

Telekomunikazioko Teknologiaren Ingeniaritza Gradua
Bilboko Ingeniaritza Eskola

Gradu Amaierako Lana

*FIBRILAZIO BENTRIKULARRAREN
DETEKZIOA MARKOVEN EREDU
EZKUTUAK ERABILIZ*

Ikaslea: Altamira Areizaga, Borja

Zuzendaria: Alonso González, Erik

Zuzendarikidea: Aramendi Ecenarro, Elisabete

2018-2019

Aurkibidea

Laburpena.....	5
Resumen.....	6
Abstract.....	7
Taulen zerrenda	8
Irudien zerrenda	9
Laburduren zerrenda.....	11
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	23
3. Helburuak/Irispena	26
3.1. Helburu nagusia	26
3.2. Helburu partzialak	26
4. Onurak.....	28
4.1. Onura sozialak	28
4.2. Onura teknikoak.....	28
4.3. Onura ekonomikoak.....	29
4.4. Onura zientifikoak.....	29
5. Metodologia.....	30
5.1. Datu-basearen sorrera	30
5.1.1. Jatorrizko datu-basea.....	30
5.1.2. Laneko datu-basea.....	32
5.2. Seinalearen prozesaketa eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa	38

5.2.1. EKG seinalearen prozesaketa.....	38
5.2.2. Uhin formaren ezaugarrien erauzketa.....	39
5.3. FB detektatzeko algoritmoa.....	48
5.3.1. Markoven eredu ezkutua.....	48
5.3.2. <i>k</i> -means clustering.....	51
5.3.3. FB detektorearen arkitektura, optimizazioa eta ebaluaketa.....	51
6. Plangintza.....	55
6.1. Lan-taldea.....	55
6.2. Proiektua garatzeko gauzatutako faseak.....	56
6.2.1. Proiektuaren kudeaketa.....	56
6.2.2. Dokumentazioaren irakurketa eta Matlab ikastaroa.....	57
6.2.3. Laneko datu-basearen sorrera eta erritmoen anotazioa.....	57
6.2.4. Seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien kalkulua.....	58
6.2.5. FBaren detekzioarako algoritmoaren garapena.....	59
6.2.6. Emaitzen kalkulua eta analisisa.....	59
6.2.7. Proiektuaren dokumentazioa.....	60
6.3. Mugarriak.....	60
6.4. Gantt diagrama.....	61
7. Aurrekontua.....	62
7.1. Aurrekontuaren kontu-sailak.....	62
7.1.1. Barne orduak.....	62
7.1.2. Amortizazioak.....	62
7.1.3. Azpikontratazioak.....	63
7.1.4. Gastuak.....	63
7.1.5. Aurrekontu osoaren laburpena.....	64
8. Arriskuen analisisa.....	65
8.1. Atzerapenak (A1).....	65
8.2. Arrisku teknikoak (A2).....	65

8.3. Datuen galera (A3).....	66
8.4. Prozesatze astuna eta ez-eraginkorra (A4).....	66
8.5. Arrisku teknologikoak (A5).....	66
8.5. Arrisku analisiaren laburpena	67
9. Emaitzak	68
9.1. FB detektorearen errendimendua.....	68
9.2. Erabilitako ezaugarriak, cluster-ak eta exekuzio-denborak.....	69
9.3. Garatutako FB detektorearen eta SGAREN konparaketa.....	71
10. Ondorioak.....	75
11. Informazio iturriak	76
12. Eranskinak	82
12.1. Erabiltzailearen gida	82

Laburpena

Fibrilazio bentrikularren (FB) detekzio goiztiarrak eta desfibrilazio azkarrak eragin handia dute kanpoko desfibriladore automatikoekin (KDA) tratatutako ospitalez kanpoko bihotz-biriketako geldiketa (OKBBG) jasaten duten pazienteen biziraupenaren hobekuntzan. KDAek EKGa erregistratu eta automatikoki aztertu egiten dute, eta FBa detektatzen dutenean desfibrilazioa gomendatzen eta aplikatzen dute.

Lan honek, OKBBGa jasaten duten pazienteetatik ateratako EKGak erabiliz, FBa detektatzeko metodo bat proposatzen du machine learning teknika berriztatzaileetan oinarritutakoa. Laneko datu-basea OKBBGa jasan zuten 169 pazienteetatik ateratako EKGez osaturik dago. Konkretuki, 10 s-ko 596 EKG segmentuz eraturik dago, horietatik 144 erritmo desfibrilagarriak eta 452 erritmo ez-desfibrilagarriak ziren.

Datu-basea pazienteen arabera banatu zen bi azpimultzotan, entrenamendu azpimultzoa (%60a) eta ebaluaketa azpimultzoa (%40a). EKG segmentu bakoitza banda pasoko iragazki (1-30 Hz) batetik pasatu zen, uhin-formaren ezaugarriak kalkulatu ziren eta behaketa bezala pasatu zitzaizkion Markoven eredu ezkutatu bati, zeinak behaketa bakoitza egoera ezkutatu bati, desfibrilagarria ala ez-desfibrilagarria, esleitzen zion. Behaketa posibleen kopurua k-means taldekatzea erabiliz murriztu zen. Metodoaren optimizazioak ezaugarrien aukeraketan eta cluster edo taldeen optimizazioa zuen oinarritzat. Hau, entrenamenduko azpimultzoaren gainean, 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatua erabiltzen duen aurreranzko inguratzailaren hurbilketa bidez gauzatu zen. Metodoaren errendimendua sensibilitate (Se) eta espezifitate (Sp) terminoen arabera kalkulatu zen, ebaluaketa azpimultzoa erabiliz. Entrenamendu/ebaluaketa prozedura hau 500 aldiz errepikatu zen errendimendu metriken banaketak estimatzeko asmoz.

Metodoarekin lortutako emaitzak Se eta Sp parametroen arabera, batezbestekoa (desbideraketa estandarra) %94.4 (3.8) eta %97.8 (1.2) izan ziren, hurrenez hurren. Metodoak Amerikako Bihotz Elkartearen baldintza minimoak betetzen dituen eta konputazionalki eraginkorra denez (batezbestez soilik 185 ms behar ditu FBa detektatzeko), KDAetan inplementagarria izan daiteke.

Resumen

La detección temprana y la rápida desfibrilación de la fibrilación ventricular (FV) se han asociado con una mejor supervivencia de los pacientes con paro cardíaco extrahospitalario (PCEH) tratados con desfibriladores externos automáticos (DEA). Los DEAs registran y analizan automáticamente el ECG, y cuando detectan la FV recomiendan y aplican la desfibrilación.

Este estudio propone un método para la detección de FV usando ECGs obtenidos de pacientes con PCEH, basado en técnicas innovadoras machine learning. La base de datos de trabajo está compuesta por ECGs obtenidos de 169 pacientes que padecieron el PCEH. Concretamente, se compone de segmentos ECG de 10 s, de los cuales 144 son ritmos desfibrilables y 452 ritmos no desfibrilables.

La base de datos se dividió en cuanto al paciente en subgrupos de entrenamiento (60%) y de prueba (40%). Cada segmento de ECG se filtró con paso de banda (1-30 Hz), las características de la forma de onda se calcularon y se le pasaron como observaciones a un modelo oculto de Markov que asignó cada observación a uno de los dos estados ocultos, desfibrilable o no desfibrilable. El número de observaciones posibles se redujo utilizando la agrupación k-means. La optimización del método consistió en la selección de características y la optimización del número de agrupaciones a través de una aproximación envolvente de adelante utilizando una validación cruzada de 10 iteraciones en el conjunto de entrenamiento. El rendimiento del método se calculó en términos de sensibilidad (Se) y especificidad (Sp) utilizando el conjunto de prueba. Este procedimiento de entrenamiento/prueba se repitió 500 veces para estimar las distribuciones de las métricas de rendimiento.

El método mostró una media (desviación estandar) Se y Sp de 94.4% (3.8) y 97.8% (1.2), respectivamente. Puesto que el método cumple con los requisitos de la Asociación Americana del Corazón y es computacionalmente efectivo (solamente necesita 185 ms de media para detectar la FV), puede ser implementable en los DEAs.

Abstract

Early detection and rapid defibrillation of ventricular fibrillation (VF) has been associated with improved survival of out-of-hospital cardiac arrest (OHCA) patients treated with automated external defibrillators (AEDs). AEDs acquire and analyse the electrocardiogram (ECG), and deliver a defibrillation when VF is detected.

This study proposes a method based on innovative machine learning techniques for VF detection using ECGs obtained from OHCA patients. The dataset of the study contained 596 10-s ECG segments, 144 shockable and 452 non-shockable, from 169 OHCA patients.

The dataset was split patient-wise into training (60%) and test (40%) sets. Each ECG segment was band-pass filtered (1-30 Hz), waveform features were computed and fed as observations to a hidden Markov model that assigned each observation to one of the two hidden states, shockable or non-shockable. The number of possible observations was reduced using k-means clustering. The optimization of the method consisted of feature selection and optimization of the number of clusters through a forward greedy wrapping approach using patient-wise 10-fold cross validation in the training set. The performance of the method was computed in terms of sensitivity (Se) and specificity (Sp) using the test set. The whole training/test was repeated 500 times to estimate the distributions of the performance metrics.

The method showed a mean (standard deviation) Se and Sp of 94.4% (3.8) and 97.8% (1.2), respectively. Since the method is compliant with the American Heart Association requirements and computationally effective (it only takes 185 ms on average to detect VF), it might be implemented in AEDs.

Taulen zerrenda

5.1. Taula	Erritmoen anotazioak eta esanahiak	33
5.2. Taula	Lau medikuen anotazioak ingelesez.....	34
5.3. Taula	Anotazio multzoen adibideak.....	35
6.1. Taula	Proiektuan parte hartzen duen lan-taldearen deskribapena	55
6.2. Taula	F1: Proiektuaren kudeaketa	56
6.3. Taula	F2: Dokumentazioaren irakurketa eta Matlab ikastaroa.....	57
6.4. Taula	F3: Laneko datu-basearen sorrera eta erritmoen anotazioa	58
6.5. Taula	F4: Seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien kalkulua	58
6.6. Taula	F5: FBaren detekziorako algoritmoaren garapena.....	59
6.7. Taula	F6: Emaizten kalkulua eta analisisa	59
6.8. Taula	F7: Proiektuaren dokumentazioa.....	60
6.9. Taula	Proiektuaren mugarriak.....	60
7.1. Taula	Barne orduen kostuak	62
7.2. Taula	Amortizazioen kostuak	63
7.3. Taula	Baliabideen gastuetako kostuak.....	64
7.4. Taula	Guztizko kostu aitortpena.....	64
9.1. Taula	Ezaugarrien erabilera 500 errepliketan zehar	70

Irudien zerrenda

1.1. Irudia Biziraupen katea	13
2.1. Irudia Kanpoko desfibriladore automatiko baten adibidea	15
2.2. Irudia Desfibrilazio partxeen aurrez-alboko kokapen posizioa [18]	16
2.3. Irudia KDA batek erregistratutako EKG eta TI seinaleak	17
2.4. Irudia QRS konplexua	17
2.5. Irudia Monitore/desfibriladore modelo baten adibidea	18
2.6. Irudia Monitore/desfibriladore baten bidez erregistratutako seinaleen adibidea ...	19
2.7. Irudia Berpizte episodio bateko seinale monitorizatuen adibidea. Goitik behera: EKG,BI,SS eta kapnograma (CO ₂ seinalea)	20
2.8. Irudia FB erritmo adibidea	21
2.9. Irudia TB erritmo adibidea	21
2.10. Irudia PGAE erritmo adibidea	22
2.11. Irudia AS erritmo adibidea	22
2.12. Irudia PE erritmo adibidea	23
2.13. Irudia Holter gailua	24
2.14. Irudia Datu-base publikoko EKG adibidea (FB ezkerrean, EA eskuinean)	25
2.15. Irudia OKBBGtik ateratako EKG adibideak (FB ezkerrean, PGAE eskuinean) ..	25
5.1. Irudia Proiektuaren faseak	30
5.2. Irudia TVF&R erregistroko episodio baten segmentua. Goitik behera: EKG, BI, SI, AS, SS eta CO ₂	32
5.3. Irudia Laneko datu-baseko 10 s-ko segmentu adibidea	33
5.4. Irudia Laneko atu-basetik kanporatu ziren segmentuen adibideak	36
5.5. Irudia Laneko datu-baseko segmentuak eta euren eremuak	38
5.6. Irudia Laneko datu-baseko prozesatutako EKG segmentu baten adibidea	39
5.7. Irudia EKG seinaletik sortutako sekuentzia bitarra AZT algoritmoa erabiliz	41
5.8. Irudia x1 eta x2 parametroen emaitzen adibideak. FB erritmoa ezkerrean eta EA eskuinean	43

5.9. Irudia Maldaren domeinuko bCP parametroaren emaitzen adibideak. EA erritmoa ezkerrean eta FB eskuinean	44
5.10. Irudia Denboraren domeinuko bWT parametroaren emaitzen adibideak. EA erritmoa ezkerrean eta FB eskuinean	45
5.11. Irudia Maiztasunaren domeinuko bW parametroaren emaitzen adibideak. EA erritmoa ezkerrean eta FB eskuinean	46
5.12. Irudia MEEan oinarritutako FB detekzio algoritmoaren arkitektura bi egoera ezkutuekin q1 (ez-shock) eta q2 (shock)	49
5.13. Irudia FB detekzio algoritmoa garatzeko eta ebaluatzeko jarraitutako prozesuaren laburpen orokorra.....	52
5.14. Irudia 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatua burutzeko prozesua	53
6.1. Irudia Proiektuaren Gantt diagrama	61
8.1. Irudia Proiektuko arriskuen probabilitate-inpaktu matrizea	67
9.1. Irudia Se eta Sp parametroen kutxa-diagramak	69
9.2. Irudia Emaitzak bistartzeko EIGa (FB erritmo adibide batekin).....	71
9.3. Irudia Emaitzak bistartzeko EIGa (EA adibide batekin)	72
9.4. Irudia Gure algoritmoak txarto sailkatutako segmentua (FB erritmo bat EA bezala)	72
9.5. Irudia Gure algoritmoak txarto sailkatutako segmentua (EA bat TB erritmo azkar bezala).....	73
9.6. Irudia SGAak txarto sailkatutako segmentua (FB erritmoa EA bezala).....	73
9.7. Irudia SGAak txarto sailkatutako segmentua (EA bat FB erritmo bezala).....	74
12.1. Irudia Interfaze grafikoa abiarazi	82
12.2. Irudia Interfaze grafikoaren itxura abiarazi ondoren	83
12.3. Irudia Laneko datu-basearen erregistroak aukeratzeko pop-up zabalgarria	83
12.4. Irudia Interfaze grafikoaren itxura erregistro bat aukeratzerakoan.....	84
12.5. Irudia Aukeratutako erregistroaren zenbakia eta dagokion segmentuaren izena	84
12.6. Irudia Aukeratutako erregistroko EKG seinalearen bistaratzea	85
12.7. Irudia Hiru shock/ez-shock erabakiak.....	85
12.8. Irudia Emaitzen laburpen txikia	86

Laburduren zerrenda

BBH	Bihotz-biriketako heriotza
BBG	Bihotz-biriketako geldialdia
OKBBG	Ospitalez kanpoko bihotz-biriketako geldialdia
PCEH	Parada cardíaca extrahospitalaria
OHCA	Out-of-hospital cardiac arrest
BKE	Berpizte Kontseilu Europearra
ABE	Amerikako Bihotz Elkarte
BBB	Bihotz-biriketako berpiztea
KDA	Kanpoko desfibriladore automatikoa
DEA	Desfibrilador externo automático
AED	Automated external defibrillator
EKG	Elektrokardiograma
ECG	Electrocardiograma, Electrocardiogram
ML	Machine learning
BI	Bularreko inpedantzia
SS	Sakaden sakontasuna
AS	Azelerazio seinalea
SI	Sakaden indarra
FB	Fibrilazio bentrikularra
FV	Fibrilación ventricular
VF	Ventricular fibrillation
TB	Takikardia bentrikularra
EA	Erritmo antolatua

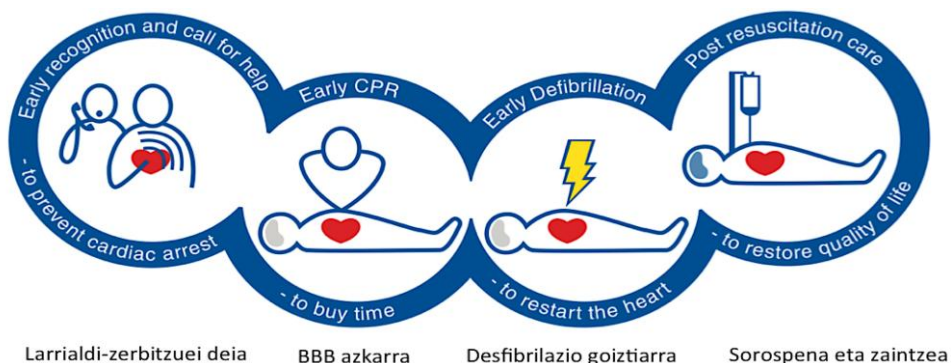
PGAE	Pultsurik gabeko aktibitate elektrikoa
AS	Asistolia
PE	Pultsudun erritmoa
SGA	Shocka gomendatzeko algoritmoa
Se	Sentsibilitatea, Sensibilidad, Sensitivity
Sp	Espezifizitatea, Especificidad, Specificity
TVF&R	Tualatin Valley Fire and Rescue
OHSU	Oregon Health & Science University
BioRes	Bioengineering and Resuscitation Group
EG	Erabakirik gabekoa
GS	Gold estandarra
AZT	Atari zeharkatze tartea
LE	Laginketa entropia
EH	Entropia hurbildua
PB	Probabilitate baldintzatua
MEE	Markoven eredu ezkutua
EA	Ezaugarrien aukeraketa
OET	Orekatutako errore tasa
OZ	Orekatutako zehaztasuna
EIG	Erabiltzailearen interfaze grafikoa

1. Sarrera

Bat-bateko bihotz-biriketako heriotza (BBH) herrialde industrializatuetan urtero ematen diren heriotza kasuen arrazoi nagusienetako bat da [1]. BBHa bihotz-biriketako geldialdi (BBG) baten ondorioz gertatzen da, non odolaren zirkulazio naturala eten egiten den, bihotzak odola organoetara era egokian punpatzeko duen ezintasunak eragina [2]. Heriotza, geldiketa eman eta denbora tarte labur baten ostean dator, normalean 60 minutu baino gutxiago pasa ondoren [3].

BBHaren ondorioz, Espainian 13.000 eta 18.000 pertsona bitartean hiltzen dira urtero [4]. Euskal Herriari dagokionez, 100.000 pertsonatik 34 biztanleri eragiten die urtero [5]. BBG gehienak ospitalez kanpoko bihotz-biriketako geldialdiak (OKBBG) izaten dira, eta horien biziraupen tasa %9koa da, ospitale barruko geldialdietakoa, aldiz, %10.4koa [6].

Berpizte kontseilu europearrak (BKE) bost urterik behin berpizte gidak argitaratzen ditu, non BBG baten aurrean jarraitu beharreko pausu eta protokoloak deskribatzen diren [7]. Protokolo horietan, *biziraupen katea* kontzeptua definitzen da, zeina lau pausuz osatuta dagoen [8] (Ikusi 1.1. Irudia).



1.1. Irudia Biziraupen katea

1. **Larrialdi zerbitzuei deia.** Lehenengo pausua BBGa azkar detektatzea eta larrialdi-zerbitzuen aktibazio azkarra da 112 zenbakira deituz [9].
2. **Lekukoen bidezko BBB azkarra.** Bigarren pausua bihotz-biriketako berpizte (BBB) azkarra burutzea da, sakadak eta aireztapenak konbinatuz [10]. Pazienteen birzaupen probabilitatea handiagotzeko asmoz, berpizte gidak BBB

egoki bat burutzeko gomendioak ematen dituzte. Kalitatezko BBB batean, sakaden eta aireztapenen arteko erlazioa 30:2an finkatzen da, hau da, 30 sakadaz eta 2 aireztapenez osatutako etengabeko serieak aplikatu behar dira, 100-120 konpresio minutuko maiztasunarekin, eta 5 cm-ko sakontasunarekin [11].

3. **Desfibrilazio goiztiarra.** Hirugarrena, kanpoko desfibriladore automatiko (KDA) bat erabiliz, desfibrilazio goiztiarra aplikatzea da. Pazienteari, bihotz-erritmo normala berreskura dezan, deskarga elektriko bat aplikatzen zaio bularraldean.
4. **Sorospen aurreratua eta zaintzea.** Azkenik, laugarren pausuan larrialdi-zerbitzuen sorospen profesionala ematen da eta pazientea ospitalera eramaten da.

Nahiz eta biziraupen kateko pausu guztiak garrantzitsuak izan, hainbat ikerkuntza lanek ondorioztatu dute desfibrilazioaren garrantzia berezia, pazientearen biziraupen probabilitatea %10-12 txikiagotzen baita desfibrilazioa aplikatzen ez den minutu bakoitzeko [12]. Desfibrilazioa aplikatzeko KDA bat erabiltzen da, gailu honek pazientearen elektrokardiograma (EKGa), hots bihotzaren seinale elektrikoa, erregistratu eta aztertu egiten du. Detektatuko erritmoa desfibrilagarria bada, KDAk desfibrilazioa aplikatzea gomendatzen du.

KDA bakoitzak erritmo desfibrilagarrien detektore bat darama bere baitan, eta detektore horrek espezifikotasun minimo batzuk bete behar ditu IECak definitzen dituenak bere IEC 60601-2-4 estandarrean [13]. Hala ere, ekipo komertzialen erritmo desfibrilagarrien detektoreak ez dira publikoak eta haien berezko datu-baseekin sortutakoak dira [14, 15].

Lan honen helburua erritmo desfibrilagarriak detektatzeko metodo bat sortzea izango da, OKBBG episodioak erabiliz garatuko dena, publikoa izango dena eta Machine Learning (ML) teknika berriztatzaileetan oinarritutakoa egongo dena, hau da, konputagailuek ikastea ahalbidetzen duten tekniken garapenean oinarritutakoa.

2. Testuingurua

2.1. Desfibriladoreak

Gaur egun, nagusiki bi motetan sailka daitezke BBG episodietan erabiltzen diren desfibriladoreak, alde batetik, KDAk, eta bestetik, monitore/desfibriladoreak.

2.1.1. KDA

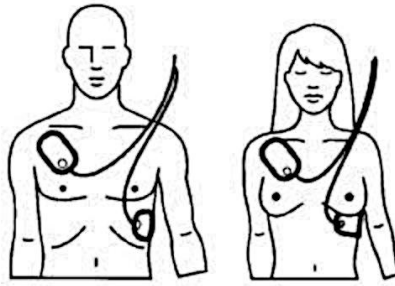
Entrenamendu minimoa duten erreskatadoreak adierazpen bisualak eta ahotsezkoak erabiliz BBG episodioetan zehar gidatzen dituzten gailu elektronikoak dira KDAk (2.1. Irudia). Ekipo hauek oinarrizko bizi-euskarrian erabiliak dira.



2.1. Irudia Kanpoko desfibriladore automatiko baten adibidea

KDAren funtzionamendua ondorengo lau pausuetan laburbildu daiteke [16,17]:

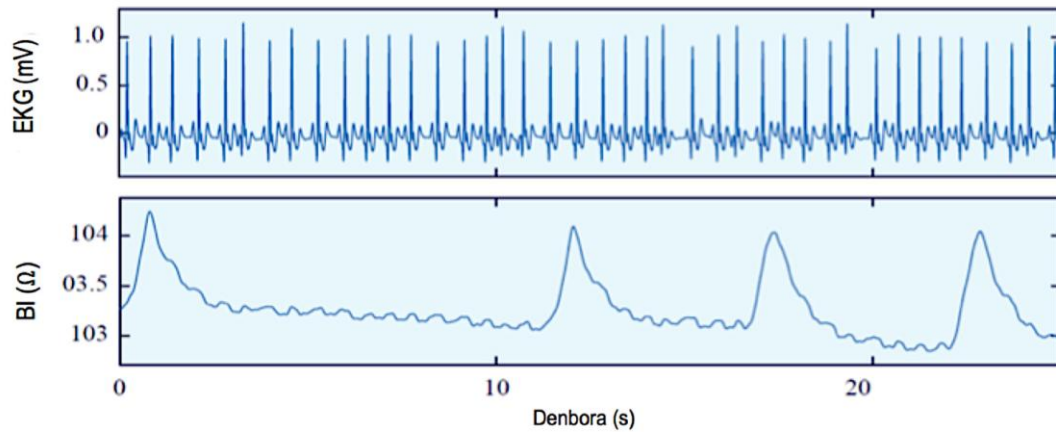
1. **KDA piztu.** Ekipoa martxan jartzen da eta adierazle bisualak eta ahotsezkoak hasieratzen dira erreskatadorea BBG episodioan zehar gidatzeko.
2. **Desfibrilaziorako partxeak erantsi.** Partxeen bitartez, EKGa eta bularraldeko inpedantzia (BI) modu jarraituan erregistratzen dira. BI seinaleak aurrez-alboko posizioan kokatutako partxeen bitartez (2.2. Irudia) bularraldeko gainazalean neurtutako inpedantzia elektrikoa erakusten du. Gaur egun, Bla komertzialki erabiltzen da, batez ere desfibrilazio partxeak era egokian konektatuta dauden ala ez frogatzeko.



