

Telekomunikazio Teknologiaren Ingeniaritzako  
Gradua

# GRADU AMAIERAKO LANA

## ***BIHOTZ-GELDIALDIKO ERRITMO ERREGULARRAK SEGMENTATZEKO DENBORA- LABURREKO ALGORITMOA***

**Ikaslea:** ZAPATERO MARTITEGUI, NAROA

**Zuzendaria (1):** ARAMENDI ECENARRO, ELISABETE

**Zuzendaria (2):** ALONSO GONZÁLEZ, ERIK

**Ikasturtea:** 2018-2019

# Laburpena

Mundu mailako heriotza arrazoi nagusia bat-bateko bihotz-heriotza (BBH) da eta ikerketetan oinarrituz, BBH jasateko probabilitatea handitu egingo da gaixotasun kardiakoen igoera globala emango delako. Bihotz geldialdi baten aurrean bizi irauteko probabilitatea baxua da, nahiz eta suspertze tekniketari aurrerapena egon.

Gaur egun BBH ospitale kanpo izateko probabilitatea handia da, bizi irauteko aukera ospitale barruan gertatutako geldialdi batena baino txikiagoa izanik (< % 10). Ospitale kanpoko bihotz-biriketako geldialdietan (BBG) ezinbestekoa da antzemate goiztiarra izatea eta jarraitu beharreko protokoloaren etapa desberdinak ezagutzera.

BBGtan oinarritzakoa da elektrokardiogramak (EKG) emandako informazioa klinikoa; beraz, EKGa automatikoki definitzeko metodo zehatzak eta sendoak garatzea garrantzitsua da hainbat aplikazioetarako: erritmo diagnosirako, pultsua detektatzeko, hemodinamikoki pazienteak ezaugarritzeko, ... Horretarako, QRS uhinaren detekzioa beharrezkoa da bertan bihotz taupaden energia dagoelako; hala ere, esan beharra dago EKGtako uhinen hasiera eta bukaera kokatzeko araurik ez dagoela.

Oso irregularrak eta aberranteak diren erritmo organizatuak ageri dira BBGan; batez ere, PEA (Pulseless electrical activity) deituriko erritmoak, QRS oso berezi eta aldakorrek dituztenak. Beraz, proiektuaren helburu nagusia denbora laburreko eta erritmo organizatuko EKGen QRSA segmentatzeko algoritmo egoki baten proposamena da, zeinak aplikazio gehigarri modura PR (Pulse-generating rhythm) eta PEA erritmoen sailkatzailea izatea den.

Horretarako, erritmo egonkorrentzat garatu eta argitaratu den algoritmoa aztertuko da. Era berean, proiektuaren helburu den algoritmoa sortzeko oinarri bezala hartuko da. Prozesua gauzatzeko MATLABen interfaze grafikoen laguntzaz datu-basea eta erritmo egonkorrentzako algoritmoa kudeatu ahal izan dira.

Datu-basean markatutako erreferentzia segmentazioarekin ebaluaketa estatistikoa egin da ahalik eta algoritmo optimoa lortzeko. Era berean, QRS metrikak erabili dira PR eta PEA sailkapena egiteko. Funtzioaren emaitzei erreparatuz segmentazio ahalmena ona daukala ikus daiteke baina sailkapena egiteko gaitasun txarra. Honako hau erreferentzia moduan erabilitako QRSA segmentazio irizpideengatik gertatuz.

# Resumen

La muerte súbita por parada cardíaca es la principal causa de muerte a nivel mundial y según algunos estudios, debido al aumento global de las enfermedades cardiovasculares la probabilidad de sufrir una parada cardíaca aumentará. Aunque haya progresos en las técnicas de recuperación la probabilidad de sobrevivir a una parada cardíaca es baja.

Hoy en día, la probabilidad de sufrir una parada cardíaca fuera del hospital es alta, teniendo una probabilidad de sobrevivir menor que si ocurriera dentro del hospital (<10%). En las paradas cardiorrespiratorias (PCR) es esencial tener una detección temprana y conocer las diferentes etapas de los protocolos a seguir para su recuperación.

