzeko, azaldutako entrenamendu/ebaluaketa prozedura 50 aldiz errepikatu zen.

Bukatzeko, garatutako DGaren errendimendua, algoritmo komertzial batek aurkezten zuten errendimenduaren aurka konparatu zen.

## 6. Plangintza

Atal honetan proiektua aurrera eramateko jarraitu den plangintza azalduko da. Lehenengo, lan-taldea aipatuko da eta gero proiektuak izan dituen fase bakoitzaren azalpena emateaz gain, haiek burutzeko behar izan den denbora adieraziko da. Azkenik, proiektuaren faseak laburtzeko Gantt diagrama erakutsiko da.

### 6.1. Lan-taldea

Proiektuko parte-hartzaileak honakoak izan ziren:

ERANTZUKIZUNA	IZEN-ABIZENAK	ZEREGINA
Proiektu zuzendaria (Senior ingeniaria)	Erik Alonso González	Proiektuaren deskribapena emateaz, gidatzeaz eta memoria gainbegiratzeaz arduratu da.
Proiektu zuzendarikidea (Senior ingeniaria)	Elisabete Aramendi Ecenarro	Proiektuaren deskribapena emateaz, gidatzeaz eta memoria gainbegiratzeaz arduratu da.
Junior ingeniaria	Olatz Campos Bazo	Proiektuaren egilea, proiektua garatzeaz eta memoria idazteaz arduratu da.

6.1. Taula. Proiektuaren parte-hartzaileak.

### 6.2. Proiektuaren faseak

Faseak azaldu baino lehenago, proiektua modu jarraituan egin zela aipatu behar da, urrian hasi eta uztailean bukatu. Lana bideratzeko eta agertu diren arazoak konpontzeko proiektu zuzendariaren eta egilearen arteko bilerak astero egon ziren.

#### 6.2.1. Formakuntza fasea

Proiektua burutzeko MATLAB softwarea erabili zenez, fase honetan ikerketa sail barruko kideek sistema honek eskaintzen zituen interfaze grafikoen oinarrizko ezagutzak bereganatzeko emandako ikastaroa dago.

1. Fasea	Hasiera data	Amaiera data	Giza baliabideak
F.1 Formakuntza fasea	03/10/2018	05/10/2018	
F.1.1 MATLAB ikastaroa	03/10/2018	05/10/2018	Junior Ing (5h) eta Proiektu zuzendaria (2h)

6.2. Taula. 1. Fasea. Formakuntza fasea.

**Mugarriak (M1):** MATLAB software-aren oinarrizko ezagutzak barneratuta.

### 6.2.2. Proiektuaren proposamena

Fase honetan, proiektu zuzendariak junior ingeniariari proiektuaren oinarriak, nondik norakoak eta idea nagusia azaldu zion. Horrez gain, irakurtzeko artikulua eman zizkion.

2. Fasea	Hasiera data	Amaiera data	Giza baliabideak
F.2 Proiektuaren kudeaketa	24/10/2018	05/11/2018	
F.2.1 Proiektuaren proposamena	24/10/2018	24/10/2018	Proiektu zuzendaria (5h)
F.2.2 Dokumentazioaren azterketa	25/10/2018	05/11/2018	Junior Ing (3h)

6.3. Taula. 2. Fasea: Proiektuaren proposamena.

**Mugarriak (M2):** Proiektuaren hasiera.

### 6.2.3. Garapen fasea

Fase honetan proiektuaren garapena burutu zen. Interfaze grafikoaren garapena, lanerako datu-basearen lorpena, seinaleen prozesamendua, ezaugarrien erauzketa eta azkenik, DGAren garapena burutu zen.

3. Fasea	Hasiera data	Amaiera data	Giza baliabideak
F.3 Garapen fasea	08/11/2018	07/06/2019	
F.3.1 Interfaze grafikoaren garapena	08/11/2018	26/03/2019	Junior Ing (150h) eta Proiektu zuzendaria (10h)
F.3.2 Lanerako datu-basearen lorpena	31/03/2019	12/04/2019	Junior Ing (10h) eta Proiektu zuzendaria (1h)
F.3.3 Seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien erauzketa	14/04/2019	25/04/2019	Junior Ing (10 h) eta Proiektu zuzendaria (1h)
F.3.4 DGAren garapena	29/04/2019	07/06/2019	Junior Ing (55 h) eta Proiektu zuzendaria (3h)

6.4. Taula. 3. Fasea: Garapen fasea.

**Mugarriak (M3):** Proiektuaren garapena burututa.

### 6.2.4. Emaitzen azterketa

DGAaren errendimendua neurtzeko SE eta SP parametroak kalkulatu ziren. Gainera, garatutako algoritmoaren eta DGA komertzial baten errendimenduen arteko konparaketa egin zen.

4. Fasea	Hasiera data	Amaiera data	Giza baliabideak
F.4 Emaizen azterketa	10/06/2019	21/06/2019	
F.4.1 Emaizen kalkulua	10/06/2019	18/06/2019	Junior Ingeniaria (14 h) eta Proiektu zuzendaria (1h)
F.4.2 DGA eta algoritmo komertzial baten arteko konparaketa	19/06/2019	21/06/2019	Junior Ingeniaria (2 h) eta Proiektu zuzendaria (1h)

6.5. Taula. 4. Fasea: Emaizen azterketa.

**Mugarriak (M4):** Emaizen azterketa eta DGAREN eta algoritmo komertzial baten arteko konparaketa burututa.

#### 6.2.5. Memoriaren idazketa

Fase honetan proiektuari dagokion dokumentazioa idatzi zen.

5. Fasea	Hasiera data	Amaiera data	Giza baliabideak
F.5 Memoriaren dokumentazioa	26/06/2019	21/07/2019	
F.5.1 Memoriaren idazketa	26/06/2019	21/07/2019	Junior Ingeniaria (80h) eta Proiektu zuzendaria (12h)

6.6. Taula. 5. Fasea: Memoriaren idazketa.

**Mugarriak (M5):** Proiektua amaituta.

#### 6.3. Plangintzaren laburpena

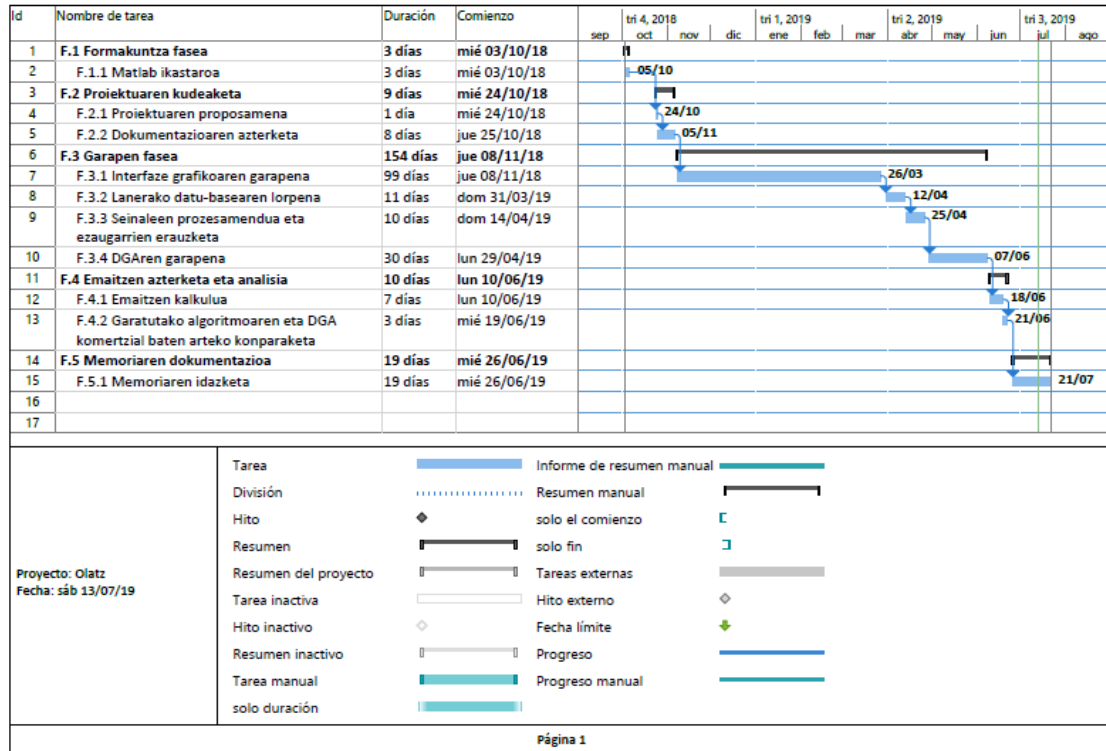
ID	DESKRIBAPENA	DATA
M1	Matlab software-aren oinarritzko ezagutzak barneratuta	05/10/2018
M2	Proiektuaren hasiera	05/11/2018
M3	Proiektuaren garapena burututa	07/06/2019
M4	Emaizen azterketa eta DGA eta algoritmo komertzial baten arteko konparaketa burututa	21/06/2019
M5	Proiektua amaituta	21/07/2019

6.7. Taula. Plangintzaren laburpena.



## 6.4. Gant diagrama

Atal honetan, aurreko ataletan adierazitako faseen Gantt diagrama ikus daiteke.



### 6.1. Irdia. Proiektuaren Gant diagrama.

## 7. Aurrekontua

Atal honetan, proiektua burutzea suposatzen duen kostu totala adierazten da. Horretarako, lau kostu-sail kontuan izan ziren, hain zuzen ere, barne-orduak, amortizazioak, azpikontratazioak eta gastuak.

### 7.1. Aurrekontuaren kontu-sailak

#### 7.1.1. Barne-orduak

Azpiatal honetan proiektuan parte hartu zituzten partaide bakoitzaren lan ordu kopurua eta lan-ordu horiek suposatu zituzten kostuak adierazten dira.

PARTAIDEA	ORDU-KOPURUA	KOSTUA (€/h)	TOTALA
Proiektu zuzendaria	36 h	60 €/h	2.160 €
Proiektu zuzendarikidea	20 h	60 €/h	1.200 €
Junior ingeniaria	329 h	30 €/h	9.870 €
<b>Kostu totala</b>			<b>13.230 €</b>

7.1. Taula. Barne-orduak.

#### 7.1.2. Amortizazioak

Azpiatal honetan proiektua aurrera eramateko erabilitako baliabide materialak zein ez materialak suposatzen duen kostuak agertzen dira.

BALIABIDEA	BIZITZA-ERABILGARRIA (h)	KOSTUA (€/h)	ORDU KOPURUA	TOTALA
Proiektu zuzendariaren ordenagailua	2.000 h	800 €	34 h	13,6 €
Proiektu zuzendarikidearen ordenagailua	2.000 h	800 €	20 h	8 €
Junior ingeniariaren ordenagailua	2.000 h	800 €	327 h	130,8 €
MATLAB 2017b hiru lizentzia	4.200 h	3.000 €	360 h	257,1 €
<b>Kostu totala</b>				<b>409,5 €</b>

7.2. Taula. Amortizazioak.

#### 7.1.3. Azpikontratazioak

Honako proiektua aurrera eramateko ez zen azpikontrataziorik egin, hortaz, azpiatal honetako kostua nulua da.

#### 7.1.4. Gastuak

Azpiatal honetan, proiektua burutu ondoren behin erabilia berrerabili ezin ziren materialaren kostua azaltzen da.

BALIABIDEA	KOSTUA (€)
Argia	40 €
Kableak	4 €
Bulegoko materiala	24 €
Disko gogorra	50 €
<b>Kostu totala</b>	<b>118€</b>

7.3. Taula. Gastuak.

#### 7.2. Aurrekontuaren laburpena

Azpiatal honetan, aurreko azpiataletan azaldutako kostuak batu izan dira. Modu honetan, proiektua burutzeak suposatu zuen aurrekontu osoa kalkulatu zen.

KONTZEPTUA	KOSTUA (€)
Barne-orduak	13.230 €
Amortizazioak	409,5 €
Azpikontratazioak	0 €
Gastuak	118 €
<b>Kostu azpitotala</b>	<b>13.757,5 €</b>
Ez-ustek	%5
<b>KOSTU TOTALA</b>	<b>14.445,38 €</b>

7.4. Taula. Aurrekontuaren laburpena.

## 8. Arriskuen analisia

Atal honen helburua proiektuaren garapena burutzean eman ahal ziren arrisku posibleak identifikatzea da. Proiektua amaitzea posible izan zenez, azalduko diren arriskuak sahiestu zirela esan daiteke. Hala ere, proiektuaren hasieratik arrisku hauek ekar ahal zuten kalteak kontuan hartu zirenez, hauen azterketa egitea beharrezkoa izan zen.