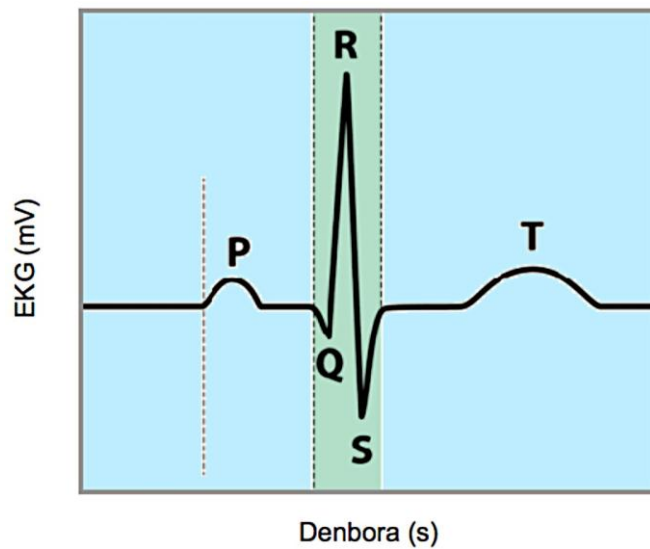
2.2. Irudia Desfibrilazio parteen aurrez-alboko kokapen posizioa [18]

3. **Bihotz-erritmoa aztertu.** Behin partxeak konektaturik eta era egokian erantsiak daudela, KDAk bihotz-erritmoaren analisia hasten du. Erreskatatzaileak bularraldeko sakadak emateari utzi behar dio eta pixkat albo batera pasatu behar da EKGan interferentziarik eragin ez dezan, interferentzia horiek diagnostikoa okerra izatea eragin dezakete eta.
4. **Desfibrilazio gomendioa.** KDAk deskarga elektrikoa emateko gomendioa ematen du erritmo desfibrilagarri bat detektatuz gero. Kasu hori ematen bada, KDA motaren arabera, erreskatatzaileak deskarga botoia sakatu behar du (modu semiautomatikoa), edo desfibrilazioa automatikoki aplikatzen da (modu automatikoa) erreskatatzailearen inolako esku-hartzearen beharrik gabe. KDAk desfibrilagarriak kontsideratzen ez diren beste erritmo batzuk detektatzen baditu, erreskatatzaileari BBBarekin berriz hasteko gomendatuko dio.

2.3. Irudiak EKG eta BI seinaleak erakusten ditu, KDAren partetik erregistratuak izan daitezkeen seinale bakarrak baitira. EKG seinalean ikus daitezke bihotz-taupadak. Bihotz-taupada bakoitza EKGan, 2.4. Irudian ikus daitezkeen uhin segida bezala islatzen da. Uhin horiek, P, Q, R, S eta T dira, hurrenez hurren, 2.4. Irudian ikus daitezkeen bezalaxe. P uhinak aurikulen uzkuartzea eragingo luke. QRS konplexuak, Q, R eta S uhinez osaturik dagoenak, bentrikuluen uzkuartzea eragingo luke eta T uhinarekin batera bihotza erlaxatuko litzateke hurrengo taupadara arte. 2.3. Irudiko EKG seinalean ikus daitezke aktibitate elektrikoa egokia dela, eta baita mekanikoa ere, QRS konplexuek Blau fluktuazioak sortzen dituztelako. Hau da, taupada bakoitza eraginkorra da eta odola punpatzen (aktibitate mekaniko egokia) delaren adierazlea da. 2.3. Irudiko Blau ikusten diren anplitude handiko eta maiztasun txikiagoko fluktuazioak aireztapenen ondorioz sortutakoak dira.



2.3. Irudia KDA batek erregistratutako EKG eta TI seinaleak



2.4. Irudia QRS konplexua

2.1.2. Monitore/Desfibriladorea

Bizi-euskarri aurreratuaren osasun langileek monitore/desfibriladore bat erabiltzen dute (ikusi 2.5. Irudia), eskuz edo modu automatiko/semiautomatikoan (KDA modua deiturikoa) erabil daitekeen ekipamendu medikua baita. Eskuzko moduan, osasun langileak bere ezagutzak erabiltzen ditu bi minutuko BBB ziklo bakoitzeko pazientearen bihotz-erritmoa aztertzeko, eta pazienteari desfibrilazioa aplikatu behar

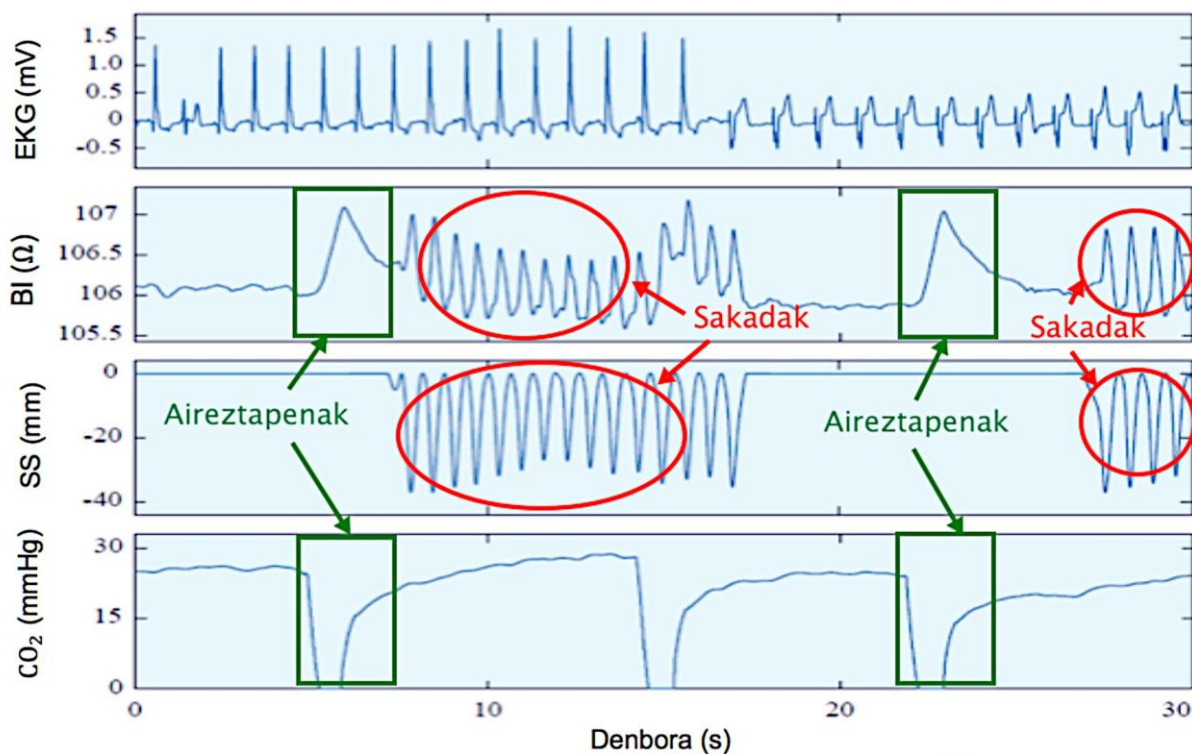
zaion ala ez erabakitzen du. Kasu horretan, berak erabakitzen du zein karga erabiliko duen, eta deskarga aplikatzen du pala edo partxeen bitartez.



2.5. Irudia Monitore/desfibriladore modelo baten adibidea

Monitore/desfibriladoreek hainbat seinaleren monitorizazio aurreratua eskaintzen dute, adibidez, oximetria (odoleko oxigeno saturazioa) edo kapnografia (karbono dioxidoaren, CO₂, neurketa pazientearen arnas-bidean). Horretaz gain, monitore/desfibriladoreek erreskatadoreak BBBan laguntzeko gailuak barneratzen dituzte. Horrela, erreskatadoreak denbora errealean jasotzen du informazioa, aplikatzen ari den bularraldeko-sakaden sakontasunari eta maiztasunari buruzkoa. Gailu hauek azelerometroez eta indar-sentsore batez osaturik daude, eta horiei esker sakaden sakontasunaren (SS) seinalea lor daiteke.

2.6. Irudian berpizte episodio baten tarte baten adibidea ikus daiteke. Goitik behera EKG, BI, SS eta kapnografia seinaleak irudikatzen dira, hurrenez hurren. Hasteko, EKGa ikusita, pazienteak erritmo elektrikoki egokia duela esan daiteke. BI seinalean konpresio gabeko tarteetan pazienteari emandako aireztapenak (fluktuazio handiak eta geldoak) ikus daitezke, baita konpresioak (fluktuazio azkarragoak) ere. SS seinalean, ez dira bakarrik konpresio-uneak erakusten, sakontasuna ere bai, zeina aldakorra den konpresio batetik bestera, 3 eta 4 cm bitarteko balioekin. BI eta SS seinaleak erreparatuz gero, konpresio-uneetako fluktuazioak bat datoz SS seinalean ikus daitezkeenekin. Gainera, kapnografia seinaleak pazientearen aireztapenak erakusten ditu kanporatutako CO₂ kantitate bezala.

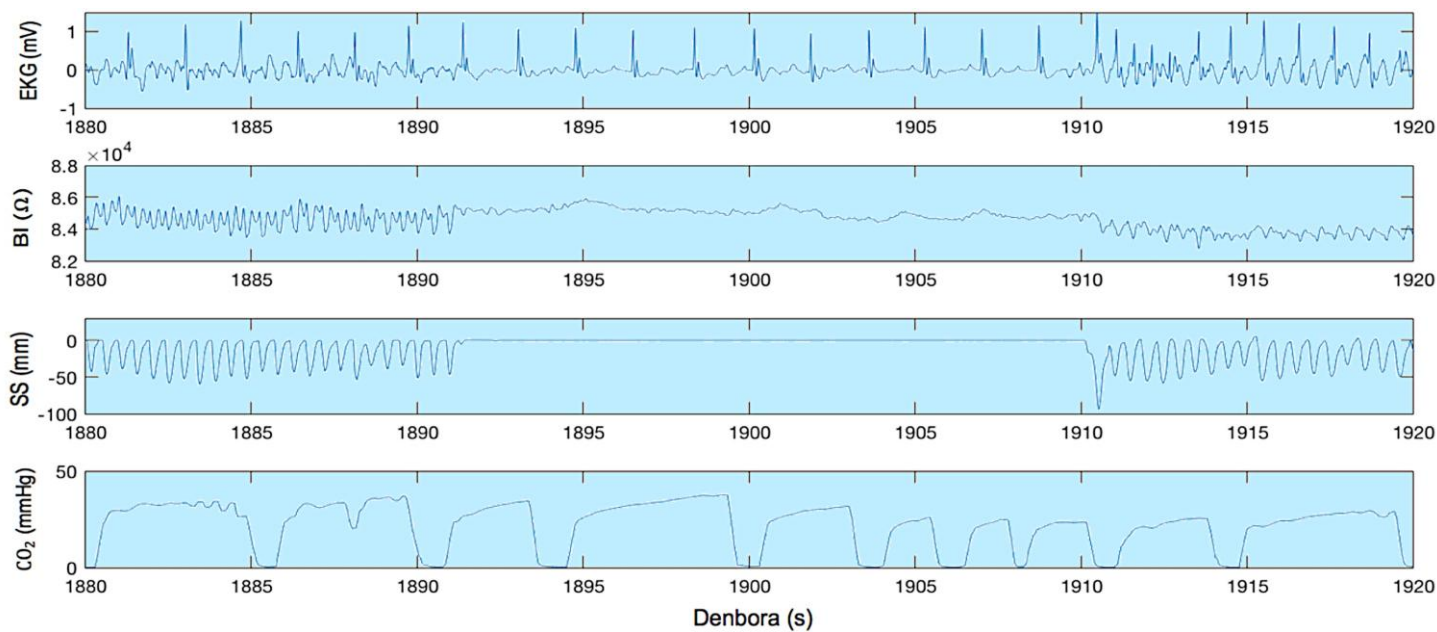


2.6. Irudia Monitore/desfibriladore baten bidez erregistratutako seinaleen adibidea

2.2. Bihotz-biriketako geldialdi episodioak

Arinago aipatu den bezala, aurreko atalean deskribatutako ekipo mediku aurreratuei esker, seinale biomedikuak erregistratu, monitorizatu, aztertu eta analizatu daitezke BBG episodioetan. Honako episodio hauetako bakoitzak, normalean, 20 eta 30 minutu arteko iraupena izan ohi du, nahiz eta kasu batzuetan ordu bateko iraupenera hel daitezkeen edo gainditu dezaketen.

2.7. Irudian ospitalez kanpoko berpizte episodio baten 40 segunduko tarte bat ikus daiteke, non pazienteari BBBa aplikatzen ari zaion. 1880 eta 1920 segunduen arteko tartean, pazientearen bihotz-erritmoaren azterketa egiten da. Aireztapenak aplikatzen ari direla ikusten da BI seinaleko 4-5 fluktuazio geldoak aztertuz gero, eta gainera fluktuazio horiek bat datoz 0 mmHg-tik hasten diren kapnogramako igoera zorrotzekin.



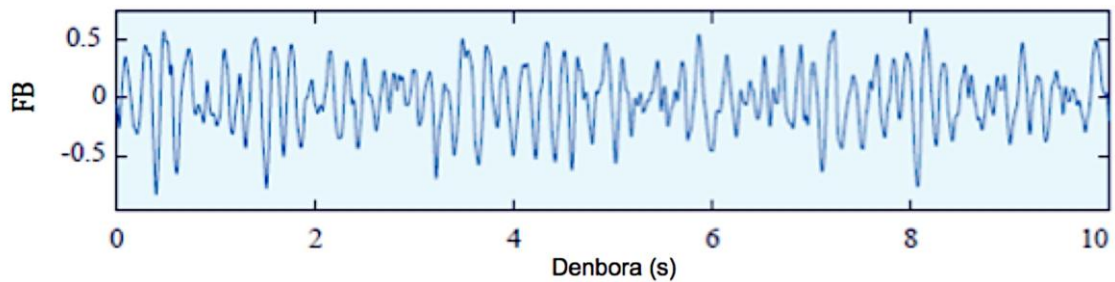
2.7. Irudia Berpizte episodio bateko seinale monitorizatuen adibidea. Goitik behera: EKG, BI, SS eta kapnograma (CO₂ seinalea)

Beste alde batetik, BI seinaleak fluktuazio azkarrak erakusten ditu, bularraldeko-sakadek eraginda. Fluktuazio hauen uneak CD seinalean azter daitezkeen konpresio maximoko uneekin korrelatuak daude. Gainera, EKGan interferentzia bat sartzen dela ikus daiteke pazienteari bularraldeko-sakadak ematen zaizkion denbora tartetean.

Pazientearen EKGa aldakorra da BBG episodioan zehar, eta bihotz-erritmo desberdinak erakusten ditu. erritmo horiek honako taldeetan sailka daitezke [19]:

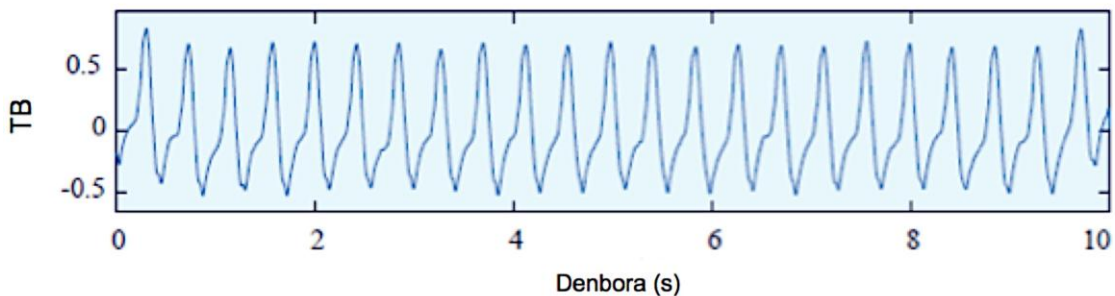
- **Erritmo desfibrilagarriak:** Pazienteengan beharrezko odol-fluxua sotzeko gaitasunik ez duten erritmoak dira, eta horientzako desfibrilazioa da bat-bateko odolaren zirkulazio normala berreskuratzeko modu eraginkor bakarra [20]. Azpitalde honen barnean honako erritmo mota hauek aurkitzen dira:

- **Fibrilazio bentrikularra (FB):** 2.8. Irudian ikus daitezkeen bezala, bihotzak bere koordinazio gaitasunaren galtzea eragiten duen jarduera elektrikoa ez antolatua da, eta horren ondorioz bihotzaren odola punpatzeko funtzioaren galera ematen da. Hori dela eta, odol jarioaren geldiketa eta gorputzeko organoentzako oxigeno hornikuntzaren etetea gertatzen da [20].



2.8. Irudia FB erritmo adibidea

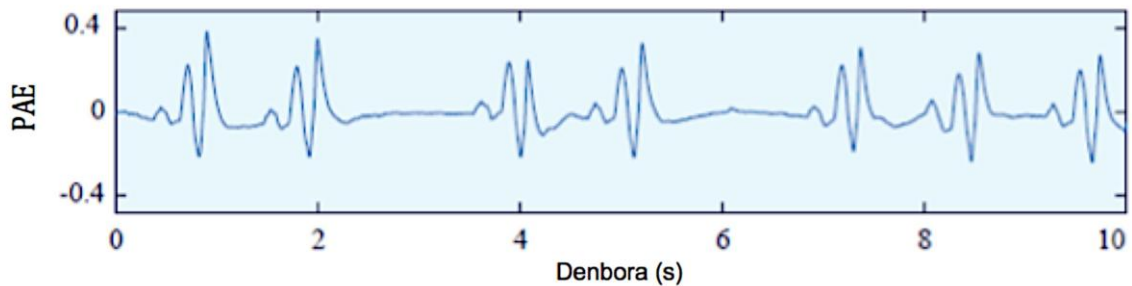
- **Pultsurik gabeko takikardia bentrikularra (TB):** bentrikuluetan sorturiko aktibitate elektrikoa azkarra (>150 taupada/min) da. Normalean horrek FB dakar [20]. 2.9. Irudiak TB kasu bat dakarren EKGa erakusten du.



2.9. Irudia TB erritmo adibidea

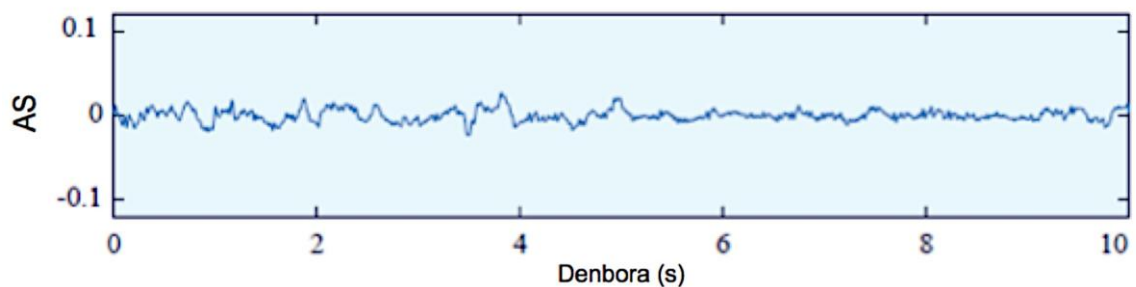
- **Erritmo ez desfibrilagarriak:** Erritmo mota honetan desfibrilazioa aplikatzea ez da gomendagarria, kasu hauetan tratamendu egokia BBa da. Azpitalde honen barnean honako erritmo motak aurkitzen dira:

- **Pultsurik gabeko aktibitate elektrikoa (PGAE):** 2.10. Irudian erakusten den bezala, erritmo elektriko antolatua da, baina odola modu eraginkor batean punpatzeko gabezia dago, hau da, bihotzaren aktibitate mekanikorik ez dago [20].



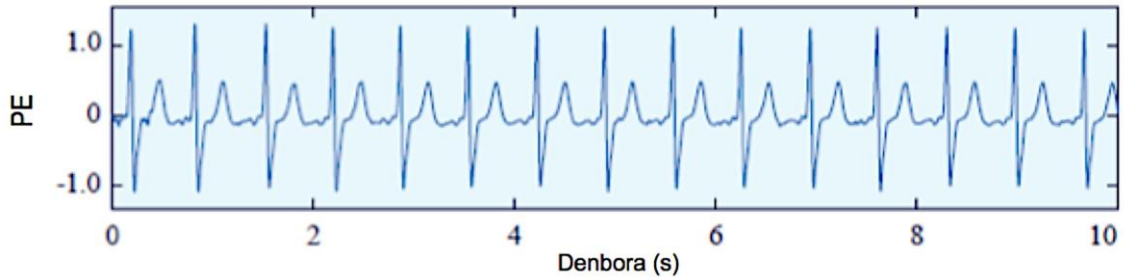
2.10. Irudia PGAE erritmo adibidea

- **Asistolia (AS):** bihotzaren jarduera mekanikoaren eta elektrikoaren gabezia da. 2.11. Irudian ikusten den bezala, EKG seinalean lerro lau bat bezala aurkezten da AS erritmoa.



2.11. Irudia AS erritmo adibidea

- **Pultsudun erritmoa (PE):** odol jario eraginkorra sortzen duen bihotz-jarduera elektriko eta mekanikoa bezala definitzen da. 2.12. Irudian dagoen EKGari erreparatuz gero, erakusten den PE erritmo baten adibidea ikus daiteke non argi eta garbi desberdindu daitezkeen QRS konplexuak.



2.12. Irudia PE erritmo adibidea

2.3. Erritmo desfibrilagarrien detektorea

Erritmo desfibrilagarriak tratatzeko modurik eraginkorrena desfibrilazio shock edo deskarga elektriko bat aplikatzea da. Gainera, lehen komentatu den bezala, desfibrilazio goiztiarra OKBBG pazienteen biziraupenean faktore gako bat da [21].

Ospitalez kanpoko egoera batean, kaleko pertsona batek eman dezake desfibrilazio bat oinarrizko bizi-euskarri anbulantzia heldu baino lehen, KDA bat erabiliz. KDAek shocka gomendatzeko algoritmo (SGA) batez ekipaturik daude, elektrokardiograma analizatzen duena eta deskarga aplikatzen duena SGAk TB edo FB erritmoa detektatuz gero.

Amerikako Bihotz Elkarteak (ABE) KDAetan SGAAk ebaluatzeko markoa definitu zuen [22]. Se eta Sp parametroak izango dira proiektu honetan FB detekziorako zehaztasuna neurtuko dituzten parametroak. Alde batetik, Se erritmo desfibrilagarriak era egokian detektatzeko gaitasuna da, eta bestetik, Sp erritmo ez desfibrilagarriak era egokian detektatzeko gaitasuna.

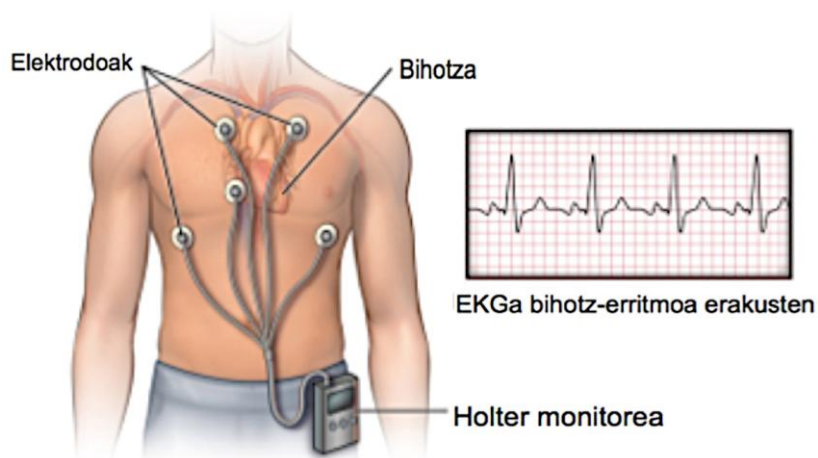
ABEk definitutako zehaztasun terminoei dagokienez, Se %90a baino handiagoa eta Sp %95a baino handiagoa izan behar dira. Gainera, ABEk gomendatzen du SGA garatzeko eta balioztatzeko erabiltzen diren EKG segmentuak interferentzia gabekoak eta erritmo bakarra (erritmo aldaketarik ez) aurkezten dutenak izan behar direla.