En una PCR es esencial la información clínica básica proporcionada por el electrocardiograma (ECG); por lo tanto, es importante desarrollar métodos específicos y sólidos de identificación automática del ECG para varias aplicaciones: diagnóstico del ritmo, detección del ritmo, caracterización de los pacientes termodinámicamente, .... Por ello, la detección de las ondas QRS es necesaria ya que contienen la energía del latido del corazón; sin embargo, debe tenerse en cuenta que no hay una regulación del inicio y final de las ondas en el ECG.

En una PCR surgen ritmos muy irregulares y aberrantes; sobre todo, los llamados ritmos PEA (Pulseless electrical activity), con una QRS muy única y versátil. Por lo tanto, el objetivo principal del proyecto es la propuesta de un algoritmo capaz de segmentar la QRS en una ECG de tiempo corto y ritmo organizado, el cual tiene como aplicación suplementaria el poder de clasificar los ritmos PR (Pulse-generating rhythm) y PEA.

Para ello, se analiza el algoritmo que se ha desarrollado y publicado para ritmos estables. También se considera como la base para la creación del algoritmo cuyo objetivo es el proyecto. Con la ayuda de las interfaces gráficas de MATLAB se ha gestionado la base de datos y el algoritmo de ritmos estables.

Con la segmentación de referencia marcada en la base de datos se ha realizado una evaluación estadística para obtener el algoritmo más óptimo posible. Asimismo, las métricas QRS se han utilizado para la capacidad de clasificación de PR y PEA. Analizando los resultados de la función se llega a la conclusión de que tiene buenas capacidades de segmentación, pero una mala capacidad para clasificar. Esto ocurre por los criterios utilizado en segmentación QRS de referencia.

# Abstract

Sudden death due to cardiac arrest (SCA) is the main cause of death worldwide and according to some studies, due to the global increase in cardiovascular diseases, the probability of suffering SCA will increase. Although there are progresses in recovery techniques, the probability of surviving a cardiac arrest is low.

Nowadays, the probability of suffering from SCA outside the hospital is high, having a lower probability of survival than if it occurred inside the hospital (<10%). In cardiorespiratory stops it is essential to have an early detection and the knowledge of the different stages of the protocols to follow for their recovery.

In a SCA, the basic clinical information provided by the electrocardiogram (ECG) is essential; therefore, it is important to develop specific and solid methods of automatic identification of the ECG for several applications: rhythm diagnosis, rhythm detection, thermodynamically characterization of the patients, ... Therefore, the detection of QRS waves is necessary because that contain the energy of the heartbeat; however, it must be taken into account that there is no regulation of the start and end of the waves on the ECG.

In a SCA, very irregular and aberrant rhythms arise; above all, the so-called PEA rhythms (Pulseless electrical activity), with a very unique and versatile QRS. Therefore, the main objective of the project is the proposal of an algorithm capable of segmenting the QRS in a short time and organized rhythm ECG, which has as an additional application the power to classify the rhythms PR (Pulse-generating rhythm) and PEA.

To do this, we analyze the algorithm that has been developed and published for stable rhythms. It is also considered as the basis for the creation of the algorithm whose objective is the project. With the help of the graphical interfaces of MATLAB, the database and the algorithm of stable rhythms have been managed.

With the reference segmentation marked in the database a statistical evaluation was carried out to obtain the most optimal algorithm possible. Likewise, the QRS metrics have been used for the classification capacity of PR and PEA. Analyzing the results of the function, it is concluded that it has good segmentation capabilities, but a poor capacity to classify. This occurs by the criteria used in reference QRS segmentation.