Arriskuen analisia jorratzeko, bi kontzeptu kontsideratu ziren. Alde batetik, arriskuak emateko probabilitatea aztertu zen eta beste alde batetik, arrisku bakoitza emateak proiektuan suposatzen zuen eragina aztertu zen. Aipatutako bi parametroak modu honetan neurtu ziren:

- Probabilitatea: baxua, ertaina edo altua.
- Eragina: baxua, ertaina edo altua.

Proiektua hasi baino lehen aurreikusitako arrisku posibleak eta hauei aurre egiteko hartuko liratekeen kontingentzia neurriak hurrengo ataletan azalduko dira.

### 8.1. Atzerapenak (A)

Proiektua garatu zen bitartean atzerapenak egotea normala da. Arrazoi ezberdinen ondorioz hasieran zehaztutako plangintza jarraitzea posible ez izatea gerta leike. Proiektuaren fase baten atzerapenak egotea proiektu osoa atzeratzea suposatzen du. Horregatik, arrisku honen agertzeko probabilitatea eta eragina ertaina zen.

Arrisku mota hau sahiesteko, proiektuaren fase bakoitzari dedikatutako zitzai denbora eta atzerapenak egotea suposatu ahal zuten eraginak aurreikusi ziren.

### 8.2. Kode-erroreak (B)

Algoritmo baten garapenean ohikoa izaten da kode erroreak aurkitzea. Garatutako proiektuan errore hauek gertatzeko probabilitatea altua eta eragina ertaina zen.

Arrisku hau sahiesteko, MATLAB softwarea eskuragarri duen *debug* tresna erabili zen. Hala ere, garatutako tresna bakoitza ondo zegoela egiaztatzeko zatika frogatu zen.

### 8.3. Datuen galera (C)

Proiektuaren garapenean zehar datuak galtzea posible da. Datu galera hauek kodeen azkeneko bertsioak, garatutako tresnak edo idatzitako memoriaren galera izan daitezke. Proiektuan arrisku hau emateko probabilitatea baxua zen arren, izango lukeen eragina altua izango litzateke.

Arrisku hau sahiesteko, informazioa biltegitratzen duten gailuak erabiltzeaz gain, egindako lana periodikoki gorde zen.

### 8.4. Prozesatze astuna eta ez-eraginkorra (D)

Garatutako algoritmoaren prozesatzea astunegia eta efizientzia gutxikoa izatea, prozesatzeko denbora luzeegia izatea suposatzen du. Proiektuan honakoa gertatzeko probabilitatea ertaina zen eta proiektuan suposatzen zuen eragina baxua.

Arriskua sahiesteko hasieratik programatutako kodigoak ahalik eta efizienteenak egiten saiatu zen.

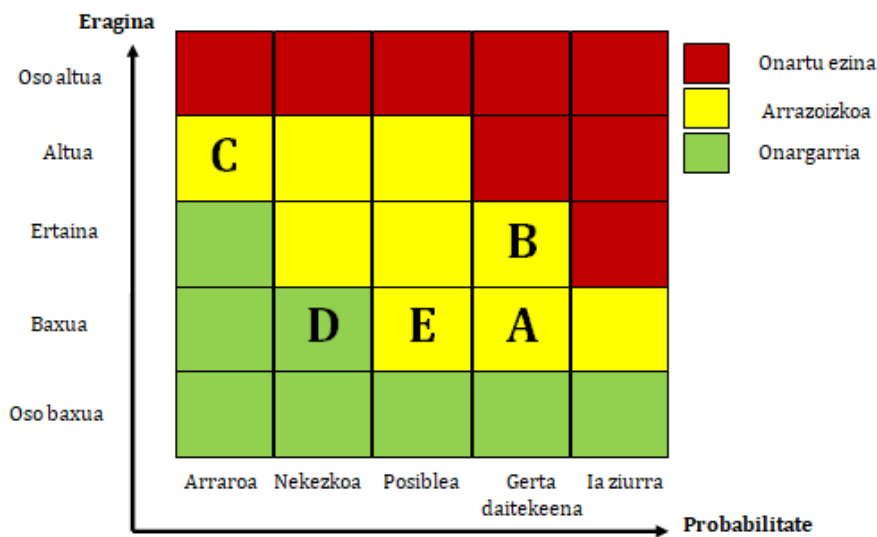
### 8.5. Arrisku teknologikoak (E)

Proiektuan zehar erabiliko ziren teknologietan ezagutzak izatea beharrezkoa zen. Esaterako, hardware/software arazoak edo garatutako interfaze edo script fitxategien integrazioan arazoak izatea arrisku teknologikoen adibide dira. Hala ere, arrisku hau gertatzearen probabilitatea baxua zen eta proiektuan zuen eragina baxua zen ere.

Arrisku teknologikoak sahiesteko hartutako neurrien artean, ikerkuntza taldeko kideek MATLAB softwareari buruzko emandako ikastaroa zegoen.

### 8.6. Arrisku analisiaren laburpena

8.1. Irudian azaldutako arriskuen eragin-probabilitate matrizea erakusten da.



8.1. Irudia. Arrisku analisiaren probabilitate eragin matrizea.

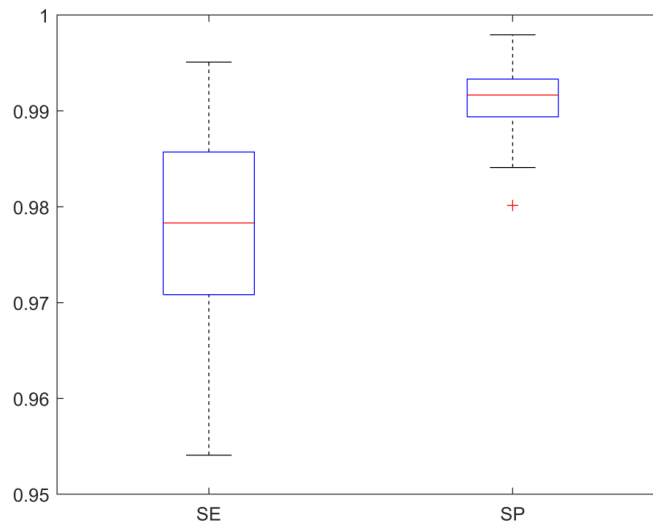
## 9. Emaitzak

Atal honetan garatutako DGaren emaitzak azalduko dira. Lehendabizi, DGaren errendimenduaren emaitzak azalduko dira lortutako SE eta SP parametroen emaitzak deskribatuz. Gero, DGA osatzen zuten bi detektoreen errendimenduen emaitzak indibidualki zehaztuko dira. Gainera, FB detektorean, optimizazioan aukeratutako ezaugarriei buruzko xehetasunak emango dira. Bukatzeko, garatutako DGaren eta algoritmo komertzial baten arteko errendimendua konparatuko da.

### 9.1. DGaren errendimendua

Lehenago esan den bezala, DGaren errendimendu metriken banaketak ezugarritzeko, 50 erreplika egin ziren. Erreplika guzti horietan lortutako SE eta SP parametroen batzbestekoa (desbideraketa estandarra, DE) %97.7 (1.0) eta %99.1% (0.4) izan ziren, hurrenez hurren. Garatutako DGA beraz, ABek definitutako errekerimenduak bete zituen (SE>%90 eta SP>%95).

9.1. Irudian ikus daitezke algoritmoak lortutako SE eta SP parametroen kutxa-diagramak.



9.1. Irudia. DGak lortutako SE eta SP parametroen kutxa-diagramak.

Kutxen lerro gorriak, lortutako SE eta SP parametroen medianak adierazten du. Kutxen beheko lerro urdinak lehenengo inter-kuartila adierazten du (Q1, 25. pertzentila). Era berean, goiko lerro urdinak hirugarren inter-kuartila (Q3, 75. pertzentila) adierazten du.

Lerro horien gainetik eta azpitik agertzen diren lerro beltzak, L1 eta L2 albo-lerroak dira. Hauek, modu honetan kalkultzen dira:

$$L1 = Q3 + 1.5 \cdot (Q3 - Q1)$$

$$L2 = Q1 - 1.5 \cdot (Q3 - Q1)$$

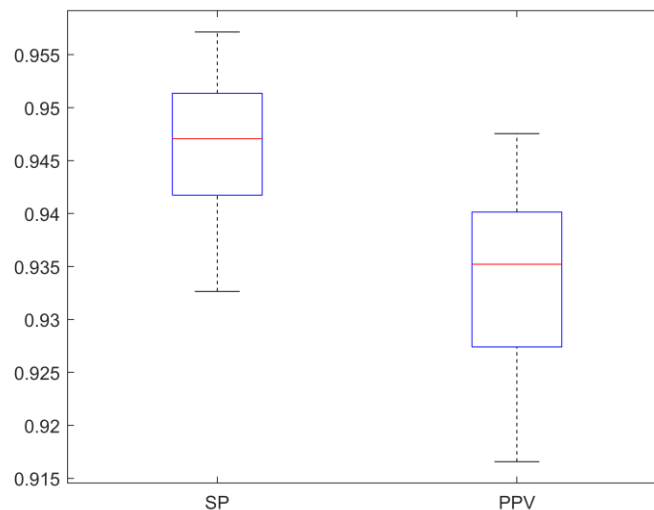
SP parametroan agertzen den gurutze gorria, albo-lerroaren luzeratik kanpo dauden behaketak ez-ohiko balio bezala kontsideratzeko erabiltzen da. 9.1 Irudian ikus daitekeen bezala, ez-ohiko balio bakarra SPn agertu zen. Beraz, sortu ziren 50 errepliketatik, bakarrik batek lortutako SP balioa gainontzeko errepliketan lortutako SP balioekin konparatuz, desbiraketa nabarmena izan zuen.

Lortutako SE parametroaren mediana (Q1-Q3), %97.8 (97.1-98.6) izan zen eta SP parametroarena, %99.2 (98.9-99.3) izan zen.

### 9.1.1. AS detektorearen errendimendua

Atal honetan, DGA osoaren parte den AS detektoreak indibidualki lortutako emaitzak azalduko dira.

AS detektorea optimizatu zen eta sortutako erreplika bakoitzerako *Fscore* optimoena ematen zuen potentzia, atari balio bezala gorde zen. Kasu horretan lortutako emaitzak SP eta PPVrako 94.7% (0.6) eta %93.4 (0.8) izan ziren, hurrenez hurren. 9.2. Irudian, AS detektoreak lortutako SP eta PPV parametroen kutxa-diagramak ikus daitezke.



### 9.2. Irudia. AS detektoreak optimizazioarekin lortutako SP eta PPV parametroen kutxa-diagramak.

9.1. Taulan erreplika bakoitzeko AS detektorea AS bezala detektatutakoaren artean zein zen AS portzentaia (PPV), EA portzentaia, eta FB/TB portzentaia agertzen dira.

Emaitzak	
PPV	%93.4 (0.8)
AS bezala detektatuko EA kopurua	%6.6 (0.8)
AS bezala detektatutako TB eta FB kopurua	%0.0 (0.0)

9.1. Taula. Erreplika bakoitzeko AS detektore optimizatuak lortutako emaitzak.

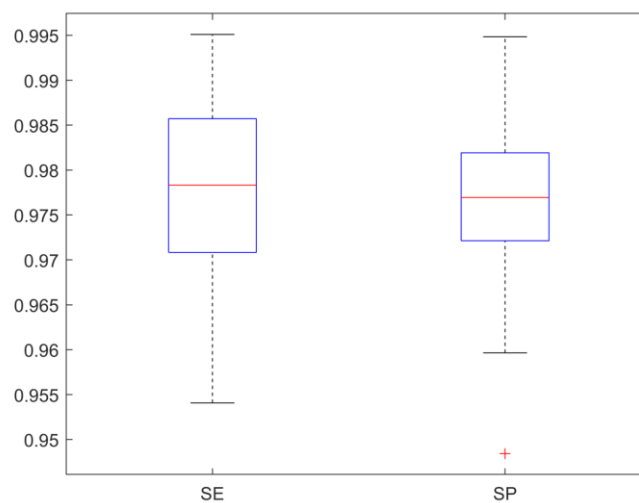
### Potentziako atari-balio optimoena

Erreplika bakoitzeko AS detektorearen optimizazioa egiteko, *Fscore* balio onena ematen zuen potentziako atari-balio optimoena lortuz egin zen. 5.25 eta 5.4 bitarteko balioak 0.01-eko saltoekin izan ziren potentzia atari-balio bezala erabili zirenak. Sortutako 50 errepliketan lortutako potentziaren batzbesteko atari-balioa optimoena 5.3 (0.06) izan zen.