Beraz, erritmo desfibrilagarrien detektorea KDAtan dagoen atalik garrantzitsuenetakoa da, shock/ez-shock gomendioa ematen duena baita. Shock/ez-shock gomendioa emateko, EKGan aztertutako erritmoa desfibrilagarri (TB edo FB) edo ez desfibrilagarri (AS, PGAE edo PE) bezala sailkatu beharra dago. Normalean, ekipo komertzial baten SGAk, ASak detektatzen ditu lehendabizi EKG segmentuaren anplitude eta potentzian oinarritutako algoritmo sinpleak erabiliz [23, 24]. Ondoren, FB/TB (desfibrilagarriak) eta PGAE/PE (ez desfibrilagarriak direnak eta erritmo

antolatuak, EA bezala ezagutzen direnak) erritmoen arteko banaketa egiten da. Banaketa hau FB detekzioa bezala ezaguna da literatura zientifikoan.

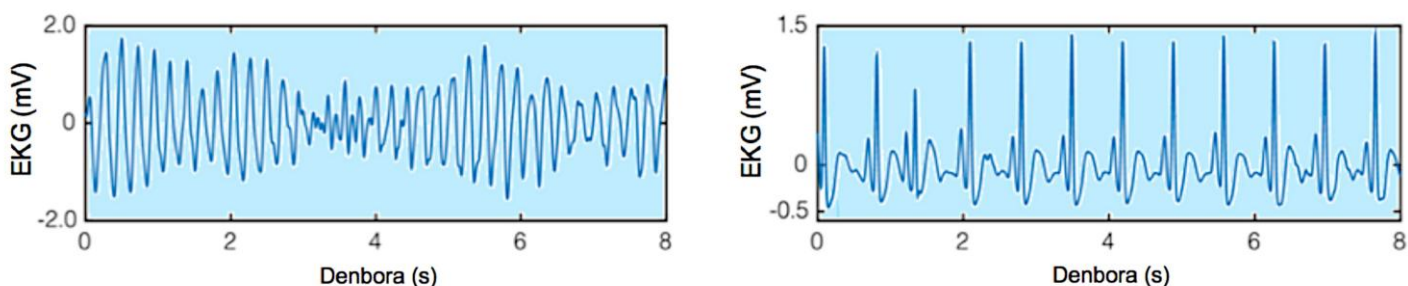
Azken hamarkadetan, metodo asko proposatu dira FB erritmoen detekziorako KDAen konfigurazioan. Esaterako, konplexutasun neurketa [25], probabilitate dentsitatearen funtzioaren metodoa [26], taupaden maiztasun eta irregularitate analisia [27, 28], pikuen analisia epe laburreko autokorrelazio funtzioan [29], hipotesi sekuentzialaren frogaren algoritmoa [30-32], korrelazio uhinaren formaren analisia [33], denboraren domeinuan oinarritutako teknikak [34], FB-iragazketa metodoa [35-37], analisi espektrala [38], denbora-maiztasun analisia [39] eta deskribatzaile ez lineala Hurst indizea erabiliz [40]. Datu aniztasun handiekin probatu zirenean, algoritmo hauek errendimendu urria eskaini zuten. Gainera, hauetako batzuk oso konplexuak dira denbora errealeko aplikazioetan inplementatzeko. Bestalde, azken boladan proposatutako metodo batzuk, adibidez Hilbert transformatuan [41] eta fase-espazio berreraiketan [42] oinarritutakoak, errendimendu hobea aurkeztu dute, eta publikatutako azkeneko metodoak MLan oinarritutakoak [43] emaitza onak erdietsi dituzte.

Lan hauetatik gehienak datu-base publikoetan oinarrituta daude, adibidez, arritmien datu-basea MIT-BIH [44], arritmia bentrikular kaltegarrien MIT-BIH (VFDB) [45], Creighton University-ko takikardia bentrikularren datu-basea (CUIDB) [46] edo ABEn datu-basea (ABEDB). Datu-base publikoek Holter gailuen bitartez lortutako epe luzeko EKG grabaketak dituzte. Holter-a paziente baten EKGa erregistratzen duen gailu elektronikoa da, eta paziente baten kasuan bihotz arritmiaren bat izateko susmoa dagoenean erabiltzen da 24-48 ordu bitartean (ikusi 2.13. Irudia) [47].



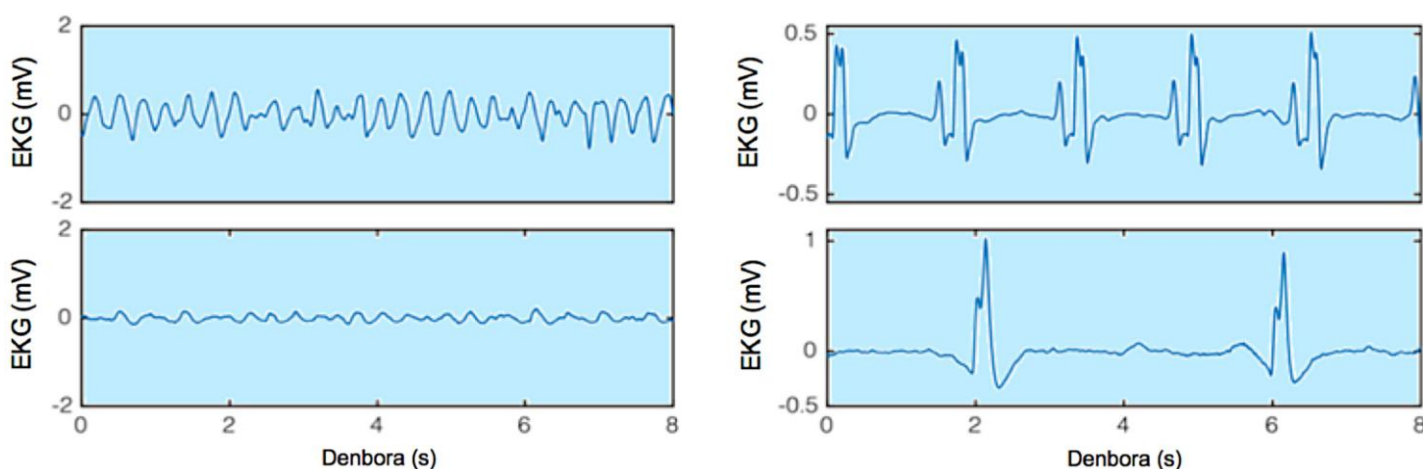
2.13. Irudia Holter gailua

Hortaz, kasu gehienetan, erritmo desfibrilagarrien hasiera (BBG gehienetan FB da hasierako erritmoa) argi identifikatzen da, FB erregistroek, adibidez, anplitude eta fibrilazio maiztasun handia aurkezten dute, eta erritmo ez desfibrilagarriei dagokienez, erritmoek QRS estuak eta erregularrak aurkezten dituzte 2.14. Irudian ikus daitezkeen bezala. Ezkerraldeko panelean FB erritmo bat ageri da, eta eskuinaldeko panelean EA erritmo bat, biak aipatu berri diren ezaugarriak dituztelarik.



2.14. Irudia Datu-base publikoko EKG adibidea (FB ezkerrean, EA eskuinean)

EKG hauek oso ezberdinak izan daitezke OKBBG kasuetan erregistratutako EKGekin konparatuz. OKBBG kasuetan zehar, EKG seinaleak desfibriladoreen bitartez erregistratzen dira, normalean bihotz-geldiketa gertaeraren hasiera eta 5-10 minutu pasa ostean [43]. Horregatik, 2.15. Irudian ikus daitezkeen bezala, FB erritmoek (ezkerraldeko bi panelak) maiztasun eta anplitude txikiagoak aurkezten dituzte, eta EA erritmoek (eskuinaldeko bi panelek) QRS zabalagoak eta irregularragoak aurkezten dituzte.



2.15. Irudia OKBBGtik ateratako EKG adibideak (FB ezkerrean, PGAE eskuinean)

3. Helburuak/Irispena

3.1. Helburu nagusia

Proiektu honen helburu nagusia ML teknika berriztatzaileetan oinarritutako FB detektatzeko metodoa sortzea da. Metodo hau publikoa izango da, kongresu zientifikoetan aurkeztuko delako eta edozeinek erreproduzitu ahal izango duelako. Gainera, FB detektorea OKBBG episodioak erabiliz garatuko da. Horrek literatura zientifikoan aurki daitezkeen FB detektoreekin alderatuz, abantaila bat suposatzen du. Detektore gehienek garapenean, Holter gailuetatik ateratako EKGak dituzten datu-base publikoak erabiltzen dira eta frogatu denez, OKBBGetan erregistratzen diren EKGen oso desberdinak izan daitezke (ikusi 2.3. azpiatala). Beraz, proiektu honetan garatuko den FB detektorea OKBBG episodioetan erabiltzeko egokিতuta egongo da.

3.2. Helburu partzialak

Aipatu berri den helburu nagusira heltzeko, hurrengo helburu partzialak lortzea beharrezkoa izango da:

- OHCA datu-basearen lorpena eta mozketa

Proiektu honetako datu-basearen sorkuntzan erabilitako datuak 2013 eta 2014 urteen bitartean Portland-eko (Amerikako Estatu Batuak) *Tualatin Valley Fire and Rescue* (TVF&R) sorospen eta erreskate taldeak erregistratutako OKBBG episodio multzoak izango dira. Erregistro horietatik 10 s-ko mozketak egingo dira, erritmoen analisirako tarteekin bat etorriko direnak, hau da, BBB interferentziarik gabeko tarteak.

- Erritmoen anotazioa

OKBBG erregistroetatik ateratako segmentu bakoitzaren EKGaren azterketa egiteko zenbait medikuren parte-hartzea behar da. Medikuen talde bateko mediku bakoitzak independenteki 10 s-ko segmentuen erritmoa aztertu eta erritmoa desfibrilagarri edo ez-desfibrilagarri bezala sailkatuko ditu.

Ondoren, medikuek independenteki egindako anotazio horiekin, segmentu bakoitzarentzat erreferentzia anotazio (gold estandarra deiturikoa) bat sortuko da, desfibrilagarria ala ez-desfibrilagarria, gehiengoa duena. Gold estandarraren kontra

konparatuko dira proiektuan garatutako FB detektoretik lortutako shock/ez-shock erabakiak.

- EKG prozesaketa eta ezaugarrien erauzketa

EKG bakoitzarekin lan egiteko, lehenik hauen prozesaketa burutzea beharrezkoa izango da. Horretarako, EKG segmentu bakoitzeko seinaleari anplitudearen osagai jarraitua kenduko zaio. Ondoren, segmentu bakoitza banda pasa iragazki batetik pasatuko da, behe eta goi maiztasuneko zarata kentzeko. Ohiko iragazkiekin erabilitako ebaketa maiztasunak (1-30 Hz) erabiliko dira laneko datu-baseko segmentuekin ere.

Prozesaketa egin ostean, segmentu bakoitzaren ezaugarrien erauzketa egin behar da. Horretarako EKG bakoitzetik zenbait ezaugarri aterako dira erritmo desfibrilagarri eta ez-desfibrilagarriak diskriminatuzeko gaitasun handia dutenak.

4. Onurak

Proiektu honek hainbat onura ekarriko ditu arlo ezberdinetan, arlo horiek soziala, teknikoa, ekonomikoa eta zientifikoa izanik.

4.1. Onura sozialak

Proiektu honek FB detektore ahalik eta zehatzena garatzea du helburu. Detektoreak, ABEk ezartzen dituen detekzio errekerimenduak ($Se > \%90$ eta $Sp > \%95$) beteko balitu, inplementagarria izango litzateke edozein enpresarentzat, detektorearen xhetasunak argitaratuak izango liratekeelako kongresu zientifikoetan.

Hortaz, desfibriladoreak garatu eta saldu nahi dituzten enpresa berriek eskuragarri izango lukete FB detektore bat euren ekipoetan inplementatu ahal izateko. Bestalde, gaur egun desfibriladoreak saltzen dituzten enpresek, proiektu honetan garatutako FB detektorearen errendimendua euren detektoreen errendimenduekin konpara zezaketen, eta zehaztasun hobea duena euren ekipoetan barneratu.

Hori horrela izanda, desfibriladore gehiago eta zehaztasun handikoak egongo lirateke merkatuan eta erabiltzeko prest. Horrek BBGaren tratamendu optimoago bat, erritmo analisi zehatzagoa eta desfibrilazio azkarragoa eragingo luke, eta ondorioz, biziraupen probabilitatearen igoera.

4.2. Onura teknikoak

Onura teknikoak proiektuaren garapenean zehar egindako lanean oinarritzen dira, hau da, ekarpen garrantzitsuenak garatutako tresnak, algoritmoak eta erabilitako baliabideak dira.

Sortutako datu-basea eta horrekin egindako mozketak erabilgarriak izan daitezke gerora egin daitezkeen ikasketa edo azterlanak aurrera eramateko BioRes (Bioengineering and Resuscitation Group) ikerkuntza taldearen partetik.

OKBBG episodioetaz baliatuz FB detektatzeko garatutako metodoa eta erabilitako algoritmoak, funtzioak eta interfaze grafikoak publikoak izango dira eta BBGaren tratamendua optimizatzeko lagungarriak izan daitezke etorkizunean.

4.3. Onura ekonomikoak

Proiektu hau ikerkuntza lan bat denez, helburua ez da inolako etekin ekonomikorik lortzea. Hala ere, proiektuan zehar garatutako FB detektorea publikoa izango denez, edozein enpresak metodoa beraien KDAetan inplementa dezake. Ondorioz, beraien ekipo berriak sortu eta saltzen badituzte, horrek etekin ekonomiko nabarmena ekar dezake enpresa askorentzat.

4.4. Onura zientifikoak

Proiektu honen onura nagusia zientifikoa da, izan ere, hemendik lortutako emaitzak eta ondorioak kongresuetara eramango dira aurkeztuak izateko, eta ahal izanez gero, inpaktuzko indize handia duten aldizkari zientifikoetan izango dira argitaratuak.

Gorago aipatutako BioRes ikerketa taldeak UPV/EHUn seinale medikuen prozesaketaren inguruan egiten du lan. Proiektu honek aipatutako ikerketa arloan ekarpenak egin ditzake eta ikerketa taldearen helburua den seinaleen prozesaketa bidezko BBG tratamenduaren optimizazioan lagun dezake.

Horrez gain, proiektu honetan garatutako FB detektorea KDA komertzialeko FB detektoreekin konparatuko da, eta ML teknikak hobekuntza sartzen dutela frogatzen bada, zientifikoki ikerkuntza lan honen ekarpena nabarmena izango litzateke eta horrek enpresek euren FB detektoreak eguneratzea eragin dezake, zehaztasuna handituz.

5. Metodologia

Proiektuan zehar jarraitutako metodologia, 5.1. Irudian ikus daitekeen bezala, hiru fasetan banatzen da:

1. Laneko datu-basearen sorrera eta erritmoen anotazioa.
2. EKG segmentuen prozesamendua eta haien uhin formaren ezaugarrien kalkulua.
3. Fibrilazio bentrikularra detektatzeko algoritmoaren garapena.



5.1. Irudia Proiektuaren faseak

5.1. Datu-basearen sorrera

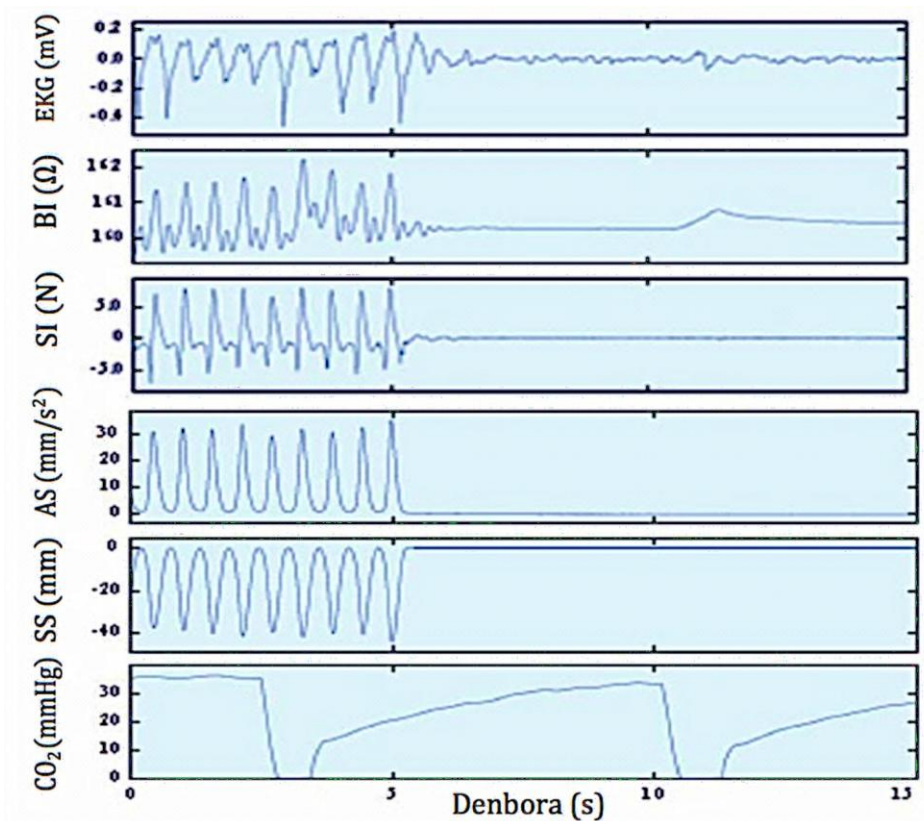
5.1.1. Jatorrizko datu-basea

Lehenik eta behin, laneko datu-base bat definitu beharra zegoen, eta horretarako 238 OKBBG episodioko multzo bat erabili zen, bat paziente bakoitzeko. Episodio hauek Philips HeartStart MRx (*CPR-meter*-arekin batera, azelerometro bat eta indar-sentsore baten bitartez osaturiko BBBrako laguntza gailua) monitore/desfibriladore baten bitartez erregistratu zituen 2013 eta 2014 urteen bitartean Tualatin Valley Fire & Rescue (TVF&R, Portland, Oregon, Amerikako Estatu Batuak) erreskatatzaile agentziak. Agentzia hau laguntza medikua eskaintzen duten paramediku-suhiltzaileez dago osaturik. Episodio hauek Erik Alonso irakasle-doktoreak lortu zituen Oregon Health & Science University-an (OHSU) egindako ikerkuntza egonaldian 2014. urtean, Mohamud Daya medikuaren gainbegiratzepan. Mohamud Daya OHSUko larrialdietako sailean ikerkuntza-bekak ematen dituen taldeko zuzendaria da. Horrez gain, TVF&R agentziaren eta Resuscitation Outcome Consortium-aren arteko lotura da, azken hau Estatu Batuetan OKBBGan ikertzeko helburua duen partzuergo handia da.

Jatorrizko datu-baseak berpizte episodio bakoitzari buruzko informazio klinikoa izateaz gain, episodioetan zehar monitorizatutako seinale biomedikuak ere badauzka. Berpizte episodio bakoitzari lotutako hurrengo sei seinaleak gorde ziren desfibriladorearen memorian.

- **EKG.** Desfibrilazio partxeen bitartez erregistratutako elektrokardiografia seinalea. 250 Hz-ko laginketa-maiztasuna erabiliz erregistratu zen eta 0,9-50 Hz-ko banda-zabalerara du.
- **BI.** Bularraldeko-inpedantzia seinalea da. Desfibrilazio partxeen bitartez erregistratzen da, 3 mA eta 32 kHz-eko korrante elektriko bat aplikatuz eta partxeen arteko tentsio diferentzia neurtuz eta Ohm-en legea aplikatuz inpedantzia balioa lortzeko. 200 Hz-eko laginketa-maiztasunarekin eta 0-80 Hz-ko banda zabalerarekin erregistratua izan zen.
- **Sakaden indarra (SI).** 0-50 Hz-eko banda zabalerako eta 100 Hz-ko laginketa-maiztasuneko indar-sentsorearen kontra egindako presiotik ateratako seinalea.
- **Azelerazio seinalea (AS).** 0-50 Hz-eko banda zabalerako eta 100 Hz-ko laginketa-maiztasuneko azelerometroan erregistratutako seinalea.
- **SS.** Sakaden sakontasun seinalea, 50 Hz-tan erregistratutako BBBean zehar erabilitako laguntza gailuak erregistratutako azelerazio eta indar seinaleetatik abiatuz kalkulaturakoa.
- **CO₂ seinalea.** CO₂ sentsore baten bitartez erregistratutako kapnografia seinalea. Kapnografia seinalea kanporatutako airean kontzentratutako CO₂ kantitatearen adierazpen grafiko jarraitua da.

5.2. Irudiari erreparatuz gero, episodio bateko 15 segunduko tarte bateko sei seinaleak ikusten dira, sakadak 0 eta 5 segunduen artean ikusten direlarik.

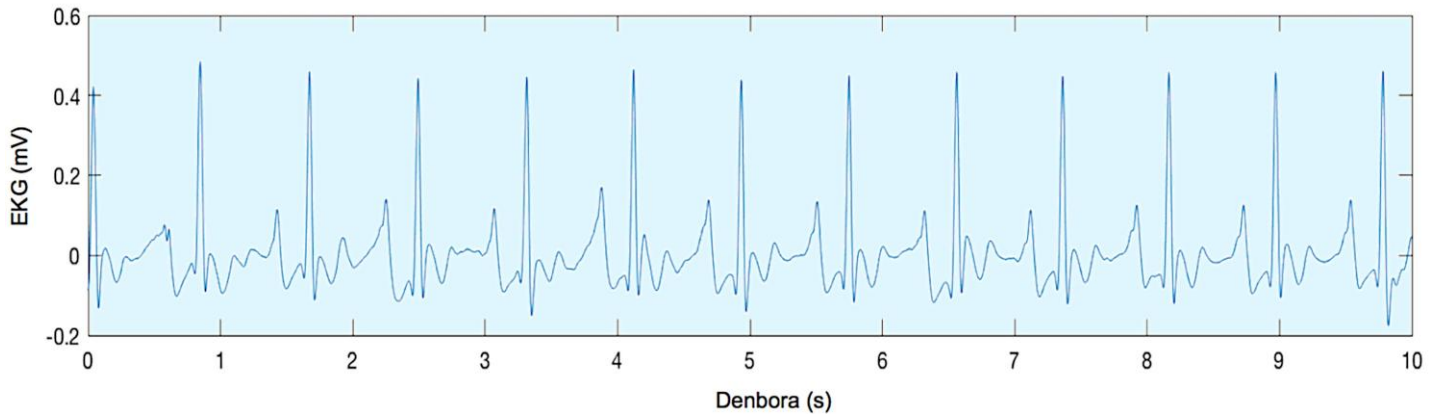


5.2. Irudia TVF&R erregistroko episodio baten segmentua. Goitik behera: EKG, BI, SI, AS, SS eta CO₂

5.1.2. Laneko datu-basea

Atal honetan, proiektuan zehar erabiliko den datu-basea sortzeko erabili ziren irizpideak eta sortutako datu-basearen ezaugarriak deskribatzen dira.

Gure proiektuan interesatzen zitzaizkigun segmentuak BBB interferentzia gabeko tarte garbiak ziren. Tarte horiek KDAek erritmoaren analisirako erabilitakoak izan behar ziren, eta 10 segunduko iraupeneko mozketak bilatu ziren. Ondorioz, gure laneko datu-baserako 819 EKG segmentu lortu ziren. Adibidez, 5.3. Irudiari erreparatuz gero, laneko datu-basean erabilitako segmentu bat ikus daiteke, irizpideetan deskribatutako patroia jarraitzen duelarik, BBB interferentziarik gabeko 10 segunduko tarte garbi bat, KDAk erritmo analisi tartean erabilitakoa.



5.3. Irudia Laneko datu-baseko 10 s-ko segmentu adibidea

Larrialdietako lau medikuk EKG segmentuetan aztertutako erritmoak sailkatu zituzten, FB edo TB bezala erritmo desfibrilagarrietan, eta AS edo EA bezala erritmo ez desfibrilagarrietan. Erritmoa erabakirik gabe (EG) geratu ahal zen honako kasuetako bat aurkezten bazuen:

- I. Bitarteko erritmo bat non ez dagoen shock/ez-shock gomendio argi bat.
- II. Erritmo aldaketa bat ematen denean EKG segmentuetan.
- III. Desfibrilazio partxeen mugimenduen ondorioz sortutako interferentzia handiak egonez gero.

EKG segmentuak mediku bakoitzari independenteki eskainiak izan ziren, euren artean ausaz desordenaturik segmentuen artean inolako erlaziorik ez aurkitzeko asmoarekin. Anotazioak ingelesez eginak daude, 5.1. Taulan laburbiltzen direlarik.

Anotazioa		Esanahia	
Ingelesez	Euskaraz	Ingelesez	Euskaraz
VF	FB	Ventricular Fibrillation	Fibrilazio Bentrrikularra
VT	TB	Ventricular Tachycardia	Takikardia Bentrrikularra
AS	AS	Asystole	Asistolia
OR	EA	Organized Rhythm	Erritmo Antolatua
UN	EG	Undecided	Erabaki Gabekoa

5.1. Taula Erritmoen anotazioak eta esanahiak

5.2. Taulan ikus daitezke lau medikuek egindako erritmoen sailkapenak 10 s-ko EKG segmentu bakoitzarentzat. Bertan, anotazio taula bat ikus daiteke, non lerro bakoitza EKG segmentu bati dagokion eta zutabe bakoitza mediku bati.