# Aurkibidea

Laburpena .....	1
Resumen .....	2
Abstract.....	3
Taulen zerrenda .....	7
Irudien zerrenda.....	8
Akronimoen zerrenda .....	12
1. Sarrera.....	13
2. Testuingurua .....	15
3. Helburuak .....	18
3.1. Helburu nagusia .....	18
3.2. Helburu partzialak.....	18
3.2.1. Datu-basearen definizioa .....	18
3.2.2. Erritmo egonkorren QRS segmentazio-algoritmoa .....	18
3.2.3. Denbora laburreko QRS segmentazio-algoritmoa garatu.....	19
3.2.4. Algoritmoekin lortutako zehaztasun maila estatistikoki ebaluatu .....	19
4. Onurak .....	20
4.1. Onura sozialak .....	20
4.2. Onura zientifikoak .....	20
4.3. Onura teknikoak.....	20
4.4. Onura ekonomikoak.....	21
5. Artearen egoera.....	22
5.1. Multi-eskala algoritmoa.....	22
5.2. Wavedet .....	23
6. Aukeren analisisa .....	27
6.1. Deskribapen orokorra .....	27
6.2. Aukerak.....	27
6.3. Hautaketa irizpideak .....	28
6.4. Ebazpidearen aukera .....	28

7.	Arriskuen analisia.....	29
7.1.	Datuen galera (A).....	29
7.2.	Atzerapenak (B).....	29
7.3.	Arazo teknikoak garatutako tresnarekin (C).....	29
7.4.	Tresnen prozesatze astuna (D).....	30
7.5.	Langileen bajak (E).....	30
7.6.	Datu-base txiroa (F).....	30
7.7.	Arrisku analisiaren laburpena .....	31
8.	Irtenbidearen diseinua.....	32
9.	Metodologia.....	34
9.1.	Datu-basearen garapena.....	34
9.2.	Datu-basea kudeatzeko tresna.....	35
9.2.1.	Zehaztapenak .....	36
9.2.2.	Funtzionamendua .....	37
9.3.	Erritmo erregularreko algoritmoa aplikatzeko tresna .....	38
9.3.1.	Zehaztapenak .....	38
9.3.2.	Funtzionamendua .....	41
9.4.	Denbora laburreko QRS segmentatzeko algoritmoaren garapena .....	41
9.4.1.	Stationary Wavelet transform.....	42
9.4.2.	Eskema orokorra.....	44
9.4.3.	Algoritmoaren optimizazioa .....	45
9.5.	Emaitzak .....	49
9.5.1.	QRS metriken ebaluazioa .....	49
9.5.2.	PR eta PEA seinaleen sailkapena .....	51
10.	Plangintza .....	53
10.1.	Lan-taldea.....	53
10.2.	Lan paketeen deskribapena .....	53
10.2.1.	LP 1 Proiektuaren kudeaketa eta gainbegiraketa.....	53
10.2.2.	LP 2 Proiektuaren prestaketa eta MATLAB ikastaroa .....	54
10.2.3.	LP 3 Datu-basearen definizioa.....	55

10.2.4.	LP 4 Erritmo egonkorreko QRS segmentazio algoritmoaren azterketa.	56
10.2.5.	LP 5 Denbora laburreko QRS segmentazio algoritmoaren garapena ...	57
10.2.6.	LP 6 Emaiza estatistikoen kalkulua .....	57
10.2.7.	LP 7 Dokumentazioa .....	58
10.3.	Mugarriak .....	58
11.	Gastu aitortpena .....	60
11.1.	Gastuak .....	60
11.1.1.	Barne orduak .....	60
11.1.2.	Amortizazioa .....	60
11.1.3.	Azpikontratazioa .....	61
11.1.4.	Gastuak .....	61
11.2.	Gutzizko kostu aitortpena .....	61
12.	Ondorioak .....	62
13.	Bibliografia .....	63
	ERANSKINAK .....	65
I.	Eranskinak: Erabiltzailearen gida .....	66
	Datu-basea sortzeko ingurunea .....	66
	Algoritmo ingurunea .....	68
II.	Eranskinak: Emaitzak .....	72
	QRS metriken ebaluazio emaitzak .....	72
	PR eta PEA seinale sailkapen emaitzak .....	94