#### 9.1.2. FB detektorearen errendimendua

AS detektorean egin den bezala, DGaren 2. etapan garatutako FB detektoreak indibidualki lortutako emaitzak azalduko dira.

FB detektorerako lortutako SE eta SP balioak %97.7 (1.0) eta %97.6 (0.9) izan ziren, hurrenez hurren. Beraz, FB detektoreak ABek definitutako errekerimenduak bete zituen. 9.3 irudian, FB detektorearen SE eta SP balioen kutxa-diagramak ikus daitezke, lortutako medianak (Q1-Q3) SErako %97.8 (97.1-98.6) eta SPrako %97.7 (97.2-98.2) izanik.



9.3. Irudia. FB detektoreak optimizazioarekin lortutako SE eta SP parametroen kutxa-diagramak.



## Aukeratutako ezaugarri onenak

DGAren optimizazioa azaldu denean, AS eta FB detektoreek optimizazio independentea izan zutela esan da.

FB detektorearen optimizazioa egiteko, EKG seinaleen ezaugarri onenak aukeratu behar ziren. Egindako 50 erreplika bakoitzerako ezaugarri optimoak aukeratu ziren. Kalkulatu ziren 15 ezaugarrietatik erreplika guztietan bi finko mantendu ziren, hain zuzen ere, bCP eta bWT ezaugarriak, shock edo ez-shock diskriminazioa egiteko erakutsi zuten ahalmenagatik [26]. Bi ezaugarri horiei gainontzekoak banan-banan gehituz joan zitzaizkien OETA minimizatzeko irizpidea mantenduz baina, beti 7 ezaugarri edo gutxiago aukeratuz. 9.2. Taulan, sortutako 50 errepliketan erabilitako 15 ezaugarrietako bakoitza zenbat aldiz erabili zen agertzen da.

Kalkulatutako ezaugarriak	Errepliketan agertze-maiztasuna
bCP	50
bWT	50
vFleak	50
x4	48
TCSC	37
EKGaren BBA	20
x5	14
LE	13
x2	13
x1	9
CL	4
bW	3
Potentzia	3
x3	2
AZT	1

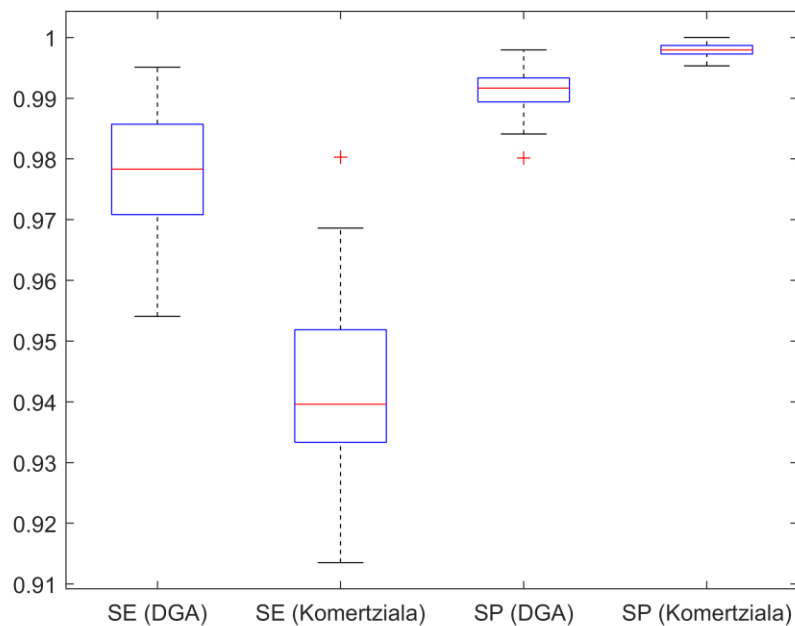
9.2. Taula. Errepliketan erabilitako ezaugarrien agertze-maiztasuna.

Shock edo ez-shock erabakian diskriminatze gaitasun handiena zuten konbinazioa lortzea zen helburua, hau da, OET minimizatzen zuena. Egin ahal zen konbinaziorik handiena 7 ezaugarrikoa zen baina, kasuak agertu ziren non ezaugarri bat gehitzeak ez zuen OETaren jaitziera suposatzen. Beraz, sortutako erreplika batzuetan, konbinazio optimoak 5 eta 6 ezaugarrien konbinazioz egin ziren.

## 9.2. Garatutako DGaren eta algoritmo komertzial baten arteko konparaketa

Atal honetan garatutako DGaren eta LIFEPAK 1000, LIFEPAK 500 eta LIFEPAK CR Plus desfibriladore komertzialek erabiltzen duten algoritmoaren arteko konparaketa SE eta SP parametroen arabera azalduko da. Atalarekin bukatzeko, garatutako DGak algoritmo komertzialeko zein kasuetan diagnostikoa modu zuzenean edo okerrean egin zuen kasu batzuen azalpena emango da.

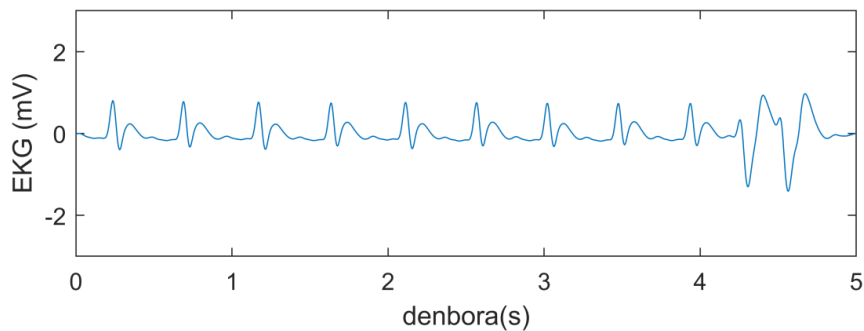
Garatutako DGaren errendimendua desfibriladore komertzialek zutenarekin konparatuz, SEan emaitza hobea eta SPan antzeko emaitza lortu zela frogatu zen. DGak lortutako SE eta SP parametroak, %97.7 (1.0) eta %99.1 (0.4) izan ziren, hurrenez hurren. Desfibriladore komertzialen algoritmoak ostera, SEan lortutako emaitza %94.2 (1.3) izan zen eta SPan, %99.8 (0.1). 9.4. Irudian aipatutako parametroen kutxa-diagramak ikus daitezke.



9.4. Irudia. DGA eta desfibriladore komertzialek erabilitako algoritmoaren SE eta SP balioaren kutxa-diagramak.

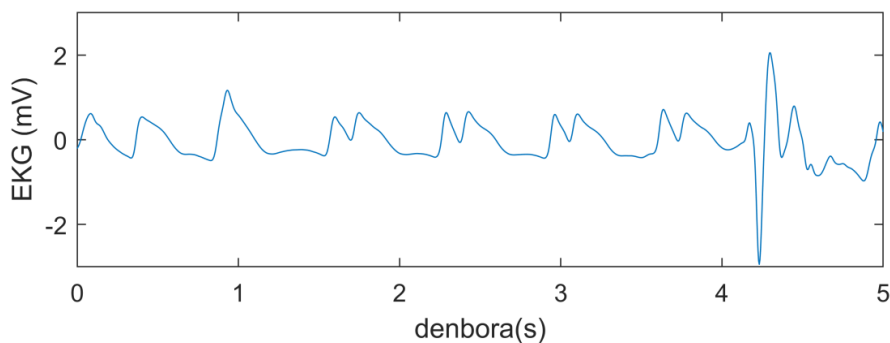
Garatutako DGaren SE balioa algoritmo komertzialarekin konparatuz %3.5-ean hobetagoa izatea lortu zen. SPari dagokionez ostera, desfibriladore komertzialek eskaintzen zuten SP balio txikiago bat lortu zen, %0.7 txikiagoa, hain zuzen ere. Hala ere, bi algoritmoek ABEk definitutako errekerimenduak betetzen zituzten.

9.5. Irudian, EA erritmo bat agertzen da, non medikuek esandakoa, DGA iragarritakoa eta algoritmo komertzialak esandakoa bat datorren. Hirurek erritmo ez-desfibrilagarri bezala sailkatu zuten.



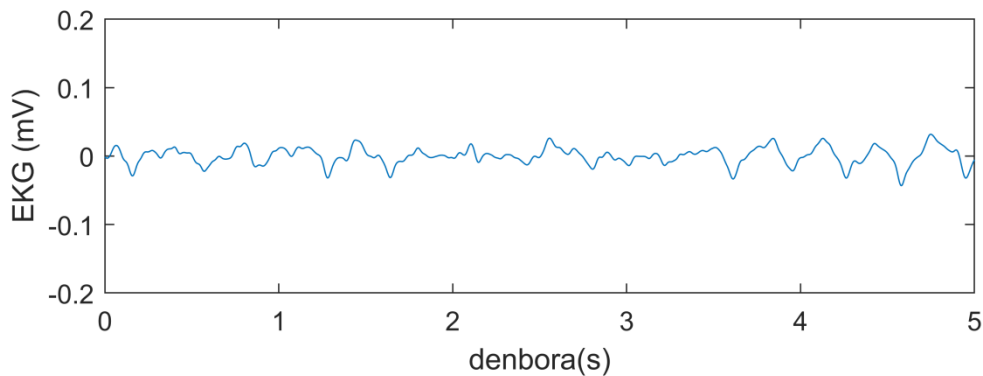
**9.5. Irudia. Garatutako DGak eta algoritmo komertzialak ondo detektatutako erritmo ez-desfibrilagarria.**

Hala ere, bazeuden kasuak non garatutako DGak edo algoritmo komertzialak egindako sailkapenak kale egin zuten. 9.6 Irudian, garatutako DGak erritmo ez-desfibrilagarri bezala ondo detektatzen zuten EKGa agertzen da. Algoritmo komertzialak ostera, erritmo desfibrilagarri bezala sailkatu zuten kale eginez.



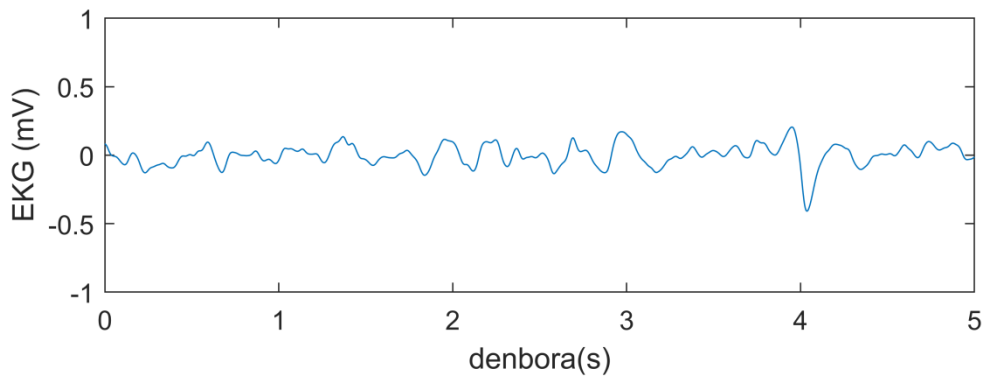
**9.6. Irudia. Algoritmo komertzialak txarto sailkatutako erritmoa (ez-desfibrilagarria zen erritmoa desfibrilagarri bezala).**

9.7. Irudian aurreko kasuaren alderantzizkoa gertatzen da. Algoritmo komertzialak erritmo ez-desfibrilagarri bezala ondo detektatzen zuen EKGa agertzen da. Garatutako DGAK ostera, erritmo desfibrilagarri bezala kontsideratu zuen.



9.7. Irudia. Garatutako DGAK txarto sailkatutako erritmoa (ez-desfibrilagarria zen erritmoa desfibrilagarri bezala).

Bukatzeko, 9.8. Irudian algoritmo komertziala eta DGAK kale egiten zuteneko kasua zegoen. Kasu honetan erritmo desfibrilagarria zen EKGa erritmo ez-desfibrilagarri bezala sailkatu zuten bi detektoreek.