	Reviewer 1	Reviewer 2	Reviewer 3	Reviewer 4
1	'UN'	'UN'	'OR'	'OR'
2	'VF'	'VF'	'VT'	'VF'
3	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
4	'AS'	'AS'	'AS'	'AS'
5	'AS'	'AS'	'AS'	'AS'
6	'AS'	'AS'	'AS'	'AS'
7	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
8	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
9	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
10	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
11	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
12	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
13	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
14	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
15	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
16	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
17	'VF'	'VF'	'VF'	'VF'
18	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'
19	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'

5.2. Taula Lau medikuen anotazioak ingelesez

Shock/ez-shock diagnosi egoki bat burutzeko, lau medikuek EKG segmentu bakoitzean egindako erritmoaren anotazioetatik, gutxienez hiru (anotazioen %75a) bat etorri behar ziren diagnostikoan adostasun bat lortzeko eta diagnostiko hori segmentuaren gold estandar (erreferentzia-anotazioa) bezala hartzeko. Anotatutako 819 segmentu horietatik, bazeuden batzuk baldintza hori betetzen ez zutenak, eta hortaz, laneko datu-basetik kanpo gelditu ziren. Gold estandarraren kontra konparatuko ziren proiektuan garatutako FB detektoretik lortutako shock/ez-shock erabakiak.

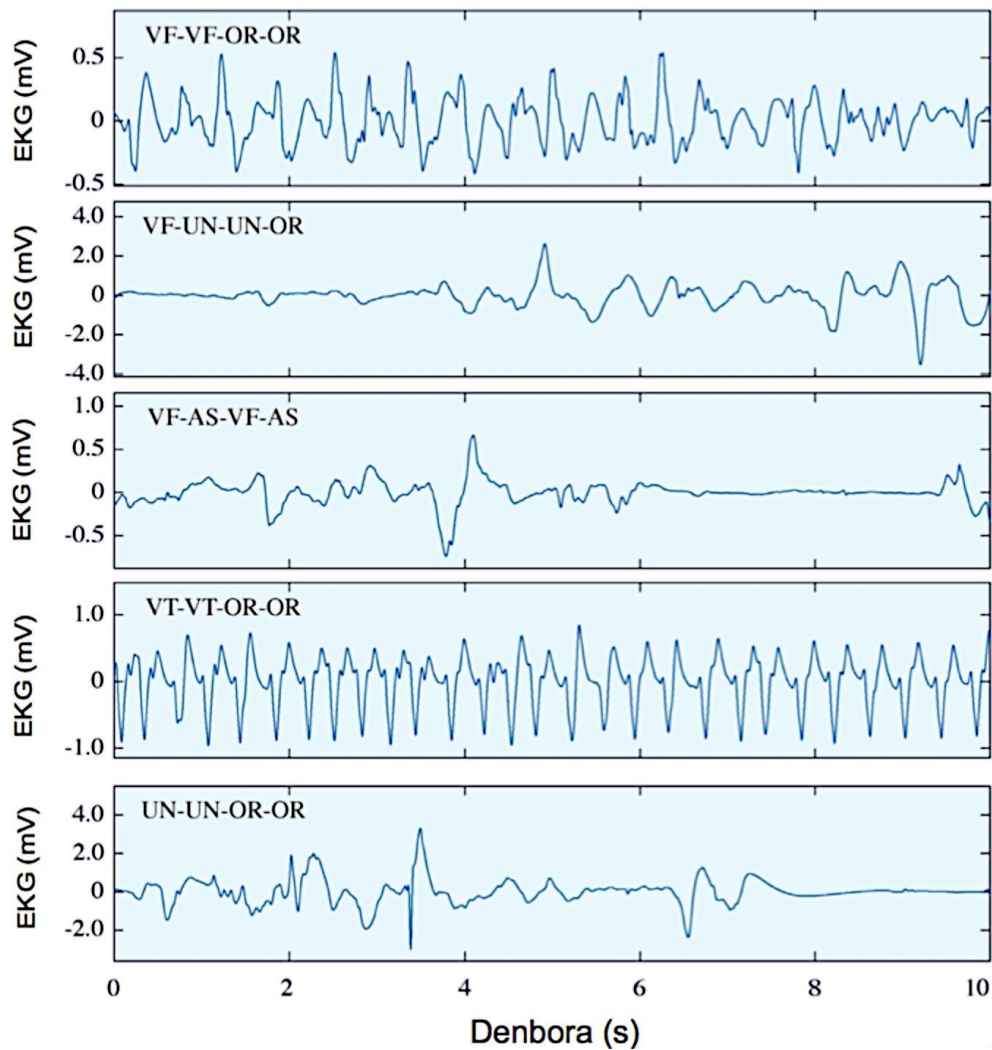
5.3. Taulan laneko datu-baseko adibide batzuk ikus daitezke. Bertan, hainbat anotazio multzok betetzen zuten aipatutako baldintza, baina bazeuden zenbait kasu non ez zen betetzen. Kasu horiek gorriz inguratuta daude. 89. anotazio multzoan, bi AS erritmo eta bi EA erritmo izan ziren anotatuak, hau da, biak erritmo ez-desfibrilagarriak, hortaz gold estandarra (ez-shock, hain zuzen ere) finkatzea posiblea izan zen. Beste alde batetik, 94. eta 95. anotazio multzoetan aldiz, bi FB erritmo eta bi EA erritmo izan ziren anotatuak, beraz, lau erritmotik bi desfibrilagarriak eta beste bi ez-desfibrilagarriak zirenez eta %75eko adostasun baldintza betetzen ez zenez, segmentu horietan gold estandarra ezin izan zen finkatu eta beraz, segmentuak laneko datu-basetik

kanporatuak izan ziren. 96. segmentuaren kasuan, bi EG erritmo daudenez, ez da betetzen adostasun baldintza nahiz eta beste bi erritmoak ez-desfibrilagarri bezala anotatuak zeuden, hortaz, segmentu horretan ere gold estandarra ezin izan zen finkatu eta beraz, segmentua laneko datu-basetik kanporatua izan zen.

	Reviewer 1	Reviewer 2	Reviewer 3	Reviewer 4	Gold standard
78	'VF'	'VT'	'VT'	'VT'	'S'
79	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
80	'VF'	'VF'	'VF'	'VF'	'S'
81	'VF'	'VF'	'VT'	'VF'	'S'
82	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
83	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
84	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
85	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
86	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
87	'OR'	'AS'	'AS'	'AS'	'NS'
88	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
89	'AS'	'AS'	'OR'	'OR'	'NS'
90	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
91	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
92	'AS'	'AS'	'AS'	'AS'	'NS'
93	'OR'	'OR'	'OR'	'OR'	'NS'
94	'VF'	'VF'	'OR'	'OR'	'-'
95	'VF'	'VF'	'OR'	'OR'	'-'
96	'UN'	'UN'	'OR'	'OR'	'-'

5.3. Taula Anotazio multzoen adibideak

Jatorrizko 819 segmentuetatik 64 kanporatu ziren laneko datu-basetik, gold estandarra ezin izan zelako finkatu. Hortaz, guztira 755 segmentu geratu ziren laneko datu-basean. 5.4. Irudian ikus daitezke kanporatuak izan diren segmentu batzuen adibideak, berrikusle medikuen anotazioak ikus daitezke grafika bakoitzaren barruan, goikaldean ezkerrean.



5.4. Irudia Laneko atu-basetik kanporatu ziren segmentuen adibideak

Ondoren, FB detekzioari buruzko lanetan ohiko den bezala, AS erritmoak laneko datu-basetik kanporatuak izan ziren. Izan ere, KDA komertzialetako SGAetan normalean, AS erritmoak shock/ez-shock erabakia hartu baino lehen sailkatzen dira EKG seinalearen anplitude edo potentzian oinarrituako algoritmo sinpleak erabiliz [43]. Beraz, anotazio multzo bakoitzean bi, hiru edo lau 'AS' anotazio egonez gero, segmentu horeki kanporatuak izan ziren. Gainera, 'AS' anotazio bakarra egonez gero, gainontzeko hiru anotazioak 'EA' izan behar ziren segmentua laneko datu-basean mantzentzeko. Hau da,

'AS' 'UN' 'OR' 'OR'

'VF' 'AS' 'OR' 'OR'

anotaziodun segmentuak kanporatuak izan ziren gold estandar sendoa lortzeko asmoz.

Laneko datu-basean geratzen ziren 755 segmentuetatik, beste 159 izan ziren kanporatuak eta beraz, laneko datu-basea 596 segmentuz osaturik geratu zen, 144 erritmo desfibrilagarri eta 452 erritmo ez-desfibrilagarriekin. Laneko datu-baseko segmentuetako bakoitzak zenbait eremu ditu:

- **name:** segmentuaren izena. Bertan, TVF&R agentzia, paziente identifikatzailea eta paziente horren segmentu zenbakia agertzen dira.
- **ECG:** segmentu bakoitzaren EKG seinalea.
- **fs_ecg:** EKG seinalearen laginketa-maiztasuna.
- **Info:** segmentuari buruzko informazioa dakar. Bertan, BBG gertaeraren data eta ordua finkatzen dira, segmentuaren hasiera eta amaiera denborak, eta erabilitako desfibriladorearen izena eta modelo.
- **GS:** lau medikuen anotazioekin lortutako erreferentzia anotazioa edo gorago aipatutako gold estandarra, erritmo ez-desfibrilagarria (0) edo erritmo desfibrilagarria (1). Parametro honen aurka ebaluatuko dira proiektu honetan garatutako FB detektorearen shock/ez-shock erabakiak.
- **SAA:** *Reanibex R-series* desfibriladoreetako (Bexen Cardio, Ermua, Espainia) SGAREN offline bertsioak EKG seinalea aztertzerakoan egindako shock (1)/ez-shock (0) diagnostikoa.
- **rhythms:** lau medikuek anotatutako erritmoak segmentu bakoitzarentzat (FB, TB, AS, EA edo EG).

5.5. Irudian laneko datu-baseko segmentuak eta aipatu berri diren eremuak ikus daitezke.

1x596 struct with 7 fields

F...	name	ECG	fs_ecg	Info	GS	SAA	rhythms
1	'TVFR2013_100_1_L'	1x2265 double	250	1x1 struct	1	1	1x4 cell
2	'TVFR2013_100_2_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
3	'TVFR2013_100_6_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
4	'TVFR2013_100_7_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
5	'TVFR2013_101_1_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
6	'TVFR2013_102_1_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
7	'TVFR2013_102_2_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
8	'TVFR2013_102_3_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
9	'TVFR2013_103_1_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
10	'TVFR2013_103_2_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
11	'TVFR2013_103_3_L'	1x2500 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
12	'TVFR2013_103_4_L'	1x2225 double	250	1x1 struct	0	0	1x4 cell
13	'TVFR2013_104_1_L'	1x2000 double	250	1x1 struct	1	1	1x4 cell

5.5. Irudia Laneko datu-baseko segmentuak eta euren eremuak

5.2. Seinalearen prozesaketa eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa

Atal honetan, EKG seinalearekin lan egin zen. Honen prozesaketa eta uhin formaren ezaugarrien erauzketa burutu zen. Ezaugarri horiek dira, hain zuzen, erabiliak izan direnak FB detektoreak erritmo desfibrilagarri eta ez-desfibrilagarrien diskriminazioa egin zezan.

5.2.1. EKG seinalearen prozesaketa

Laneko datu-baseko EKG seinale guztiak prozesatuak izan ziren ondorengo prozesua jarraituz, eta \hat{x}_{ekg} lortuz:

1. **Batezbestekoaren ezabatzea:** Pausu honetan EKG seinale bakoitzari bere osagai jarraitua kentzen zaio, seinalearen puntu bakoitza bere batezbesteko balioagatik kenduz.
2. **5. mailako batezbesteko mugikorraren iragazkia:** Iragazki hau FIR (Finite Impulse Response) behe pasa iragazki bat da, seinalearen leuntasuna lortzea ahalbidetzen duena. Sarrera parametro bezala bost lagin hartzen ditu batera

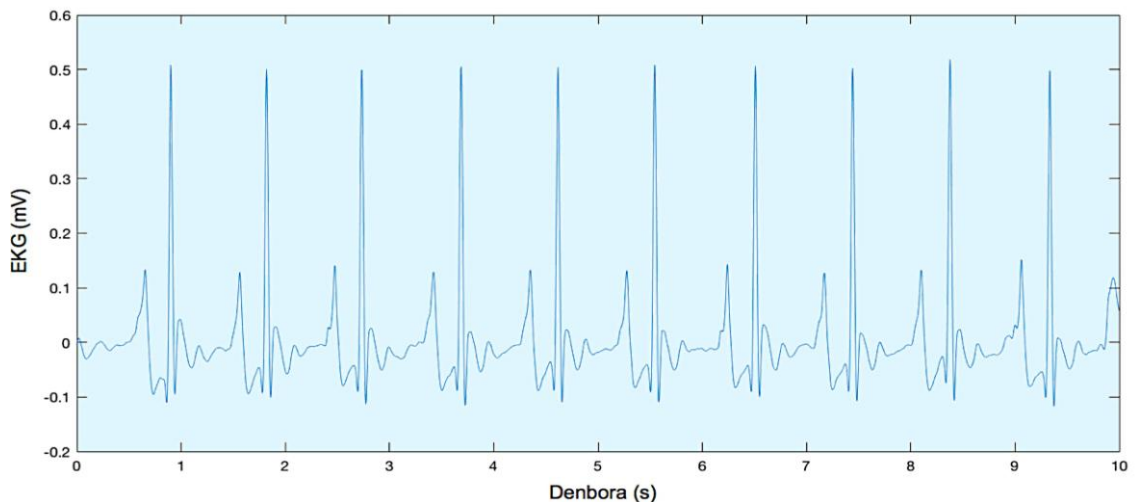
eta horien batezbestekoa kalkulatu du irteerako puntu bakar bat ateraz. Nahi ez den osagai zaratsua eta trantsizio zorrotzak ezabatzeko baliagarria da. Iragazki honek honako diferentzia ekuazioa jarraitzen du:

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

non b koefiziente guztiak $1/5$ diren.

3. **Goi pasa iragazkia:** Lehenengo ordenako goi pasa Butterworth iragazkia aplikatzen zaio seinaleari, 1 Hz-ko ebaketa maiztasunarekin. Iragazki honi esker, maiztasun baxuetako zarata eta seinalearen osagai jarraitua kentzen dira.
4. **Behe pasa iragazkia:** bigarren ordenako behe pasa Butterworth iragazkia aplikatzen zaio seinaleari, 30 Hz-ko ebaketa maiztasunarekin. Iragazki honi esker, maiztasun altuko zarata ezabatzen da.

5.6. Irudian proiektuan erabilitako eta prozesatuta dagoen EKG seinale baten adibidea ikus daiteke.



5.6. Irudia Laneko datu-baseko prozesatutako EKG segmentu baten adibidea

5.2.2. Uhin formaren ezaugarrien erauzketa

Atal honetan, prozesatutako EKG segmentu guztietatik zenbait ezaugarri kalkulatu dira, FB detektoreak oinarritzat hartzen dituenak shock/ez-shock diskriminazioa egin ahal izateko. Guztira zazpi dira kalkulaturako ezaugarriak:

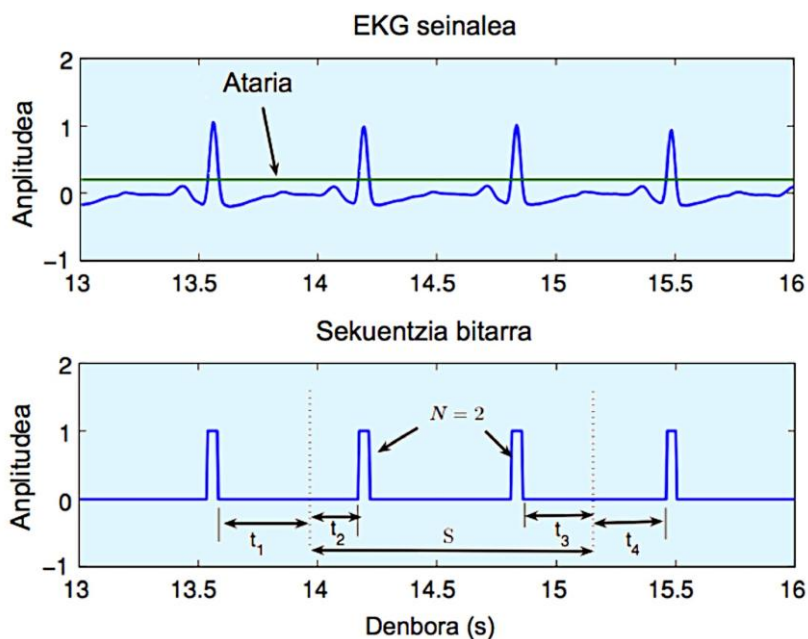
- Denboraren domeinuan: atari zeharkatze tartea (AZT) [48], x_1 , x_2 [49], bCP [50] eta bWT [50]. Hauek EKGaren anplitudea, malda, laginen banaketa eta bihotz-maiztasuna ezaugarritzen dute.
- Maiztasunaren domeinuan: bW [50]. EKGaren espektroa ezaugarritzeko.
- EKGaren konplexutasuna ezaugarritzeko laginketa entropia (LE) [51] kalkulatu da.

- **AZT**

AZT kalkulatzeko, lehendabizi seinale bitar bat sortzen da, atalase baten gainetik edo azpitik dagoen EKG seinalearen posizioaren arabera. 5.10. Irudiak prozedura hau erakusten du. Atariko balioa seinalearen balio maximoaren %20an finkatzen da 1s-ko S segmentu bakoitzerako (ikusi 5.9. Irudia). Datuen ondorengo analisia ondoz-ondoko 1 s-ko tarteetan burutzen da. Tarte bakoitzean, EKG seinaleak ataria behin edo behin baino gehiagotan zeharkatu dezake, eta pultsu erresultanteak zenbatzen dira. Honen ostean, AZTa kalkulatu da, 1 s-ko tarte bakoitzerako, ondorengo formula erabiliz [48]:

$$AZT = \frac{1000}{(N - 1) + \frac{t_2}{t_1 + t_2} + \frac{t_3}{t_3 + t_4}} \text{ (ms)}$$

AZTaren formularen, N S tarteetan ematen diren pultsuen kopurua da, t_1 S-ren hasieratik aurreko pultsuaren ertz behekorerrainoko denbora tartea, t_2 S-ren hasieratik hurrengo pultsuaren hasierarainoko denbora tartea, t_3 azken pultsuaren amaieratik S-ren amaierarainoko denbora tartea, eta t_4 S-ren amaieratik hurrengo pultsuaren ertz gorakorerrainoko denbora tartea (Ikusi 5.7. Irudia).



5.7. Irudia EKG seinaletik sortutako sekuentzia bitarra AZT algoritmoa erabiliz

AZTaren jatorrizko algoritmoak 1 s-ko segmentuekin lan egiten du. 3 s-ko episodio bat biltzen du. Lehenengo segundoa eta hirugarren segundoa t_1 eta t_4 zehazteko erabiltzen dira. Bigarren segundoa AZTaren balioa zehazten du. AZTaren balioan oinarriturik, algoritmoak erritmo desfibrilagarriak ez-desfibrilagarrietatik bereizten ditu. 3 s-ko leiho bakoitzeko AZT balio bat lortzen da, baina gure seinaleak 10 s-koak direnez, 3 s-ko 3 leiho aztertzen ditugu, eta beraz, 3 AZT balio lortzen ditugu EKG segmentu bakoitzeko. Hortaz, gure 10 s-ko segmentuaren AZT balioa, kalkulatu ditugun 3 balio ezberdin horien batezbestekoa da.

- **x1 eta x2**

x_1 eta x_2 ere denboraren domeinuko parametroak dira. Hauek kalkulatzeko lehenengo, prozesatutako EKGaren, \hat{x}_{ekg} , lehen diferentziaren (bere malda) karratuaren batezbesteko mugikorra kalkulatu da $x_d(n)$ hurrengo formula aplikatuz:

$$x_d(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} (\hat{x}_{ekg}(n-k) - \hat{x}_{ekg}(n-k-1))^2$$

non N 100 ms-ko tarte batean dagoen lagin kopurua den.

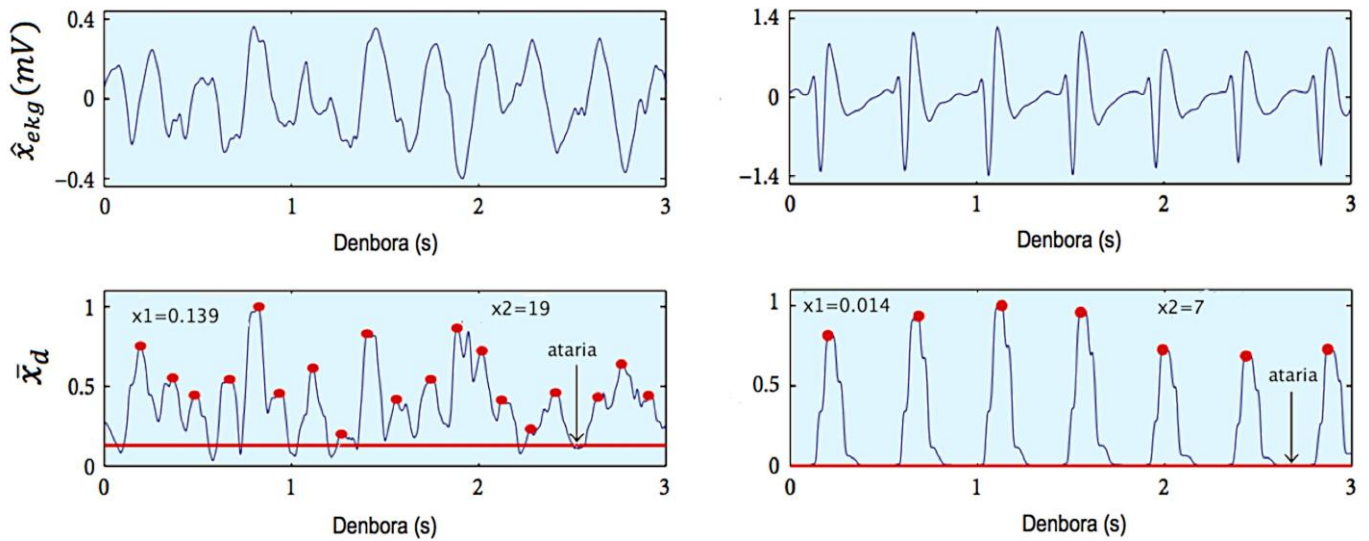
Ondoren, anplitude maximoa 1 izan dadin normalizatzen da, $\bar{x}_d(n)$ lortuz:

$$\bar{x}_d(n) = \frac{x_d(n)}{\max\{x_d\}}$$

EA erritmoetan $\bar{x}_d(n)$ handia da bakarrik QRS konplexuen inguruan eta hortik kanpo oso txikia. Ostera, FB erritmoetan $\bar{x}_d(n)$ -ren balioak modu uniformeago batean antolatzen dira eta piku gehiago aurkezten dituzte. Bi ezaugarri kalkulatu dira desberdintasun hauek neurtzeko [49]:

- i. x1: maldaren balioak balio txikien inguruan zein neurritan kontzentratuta dauden kuantifikatzen duen parametroa, $\bar{x}_d(n)$ -ren 10. pertzentilaren balioa da.
- ii. x2: $\bar{x}_d(n)$ -en finkatutako atari baten gainetik dagoen piku kopurua da.

5.8. Irudian ikus daitekeen bezala, x1 eta x2 parametroak kalkulatu dira prozesatutako bi EKG seinalerentzat. Goiko bi paneletan aurreprozesatutako EKG seinaleak agertzen dira eta behean $\bar{x}_d(n)$ seinaleak. Erritmo desfibrilagarriek (ezkerra) x1 eta x2-ren balio handiagoak (x1=0.139 eta x2=19) aurkezten dituzte erritmo ez-desfibrilagarriekin (eskuina) (x1=0.014 eta x2=7) konparatuz.