# Taulen zerrenda

Taula 1: Probabilitate-eragin matrizea .....	31
Taula 2: Algoritmo optimizazioaren emaitzak .....	48
Taula 3: QR erroreen emaitzak.....	50
Taula 4: RS erroreen emaitzak .....	50
Taula 5: QS erroreen emaitzak .....	50
Taula 6: Curve length erroreen emaitzak .....	50
Taula 7: Azalera erroreen emaitzak.....	50
Taula 8: Sentikortasun taula .....	51
Taula 9: Espezifikotasun taula.....	52
Taula 10: Proiektuaren lan-taldea.....	53
Taula 11: Mugarria .....	58
Taula 12: Barne orduen kostuak.....	60
Taula 13: Amortizazioen kostuak.....	60
Taula 14: Gastuen kostua .....	61
Taula 15: Guztizko kostu aitortpena.....	61



# Irudien zerrenda

Irudia 1: BBG erritmo desberdinak .....	15
Irudia 2: BBBa KDA baten bitartez .....	16
Irudia 3: EKGaren uhin ezaugarriak.....	17
Irudia 4: Multi-eskala algoritmoaren energia eta uhin formak.....	22
Irudia 5: EKG uhinen simulazioa Wavedet transformatuaren eskala desberdinetan .....	24
Irudia 6: T uhin formak : (a) uhin positiboa (b) uhin negatiboa (c) uhin bifasikoa (d) uhin gorakorra (e) uhin beherakorra (f) maila baxuko S/N uhina .....	25
Irudia 7: P uhin formak: (a) uhin positiboa (b) uhin negatiboa (c) uhin gabeko EKGa .	26
Irudia 8: Irtenbide diseinuaren eskema.....	32
Irudia 9: S unearen irizpide desberdinak .....	35
Irudia 10: Datu-baseetan sortutako eremu berriak QRS segmentazioa adierazteko .....	36
Irudia 11: Datu-basea kudeatzeko tresna.....	37
Irudia 12: Fluxu diagrama: Datu-basea kudeatzeko tresnaren funtzionamendua.....	37
Irudia 13: Datu-baseetan sortutako eremu berriak algoritmoen QRS segmentazioa adierazteko.....	39
Irudia 14: Errore datu-baseen egitura .....	40
Irudia 15: Erritmo erregularreko algoritmoa aplikatzeko tresna .....	40
Irudia 16: Fluxu diagrama: Erritmo erregularreko algoritmoak aztertzeko tresna.....	41
Irudia 17: Daubechies Wavelet mother .....	42
Irudia 18: Iragazki multzoa.....	43
Irudia 19: Wavelet iragazki multzoa .....	43
Irudia 20: Denbora laburreko algoritmoaren eskema orokorra .....	44
Irudia 21: SWT hurbiltasuna eta zehaztasunaren QRS markaketa.....	45
Irudia 22: QS errorearen mediana Wavelet mother desberdinekin .....	46
Irudia 23: QS errorearen mediana db familian .....	46
Irudia 24: QS errore mediana hurbiltasun S markaren anplitudearen menpe ( $R>1$ ).....	47
Irudia 25: QS errorearen mediana zehaztasun mailaren arabera .....	47
Irudia 26: QS errorearen mediana hurbiltasun mailaren arabera.....	47
Irudia 27: QS errore mediana hurbiltasun S markaren anplitudearen menpe ( $R<1$ ).....	48
Irudia 28: QRS metrikak .....	49
Irudia 29: Gantt diagrama.....	59
Irudia 30: DataBase_Tool interfazea .....	66
Irudia 31: PR/PEA aukeratzeko botoiak (DataBase_Tool) .....	67
Irudia 32: popupmenu eta aurreko/hurrengo botoiak (DataBase_Tool).....	67
Irudia 33: Denbora tarte erabakitze botoiak .....	67
Irudia 34: SPAM parametroa (DataBase_Tool) .....	67