9.8. Irudia. Irudia. Garatutako DGAK eta algoritmo komertzialak txarto sailkatutako erritmoa (desfibrilagarria zen erritmoa ez-desfibrilagarri bezala).

## 10. Ondorioak

Proiektu honetan, IA teknika berritzaileetan oinarrituta zegoen DGA garatu zen OKBBG episodioak erabiliz. DGAREN arkitektura bi etapa ezberdinetan banatuta zegoen. Lehenengo etapan, AS detektore batek EKG segmentu bat AS erritmo bati zegokion ala ez erabakitzen zuen. Baiezkoan, EKG segmentua zuzenean erritmo ez-desfibrilagarri bezala sailkatzen zen. Ezezkoan, EKG segmentua gehiago prozesatu beharra zegoen eta bigarren etapan, FB detektorean, aztertzen zen. FB detektorea, MEE batean oinarrituta zegoen eta EKG ezaugarri ezberdinetan oinarrituz segmentua desfibrilagarri ala ez-desfibrilagarri bezala sailkatzen zituen.

DGAREN errendimendua SE eta SP parametroaren arabera neurtu zen eta lortutako emaitzak SE=97.7% (1.0) eta SP=99.1% (0.4) izan ziren. Beraz, ABek zehaztutako errekerimendu minimoak (SE>%90 eta SP>%95) bete zituen. Lehenengo etapako AS detektoreak lortutako emaitzak SP eta PPVrako, 94.7% (0.6) eta %93.4 (0.8) izan ziren hurrenez hurren, Beraz, ASEN portzentaia oso altua detektatzeko ahalmena izan zuen AS detektorea eta gainera, AS bezala detektatutakoaren ehuneko oso altua benetan AS zen. Gainera, AS detektoreak erritmo desfibrilagarri ez zuen erritmo ez-desfibrilagarri bezala sailkatu. Bakarrik EA gutxi batzuk, %6.6 zehazki, AS bezala sailkatu zituen. Hala ere, horrek ez zuen desabantailarik suposatu, EA erritmoak ez-desfibrilagarriak baitira AS bezalaxe. Bigarren etapako FB detektoreari dagokionez, erritmo desfibrilagarriak eta ez-desfibrilagarriak detektatzeko lortutako SE eta SP balioak %97.7 (1.0) eta %97.6 (0.9) izan ziren. Beraz, gehien jota 7 ezaugarrietako konbinazioak erabiliz, ABek definitutako zehaztasunak bete zituen. Hala ere, kasuak agertu ziren non shock edo ez-shock erabakian diskriminatze gaitasun handiena 6 edo 5 ezaugarriekin lortzen zen, hain zuzen ere, sortutako 11 errepliketan 6 ezaugarriko konbinazioekin nahikoa izan zen eta beste 11 errepliketan 5 ezaugarriko konbinazioarekin. Errepliketan gehien hautatutako ezaugarriei dagokionez, erreplika guztietan finko mantendu ziren bCP eta bWT ezaugarriez gain, vFleak eta x4 ezaugarriak izan ziren.

Azkenik, garatutako DGAREN errendimendua, algoritmo komertzialek aurkezten zutenaren kontra ebaluatu zen. Desfibriladore komertzialen algoritmoak, SEan lortutako emaitza %94.2 (1.3) izan zen eta SPan, %99.8 (0.1). Beraz, DGAREN SE balioa algoritmo komertzialarekin konparatuz 3.5 puntu hobetua izatea lortu zen eta SPari dagokionez ostera, desfibriladore komertzialek eskaintzen zuten SP balio txikiago bat lortu zen, 0.7 puntu baxuagoa. Ondorioz, bi algoritmoek ABek definitutako minimoak bete zituzten arren, lan honetan garatutako eta MEEan oinarritutako DGAK zehaztasunez sailkatzen ditu erritmo desfibrilagarri eta ez-desfibrilagarriak OKBBG episodioetan eta algoritmo komertzialen errendimendua hobetu dezake.

## 11. Erreferentziak

- [1] Jacobs I, Nadkarni V, Bahr J, eta al. Cardiac Arrest and Cardiopulmonary Resuscitation Outcome Reports Update and Simplification of the Utstein Templates for Resuscitation Registries. 2004;110(21); 3385-3397.
- [2] Irusta U, Ruiz J, Aramendi E, de Gauna SR, Ayala U, Alonso E. A high-temporal resolution algorithm to discriminate shockable from nonshockable rhythms in adults and children. Resuscitation. 2012; 83 (9):1090–1097.
- [3] Mehra R. Global health problem of sudden cardiac death. J. Electrocard 2007; 40(6): 118.
- [4] Álvarez-Fernández, J.A., and Gazmuri, R.J. Mortalidad evitable por parada cardíaca extrahospitalaria. Medicina Clínica. 2008; 130(18): 710–714..
- [5] Atwood C, Eisenberg MS, Herlitz J, and Rea TD. Incidence of EMS-treated out-of-hospital cardiac arrest in Europe. Resuscitation 2005; 67(1); 75-80.
- [6] Mohamud R. Daya, Robert H. Schmicker, Dana M. Zive, Thomas D. Rea, Graham Nichol et al. Out-of-hospital cardiac arrest survival improving over time: Results from the Resuscitation Outcomes Consortium (ROC); 1(3);112.
- [7] Monsieurs, Koenraad G. et al. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 1. Executive Summary. Resuscitation. 2015; 95: 6.
- [8] Cummins RO, Chamberlain DA, Abramson NS, et al. Recommended guidelines for uniform reporting of data from out-of-hospital cardiac arrest: the Utstein Style. A statement for health professionals from a task force of the American Heart Association 1991;84(2).
- [9] IEC, International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2-4: Particular requirements for the basic safety and essential performance of cardiac defibrillators. IEC 60601-2-4:2010/AMD1:2018.
- [10] Alonso, E. Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection. 2014.

- [11] Perkins GD, Benny R, Giles S, Gao F, and Tweed MJ. Do different mattresses affect the quality of cardiopulmonary resuscitation. *Intensive Care Medicine* 2003;29(12); 2330–2335.
- [12] Kerber RE, Becker LB, Bourland JD, Cummins RO, Hallstrom AP, Michos MB, et al. Automatic External Defibrillators for Public Access Defibrillation: Recommendations for Specifying and Reporting Arrhythmia Analysis Algorithm Performance, Incorporating New.
- [13] Xu-Sheng, Z., Yi-Sheng, Z., Thakor, N.V.: Detecting ventricular tachycardia and fibrillation by complexity measure. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 46(5), 548–555 (1999).
- [14] Langer, A., Heilman, M.S., Mower, M.M., Mirowski, M.: Considerations in the development of the automatic implantable defibrillator. *Med. Instrum.* 10, 163–167 (1976).
- [15] Jenkins, J., Noh, K.H., Guezennec, A., Bump, T., Arzbaeher, R.: Diagnosis of atrial fibrillation using electrograms from chronic leads: evaluation of computer algorithms. *PACE* 11, 622–631 (1988).
- [16] Chen, S., Thakor, N.V., Mover, M.M.: Ventricular fibrillation detection by a regression test on the autocorrelation function. *Med. Biol. Eng. Comput.* 25, 241–249 (1987).
- [17] Chen, S.-W., Clarkson, P.M., Fan, Q.: A robust sequential detection algorithm for cardiac arrhythmia classification. *IEEE Trans Biomed. Eng.* 43, 1120–1125 (1996).
- [18] Lin, D., DiCarlo, L.A., Jenkins, J.M.: Identification of ventricular tachycardia using intracavity ventricular electrograms: analysis of time and frequency domain patterns. *PACE* 11(pt. 1), 1592–1606 (1988).
- [19] Kuo, S., Dillman, R.: Computer detection of ventricular fibrillation. *Proc. Computers in Cardiology*, Computer Society Press, Long Beach, pp. 347–349 (1978).
- [20] Barro, S., Ruiz, R., Cabello, D., Mira, J.: Algorithmic sequential decision-making in the frequency domain for life threatening ventricular arrhythmias and imitative artifacts: a diagnostic system. *J. Biomed. Eng.* 11, 320–328 (1989).
- [21] Afonso, V.X., Tompkins, W.J.: Detecting ventricular fibrillation: Selecting the appropriate time-frequency analysis tool for the application. *IEEE Eng. Med. Biol.* 14,

152–159 (1995).

- [22] Sun, Y., Chan, K.L., Krishnan, S.M.: Life-threatening ventricular arrhythmia recognition by nonlinear descriptor. *BioMed. Eng. OnLine* 4(6), (2005).
- [23] Moody GB, Mark RG. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*. 2001; 20(3):45–50.
- [24] Nolle FM, Badura FK, Catlett JM, W BR, H SM. CREI-GARD, a new concept in computerized arrhythmia monitoring systems. In: *Computers in Cardiology*. vol. 13; 1986. p. 515–518.
- [25] Jovanov, E., Gelabert, P., Adhami, R., Wheelock, B., & Adams, R. (1999, August). Real time Holter monitoring of biomedical signals. In *DSP Technology and Education conference DSPTS (Vol. 99, pp. 4-6)*.
- [26] Figuera C, Irusta U, Morgado E, Aramendi E, Ayala U, Wik L, Kramer-Johansen J, Eftestøl T, Alonso-Atienza F. *Machine Learning Techniques for the Detection of Shockable Rhythms in Automated External Defibrillators*, 2016.
- [27] Altamira, B. Fibrilazio bentrikularren detekzioa Markoven eredu ezkuatuak erabiliz. 2019. 2.3 (25).
- [28] Thakor NV, Zhu YS, Pan KY. Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990 Sep; 37(9):837–43. doi: 10.1109/10.58594 PMID: 2227970.
- [29] Arafat M, Chowdhury A, Hasan M. A simple time domain algorithm for the detection of ventricular fibrillation in electrocardiogram. *Signal, Image and Video Processing*. 2011; 5:1–10. doi: 10.1007/s1176009-0136-1.
- [30] Ayala U, Irusta U, Ruiz J, Eftestøl T, Kramer-Johansen J, Alonso-Atienza F, et al. A Reliable Method for Rhythm Analysis during Cardiopulmonary Resuscitation. *BioMed Research International*. 2014; 2014. doi: 10.1155/2014/872470.
- [31] Irusta, U. *New signal processing algorithms for automated external desfibrillators* (2010).
- [32] Alonso E, Aramendi E, Mohamud D, Irusta U, Chicote B, Russell J, Tereshchenko L. Circulation detection using the electrocardiogram and the thoracic impedance



acquired by defibrillation pads. 2016.

- [33] Lake DE, Richman JS, Griffin MP, Moorman JR. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2002 Sep; 283(3):R789–797.
- [34] Rabiner, L. R. (1989). A tutorial on hidden Markov models and selected applications in speech recognition. *Proceedings of the IEEE*, 77(2), 257–286.
- [35] Daniel Jurafsky and James H. Martin. *Speech and Language Processing*. Chapter 9: Hidden Markov Models.