5.8. Irudia x_1 eta x_2 parametroen emaitzen adibideak. FB erritmoa ezkerrean eta EA eskuinean

- **bCP**

QRS konplexuetan zehar emandako EKGaren aldakuntza azkarrek EKGaren maldaren balio handiak sortzen dituzte. Lehenengo, prozesatutako EKGan, \hat{x}_{ekg} , lehen diferentziaren (maldaren) karratua kalkulatzen da eta anplitude maximoa 1 izan dadin normalizatzen da, $x_d(n)$ lortuz:

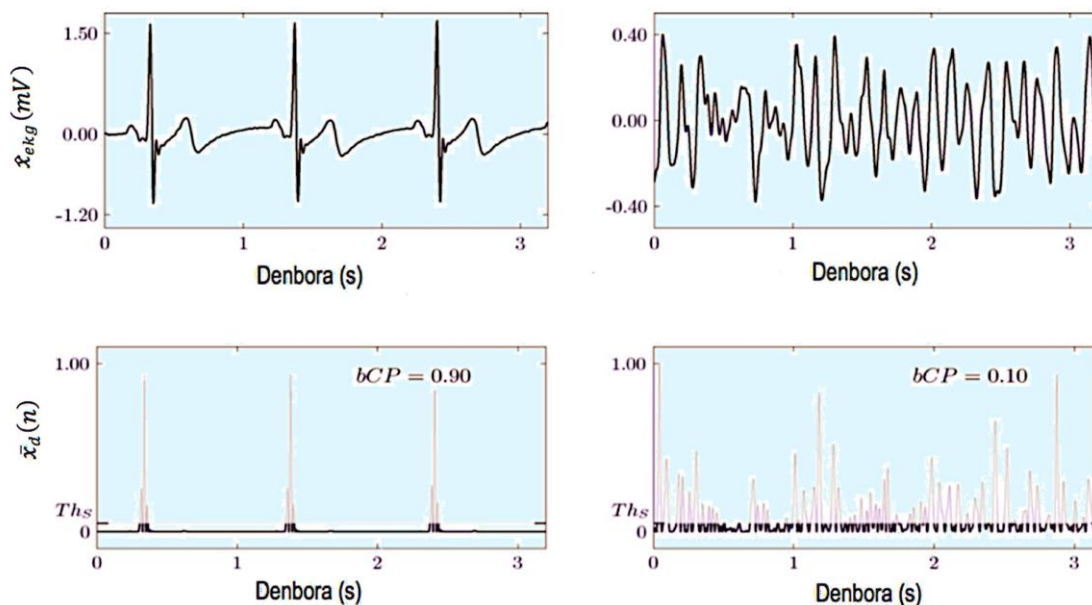
$$\bar{x}_d(n) = \frac{x_d(n)}{\max\{x_d\}}$$

Ondoren, bCP parametroa definitzen da, $\bar{x}_d(n)$ atalase (Th_s) baten azpitik dagoen denbora proportzioa bezala, edo atariaren azpitik dagoen laginen proportzioa bezala.

Th_s atalasearen balioa 0.0055 da, Irusta et al.-ek optimizatua 2012. Urtean [50]. Horrez gain, bCP parametroa EKG seinalearen 3.2 segunduko azpileihoak erabiliz kalkulatu da. 10 s-ko segmentuetan 3.2 s-ko 3 leiho aztertzen ditugu, eta beraz, 3 bCP balio lortzen ditugu EKG segmentu bakoitzeko. Hortaz, gure 10 s-ko segmentuaren bCP balioa, kalkulatu ditugun 3 balio ezberdin horien batezbestekoa da. Hona hemen bCP-aren formula:

$$bCP = \frac{t(\bar{x}_d(n) < Th_s)}{3.2}$$

5.9. Irudian ikus daitekeen bezala, bCP parametroa kalkulatu da prozesatutako bi EKG seinalerentzat. Goiko bi paneletan aurreprozesatutako EKG seinaleak agertzen dira, \hat{x}_{ekg} , eta behean, $\bar{x}_d(n)$. bCP-ren balioa altua da erritmo ez-desfibrilagarrientzat (bCP=0.90) (ezkerra), eta baxua erritmo desfibrilagarrientzat (bCP=0.10) (eskuina), hauek modu uniformean sakabanatutako maldak dituztelarik.



5.9. Irudia Maldaren domeinuko bCP parametroaren emaitzen adibideak. EA erritmoa ezkerrean eta FB eskuinean

- **bWT**

Erritmo ez-desfibrilagarria aurkezten duen EKG seinale baten uhin forma, oinarritzko lerro edo lerro isoelektrikoaren inguruan kontzentratzen da denbora tarte handi batean. Tarte hauek txikiagotu egiten dira bihotz-maiztasuna handitzen doan heinean. Bestalde, EKGak lerro isoelektrikoaren inguruan pasatutako denboraren proportzioa baxua da erritmo desfibrilagarrientzat bentrikuluen aktibitate azkarra dela eta. Ezaugarri hau ustiatzeko asmoz, bWT kalkulatu da. Horretarako, lehenik eta behin 6.5 eta 30 Hz artean iragazten da seinalea P eta T uhinen eragina kentzeko. Ondoren, prozesatutako EKG seinalea 1 anplitudera normalizatzen da, $\hat{x}_{ekg}(n)$ bere anplitude maximoaz zatituz, hurrengo formulaz ikus daitekeen bezalaxe:

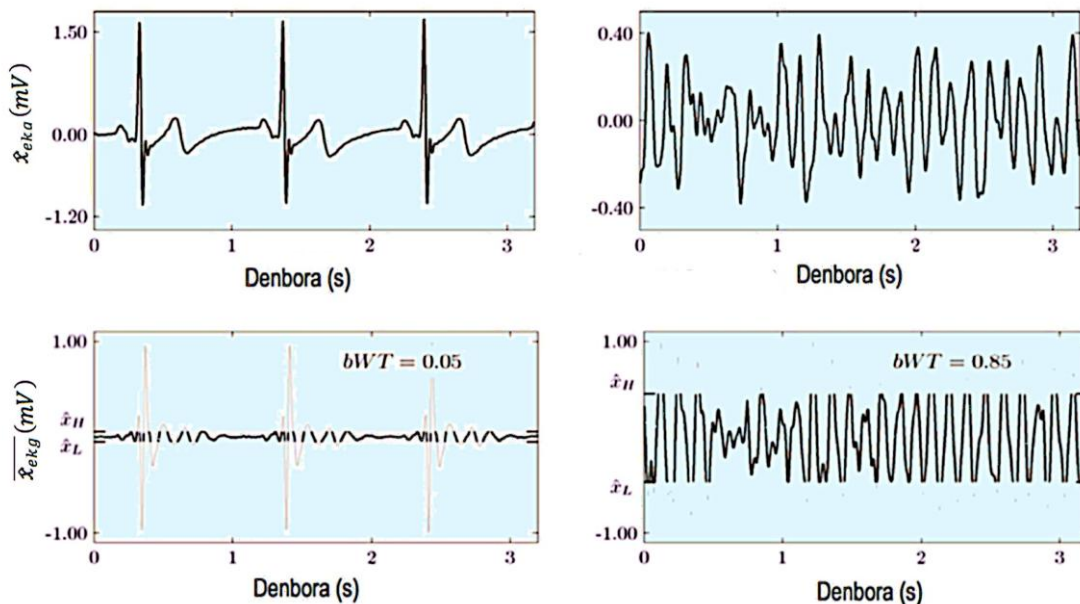
$$\overline{\hat{x}_{ekg}}(n) = \frac{\hat{x}_{ekg}(n)}{\max\{|\hat{x}_{ekg}|\}}$$

Horrela, bWT parametroa, $\overline{\hat{x}_{ekg}}(n)$ -ren lagin proportzio bat barne hartzen duen lerro isoelektrikoaren inguruko anplitude tartea bezala definitzen da, eta lerro isoelektrikoaren gaineko $\overline{\hat{x}_H}(n)$ eta azpiko $\overline{\hat{x}_L}(n)$ anplitudeen arteko kendura bezala kalkulatzen da:

$$bWT = \overline{\hat{x}_H}(n) - \overline{\hat{x}_L}(n)$$

bWT parametroa ere, EKG seinalearen 3.2 segunduko azpileihoak erabiliz kalkulatu da. 10 s-ko segmentuetan 3.2 s-ko 3 leiho aztertzen ditugu, eta beraz, 3 bWT balio lortzen ditugu EKG segmentu bakoitzeko. Hortaz, gure 10 s-ko segmentuaren bWT balioa, kalkulatu ditugun 3 balio ezberdin horien batezbestekoa da.

5.10. Irudian ikus daitekeen bezala, bWT parametroa kalkulatzen da prozesatutako bi EKG seinalerentzat. Goiko bi paneletan aurreprozesatutako EKG seinaleak agertzen dira, \hat{x}_{ekg} , eta behean, seinale horiek 1 anplitudera normalizatuak. bWT-ren balioa baxua da erritmo ez-desfibrilagarrientzat (bWT=0.05) (ezkerra), eta altua erritmo desfibrilagarrientzat (bWT=0.85) (eskuina).



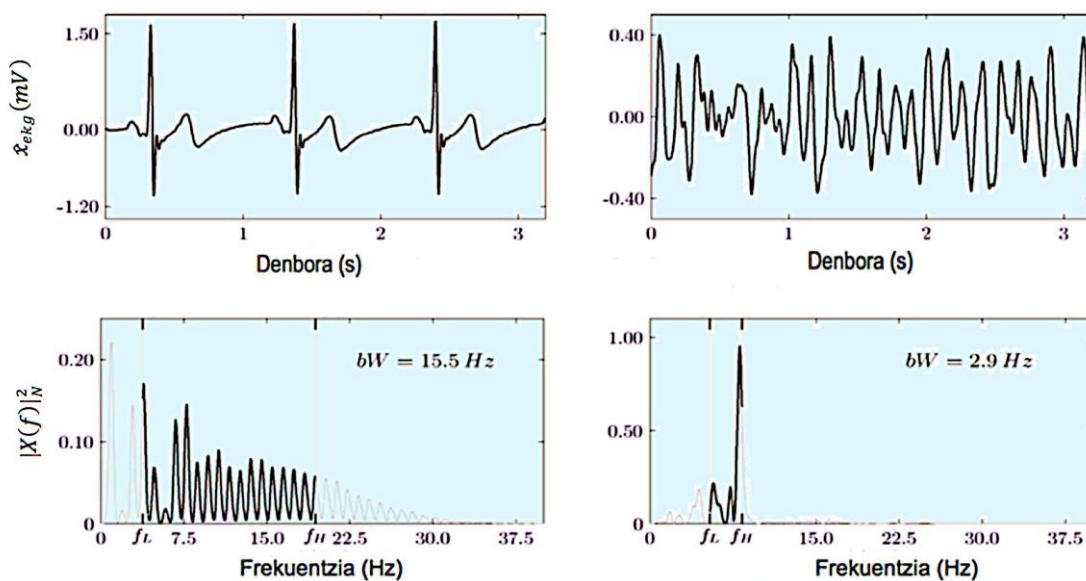
5.10. Irudia Denboraren domeinuko bWT parametroaren emaitzen adibideak. EA erritmoa ezkerrean eta FB eskuinean

- **bW**

Ondo definitutako QRS konplexuak dituzten EKG seinaleak banda zabaleko seinaleak dira, erritmo desfibrilagarriak banda estuko seinaleak direlarik. Ezaugarri hori ustiatzeko, lehendabizi, potentziaren banaketa maiztasunaren domeinuan $N=4096$ puntuko, FFT-aren (Fast Fourier Transform) magnitudearen karratua bezala estimatzen da, eta $(|X(f)|_N^2)$ kurbaren azpiko azalera unitatera normalizatzen da. Ondoren, potentzia totalaren %20a zein maiztasunetik behera kontzentratzen den (f_L) eta potentzia totalaren %80a zein maiztasunetik behera (f_H) kontzentratzen den kalkulatu da. Azkenik, bW parametroa EKGaren banda-zabalera bezala definitzen da, honako eran:

$$bW = f_H - f_L$$

5.11. Irudian ikus daitekeen bezala, bW parametroa kalkulatu da prozesatutako bi EKG seinalerentzat, non seinale bat erritmo ez-desfibrilagarri bati dagokion, eta bestea erritmo desfibrilagarri bati. Goiko bi paneletan aurreprozesatutako EKG seinaleak agertzen dira, \hat{x}_{ekg} , eta behean normalizatutako potentzia espektralaren banaketa $(|X(f)|_N^2)$. bW-ren balioa altua da erritmo ez-desfibrilagarrientzat ($bW=15.5$ Hz) (ezkerra), eta baxua erritmo desfibrilagarrientzat ($bW=2.9$ Hz) (eskuina).



5.11. Irudia Maiztasunaren domeinuko bW parametroaren emaitzen adibideak. EA erritmoa ezkerrean eta FB eskuinean

bW parametroa ere, EKG seinalearen 3.2 segunduko azpileihoak erabiliz kalkulatu da. 10 s-ko segmentuetan 3.2 s-ko 3 leiho aztertzen ditugu, eta beraz, 3 bW balio lortzen ditugu EKG segmentu bakoitzeko. Hortaz, gure 10 s-ko segmentuaren bW balioa, kalkulatu ditugun 3 balio ezberdin horien batezbestekoa da.

- **LE**

Entropia informazio berriaren sorkuntza tasa da. Pincus eta bere lankideek entropia hurbildua (EH) izeneko neurketa estatistikoa garatu zuten kaos eta analisi dinamiko ez-linealaren eremutik abiatuz [51]. $EH(m, r, N)$, probabilitate baldintzatuaren (PB) logaritmo nepertar negatiboa da:

$$EH = -\ln PB$$

PB hurrengo eran uler daiteke: N lagineko segmentu baten m luzeradun azpisegmentuak r tolerantziarekin errepikatzen badira, $m+1$ luzeradun azpisegmentuak ere neurri berdinean errepikatuko direlaren probabilitatea da. Zehazki, PB matematikoki hurrengo eran definitzen da [51]:

$$PB = \frac{1 + A}{1 + B}$$

non B parametroa, m luzeradun azpisegmentuen errepikapen kopurua den eta A parametroa, $m+1$ luzeradun azpisegmentuen errepikapen kopurua.

5.3. FB detektatzeko algoritmoa

Atal honetan FB detekziorako garatutako algoritmoaren nondik norakoak azaltzen dira, hau garatzeko jarraitutako prozedura sakonki deskribatuz. Aurreko atalean kalkulaturako EKGaren ezaugarriak Markoven eredu ezkutua (MEE) deituriko sailkatzaile bati pasatzen zaizkio, eta sailkatzaile hori izango da erabakiko duena ezaugarri horiek erritmo desfibrilagarri bati ala erritmo ez-desfibrilagarri bati dagozkion, hau da, shock/ez-shock erabakia hartuko du.

FB detektorea garatzeko hurrengo prozedura jarraitu izan da, zenbait urratsez osatua:

- i. Ezaugarri onenen aukeraketa, ondoren MEE sailkatzaile batek erabiliko dituenak shock/ez-shock erabakia zehaztasun handienaz emateko.
- ii. k -means azpitaldekatzearen edo clustering-aren erabilera ezaugarrien balio desberdin kopurua murrizteko, eta horrela, MEEak sailkatu behar dituen sekuentzia kopuruaren murrizpena ere lortuko da.
- iii. MEEaren optimizazioa.
- iv. MEEaren testeatzea edo ebaluaketa.

FB detektorearen algoritmoa 5.3.3 azpiatalean deskribatzen da, non FB detektorearen arkitektura, optimizazioa eta ebaluaketa azaltzen diren. Hala ere, prozedura hori ondo ulertzeko, nahitaezkoa da oinarritzko kontzeptu batzuk garatzea. Horregatik, lehenengo MEE sailkatzailearen deskribapen kontzeptuala ematen da, non MEEaren oinarriak azaltzen diren. Horrez gain, k -means clustering-aren edo taldekatzearen deskribapen kontzeptuala ere emango da, non erabiliko diren ezaugarrien balio desberdinen kopurua nola murriz daitekeen azalduko den.

5.3.1. Markoven eredu ezkutua

Markoven eredu ezkutua lengoia prozesaketaren ML teknika garrantzitsuenetariko bat da [52]. MEE bat hurrengo osagaiez osatzen da:

- $Q = q_1 q_2 \dots q_N$

N egoeradun multzo bat.

- $A = \begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & \dots & a_{nn} \end{bmatrix}$

A trantsizio-probabilitate matrize bat, a_{ij} bakoitzak egoeratik j egoerara joateko probabilitatea adierazten duelarik.

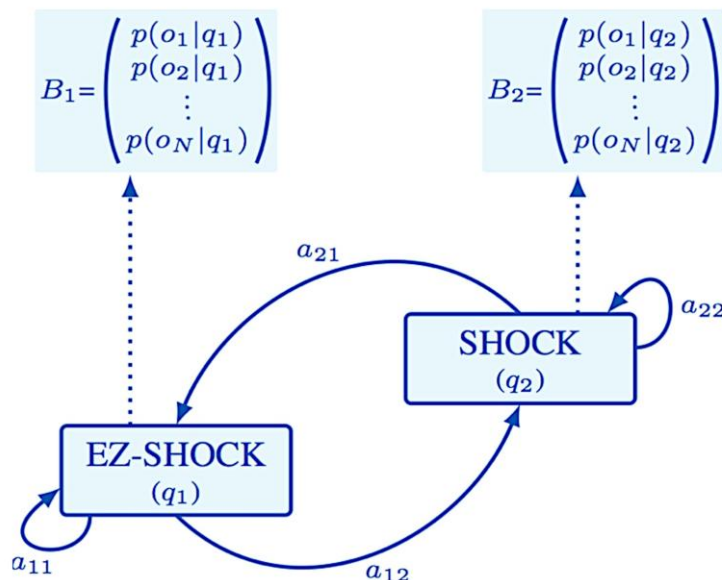
$$\sum_{j=1}^n a_{ij} = 1 \quad i = 1, 2, \dots, n$$

- $O = o_1 o_2 \dots o_T$
- $B = b_i(o_t)$

T behaketadun sekuentzia bat.

behaketen probabilitateen sekuentzia, baita ere emisio-probabilitateak deiturikoak. Bakoitzak o_t , behaketa bat i egoera batetik sortua izanaren probabilitatea adierazten du.

Shock/ez-shock erabakirako algoritmoa bi egoera ezkutuko multzodun MEE batean oinarriturik dago, $Q = \{q_1, q_2\}$, non q_1 eta q_2 -k shock eta ez-shock erabakiak adierazten dituztelarik, hurrenez hurren. 5.12. Irudiak gure MEE ereduaren arkitektura erakusten du, non $A \in M_{2 \times 2}$ trantsizio-probabilitate matrizeari dagokion, zeinetan a_{ij} elementu bakoitzak q_i egoera batetik q_j egoera batera joateko probabilitatea adierazten duen, $i = 1, 2$ izanik. $O = \{o_1, o_2 \dots o_N\}$ -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. Hau da, B_1 -ek $p(o_n|q_1)$ probabilitate baldintzatuak barne hartzen ditu, hau da, q_1 (ez-shock) egoeratik o_n behaketa bat sortua izateko probabilitateak adierazten ditu. Era berean, B_2 -ek $p(o_n|q_2)$ probabilitate baldintzatuak barne hartzen ditu, hau da, q_2 (shock) egoeratik o_n behaketa bat sortua izateko probabilitateak adierazten ditu, non $n = 1, \dots, N$ den.



5.12. Irudia MEEan oinarritutako FB detekzio algoritmoaren arkitektura bi egoera ezkutuekin q_1 (ez-shock) eta q_2 (shock)

MEEaren shock/ez-shock erabakia aztertutako t . EKG segmentuarentzako egoera ezkutu probableena, q_i^t , aurkitzean datza. Erabaki hau hurrengo bi onarpenetan dago oinarrituta:

1. **Markoven onarpena:** $p(q_i^t | q_i^1 \dots q_i^{t-1}) = p(q_i^t | q_i^{t-1})$. Hau da, aztertutako t . EKG segmentuan q_i egoeran egoteko probabilitatea, $(t-1)$. segmentuko egoeraren araberakoa da bakarrik, q_i^{t-1} .
2. **Irteera independentzia:** behaketa baten probabilitatea, o_n , behaketa sortu duen q_i egoeraren araberakoa da bakarrik, eta ez beste edozein egoeraren edo behaketaren araberakoa.

Beraz, shock/ez-shock erabakiaren funtzioa ondorengoa da:

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

non v_j^t aztertutako t . EKG segmentua q_j egoeran egoteko probabilitatea adierazten duen Viterbi ibilbide probabilitatea bezala ezagutzen den, lehenengo t behaketak ikusi eta q^1, q^2, \dots, q^{t-1} egoera sekuentzia probableenetik pasatu ostean. o_n behaketa emanda, v_j^t -ren balioa honela kalkula daiteke:

$$v_j^t = \max_{i=1}^2 v_i^{t-1} a_{i,j} \cdot p(o_n | q_j^t) \quad 1 \leq j \leq 2$$

non v_i^{t-1} aztertutako $(t-1)$. segmentuko Viterbi ibilbide probabilitatea den, horrez gain, $a_{i,j}$ aurreko q_i egoeratik oraingo q_j egoerara joateko trantsizio-probabilitatea izanik, eta $p(o_n | q_j^t)$ o_n behaketa bat oraingo q_j egoeratik sortua izateko emisio-probabilitatea izanik. Viterbi ibilbide probabilitateak hurrengo modura daude hasieratuak, eredia q_1 egoeran hasten dela kontsideratuz:

$$v_j^1 = a_{1,j} \cdot p(o_n | q_j^1) \quad 1 \leq j \leq 2$$

Laburbilduz, MEEaren garapena A, B_1 eta B_2 parametroen optimizazioan datza, eta prozesu hau 5.3.3 azpiatalean deskribatuko da sakonago.

5.3.2. *k*-means clustering

Azpiatal honetan, *k*-means clustering edo taldekatzearen oinarria azalduko da. Izan ere, *k*-means taldekatzea EKG seinaletik erauzitako eta FB detektoreak erabiltzen dituen ezaugarri desberdinen kopurua murrizteko erabiliko baita, 5.3.3 azpiatalean sakonki azalduko den bezalaxe.

Taldekatze metodo hau, Lloyd algoritmoa bezala ere ezagutua [55], algoritmo iteratibo bat da, non N behaketa esleitzen zaizkion zentroideen bitartez definitutako k cluster bakoitzari. Behaketa bakoitza n dimentsiodun bektore bat da, eta cluster bakoitzaren zentroidea ere n dimentsiodun bektorea baita. k balioa algoritmoarekin hasi aurretik aukeratzen da.

Algoritmoaren prozedura honako hau da:

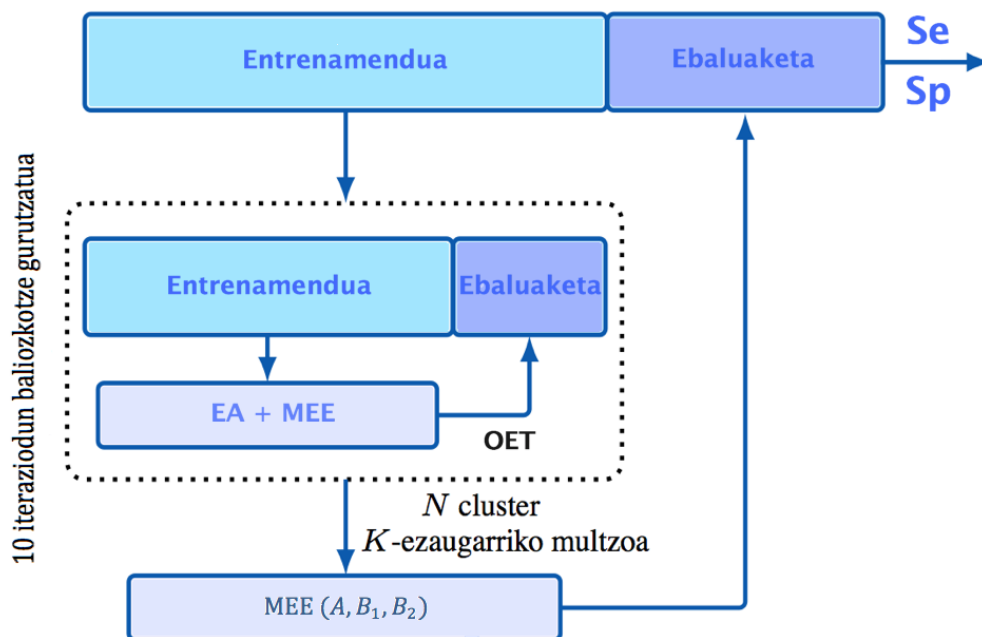
- 1- k zentroideren hasieraketa egin. Normalean ausaz egiten da, edo bestela *k*-means++ algoritmoaren bidez egin daiteke [55].
 - 2- Behaketa bakoitzetik cluster bakoitzeko zentroiderainoko distantzia euklidearraren karratua kalkulatu.
 - 3- Behaketa bakoitzari zentroide hurbileneko cluster-a esleitu.
 - 4- Cluster bakoitzeko behaketen batezbestekoa kalkulatu k zentroideren kokapen berriak lortzeko. Zentroide hauen posizioak eguneratzeko ere *k*-means++ algoritmoa erabiltzen da.
- Azkenik, errepikatu 2. eta 4. pausuak cluster esleipenak aldatzen ez diren arte, edo aldez aurretik definitutako iterazio maximoen kopurura ailegatu arte.

5.3.3. FB detektorearen arkitektura, optimizazioa eta ebaluaketa

Azpiatal honetan, FBaren detekzio algoritmoaren arkitektura eta beronen optimizazioa eta ebaluaketa gauzatzeko emandako pausuak azaltzen dira sakontasunez.