Irudia 35: Valid aukera .....	67
Irudia 36: QRS markaketarako botoiak .....	68
Irudia 37: QRS markaketa aldaketak baliogabetzeko botoiak.....	68
Irudia 38: Algorithm_Tool interfazea.....	69
Irudia 39: popupmenu, PR/PEA botoiak, SPAM eta geziak (Algorithm_Tool) .....	69
Irudia 40: Algoritmoa aukeratzeko botoiak.....	69
Irudia 41: Wavedet algoritmoaren irudikapenak .....	70
Irudia 42: SWT konfigurazioa.....	70
Irudia 43: SWTaren irudikapenak .....	71
Irudia 44: Erroreen taula.....	71
Irudia 45: Data base botoia.....	71
Irudia 46: Curve length eta azalera kalkulatzeko metodoa.....	73
Irudia 47: QR erroreen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kuxtaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	74
Irudia 48: QR errore absolutua PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta.....	74
Irudia 49: QR erlatiboa PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta.....	75
Irudia 50: QR erroreen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	75
Irudia 51: QR erroreen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kuxtaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	76
Irudia 52: QR errore absolutua PEA erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta .....	76
Irudia 53: QR errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta.....	77
Irudia 54: QR erroreen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	77
Irudia 55: RS erroreen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kuxtaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	78
Irudia 56: RS errore absolutua PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta.....	78
Irudia 57: RS errore erlatiboa PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta.....	79
Irudia 58: RS erroreen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozqueta, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	79

Irudia 59: RS erroreen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	80
Irudia 60: RS errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak .....	80
Irudia 61: RS errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak .....	81
Irudia 62: RS erroreen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	81
Irudia 63: QS erroreen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	82
Irudia 64: QS errore absolutua PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak.....	82
Irudia 65: QS errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak.....	83
Irudia 66: QS erroreen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	83
Irudia 67: QS erroreen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	84
Irudia 68: QS errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak .....	84
Irudia 69: QS errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak.....	85
Irudia 70: QS erroreen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	85
Irudia 71: Curve length erroreen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria.....	86
Irudia 72: Curve length errore absolutua PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak .....	86
Irudia 73: Curve length errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak .....	87
Irudia 74: Curve length erroreen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak.....	87
Irudia 75: Curve length erroreen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria.....	88

Irudia 76: Curve length errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa .....	88
Irudia 77: Curve length errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa .....	89
Irudia 78: Curve length errorean banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	89
Irudia 79: Azalera errorean emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	90
Irudia 80: Azalera errore absolutua PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa .....	90
Irudia 81: Azalera errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa .....	91
Irudia 82: Azalera errorean banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	91
Irudia 83: Azalera errorean emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria .....	92
Irudia 84: Azalera errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa .....	92
Irudia 85: Azalera errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa .....	93
Irudia 86: Azalera errorean banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketa, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak .....	93
Irudia 87: PR eta PEA sailkapen emaitzak PR eta PEA sailkapenaren emaitzak, metrikak gold standardetik (GS), Wavedet algoritmotik (Wavedet) eta proposatutako algoritmotik (SWT) aterata .....	94

# Akronimoen zerrenda

AS	Asistolia
BI	Bular inpedantzia
BBB	Bihotz-biriketako berpiztea
BBG	Bihotz-biriketako geldialdia
BBH	Bat-bateko bihotz heriotza
BioRes	Research Group in Bioengineering and Resuscitation
EHU	Euskal Herriko Unibertsitatea
EKG	Elektrokardiograma
GUI	Graphical User Interface
KDA	Kanpo desfibriladore automatikoa
PEA	Pulseless electrical activity
PR	Pulse-generating rhythm
ROSC	Return of spontaneous circulation
SWT	Stationary Wavelet transform
UPV	Universidad del Pais Vasco
VF	Ventricular Fibrillation
VT	Ventricular Tachycardia

# 1. Sarrera

Mundu mailako heriotza arrazoi nagusia bat-bateko bihotz-heriotza (BBH) da, heriotza kardiobaskularren % 60 honen ondorioz gertatuz [1]. BBH geldialdi kardiakoaren heriotza naturala da, non bihotzaren huts egite baten ondorioz odol zirkulazioa eten egiten den [2]. Nahiz eta suspertze teknikan aurrerapena egon bihotz geldialdi baten aurrean bizi irauteko probabilitatea baxua da. Gainera, ikerketetan oinarrituz, gaixotasun kardiakoen igoera globala emango da, BBH jasateko probabilitatea handituz [3].