## 12. Eranskinak

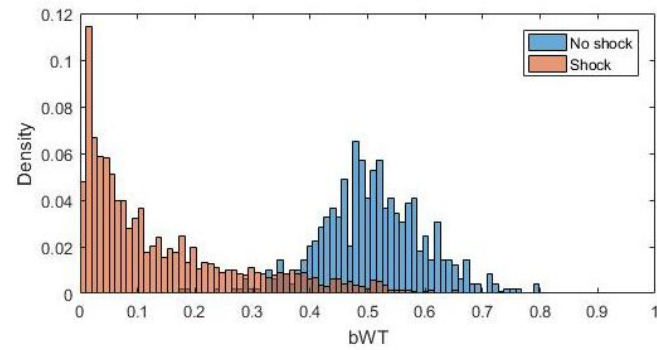
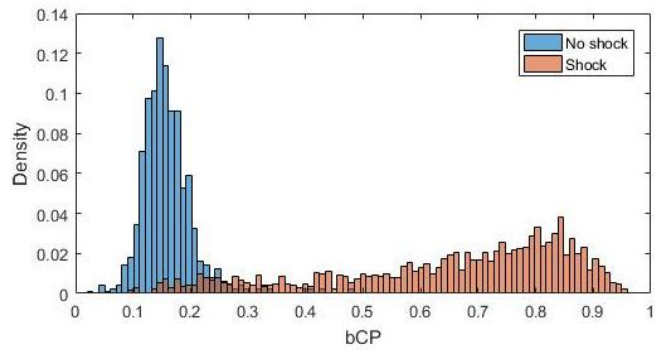
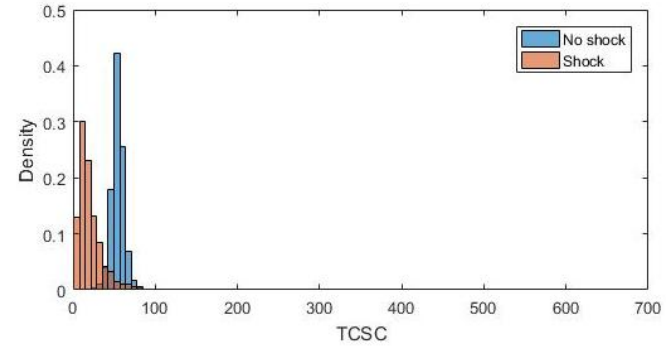
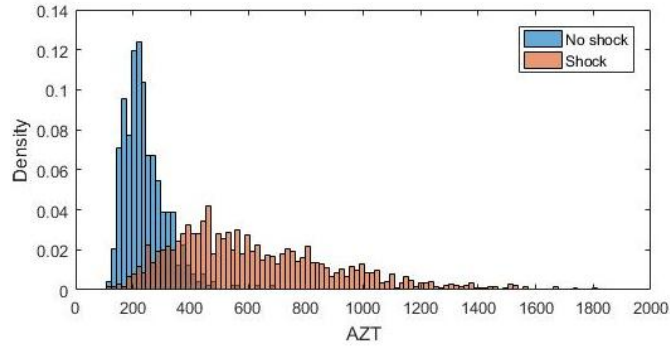
### 12.1. Emaitzen eranskinak

Atal honetan, DGAREN optimizazioa egiteko erabili ahal ziren 15 ezaugarrien dentsitate probabilitate funtzioak agertzen dira. Receiver Operating Characteristic (ROC) kurba, Area Under the Curve (AUC) balioa eta histogramak kalkulatu, ezaugarri bakoitza erritmo ez-desfibrilagarrien eta desfibrilagarrien arteko diskriminazioa egiteko aurkezten zuten gaitasuna adierazten da.

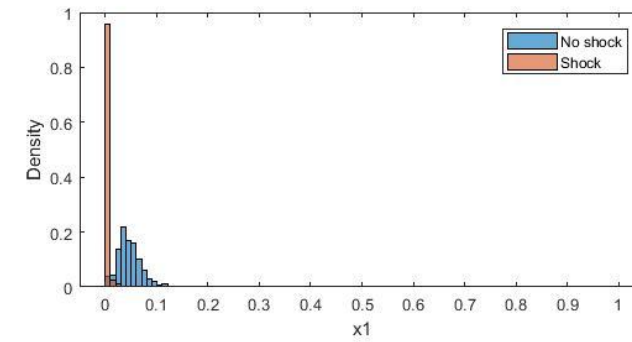
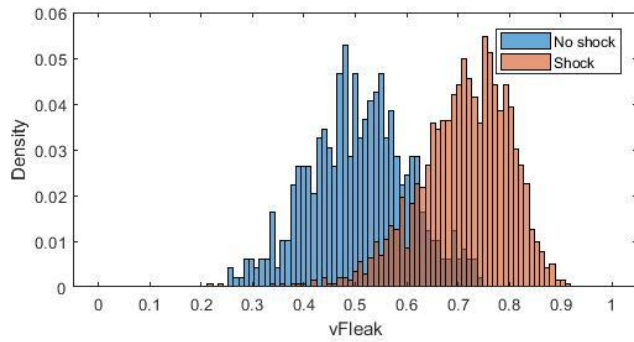
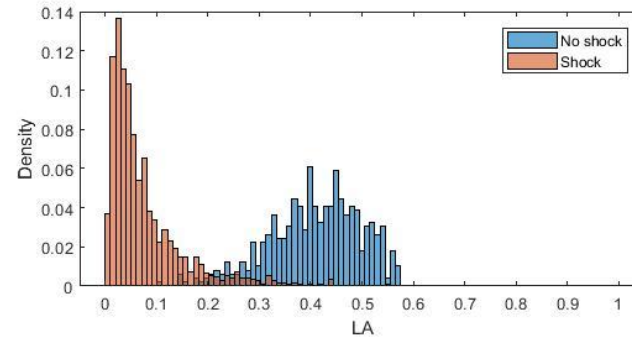
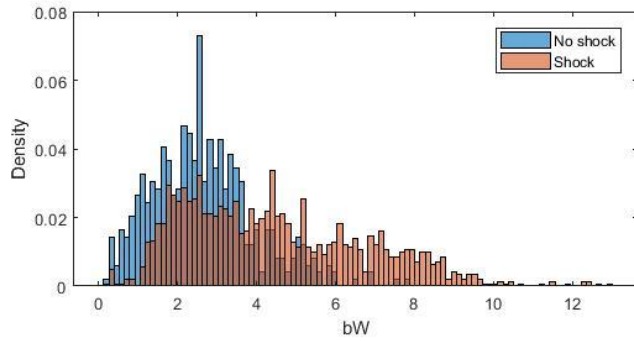
Atalarekin bukatzeko, DGAK erreplika bakoitzerako lortutako emaitzak aurkezten dira. AS detektoreak eta FB detektoreak lortutako emaitzak indibidualki ere agertzen dira.

Kalkulatutako ezaugarriak	AUCak
x1	0.99
LE	0.99
x2	0.98
bCP	0.98
bWT	0.97
TCSC	0.96
AZT	0.94
vFleak	0.94
CL	0.82
x4	0.82
bW	0.74
x3	0.70
x5	0.68
Potentzia	0.56
BBA	0.55

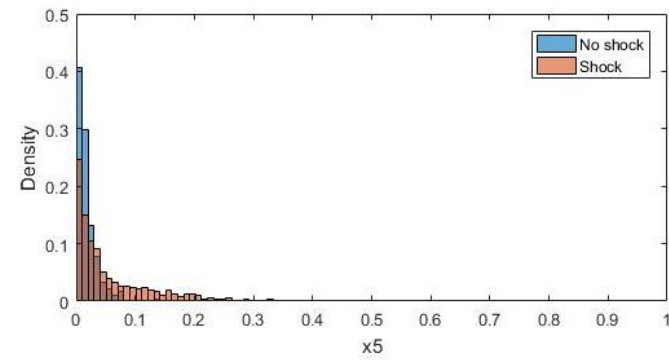
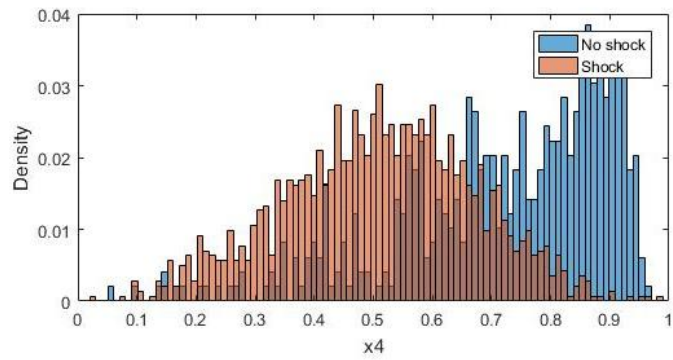
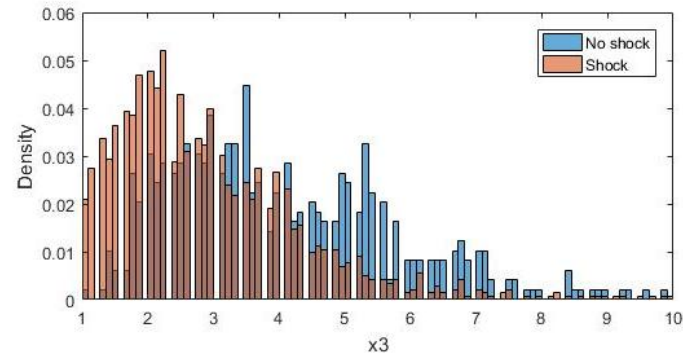
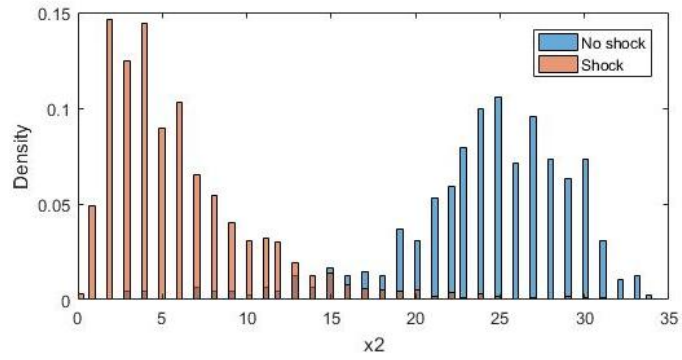
12.1. Taula. Ezaugarrien AUCak.



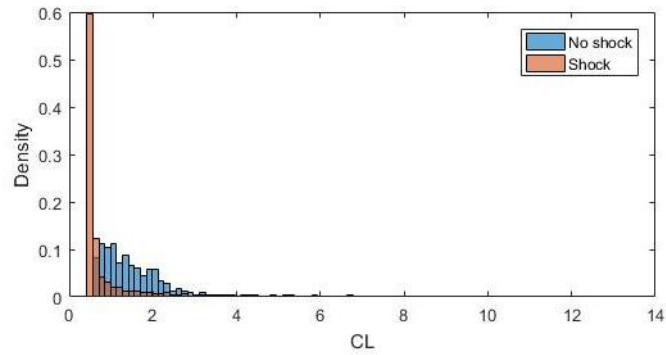
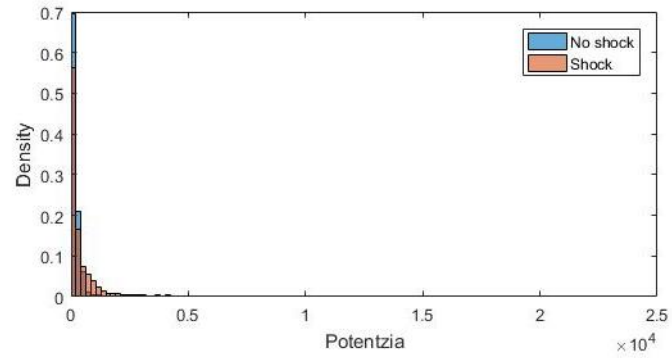
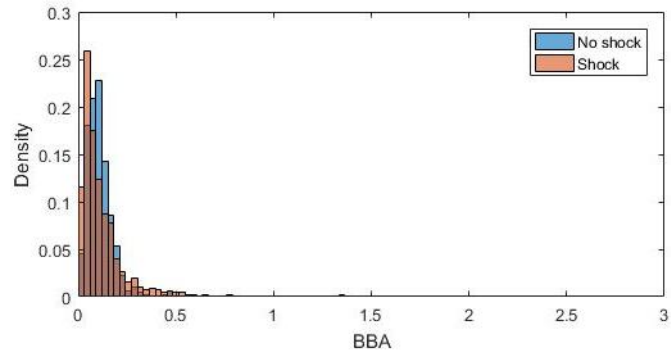
12.1. Irudia. AZT, TCSC, bCP eta bWT ezaugarrien histogramak.