FB detektorearen arkitektura

5.13. Irudiak FBaren detekzio metodoa garatzeko, optimizatzeko eta ebaluatzeko jarraitu zen prozesuaren deskribapen orokor bat erakusten du. Laneko datu-baseko datuak pazienteen arabera banatu ziren bi azpimultzotan, entrenamendua (%60) eta ebaluaketa (%40), beti ere bermatuz ebaluaketa azpimultzoan erritmo desfibrilagarrien kopurua guztirakoaren %15-30 zela (datu-base osoan %24a baita). Shock/ez-shock erabakirako erabili ziren K -ezaugarriko multzo onenaren aukeraketa eta cluster kopuruaren optimizazioa entrenamenduko multzoa erabiliz egin ziren, ondoren azalduko den pazienteen arabera 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatuaren bidez. Metodoaren errendimendua Se eta Sp parametroen bidez izan zen neurtua. Se eta Sp -ren kalkulua, garatutako FB detektoreak ebaluaketa multzoan hartutako shock/ez-shock erabakiak medikuek egindako erritmo anotazioekin konparatuz burutu zen.

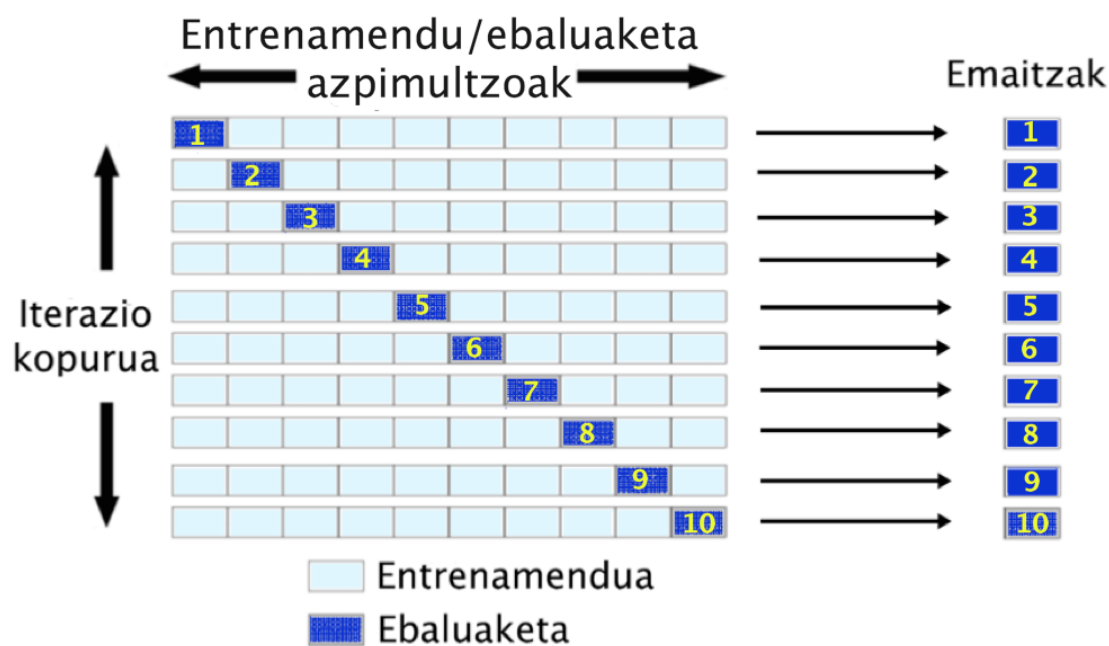


5.13. Irudia FB detekzio algoritmoa garatzeko eta ebaluatzeko jarraitutako prozesuaren laburpen orokorra

Ezaugarrien aukeraketa (EA) eta FB detektorearen optimizazioa

5.15. Irudian ikusi den bezala, ezaugarriak aukeratzeko, entrenamenduko multzoan pazienteen arabera 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatua erabiltzen duen aurreranzko ingurutzaileren hurbilketan oinarritua dago.

5.14. Irudian ikus daiteke nola burutzen den 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatua entrenamendu multzoaren gainean. Bertan, laneko datu-baseko entrenamendu multzoko pazienteak 10 entrenamendu/ebaluaketa azpimultzotan banatu ziren. Baliozkotze gurutzatuaren iterazio bakoitzeko, azpimultzo bat ebaluatzeko eta gainerakoak entrenatzeko erabili ziren. Adibidez, lehenengo iterazioan lehenengo azpimultzoa ebaluaketarako erabiltzen da, eta gainerakoak entrenatzeko. Bigarrenean aldiz, bigarren azpimultzoa erabiltzen da ebaluaketarako, eta gainerako guztiak entrenatzeko, eta horrela azken iteraziora arte.



5.14. Irudia 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatua burutzeko prozesua

EA prozesuaren pausu bakoitzean, entrenamendu multzoko EKG segmentuetatik erauzitako K -ezaugarriko bektoreak (bat segmentuko) N cluster-etan multzokatzen ziren k -means erabiliz. Aukeratutako ezaugarrien kopurua bostera finkatu zen, $K = 5$, karga konputazioanala murrizteko eta shock/ez-shock erabakian zehaztasun ona lortzeko nahikoa dela frogatu delako [56].

Bi ezaugarri, bCP eta bWT, SGA komertzial bateko parte dira eta diskriminazio ahalmen handia erakutsi dutenez shock/ez-shock erabakian [50], beti mantendu izan dira eremuan, eta horiei gainerako ezaugarriak gehitzen joan zaizkie banan banan diskriminatze gaitasun handieneko ezaugarrien konbinazioa lortzeko, lehenengo 3

ezaugarriko konbinazioa, ondoren 4 ezaugarrikoa, eta azkenik 5 ezaugarriko bektore konbinazio onena lortu arte. Horrela funtzionatzen zuen aurreranzko ingurutzaileren hurbilketak. Cluster kopurua, N , entrenamendu multzoan 10 iteraziodun baliozkotze gurutzatuaren bidez optimizatu zen. 10 balio posible frogatu ziren, $N=10i$, non $i=1,2,\dots,10$. Gure metodoan, cluster-en zentrodeen hasieraketa egiteko 2 eta 98 pertzentilen artean N tarte ekiespaziatu hartu ziren. Horrela, MEE sailkatzaileak erabiliko zuen behaketa posibleen kopurua murriztu egin zen. Ondoren, behaketa horiek erabiliz MEE parametroak (A, B_1, B_2) estimatzen ziren, Baum-Welch algoritmoaren [53] bitartez. Baum-Welch algoritmoa Matlab 2015b-eko (MathWorks Inc., MA, Amerikako Estatu Batuak) Statistics and Machine Learning toolbox-a erabiliz aplikatu zen. Azkenik, banan-banan ebaluaketako EKG segmentu bakoitzetik erauzitako K -ezaugarriko bektorea cluster bati esleitzen zitzaion, entrenatutako MEEan sartu eta honek, shock/ez-shock erabakia hartzen zuen. Erabakiak medikuek egindako erritmoen anotazioekin konparatzen ziren Se eta Sp kalkulatzeko.

Ezaugarri bat aukeratzeko erabilitako irizpidea MEE sailkatzaileko, orekatutako errore tasaren (OET) minimizazioa zen, edo beste modu batera esanda, orekatutako zehaztasunaren (OZ) maximizazioa:

$$OZ = \frac{Se + Sp}{2} , \quad OET = 1 - OZ$$

FB detektorearen ebaluazioa

Algoritmoa ebaluatzerako orduan, erabili gabe zegoen laneko datu-baseko pazienteen %40a (ebaluaketa multzoa) erabili zen, entrenamendu prozesuan lortutako 5-ezaugarriko multzo onena, N cluster kopurua eta MEE parametroak (A, B_1, B_2) erabiliz. Sailkatzailearen errendimendua Se eta Sp parametroen arabera neurtu zen (ikusi 5.15. Irudia). Lortutako Se eta Sp emaitzek entrenamendu/ebaluaketa banaketaren menpekotasun handia ez izateko, entrenamendu/ebaluaketa prozedura guztia 500 aldiz errepikatu zen (500 entrenamendu/ebaluaketa multzoko erreplika ezberdin), errendimendu metrikak (Se eta Sp) estatistikoki ezaugarritzeko.

6. Plangintza

Atal honetan zehar proiektuan burutu diren faseak deskribatuko dira. Proiektua ataza ezberdinetan banatuko da. Hasteko, lan-taldea deskribatuko da. Ondoren, fase guztien azalpena emango da, eta horren ostean, proiektuaren mugarriak ere deskribatuko dira. Azkenik, hori guztia Gantt diagrama batean islatuta erakutsiko da.

6.1. Lan-taldea

Lehen azpiatal honetan, proiektuaren garapenez arduratutako lan-taldea modu labur batean deskribatuko da, horren parte-hartzaile bakoitzaren zereginak eta erantzukizunak ere definituz. Ondoren agertzen den 6.1. Taulan erakusten da era argi batean aipatu berri dena.

KODEA	ERANTZUKIZUNA	IZEN-ABIZENAK	ZEREGINA
K1	Proiektu zuzendaria (Senior ingeniaria)	Erik Alonso González	Proiektua planteatzeaz, jarraitu beharreko pausuak adierazteaz eta, azkenik, dokumentua zuzentzeaz eta gainbegiratzeaz arduratu.
K2	Proiektu zuzendarikidea (Senior ingeniaria)	Elisabete Aramendi Ecenarro	Proiektua planteatzeaz, jarraitu beharreko pausuak adierazteaz eta, azkenik, dokumentua zuzentzeaz eta gainbegiratzeaz arduratu.
K3	Junior ingeniaria	Borja Altamira Areizaga	Proiektua idazteaz eta garatzeaz arduratu. Hau da, proiektuaren egilea.

6.1. Taula Proiektuan parte hartzen duen lan-taldearen deskribapena

6.2. Proiektua garatzeko gauzatutako faseak

Bigarren azpiatal honetan, proiektua aurrera eramateko jarraitu diren fase (F) ezberdinak definituko dira, eginkizun bakoitza deskribatuz eta horien iraupena zehaztuz.

6.2.1. Proiektuaren kudeaketa

F1-EN IRAUPENA: 487	HASIERA DATA: 2017/10/20	AMAIERA DATA: 2019/02/18
F 1.1	Proiektuaren proposamena	
Proiektu zuzendariak eta zuzendarikideak gradu bukaerako lanaren oinarriak azaldu junior ingeniariari.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2017/10/20• Amaiera data: 2017/10/22• Baliabide teknikoak: Bibliografia (FBari buruzko artikulua eta liburuak).• Giza baliabideak: Proiektu zuzendariak (5 ordu).• Entregagaiak: Proiektuaren izenburua.		
M1: Proiektuaren hasiera. Proiektuaren proposamena onartu da. Horrez gain, proiektuan jarraituko diren pausuak finkatu dira.		
F 1.2	Proiektuaren kudeaketa eta jarraipena	
Proiektua behar bezala bideratzeko, eta hau egiten den heinean agertutako akatsen zuzenketak egiteko, proiektu zuzendariaren eta egilearen arteko bilerak.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2017/10/23• Amaiera data: 2019/02/18• Baliabide teknikoak: Ordenagailua (30 ordu).• Giza baliabideak: Proiektu zuzendariak (35 ordu) eta junior ingeniaria (10 ordu).		

6.2. Taula F1: Proiektuaren kudeaketa

6.2.2. Dokumentazioaren irakurketa eta Matlab ikastaroa

F2-REN IRAUPENA: 58	HASIERA DATA: 2017/10/20	AMAIERA DATA: 2017/12/08
F 2.1	MATLAB ikastaroa	
<p>Ikerketa sail barruko kideek eskainitako MATLAB ikastaroa proiektuaren egileak programaren eta interfaze grafikoen oinarriko ezagutzak bereganatzeko asmoarekin.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2017/10/20• Amaiera data: 2017/11/17• Baliabide teknikoak: Hiru ordenagailu (bat 20 ordu eta besteak 4) eta MATLAB lizentzia (bat 20 ordu eta besteak 4).• Giza baliabideak: Junior ingeniaria (20 ordu) eta proiektu zuzendariak (4 ordu).		
F 2.2	Proiektuaren dokumentazioa	
<p>Proiektuaren inguruan aurkitutako artikulu eta liburuen irakurketa.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2017/10/24• Amaiera data: 2017/12/08• Baliabide teknikoak: Bibliografia (FBari buruzko liburu eta artikuluak) eta ordenagailu bat (20 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniaria (25 ordu). <p>M2: Proiektua definituta. MATLAB ikastaroa burutu, honen bidez eskuratutako ezagutzei esker, eta gaiari buruz informatu eta gero, erabiliko diren prozesu eta metodoak erabakiko dira. Beraz, proiektua definituta geratuko da.</p>		

6.3. Taula F2: Dokumentazioaren irakurketa eta Matlab ikastaroa

6.2.3. Laneko datu-basearen sorrera eta erritmoen anotazioa

F3-REN IRAUPENA: 53	HASIERA DATA: 2017/12/09	AMAIERA DATA: 2018/01/31
F 3.1	Datu-basea sortu	
<p>Proiektua garatzeko behar den informazio guztia era antolatu batean gorde; hau da, datu-base batean gorde.</p> <ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2017/12/09• Amaiera data: 2018/01/15		

- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (4 ordu) eta MATLAB lizentzia (4 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (4 ordu).
- Entregagaiak: Datu-basea.

F 3.2

Erritmoen anotazioa

Lau medikuek egindako anotazioetatik gold estandarra atera.

- Hasiera data: 2018/01/16
- Amaiera data: 2018/01/31
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (3 ordu) eta MATLAB lizentzia (3 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (3 ordu) eta proiektu zuzendariak (2 ordu).

M3: Datu-basea definituta eta erritmoak anotatuta. Ezinbestekoa den informazioa datu-basean bildu da.

6.4. Taula F3: Laneko datu-basearen sorrera eta erritmoen anotazioa

6.2.4. Seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien kalkulua

F4-REN IRAUPENA: 27

**HASIERA DATA:
2018/02/01**

**AMAIERA DATA:
2018/02/28**

F 4.1

Seinaleen prozesamendua garatu

Seinaleen prozesamendua burutzeko jarraitu behareko lau pausuak eman.

- Hasiera data: 2018/02/01
- Amaiera data: 2018/02/15
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (6 ordu) eta MATLAB lizentzia (4 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (6 ordu).

F 4.2

Seinaleen ezaugarrien erauzketa

Seinale guztietatik zazpi ezaugarriren erauzketa eta balio horien kalkulua.

- Hasiera data: 2018/02/16
- Amaiera data: 2018/02/28
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (10 ordu) eta MATLAB lizentzia (10 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (10 ordu) eta proiektu zuzendariak (2 ordu).
-

M4: Seinaleen prozesamendua burututa eta ezaugarrien kalkulua eginda.

6.5. Taula F4: Seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien kalkulua

6.2.5. FBaren detekziorako algoritmoaren garapena

F 5-REN IRAUPENA: 132	HASIERA DATA: 2018/03/01	AMAIERA DATA: 2018/06/30
F 5.1	Algoritmoa garatu	
FBaren detekziorako algoritmoa garatu Matlba-en bidez.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2018/03/01• Amaiera data: 2018/06/30• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (40 ordu) eta MATLAB lizentzia (40 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (40 ordu) eta proiektu zuzendariak (5 ordu).		
M5: FBaren detekzioako algoritmoa garatuta.		

6.6. Taula F5: FBaren detekziorako algoritmoaren garapena

6.2.6. Emaitzen kalkulua eta analisisa

F6-REN IRAUPENA: 30	HASIERA DATA: 2018/07/01	AMAIERA DATA: 2018/07/31
F 6.1	Emaitzen kalkulua	
Garatutako algoritmoa erabiliz emaitzak kalkulatu.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2018/07/01• Amaiera data: 2018/07/20• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (2 ordu) eta MATLAB lizentzia (2 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (2 ordu) eta proiektu zuzendariak (1 ordu).		
F 6.2	Emaitzen azterketa eta analisisa	
Emaitzen analisisa burutu eta Ermuako desfibriladoreetan erabilitako algoritmoarekin konparatu.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2018/07/21• Amaiera data: 2018/07/31• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (8 ordu) eta MATLAB lizentzia (8 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (8 ordu) eta proiektu zuzendariak (2 ordu).		
M6: Emaitzen kalkulua eta analisisa eginda.		

6.7. Taula F6: Emaitzen kalkulua eta analisisa

6.2.7. Proiektuaren dokumentazioa

F 7-REN IRAUPENA: 202	HASIERA DATA: 2018/08/01	AMAIERA DATA: 2019/02/18
F 7.1		Lanaren memoria idatzi
Proiektuaren inguruko dokumentazioa idatzi da.		
<ul style="list-style-type: none">• Hasiera data: 2018/08/01• Amaiera data: 2019/02/18• Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (160 ordu).• Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (160 ordu).• Entregagaiak: Memoria.		
M7: Proiektua amaituta. Dokumentu guztia idatzi eta epe barruan entregatu da.		

6.8. Taula F7: Proiektuaren dokumentazioa

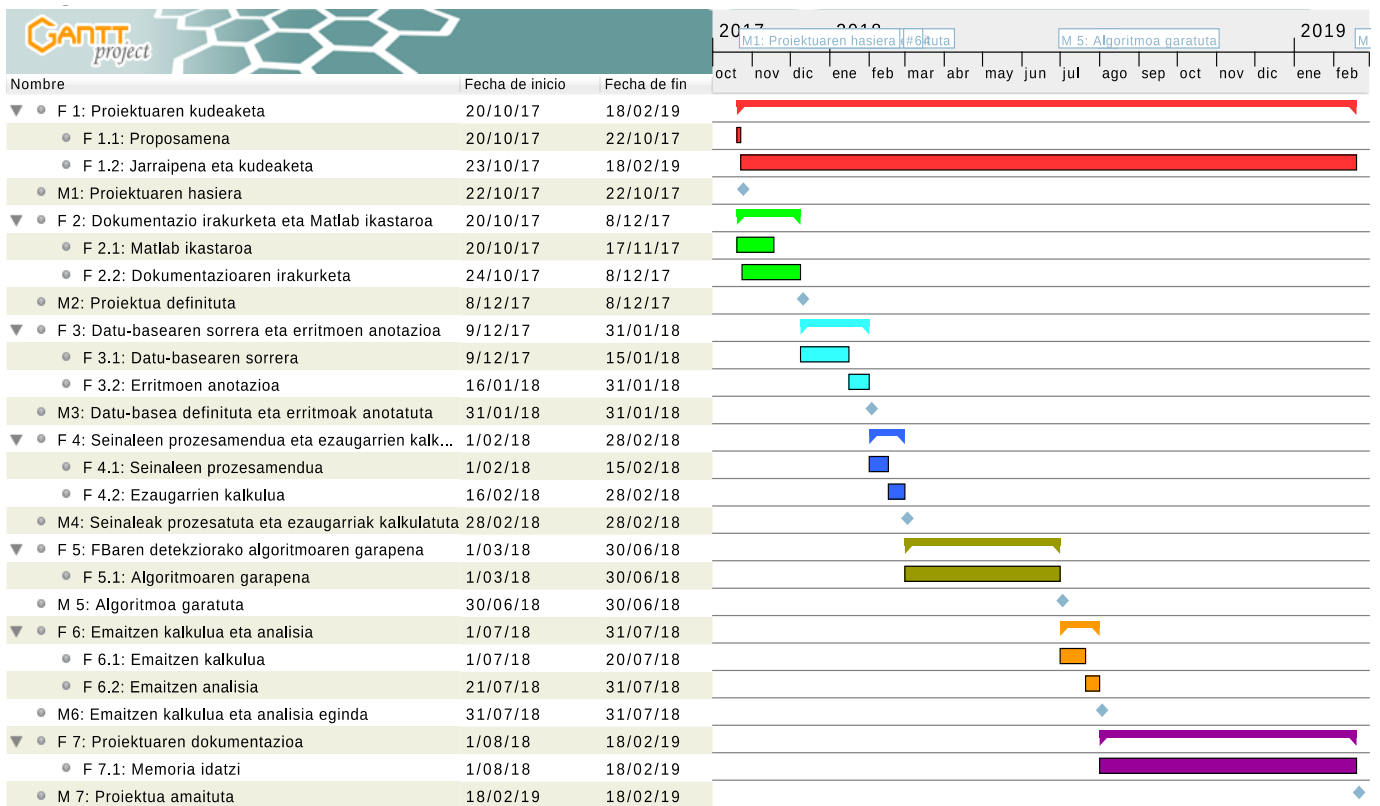
6.3. Mugarriak

MUGARRIAK	DESKRIBAPENA	DATA
M1	Proiektuaren hasiera	2017/10/22
M2	Proiektua definituta	2017/12/08
M3	Datu-basea sortuta eta erritmoak anokatuta	2018/01/31
M4	Seinaleen prozesamendua eta ezaugarrien kalkulua eginda	2018/02/29
M5	FBaren detekziorako algoritmoa garatuta	2018/06/30
M6	Emaitzen kalkulua eta analisia eginda	2018/07/31
M7	Proiektua amaituta	2019/02/18

6.9. Taula Proiektuaren mugarriak

6.4. Gantt diagrama

Atal honetan, proiektua osotzen duten atazak eta mugarriak Gantt diagrama batean bistaratazen dira. 6.1. Irudian, ataza bakoitzaren hasiera eta amaiera data ikus daitezke, eta baita mugarri bakoitzaren data ere. Ondoren, hauek guztiak koloredun barratxo bidez adierazten dira.



6.1. Irudia Proiektuaren Gantt diagrama

7. Aurrekontua

Atal honetan, proiektuan zehar izandako kostu totala azalduko da. Beraz, aurrekontua burutzeko lau kostu-sail izan dira kontutan: barne orduak, amortizazioak, azpikontratazioak eta gastuak.

7.1. Aurrekontuaren kontu-sailak

7.1.1. Barne orduak

Azpiatal honetan, proiektua aurrera eramateko eta burutzeko partaide bakoitzaren lanordu kopurua, eta horrek ekartzen dituen kostuak azaltzen dira (ikusi 7.1. Taula).

PARTAIDEA	KOSTUA (€/ORDUKO)	ORDU KOPURUA	PARTAIDEAREN KOSTUA (€)
Proiektu zuzendaria	60	36	2.160
Proiektu zuzendarikidea	60	20	1.200
Junior ingeniaria	30	288	8.640
Barne orduen kostu totala:			12.000

7.1. Taula Barne orduen kostuak

7.1.2. Amortizazioak

Azpiatal honetan, proiektua garatzeko beharrezkoak izan diren baliabide materialei zein ez materialei dagozkien kostuak azaltzen dira (ikusi 7.2. Taula).

BALIABIDEA	KOSTUA (€)	BIZITZA ERABILGARRIA (ORDU)	ORDU KOPURUA	BALIABIDEAREN KOSTUA (€)
Proiektu zuzendariaren ordenagailua	800	2.000	24	9,6
Proiektu zuzendarikidearen ordenagailua	800	2.000	13	5,2
Junior ingeniariaren ordenagailua	800	2.000	250	100
MATLAB 2015b hiru lizentzia	3.000	1.400	95	203,6
Amortizazioen kostu totala:				318,4

7.2. Taula Amortizazioen kostuak

7.1.3. Azpikontratazioak

Proiektu honetan zehar ez da azpikontrataziorik burutu, beraz, azpiatal honi dagokion kostua nulua izango da.

7.1.4. Gastuak

Azpiatal honetan, proiektua aurrera eramateko erabili diren eta proiektua bukatu ondoren berrerabili ezin izango diren baliabideen kostua azaltzen da. 7.3. Taulan ikus daiteke horien kostu totalen laburpen argi bat.

BALIABIDEA	KOSTUA (€)
Bulego materiala	24
Argia	40
Kableak	4
16 GBeko USBa	12
Guztira	80

7.3. Taula Baliabideen gastuetako kostuak

7.1.5. Aurrekontu osoaren laburpena

Azpiatal honetan, proiektua aurrera eramateak dakarren kostu totalaren kalkulua egin da. 7.4. Taulan ikus daiteke proiektuaren guztizko kostu aitortpena.

ATAZA	KOSTUA (€)
Barne orduak	12.000
Amortizazioak	318,4
Azpikontratazioak	0
Gastuak	80
Ez-ustekoak (%5)	620
Guztira	13.018,3

7.4. Taula Guztizko kostu aitortpena

8. Arriskuen analisia

Atal honen helburua proiektuaren garapenean zehar izan daitezkeen arriskuak adieraztea da. Proiektua amaituta dagoenez, arriskuak ekidin direla esan daiteke. Hala ere, hasieratik hauen aurreikuspena gauzatzea ezinbestekoa izan da, eta ondorioz, hauek ekar ditzaketen kalteen azterketa egin da.

Arrisku analisi hau aurrera eramateko bi kontzeptu hartu dira kontutan. Alde batetik, arriskuak berez gertatzeko duen probabilitatea aztertu da. Bestetik, arrisku horrek proiektuan izan dezakeen eragina ikertu egin da. Hortaz, arriskua balioesteko sasoian kontuan izango dira hau gertatzeko probabilitatea eta honek izan dezakeen eragina.

Aurreikusitako arrisku posibleak eta hauei aurre egiteko hartuko liratekeen kontingentzia neurriak ondoren azalduko dira.

8.1. Atzerapenak (A1)

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

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

8.2. Arrisku teknikoak (A2)

Proiektuan zehar garatutako tresnetan arazoak izatea posiblea da. Arazo hauen adibidea izango litzateke garatutako kodean akatsen bat izatea, eta horrek, behar bezala ez funtzionatzea eragingo luke. Horrez gain, arrisku hauen artean interfazearen diseinuarekin erlazionatutako arazoak ere multzo honetan sartuko lirateke.

Arrisku hau agertzeko probabilitatea ertaina da, eta eragina handia. Beraz, hau saihesteko bi neurri hartu dira. Alde batetik, garatuko diren interfazeak hasiera batetik oinarritzko kalitatea beteko dute, era berean, erabiltzailearentzat horietan zehar

aritzeko atsegina egingo zaio. Bestalde, kodean ager daitezkeen akatsei dagokienez, garatutako tresna bakoitza zatika-zatika probatuko da kodearen atal bakoitza ondo dagoela ziurtatzeko.

8.3. Datuen galera (A3)

Proiektuan zehar erabiltzen diren datuak galtzea posiblea da. Datu hauek garatutako tresnak edota datu-basea izan daitezke, adibidez. Arrisku hau gertatzeak ondorio desatseginak ekarriko lituzke. Izan ere, lan berdina berriro egin beharko litzateke, eta horrek, atal horri eskainitako denbora gaintzea eragingo luke.

Hala ere, arrisku hau gertatzeko probabilitatea baxua da, datuak gailu ezberdinetan gorde eginez gero, arriskua saihestuko litzatekeelako. Baina, arriskua ematekotan, honen eragina oso altua izango litzateke.

8.4. Prozesatze astuna eta ez-eraginkorra (A4)

Garatutako algoritmoaren prozesatzea astunegia izan daiteke eta horrek arazoak sor ditzake. Garatutako tresnak ez direlako nahiko efizienteak edo luzeegiak direlako, prozesatzeak denbora gehiegi eraman dezake eta lana atzeratu. Hau gertatzeko probabilitatea ertaina da eta arriskua baxua, posible izango litzateke prozesatzen utzi eta beste zerbaitekin jarraitzea denbora ez galtzeko.

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

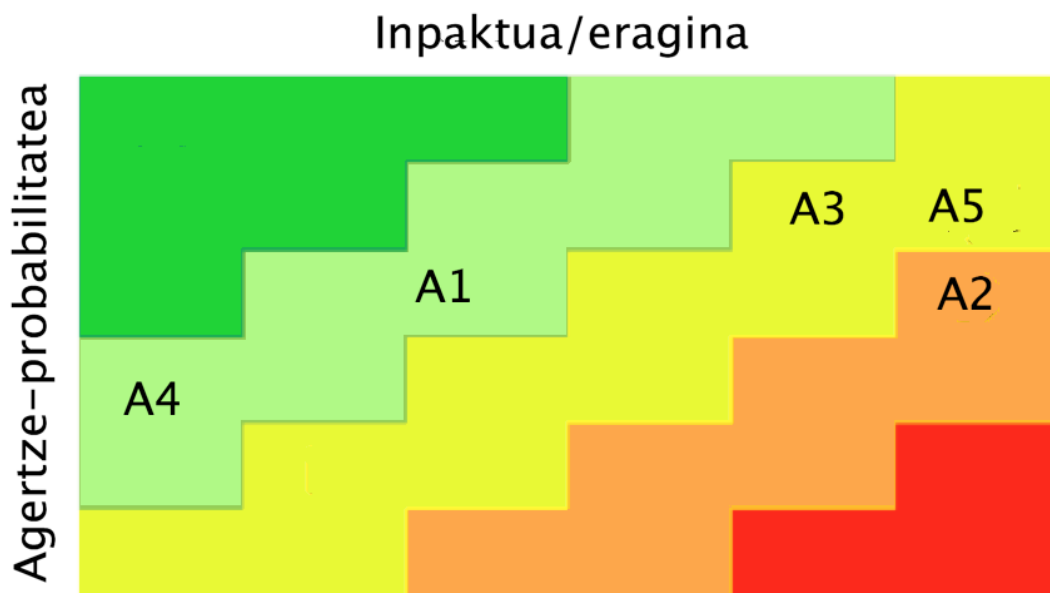
8.5. Arrisku teknologikoak (A5)

Proiektua garatzeko ezinbestekoak diren teknologien erabilpenean ezagutzak ez izatea, hardware/software arazoak izatea, edota garatutako interfaze edo script fitxategien integrazioan arazoak izatea dira multzo honen barruan ager daitezkeen arriskuen adibideak.

Hala ere, arrisku hauek saihesteko zenbait neurri hartu dira. Hasteko, GUI interfazearen erabilpena lehendabizikoa izateagatik, proiektua garatzen hasi aurretik honi buruzko ikastaroa egin da. Horrez gain, erabiliko diren ekipoekin arazoak ez izateko, hauek behar bezala erabiltzen eta mantentzen saiatuko da. Hortaz, esandakoa kontutan hartuz, arrisku teknologikoak agertzeko probabilitatea baxua da eta eragina altua.

8.5. Arrisku analisiaren laburpena

Ondoren, aipatu diren arriskuak probailitate-inpaktu erlazioa erakusten duen matrizean nola dauden kokaturik ikus daiteke 8.1. Irudian.



8.1. Irudia Proiektuko arriskuen probabilitate-inpaktu matrizea

9. Emaidzak

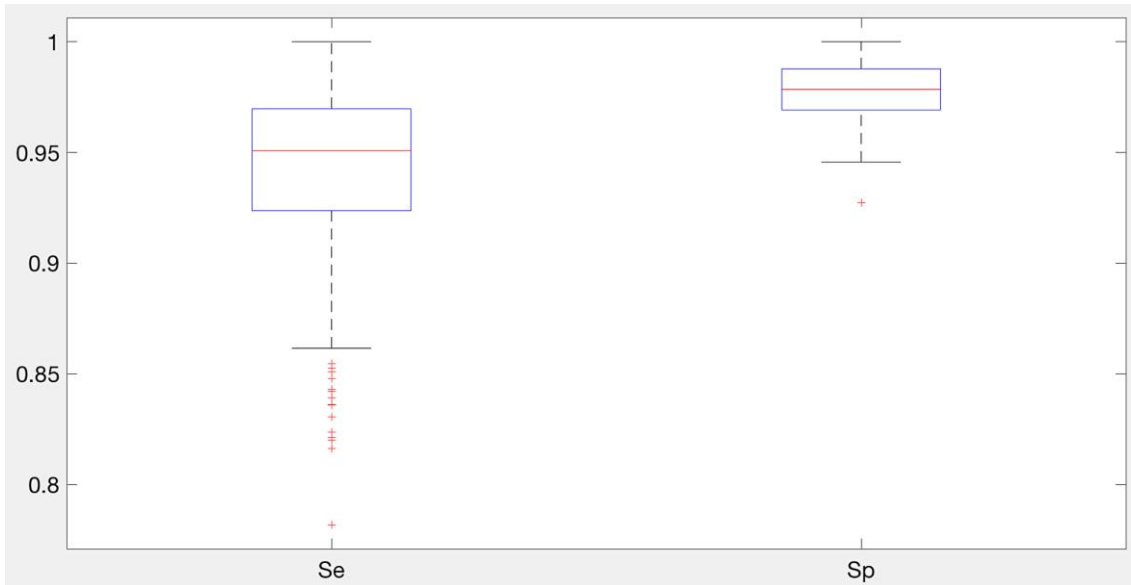
Atal honetan, proiektuan zehar garatutako FBaren detekzioarako algoritmoarekin lorturiko emaitzak deskribatu eta horien analisisa nola egin zen azaltzen da. Hasteko, garatutako metodoaren errendimendua Se eta Sp parametroen arabera aztertuko da. Gero, FB detektorearen garapen eta optimizazioan erabilitako ezaugarriak eta cluster kopuruari buruzko xehetasunak emango dira. Ondoren, FB detektoreak shock/ez-shock erabakia hartzeko behar duen denborari buruz eztabaidatuko da, eta azkenik, FB detektorearen eta SGA algoritmo komertzial baten zehaztasunak konparatuko dira.

9.1. FB detektorearen errendimendua

Atal honetan, garatutako metodoarentzako sortutako 500 errepliketako Se, Sp eta OZ parametroen batezbestekoa (desbideraketa estandarra) kalkulatu zen. Lortutako emaitzak %94,4 (3,8), %97,8 (1,2) eta %96,1 (1,9) izan ziren, Se eta Sp parametroentzako hurrenez hurren.

Hortaz, gure metodoaren bidez lortutako emaitzek ABEx definitutako zehaztasun terminoak betetzen dituzte ($Se \geq \%90$ eta $Sp \geq \%95$).

Ondoren, Se eta Sp parametroen medianak eta inter-kuartilen tartekak (25 eta 75 pertzentilak, Q1 eta Q3 hurrenez hurren) kalkulatu dira, eta kutxa-diagramen bitartez izan dira adieraziak, 9.1. Irudian ikus daitekeen bezala.



9.1. Irudia Se eta Sp parametroen kutxa-diagramak

Kutxa erdiko lerro gorriak mediana adierazten du (%95,1 eta %97,9 Se eta Sp balioentzat, hurrenez hurren). Kutxaren goiko eta beheko aldeek $Q1$ eta $Q3$ erakusten dituzte. Horien gainetik eta azpitik agertzen diren lerro beltzak albo-lerroak dira, $L1$ eta $L2$ hurrenez hurren. Albo-lerroak honela kalkulatu dira:

$$L1 = Q3 + 1,5 * (Q3 - Q1)$$

$$L2 = Q1 - 1,5 * (Q3 - Q1)$$

Albo-lerroen luzeratik kanpo dauden behaketak ez-ohiko balio bezala kontsideratu dira, gurutze gorri baten bidez adierazten dira. 9.1. Irudian ikus daitekeen bezala, ez-ohiko balio horiek Se-an agertzen dira batez ere. Izan ere, FB kasu gutxiago ditugu eta FB kasu gutxi batzuk gaizki detektatzeak Se-an eragin negatibo handia dauka. Hala ere, konproba daitekeenez oso ez-ohiko balio gutxi agertzen dira.

9.2. Erabilitako ezaugarriak, cluster-ak eta exekuzio-denborak

FBaren detekzio algoritmoa garatzeko eta optimizatzeko prozesuan EKG ezaugarriak aukeratu (bost ezaugarri kalkulatuak zazpikatik) eta cluster kopurua (10 eta 100 arteko 10en multiplo bat) zehaztu beharra zegoen. Egindako 500 errepliketako bakoitzean ezaugarri eta cluster kopuru optimoak aukeratu ziren.

EKG ezaugarriari dagokienez, aukeraketa prozesuan bi, bCP eta bWT, beti mantendu izan ziren ereduak. Izan ere, SGA komertzial bateko parte baitira eta diskriminazio ahalmen handia erakutsi dutelako shock/ez-shock erabakian [50]. Horiei gainerako ezaugarriak banan-banan gehitzen joan zitzaizkien, 5-ezaugarriko konbinazio onena lortu arte. 9.2. Taulari erreparatuz gero, ikus daiteke ezaugarri bakoitza 5-ezaugarriko multzo horretan zenbat alditan (*L*) erabilia izan zen 500 errepliketan.

Ezaugarria	<i>L</i>
bCP	500
bWT	500
LE	487
AZT	404
x2	278
x1	228
bW	103
Guztira	2.500

9.1. Taula Ezaugarrien erabilera 500 errepliketan zehar

Lehen aipatu bezala, bCP eta bWT ezaugarriak beti mantendu ziren 5-ezaugarriko multzo onenean, eta horiez gain gehien aukeratu izan zen ezaugarria LE (487/500) da. Hau izan daiteke bCP eta bWT ezaugarriek ematen ez ziguten uhin formaren konplexutasunari buruzko informazioa gehitzen zuelako. Ondoren, AZT (404/500) izan zen gehien erabilia, izan ere, ezaugarri honi esker bihotz-maiztasuna estimatu daiteke eta jakinikoa da bihotz-maiztasun altuenak shock erritmoekin erlazionatzen direla. Gainerako ezaugarriek aipatu berri direnen osagarriak ziren, baina askoz gutxiagotan gehitu izan ziren 5-ezaugarriko multzo onenean.

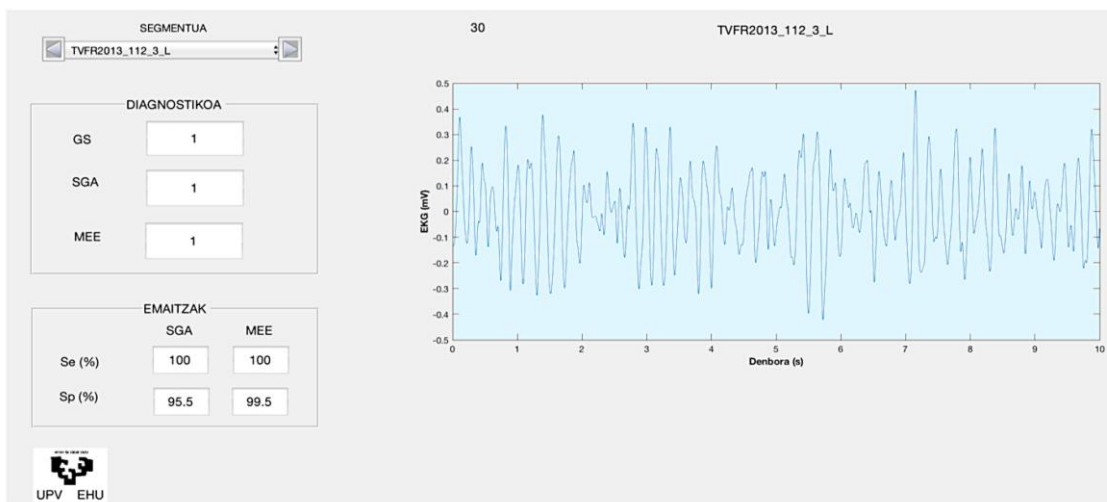
Erabilitako cluster kopuruari dagokionez, horren mediana (*Q1-Q3*) balioak kalkulatu ziren, eta emaitzak 70 (50-90) cluster izan ziren.

Ondoren, exekuzio-denbora kalkulatu zen, garatutako FB detektoreak laneko datu-baseko erregistro bakoitza prozesatzeko eta shock/ez-shock erabakia hartzeko behar zuten denbora, alegia. Datu-baseko segmentu bakoitzaren EKG prozesaketa egiteko, ezaugarriak kalkulatzeko eta shock/ez-shock erabakiaren sailkapena egiteko beharrezko denboren batezbestekoa (desbideraketa estandarra) kalkulatu zen, eta 184,7 (19,7) ms-koa lortu zen, beraz, oso azkarra eta karga konputazional gutxikoa.

9.3. Garatutako FB detektorearen eta SGAREN konparaketa

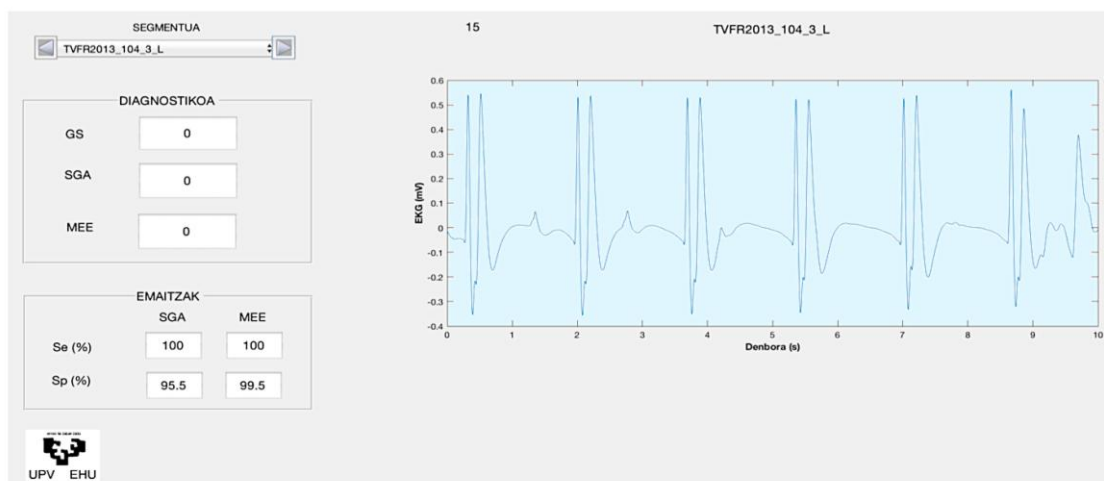
Atal honetan, garatutako metodoaren eta Bexen Cardio-ko (Ermua) *Reanibex R-series* desfibriladoreetako algoritmoaren SGAREN arteko errendimendu konparaketa azaltzen da. Gure metodoarekin lortutako emaitzak SGAREN baino hobetoak izan ziren Se eta Sp parametroen arabera. Proiektuan erabiltzailearentzako interfaze grafiko (EIG) bat garatu zen emaitza horiek bistaratzeko. Konparaketa egiteko, FB detektorea garatzeko erabilitako 500 errepliken artean, ebaluaketa multzoan Se eta Sp emaitza onenak aurkezten zituen FB detektorea aukeratu zen. Horrela, erreplika horren ebaluaketa multzoan (pazienteen %40a) gure FB detektorearen eta SGA komertzialaren errendimenduak konparatu ziren. Azkenik, gure metodoaren zein SGAREN zuzenki eta okerki diagnostikatutako kasuei buruzko eztabaida egingo da.

9.2. Irudiarri erreparatuz gero, emaitzak bistaratzeko garatutako EIGA ikus daiteke. Bertan, gure metodoarekin lortutako Se eta Sp parametroen balioak ikusten dira (Se=%100 eta Sp=%99,5), eta SGAREN baino hobetoak direla ikus daiteke. Izan ere, honekin lortutako Se eta Sp parametroen emaitzak %100 eta %99,5 izan ziren, hurrenez hurren. Irudiko EIGan, emaitza hauez gain, laneko datu-baseko segmentu baten EKGaren bistaratzeari, gold estandarra eta SGA eta MEEaren diagnostikoak (0: 'ez-shock' eta 1: 'shock') ikus daitezke. Bertan, azken hirurak bat datoz, erritmo desfibrilagarritzat hartzen baita.



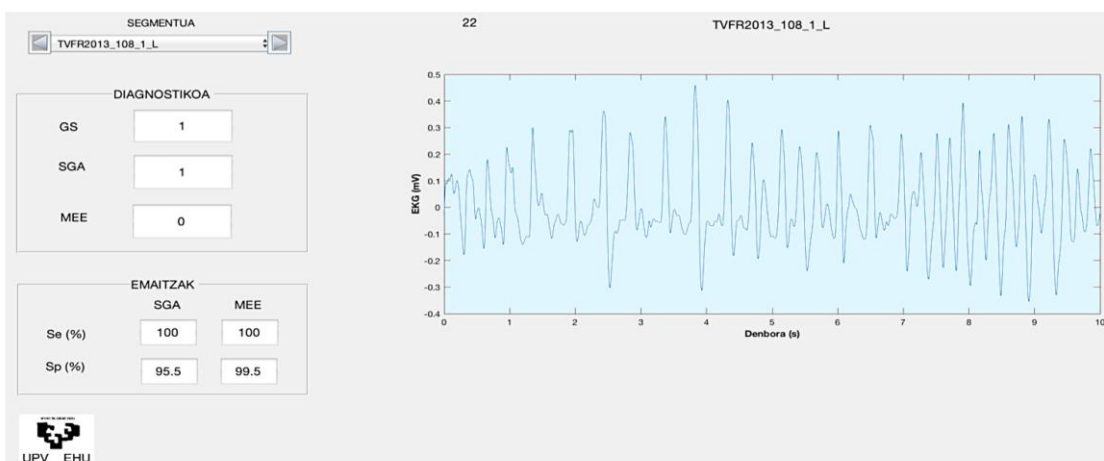
9.2. Irudia Emaitzak bistaratzeko EIGA (FB erritmo adibide batekin)

Ondoren, 9.3. Irudian, EA erritmo bati dagokion segmentua aurkezten da, non gold estandarra, SGA eta MEE erabakiak ere bat datozen, erritmoa ez-desfibrilagarritzat harturik.



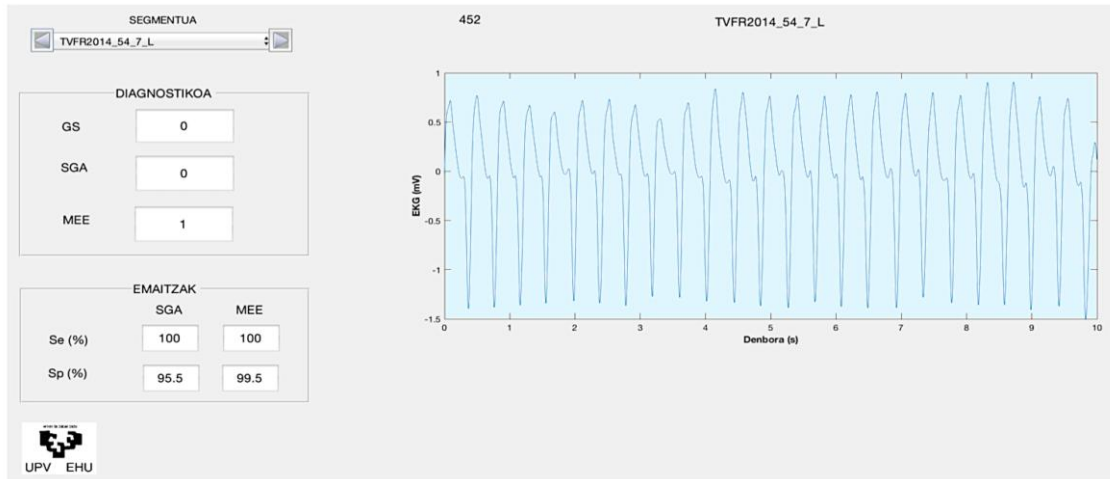
9.3. Irudia Emaitzak bistaratzeko EIGa (EA adibide batekin)

Hala ere, badaude kasu batzuk gure algoritmoak ez dituenak ondo sailkatzen. Adibidez, gutxi batzutan desfibrilagarriak diren erritmoak ez-desfibrilagarritzat hartzen ditu. 9.4. Irudian, adibidez, FB erritmo bat EA bezala sailkatzen du. Izan ere, EKG segmentuak erakusten duen malda handia QRS konplexuen antzekoa baita, eta horregatik gure metodoak kale egiten du.



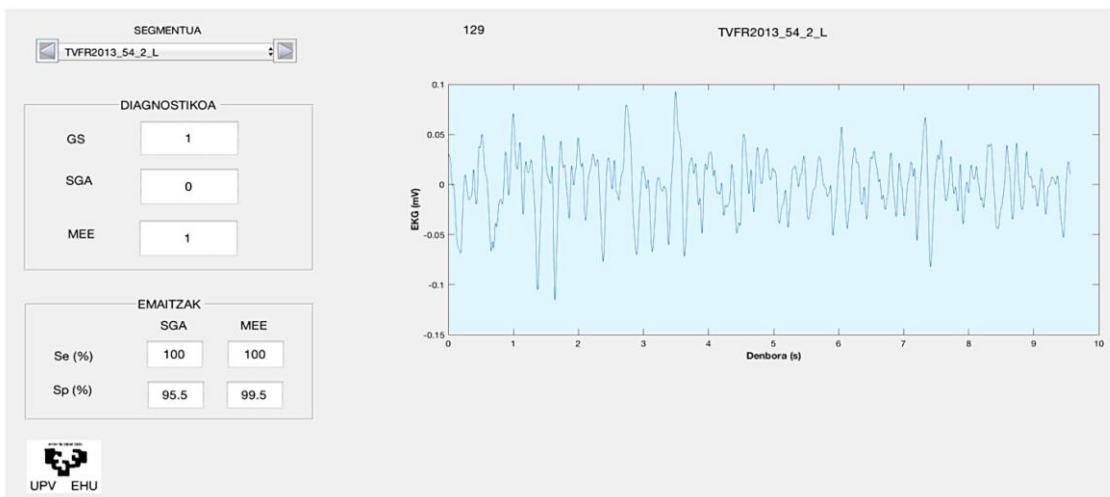
9.4. Irudia Gure algoritmoak txarto sailkatutako segmentua (FB erritmo bat EA bezala)

9.5. Irudian, alderantzizkoa gertatzen da, gold estandarrak EA bezala sailkatutako erritmo bat gure metodoak erritmo desfibrilagarri bezala sailkatzen du, izan ere, TB azkar bat bezala ulertzen duenez, kale egiten du.