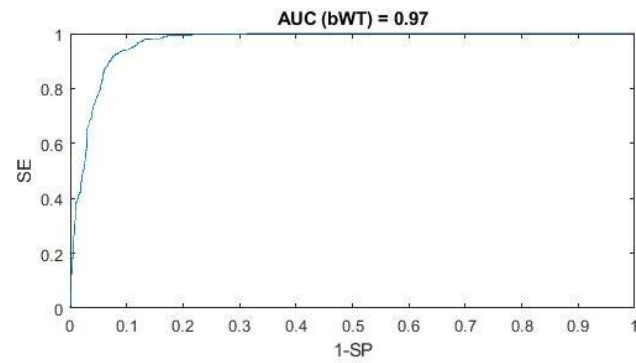
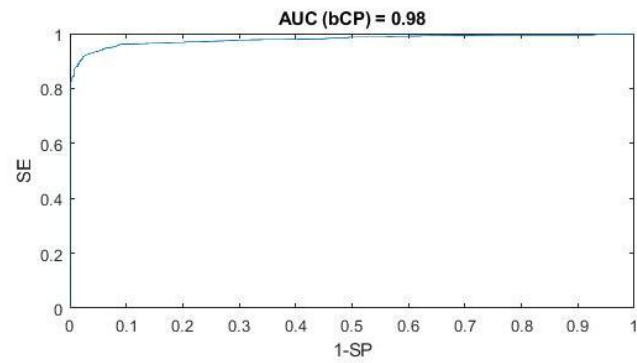
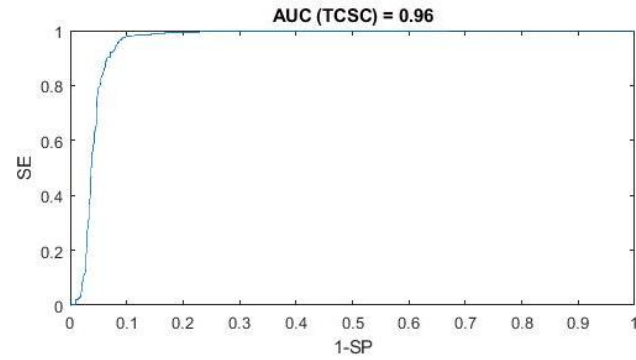
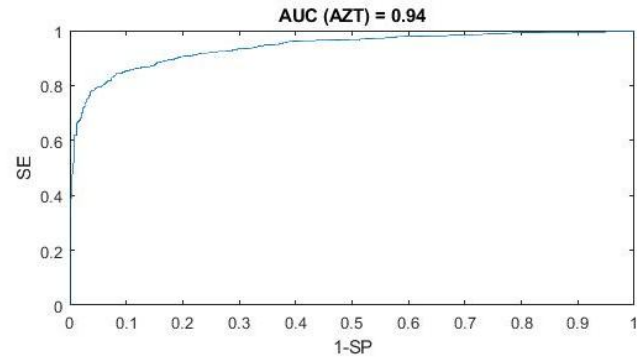
12.2. Irudia. bw, LE, vFleak eta x1ezaugarrien histogramak.



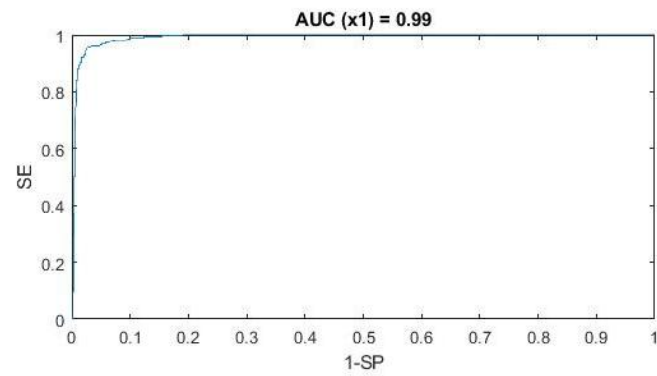
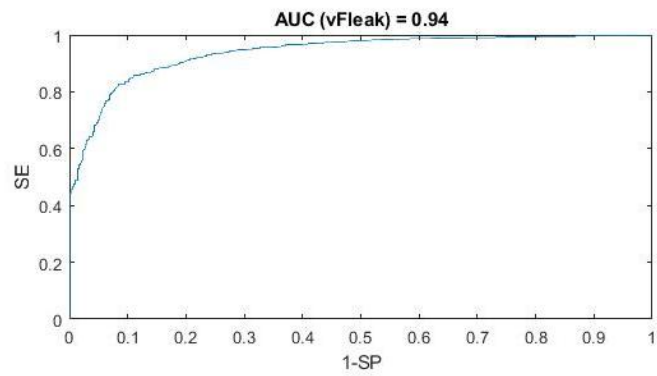
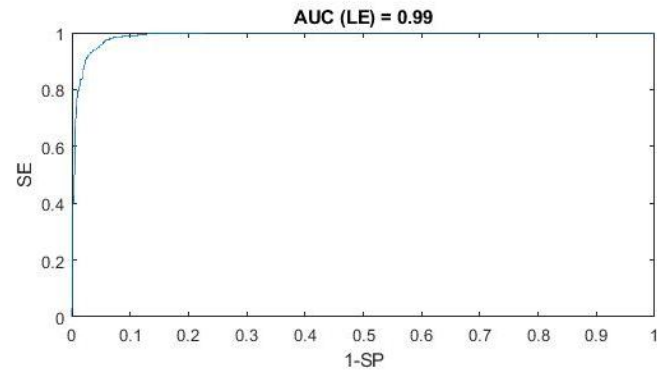
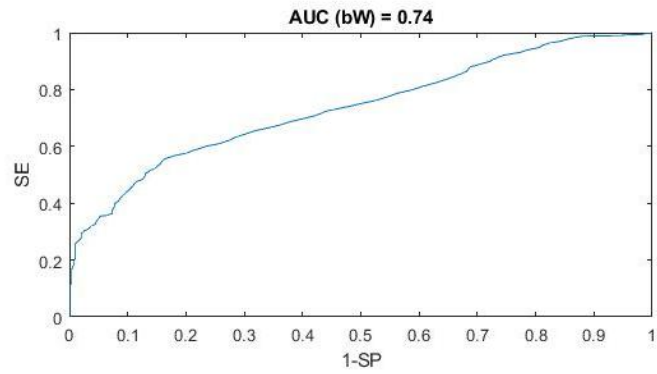
12.3. Irudia. x2, x3, x4, x5 ezaugarrien histogramak.



12.4. Irudia. BBA, potentzia eta CL ezaugarrien histogramak.

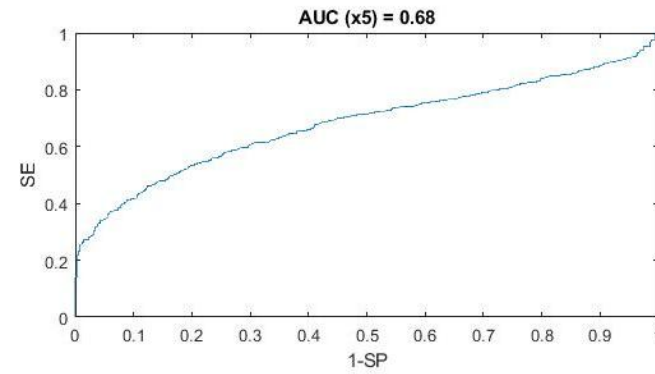
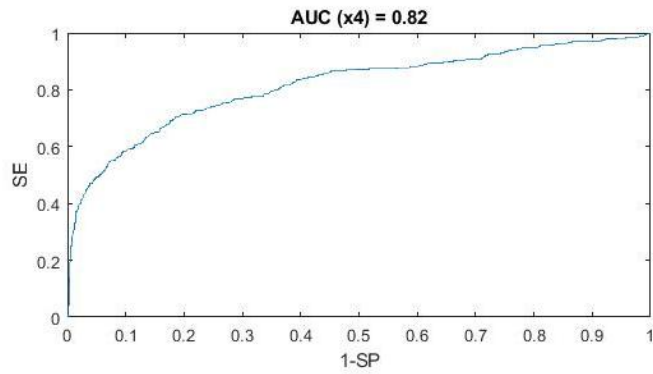
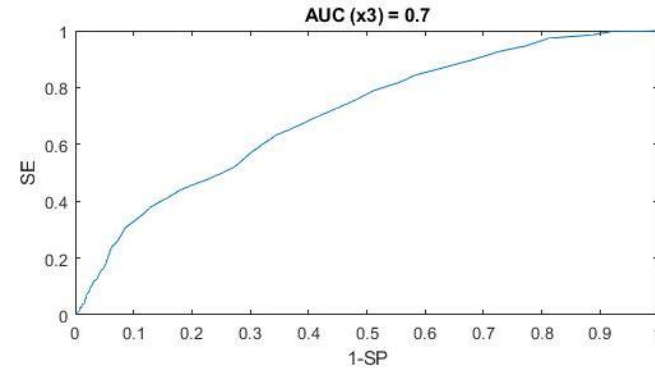
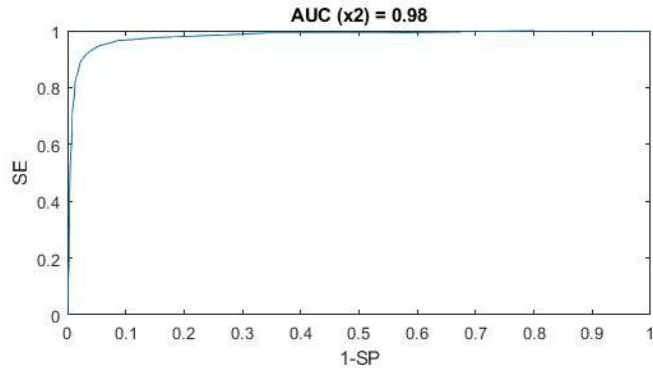


12.5. Irudia. AZT, TCSC, bCP eta bWT ezaugarrien ROC kurbak.

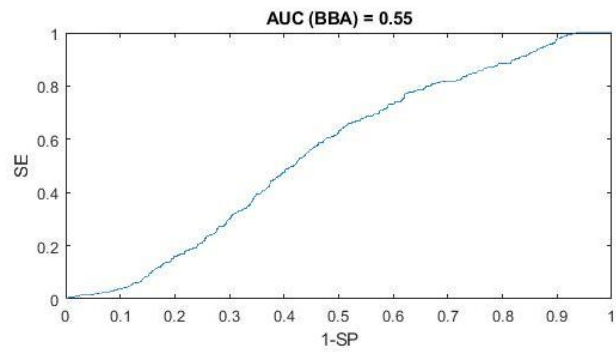
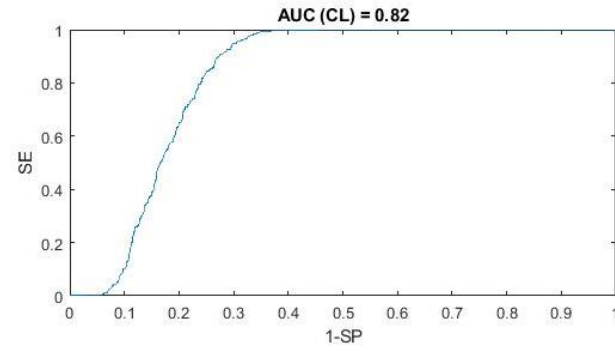
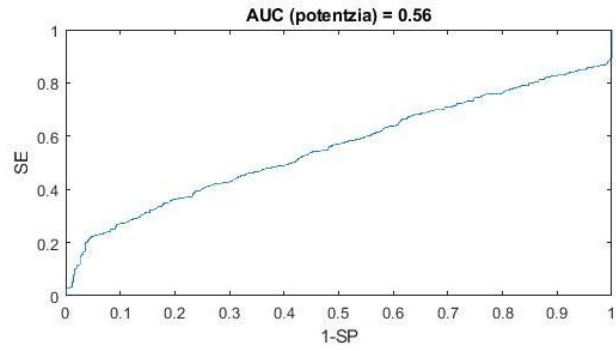


12.6. Irudia. bW, LE, vFleak eta x1 ezaugarrien ROC kurbak.





12.7. Irudia. x2, x3, x4 eta x5 ezaugarrien ROC kurbak.



12.8. Irudia. Potentzia, CL eta BBA ezaugarrien ROC kurbak.

**DGAk, AS eta FB detektoreak erreplikako lortutako emaitzak:**

ERREPLIKA	DGA				Ezaugarriak	AS DETEKTOREA		FB DETEKTOREA	
	SE (%)	SP (%)	ACC (%)	BAC (%)		SP (%)	PPV (%)	SE (%)	SP (%)
1	98,2	99,4	99,3	98,8	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x4, x5	95,7	93,5	98,2	98,2
2	97,7	99,2	99,1	98,5	bCP, bWT, vFleak, x2, x4	95,2	94,4	97,7	97,9
3	97,8	99,2	99,1	98,5	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x1, x4, x5	94,6	94,6	97,8	97,8
4	98,6	99,3	99,2	99,0	bCP, bWT, LE, vFleak, x1, x4, x5	94,5	93,5	98,6	98,2
5	97,4	99,7	99,5	98,5	bCP, bWT, LE, vFleak,x5, potentzia, CL	95,2	93,4	97,4	99,1
6	99,0	98,8	98,8	98,9	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x4, ma	95,3	93,7	99,0	96,4
7	98,7	99,8	99,6	99,2	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x2, x4, ma	93,8	92,0	98,7	99,5
8	95,4	99,3	98,9	97,4	bCP, bWT, vFleak, x2, x4	95,6	94,3	95,4	98,0
9	99,1	98,4	98,5	98,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	93,7	94,8	99,1	96,0
10	97,4	99,6	99,4	98,5	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x1, x4	95,0	93,5	97,4	99,0
11	98,9	99,2	99,2	99,0	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x1, x4, ma	95,7	93,1	98,9	97,6
12	98,4	99,1	99,0	98,7	TCSC, bCP, bWT, bW, vFleak, x4, ma	94,7	92,4	98,4	97,5
13	96,2	99,7	99,3	97,9	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x5	95,4	94,7	96,2	99,1
14	98,3	99,2	99,1	98,7	TCSC, bCP, bWT, bW, vFleak, x4, x5	94,6	93,5	98,3	98,0
15	95,6	99,0	98,7	97,3	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, x5, potentzia	93,9	92,5	95,6	97,5
16	97,1	98,7	98,5	97,9	TCSC, bCP, bWT, bW, vFleak, x4, x5	95,0	93,7	97,1	96,5
17	99,5	98,8	98,9	99,2	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	94,5	93,9	99,5	96,8
18	97,4	99,5	99,3	98,5	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, ma	95,1	93,8	97,4	98,7
19	97,4	99,1	98,9	98,2	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x1, x3, ma	95,5	92,5	97,4	97,3

20	96,8	99,0	98,8	97,9	bCP, bWT, vFleak, x2, x4, x5, ma	94,1	93,2	96,8	97,5
21	97,1	99,4	99,1	98,2	bCP, bWT, LE, vFleak, x1, x4, ma	94,6	92,9	97,1	98,3
22	98,0	99,2	99,0	98,6	bCP, bWT, LE, vFleak, x2, x4, x5	95,6	92,7	98,0	97,7
23	99,0	99,1	99,1	99,0	AZT, TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	94,9	92,9	99,0	97,5
24	98,6	98,9	98,9	98,8	bCP, bWT, vFleak, x2, x4, x5	93,9	93,8	98,6	97,2
25	96,5	99,2	98,9	97,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, ma	94,7	93,3	96,5	97,8
26	98,2	98,6	98,6	98,4	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, ma	94,7	94,2	98,2	96,0
27	96,4	99,2	98,8	97,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x1, x4, ma	95,1	91,8	96,4	97,7
28	98,6	98,6	98,6	98,6	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	94,7	93,5	98,6	96,1
29	97,2	99,5	99,2	98,3	bCP, bWT, LE, vFleak, x2, x4, x5	93,9	92,8	97,2	98,6
30	97,1	99,2	99,0	98,2	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, potentzia, CL	95,6	93,9	97,1	97,7
31	98,2	99,5	99,4	98,9	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x4, CL	93,8	91,7	98,2	98,7
32	97,6	98,8	98,6	98,2	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x4, ma	93,3	93,9	97,6	96,9
33	98,0	99,1	99,0	98,5	bCP, bWT, vFleak, x2, x4,x5, CL	93,8	94,0	98,0	97,9
34	97,5	99,6	99,4	98,6	bCP, bWT, LE, vFleak, x2, x4, x5	94,6	94,1	97,5	98,9
35	96,8	99,1	98,8	97,9	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, x5	94,7	94,0	96,8	97,5
36	96,9	99,4	99,1	98,1	bCP, bWT, vFleak, x2, x4	94,6	94,1	96,9	98,3
37	98,3	99,2	99,1	98,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, ma	94,0	93,8	98,3	97,7
38	96,6	99,0	98,8	97,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x2,x4,x5	94,1	92,4	96,6	97,5
39	97,9	99,1	99,0	98,5	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, ma	95,1	92,2	97,9	97,5
40	98,6	99,3	99,2	98,9	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	94,6	93,7	98,6	98,0
41	99,4	99,0	99,0	99,2	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x2, x3, x4	94,7	94,0	99,4	97,3

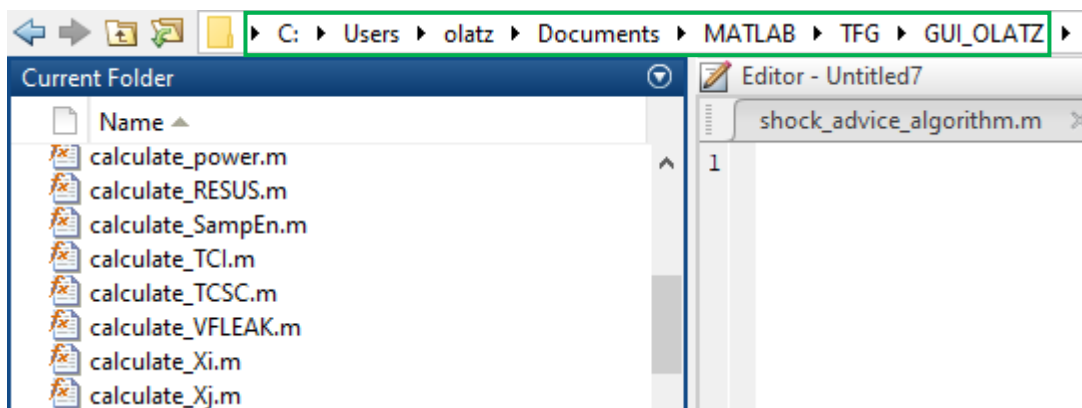
42	99,0	98,7	98,7	98,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	95,3	92,6	99,0	96,7
43	97,8	98,8	98,7	98,3	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, x5, ma	94,8	93,9	97,8	96,6
44	98,7	98,9	98,9	98,8	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4, ma	94,2	92,7	98,7	97,1
45	98,6	98,0	98,1	98,3	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x3, x4	94,2	92,5	98,6	94,8
46	95,7	99,2	98,8	97,4	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x1, x4, x5	94,6	92,5	95,7	97,8
47	97,9	98,7	98,6	98,3	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	95,1	93,9	97,9	96,5
48	98,0	99,3	99,2	98,6	TCSC, bCP, bWT, LE, vFleak, x4, ma	94,7	94,1	98,0	98,2
49	96,1	99,4	99,1	97,8	bCP, bWT, vFleak, x1, x2, x4	94,7	94,3	96,1	98,5
50	96,4	99,1	98,7	97,7	TCSC, bCP, bWT, vFleak, x4	95,1	93,0	96,4	97,3

## 12.2. Erabiltzailearen gida

Atal honetan, proiektua aurrera eramateko garatutako interfaze grafikoaren funtzionamendua azalduko da, hortaz, ez da informazio teknikorik azalduko, bakarrik edozein erabiltzailek garatutako interfazea erabili ahal izateko izan beharreko oinarrizko ezagutzak azalduko dira.

Azalpenarekin hasi baino lehenago, aipatutako interfaze grafikoa garatzeko MATLAB softwarea erabili zela esan beharra dago. MATLAB zenbakizko zenbaketa sistema bat da, programazio propio lengoaia batekin integratutako garapen ingurune bat eskaintzen duena.

Erabiltzailearen gidarekin hasteko, softwarea irekita dagoela, laneko direktorioa, interfaze grafikoaren script guztiak dauden karpeta kokatu behar da. Bertan .mat eta .m fitxategiak aurkitzen dira (ikusi 12.9. Irudia).



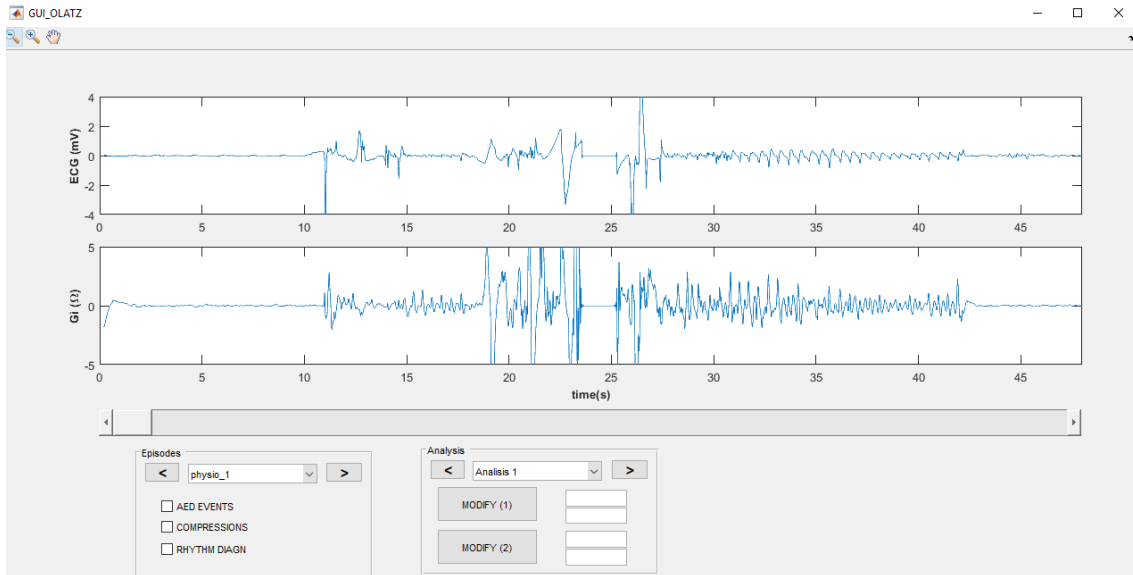
12.9. Irudia. Interfaze grafikorearen direktorioa eta bertako fitxategiak.

Behin hori eginda, interfaze grafikoa bistaratzeko, MATLAB-eko komandoen leihoan interfaze grafikoaren izena jarri behar da, *GUI\_OLATZ*. Modu honetan, garatutako interfaze grafikoa bistaratuko da (ikusi 12.11. Irudia). Bertan, bi grafiko ikusten dira, EKG eta BI seinaleak hain zuzen ere. Huetan ezaugarriak bistaratzeko eta seinale denbora tarte zehatzak mozteko garatutako tresnak azalduko dira.

Hasi baino lehen, hiru toolbox aktibatu direla komentatu beharra dago. EKG eta BI seinaleetan zoom in, zoom out eta axe bietan mugitzeko eskutxoa (pan) funtzioak aktibatu dira (ikus 12.10. Irudia).

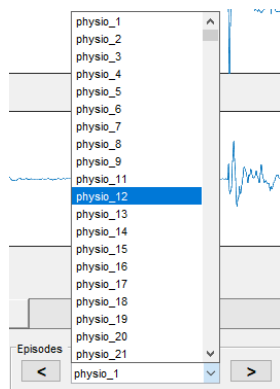


12.10. Irudia. Aktibatutako hiru toolbox.

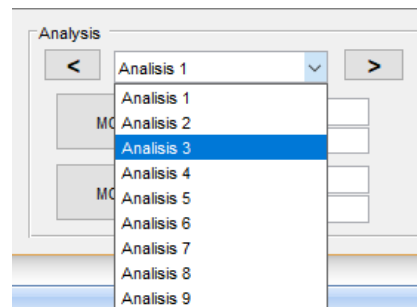


Sortutako lanerako datu-basearen 855 erregistroetako bat aukeratzeko pop-up menu erabili daiteke eta hurrengo edo aurreko erregistrora mugitzeko eskuineko eta ezkerreko geziak eskuragarri daude (ikusi 12.12. Irudia). Gauza berbera egin daiteke analisiekin, beste pop-up menu eta bi gezi bitartez (ikusi 12.13. Irudia).