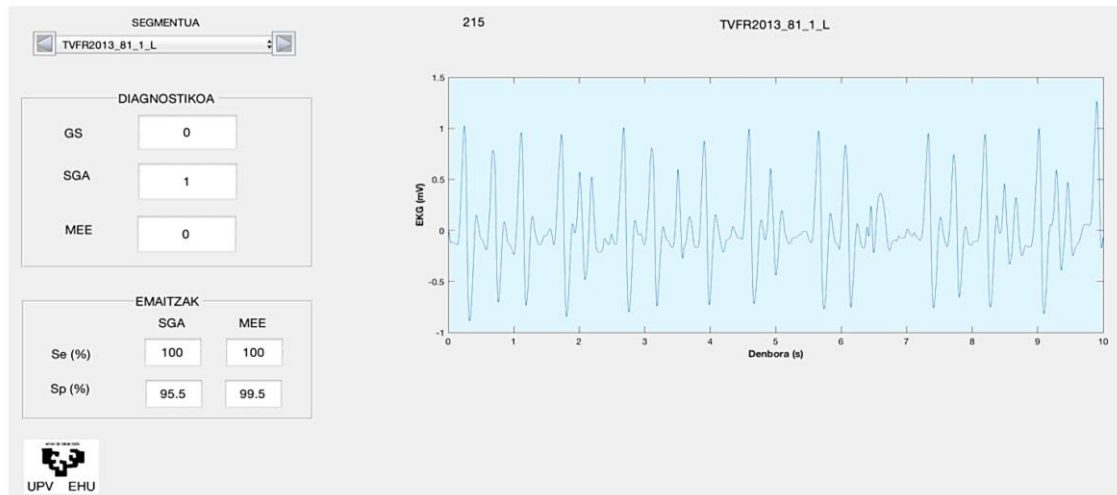
9.5. Irudia Gure algoritmoak txarto sailkatutako segmentua (EA bat TB erritmo azkar bezala)

9.6. Irudian berriz, ikus daiteke nola gure metodoak erritmo desfibrilagarri bat ondo sailkatzen duen eta SGAk kale egiten duen, erritmo ez-desfibrilagarri modura sailkatuz.



9.6. Irudia SGAk txarto sailkatutako segmentua (FB erritmoa EA bezala)

Azkenik, 9.7. Irudian, alderantzizkoa gertatzen da, SGAk EA erritmo bat FB bezala sailkatzen du kale eginez. Gure metodoak, aldiz, ondo sailkatzen du.



9.7. Irudia SGAak txarto sailkatutako segmentua (EA bat FB erritmo bezala)

10. Ondorioak

Proiektu honek OKBBG episodioetan zehar FB erritmoak detektatzeko metodo bat proposatzen du, MEE sailkatzaile batean oinarritutakoa. FB detektatzeko orain arte egin diren ekarpen gehienak [25-42] ez bezala, metodo hau garatua eta frogatua izan da OKBBG episodioetatik zuzenean ateratako EKGak erabiliz, eta ABEx definitutako Se eta Sp baldintza minimoak betetzen dituela frogatu da.

Gure metodoa, Bexen Cardio-ko (Ermua) *Reanibex R-series* desfibriladoreetako SGA algoritmoarekin konparatu egin da eta errendimendu hobea aurkezten du Se eta Sp parametroen araberrako emaitzak aztertzen baditugu. Gainera, algoritmo bien oinarria ezaugarri berdinek eratzen dute (bCP eta bWT hain zuzen ere), ezaugarri hauek diskriminazio ahalmen handia erakutsi baitute shock/ez-shock erabakian. Gure FB detektorearen ezaugarri horiek beste ezaugarri batzuekin konbinatzen joan dira shock/ez-shock erabakian izandako zehaztasuna maximizatzen zuen bost ezaugarriko konbinazio onena lortu arte.

Gure metodoak kostu konputazional txikia dakar, batezbestez 185 ms behar baititu shock/ez-shock erabakia hartzeko. Beraz, alde batetik metodoaren kostu konputazional txikiak eta bestetik, metodoaren errendimendu onak eragiten dute metodoa KDAetan inplementagarria izatea.

Laburbilduz, proiektu honetan frogatu da bost ezaugarriko multzo bat erabiltzen duen eta MEE batean oinarritutako algoritmo batek, zehaztasun handiz detektatu ditzakeela FB erritmoak OKBBG episodioetan zehar, eta inplementagarria dela KDAetan bere kostu konputazional txikia dela eta.

11. Informazio iturriak

- [1] Rayner, M., Allender, S., Scarborough, P., and British Heart Foundation Health Promotion Research Group. Cardiovascular disease in Europe. *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*. 2009; 16(2): S43–447.
- [2] Alonso, E. Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection. 2014. p. iii.
- [3] Zheng ZJ, Croft JB, Giles WH, and Mensah GA. Sudden cardiac death in the United States, 1989 to 1998. *Circulation* 2001.
- [4] Álvarez-Fernández, J.A., and Gazmuri, R.J. Mortalidad evitable por parada cardíaca extrahospitalaria. *Medicina Clínica*. 2008; 130(18): 710–714.
- [5] R. O. J. Alonso González E, «Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection.» Communications Engineering Department, University of the Basque Country UPV/EHU, 2014.
- [6] Andoni Elola, «Aireztapenen maiztasunaren neurketa bihotz biriketako berpiztean kapnografia erabiliz», EHU/UPV, 2014.
- [7] European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015. *Resuscitation*. 2015; 95: 1–147.
- [8] Monsieurs, Koenraad G. et al. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 1. Executive Summary. *Resuscitation*. 2015; 95: 6.
- [9] Waalewijn, R.A., Tijssen, J.G., and Koster, R.W. Bystander initiated actions in out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation: results from the Amsterdam Resuscitation Study (ARRESUST). *Resuscitation*. 2001; 50(3): 273–279.
- [10] Alonso, E. Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection. 2014. p. 5.
- [11] Alonso, E. Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection. 2014. p. 6.
- [12] Valenzuela TD, Roe DJ, Cretin S, Spaite DW, Larsen MP. Estimating effectiveness of cardiac arrest interventions: a logistic regression survival model. *Circulation* 1997.
- [13] 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.
- [14] En.wikipedia.org. (2018). *Holter monitor*. [online] Available at: https://en.wikipedia.org/wiki/Holter_monitor [Accessed 11 Jul. 2018].

- [15] Heart.org. (2018). *Holter Monitor*. [online] Available at: http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HeartAttack/DiagnosingaHeartAttack/Holter-Monitor_UCM_446437_Article.jsp#.W0YI5xmLkfE [Accessed 11 Jul. 2018].
- [16] American Heart Association Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care. Part 4: The automated external defibrillator key link in the chain of survival. *Circulation*. 2000; 102(1): 160– 176.
- [17] Takata, T.S., Page, R.L., and Joglar, J.A. Automated external defibrillators: technical considerations and clinical promise. *Annals of Internal Medicine*. 2001; 135(11): 990–998.
- [18] Botto, G.L., Politi, A., Bonini, W. et al. External cardioversion of atrial fibrillation: role of paddle position on technical efficacy and energy requirements. *Heart*. 1999; 82: 726–730.
- [19] Soar, J. et al. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 3. Adult Advanced Life Support. *Resuscitation*. 2015; 95: 107.
- [20] Alonso, E. Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection. 2014. p. 1.
- [21] Hallstrom A, Ornato JP. Public-access defibrillation and survival after out-of-hospital cardiac arrest. *The New England journal of medicine*. 2004; 351(7):637. doi: 10.1056/NEJMoa040566 PMID: 15306665
- [22] 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 Waveforms, and Enhancing Safety A State- ment for Health Professionals From the American Heart Association Task Force on Automatic External Defibrillation, Subcommittee on AED Safety and Efficacy. *Circulation*. 1997; 95(6):1677–1682. PMID: 9118556
- [23] Irusta U, Ruiz J, Aramendi E, Ruiz de Gauna S, 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.
- [24] Jekoval, Krasteva V, Mnter S, Stoyanov T, Christov I, Fleischhackl R, Schmid JJ, Didon JP. Bench study of the accuracy of a commercial AED arrhythmia analysis algorithm in the presence of electromagnetic interferences. *Physiol Meas* 2009;30(7):695–705.
- [25] 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)

- [26] 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)
- [27] Jenkins, J., Noh, K.H., Guezennec, A., Bump, T., Arzbaecher, R.: Diagnosis of atrial fibrillation using electrograms from chronic leads: evaluation of computer algorithms. *PACE* 11, 622–631 (1988)
- [28] Ripley, K.L., Bump, T.E., Arzbaecher, R.C.: Evaluation of techniques for recognition of ventricular arrhythmias by implanted devices. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 36, 618–624 (1989)
- [29] 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)
- [30] Thakor, N.V., Zhu, Y.S., Pan, K.Y.: Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37(9), 837–843 (1990)
- [31] Thakor, N.V., Natarajan, A., Tomaselli, G.: Multiway sequential hypothesis testing for tachyarrhythmia discrimination. *IEEE Trans Biomed. Eng.* 41, 480–487 (1994)
- [32] 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)
- [33] 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)
- [34] Throne, R.D., Jenkins, J.M., Winston, S.A., DiCarlo, L.A.: A comparison of four new time-domain techniques for discriminating monomorphic ventricular tachycardia from sinus rhythm using ventricular waveform morphology. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38, 561–570 (1991)
- [35] Kuo, S., Dillman, R.: Computer detection of ventricular fibrillation. *Proc. Computers in Cardiology*, Computer Society Press, Long Beach, pp. 347–349 (1978)
- [36] Clayton, R.H., Murray, A., Campbell, R.W.F.: Comparison of four techniques for recognition of ventricular fibrillation from the surface ECG. *Med. Biol. Eng. Comput.* 31, 111–117 (1993)
- [37] Heij, S., Zeelenberg, C.: A fast real-time algorithm for the detection of ventricular fibrillation. *Comput. Cardiol.* 707–710 (1987)
- [38] 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)
- [39] 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)

- [40] Sun, Y., Chan, K.L., Krishnan, S.M.: Life-threatening ventricular arrhythmia recognition by nonlinear descriptor. *BioMed. Eng. OnLine* 4(6), (2005)
- [41] Amann, A., Tratnig, R., Unterkofler, K.: A new ventricular fibrillation detection algorithm for automated external defibrillators. *Comput. Cardiol.* 32, 559–562 (2005)
- [42] Amann, A., Tratnig, R., Unterkofler, K.: Detecting ventricular fibrillation by time-delay methods. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54(1), 174–177 (2007)
- [43] Figuera C. et al., *Machine Learning Techniques for the Detection of Shockable Rhythms in Automated External Defibrillators*, 2016, *PLOS ONE*
- [44] Moody GB, Mark RG. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE.* 2001; 20(3):45–50. doi: 10.1109/51.932724
- [45] Greenwald SD. *The Development and Analysis of a Ventricular Fibrillation Detector*. Massachusetts Institute of Technology, Department of Electrical Engineering and Computer Science; 1986.
- [46] 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.
- [47] 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).
- [48] Arafat MA, Chowdhury AW, Hasan MK. A simple time domain algorithm for the detection of ventricular fibrillation in electrocardiogram. *SIViP* 2011;5(1):1–10.
- [49] Ayala U, Irusta U, Ruiz J, Eftestl T, Kramer-Johansen J, Alonso-Atienza F, Alonso E, Gonzalez-Otero D. *A Reliable Method for Rhythm Analysis during Cardiopulmonary Re-suscitation*, 2014.
- [50] Irusta U, Ruiz J, Aramendi E, Ruiz de Gauna S, 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.
- [51] Lake DE, Richman JS, Griffin MP, Moorman JR. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *American Journal of Physiology Regulatory Integrative and Comparative Physiology* 2002;283:R789–R797.
- [52] Rabiner, L. R. (1989). A tutorial on hidden Markov models and selected applications in speech recognition. *Proceedings of the IEEE*, 77(2), 257–286.

- [53] Baum, L. E. (1972). An inequality and associated maximization technique in statistical estimation for probabilistic functions of Markov processes. In Shisha, O. (Ed.), *Inequalities III: Proceedings of the 3rd Symposium on Inequalities*, University of California, Los Angeles, pp. 1–8. Academic Press.
- [54] Viterbi, A. J. (1967). Error bounds for convolutional codes and an asymptotically optimum decoding algorithm. *IEEE Transactions on Information Theory*, IT-13(2), 260–269.
- [55] K. Alsabti, S. Ranka, and V. Singh. An efficient k-means clustering algorithm. In *Proc. 1st Workshop on High Performance Data Mining*, 1998.
- [56] FigueraC, IrustaU, MorgadoE, AramendiE, AyalaU, Wik L, Kramer-Johansen J, Eftestl T, Alonso-Atienza F. Machine Learning Techniques for the Detection of Shockable Rhythms in Automated External Defibrillators. *PLoS One* 2016;11(7).

ERANSKINAK

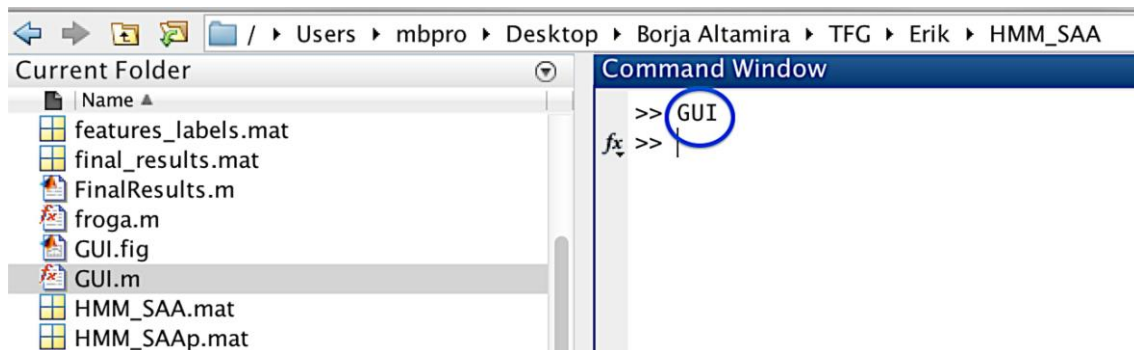
12. Eranskinak

12.1. Erabiltzailearen gida

Atal honetan, diseinatu eta garatu den interfaze grafikoaren funtzionamendua azalduko da xehetasun handiz. Beraz, ez da tresna honen informazio teknikorik eskainiko, bakarrik erabiltzaileari interfaze grafikoaren erabilera egokirako jarraitu beharreko pausoak azalduko zaizkio.

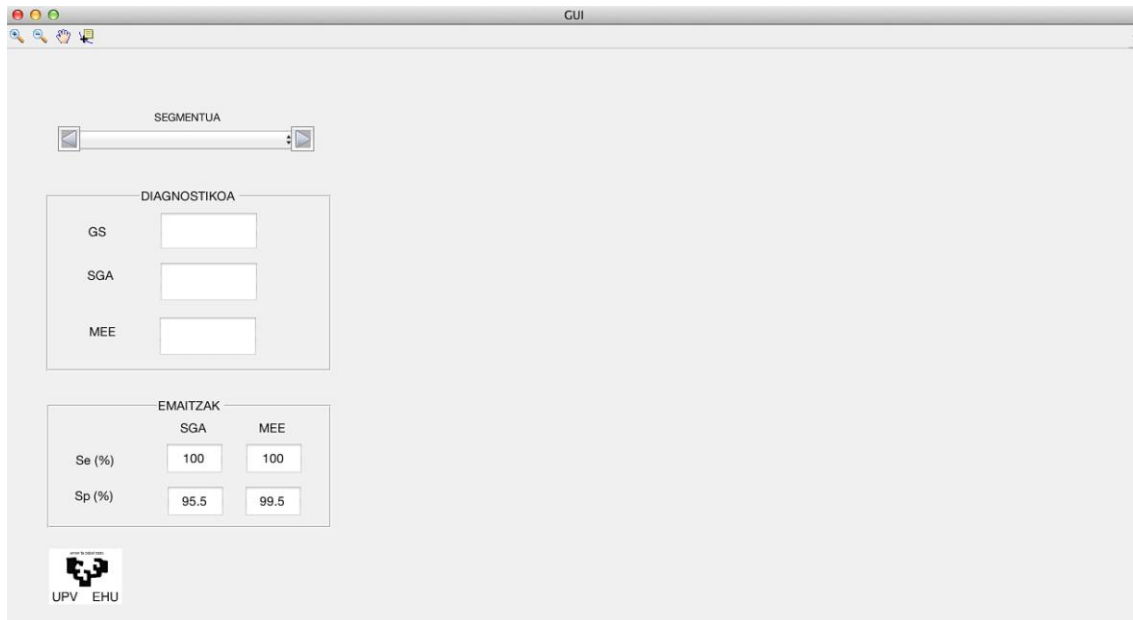
Garatutako tresna erabili ahal izateko, Matlab programa ireki behar da eta lan egingo den interfaze grafikoaren karpetara aldatu behar da direktorioa. Bertan, beharrezkoak diren .mat fitxategiak eta TVF&R datu-baseko OKBBG episodioetatik sortutako laneko datu-basea aurkitzen dira.

Behin beharrezko fitxategi guztiak ditugula eta laneko karpetan kokatuta, interfazearen izena, *GUI*, idatzi behar da Matlab-eko komandoen leihoan interfaze grafikoa abiarazteko (ikusi 12.1. Irudia).



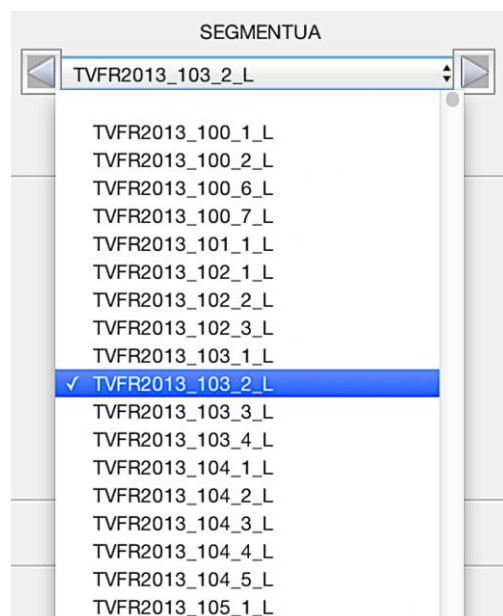
12.1. Irudia Interfaze grafikoa abiarazi

12.2. Irudian irekitzen den interfazea erakusten da. Ondoren, honen funtzionamendua azalduko da.



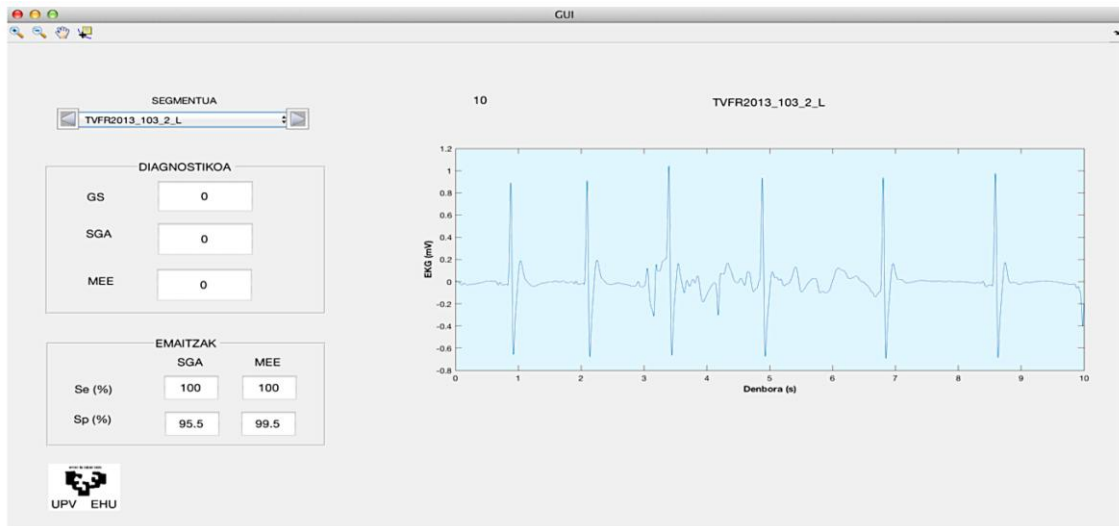
12.2. Irudia Interfaze grafikoaren itxura abiarazi ondoren

Laneko datu-basean eskuragarri dauden 596 segmentuetako bakoitza aukeratzeko, pop-up zabalgarriaren bidez egin daiteke (ikusi 12.3. Irudia). Gezien bidez hurrengo erregistrora (eskuineko gezia) edo aurrekora (ezkerreko gezia) joan gaituzke.



12.3. Irudia Laneko datu-basearen erregistroak aukeratzeko pop-up zabalgarria

Pop-up zabalgarriaren bidez aukeratzen denean laneko datu-baseko erregistro bat, interfaze grafikoak 12.4. Irudian erakusten den itxura aurkezten du.



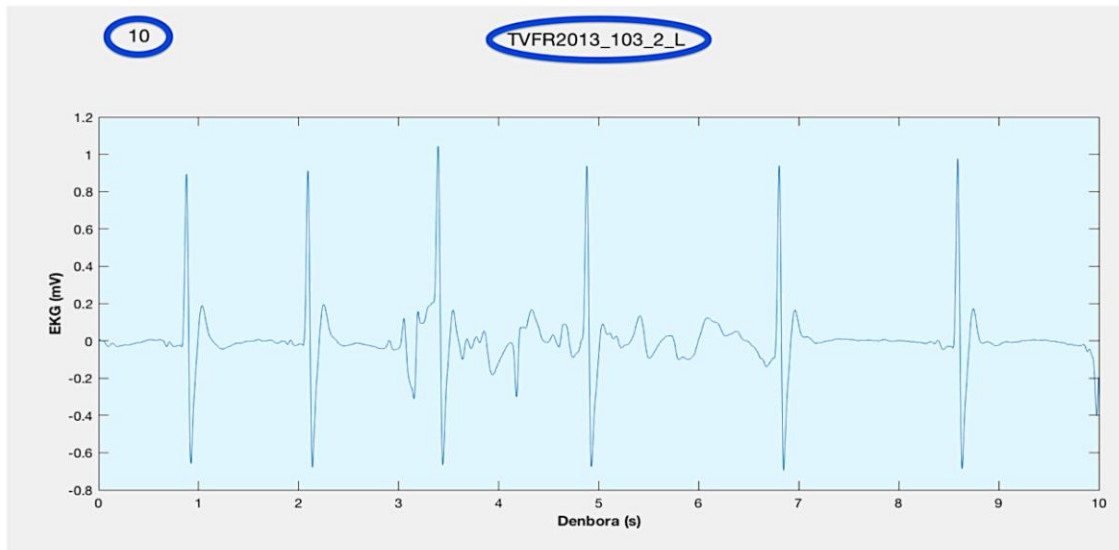
12.4. Irudia Interfaze grafikoaren itxura erregistro bat aukeratzekoan

Ondoren, interfaze grafikoaren atal bakoitzaren xehetasunak azalduko dira. Hasteko, erregistro bat aukeratzen denean, erregistroaren izena zein den eta zenbatgarren segmentuari dagokion agertzen da (ikusi 12.5. Irudia).



12.5. Irudia Aukeratutako erregistroaren zenbakia eta dagokion segmentuaren izena

Horrez gain, aukeratutako erregistroaren EKG seinalearen bistaratzea aurkezten da interfaze grafikoan, dagokion izenarekin eta erregistro zenbakiarekin (ikusi 12.6. Irudia).



12.6. Irudia Aukeratutako erregistroko EKG seinalearen bistaratzea

Interfaze grafikoaren ezker aldean, laneko datu-baseko segmentu bakoitzari dagozkion hiru shock/ez-shock erabakiak edo diagnostikoak agertzen dira (ikusi 12.7. Irudia). Lehenengo lau medikuek egindako anotazioekin lortutako gold estandarra agertzen da. Ondoren, Bexen Cardio-ko (Ermua) *Reanibex R-series* desfibriladoreetako algoritmo komertzialarekin lortutako SGA erabakia agertzen da, eta azkenik, gure metodoarekin MEE bat erabiliz lortutako erabakia. Erabakia 0 izango da ez-shock kasuetan, eta 1 shock kasuetan.

DIAGNOSTIKOA	
GS	<input type="text" value="0"/>
SGA	<input type="text" value="0"/>
MEE	<input type="text" value="0"/>

12.7. Irudia Hiru shock/ez-shock erabakiak

Azkenik, ezker aldean behean, lortutako emaitzen laburpen txiki bat aurkezten da, non Se eta Sp parametroen balioen batezbestekoak aurkezten dira ehunekotan, bai aztertutako SGA komertzialarenak zein garatutako metodoarenak (ikusi 12.8. Irudia).

EMAITZAK		
	SGA	MEE
Se (%)	100	100
Sp (%)	95.5	99.5

12.8. Irudia Emaitzen laburpen txikia