### 12.11. Irudia. Interfaze grafikoa.

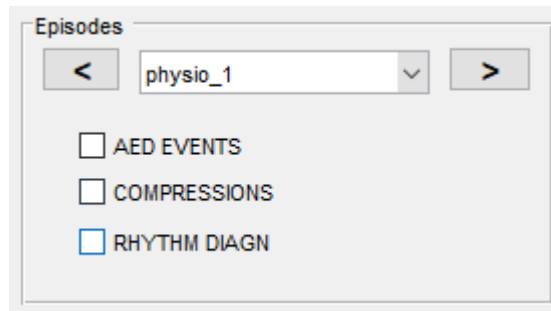


**12.12. Irudia.**  
**Erregistroen aukeraketa egiteko pop-up menua.**



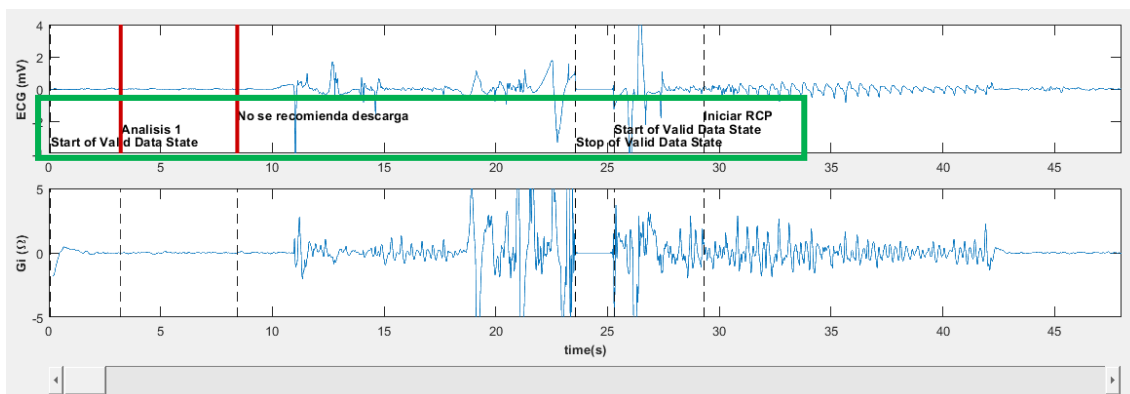
**12.13. Irudia.**  
**Analisien aukeraketa egiteko pop-up menua.**

Behin, erregistro bateri dagokion analisia aukeratuta dagoela, aukera ezberdinak daude. Lehenengo panelarekin hasiz, episodioen panela, hiru checkbox ikus daitezke (ikusi 12.14. Irudia).



**12.14. Irudia. Episodioen panelean eskuragarri dauden hiru checkbox.**

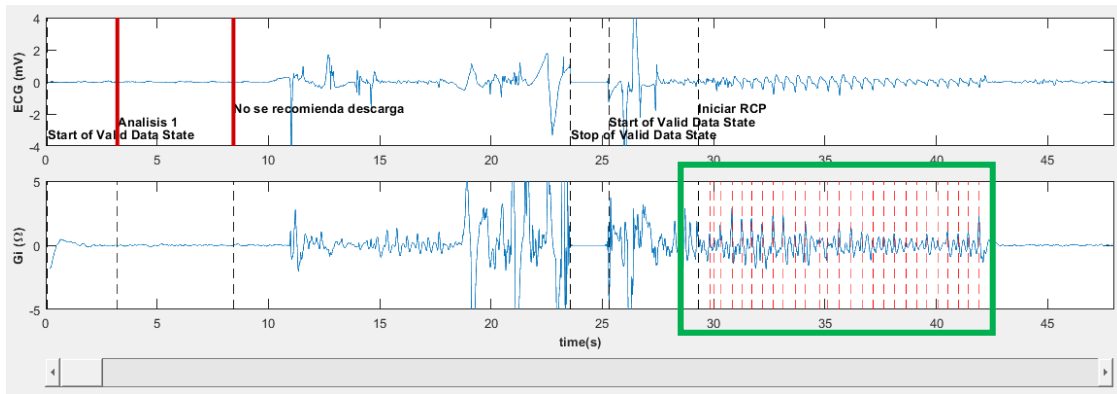
Lehenengo checkbox-a AED EVENTS izena du. Honakoa klikatuz gero, analisi horretan KDAk erregistratutako eta sortutako gertaerak adierazten dira, esaterako, BBBarekin hasteko, amaitzeko edo desfibrilazioa emateko gomendioak. Bi lerro gorri lodiekin analisi bakoitzaren hasiera eta amaiera adierazita dago (ikusi 12.15 Irudia).



**12.15. Irudia. AED EVENTS klikatuz gero bistaratutako ezaugarriak.**

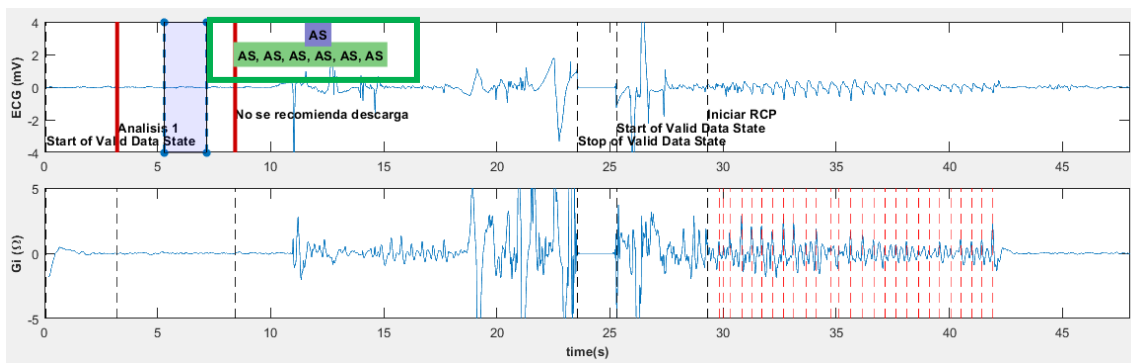
Bigarren checkbox-a COMPRESSIONS izena du. Kasu honetan, analisi horrerri dagozkion sakadak inpedantziako grafikoan bistaratzen dira marra eten gorritz 12.16. Irudian ikus daitezkeen bezala. Konpresioz beteta dauden analisi tartek lehenago aipatu den bezala interferentziaz beteta zeudenez, aztertzeko ez ziren baliozkoak izan.





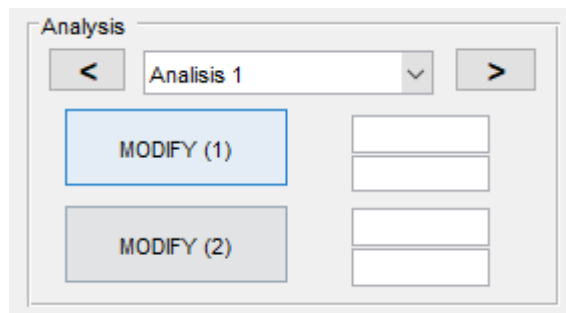
**12.16. Irudia. COMPRESSIONS klikatuz gero bistaratutako sakadak.**

Lehenengo paneleko azkeneko checkbox-ari erreparatuz, RHYTHM DIAGN, bi funtzio ditu. Bigarren funtzioa geroago azalduko da bi botoien azalpena eman ostean. Lehenengo funtzioari dagokionez, sei medikuetako bakoitzak iragarritako erritmo mota eta denek adostutako erritmoa bistaratu daitekeela da (ikus 12.17. Irudia). Ikus daitezkeen erritmoen artean AS, TB, FB, EA eta EG daude.



**12.17. Irudia. RHYTHM DIAGN klikatuz gero bistaratutako medikuen iragarpenak.**

Bigarren panelari dagokionez, analisisien panela, 12.18. Irudian ikus daitezkeen bi botoiekin osatuta dago.

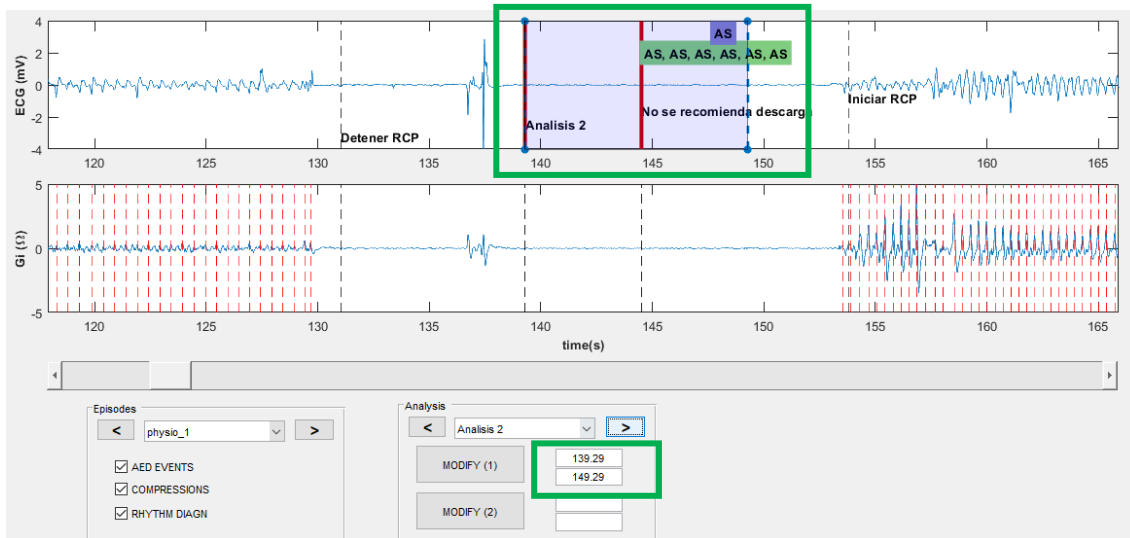


**12.18. Irudia. Analisisien panelean eskuragarri dauden bi botoiak.**

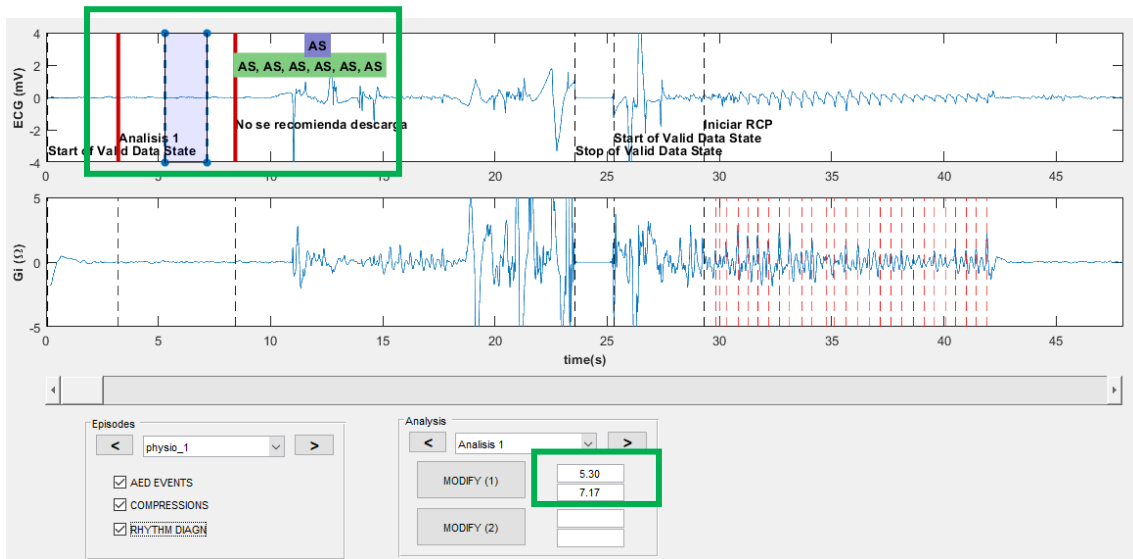
Bi botoiak antzeko funtzioa dute. Biak EKG seinalearen denbora tarte bat hartzeko erabiltzen dira. Hauetako edozein klikatuta, puntero bat eskuragarri agertzen da.

Lehenengoaren kasuan, MODIFY (1), hasierako denbora unea KDAk analisiarekin hasten den denbora unean finkatuta dago. Horrela, bakarrik amaierako denbora unea aukeratu daiteke. Hala ere, baldintza bat bete beharra dago. Amaierako denbora unea hori hasierako unetik hasita 10s baino gehiago ezin daiteke izan. Hori betetzen ez bada, automatikoki hasierako unetik 10s-ra kokatuko du amaierako denbora unea. Aukeratutako bi denbora unek edit text-etan bistaratuko dira (ikusi 12.19. Irudia).

Bigarren botoiaren kasuan, MODIFY (2) aurreko kasuaren antzera, hasierako eta amaierako denbora unek aukeratu ahal izango dira. Modu berean, hasierako eta amaierako denbora uneen arteko denbora gehienez 10s-koa izan behar da. Bestela, amaierako denbora bezala hasierako denbora unetik 10s-ra dagoen amaierako denbora unea hartuko du (ikusi 12.20. Irudia).



12.19. Irudia. MODIFY (1) botoiaren funtzionamendua.



12.20. Irudia. MODIFY (2) botoiaren funtzionamendua.