Osasunerako Munduko Erakundeak dioenez, European urtero 275000 pertsona hiltzen dira BBG (bihotz-biriketako geldialdia) bat dela eta, hau da, 100000 pertsonatik 37.72 [4]. Euskal Herriari dagokionez, zifra hori pixka bat baxuagoa da, altua hala ere: urtero 100000 pertsonatik 33.9 pertsonak izaten dute BBG [5]. Gaur egun BBH ospitale kanpo izateko probabilitatea handia da bizi irauteko aukera ospitale barruan gertatutako geldialdi batena baino txikiagoa izanik, %10 azpitik edozein herrialdetan [6]. Izan ere, aurretiaz kardiopatia arazoak diagnostikatu gabeko pertsonetan gertatzen delako [1]. Ospitale kanpoko geldialdietan ezinbestekoa da antzemate goiztiarra izatea ROSC (Return of spontaneous circulation) lehenbailehen lortzeko [7]. Hala ere, bizi iraupena bermatzeko geldialdi hauetan jarraitu beharreko protokoloa etapa desberdinez osatuta dago.

Hasteko, bihotz-biriketako geldialdia (BBG) antzematea eta larrialdietara deitzea izango litzateke. Ondoren, bihotz-biriketako berpizteari (BBB) ekin behar zaio; hau da, konpresio torazikoak eta aireztatzea konbinatzen duen teknika erabili. Hirugarren pausoa kanpo desfibriladore automatikoaren (KDA) aplikazioa da, honen laguntzaz sorosleari jarraitu beharreko prozedura adieraziko dio. Azkenik, larrialdietarako langileak iristean bere lana egiten utzi behar zaie [8]. Esan beharra dago erritmo kardiako desberdinak daudela eta hauen arabera jarraitu beharreko prozedurak desberdinak izango direla.

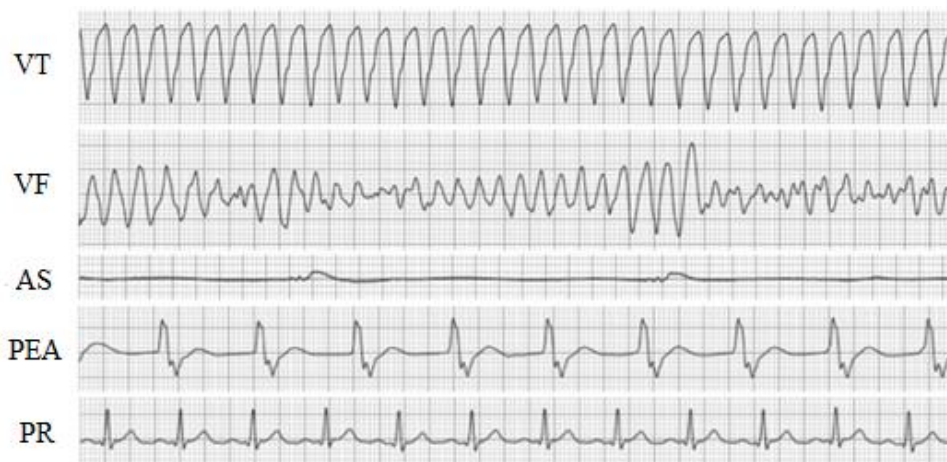
BBGtan oinarritzkoa da elektrokardiogramek (EKG) emandako informazioa klinikoa, hau da, EKGn puntu esanguratsuek zehaztutako tarte eta anplitudeetan lortu daitekeen informazioa; beraz, EKGa automatikoki definitzeko metodo zehatzak eta sendoak garatzea garrantzitsua da. Horretarako, QRS uhinaren detekzioa beharrezkoa da bertan bihotz taupaden energia dagoelako; hala ere, esan beharra dago EKGtako uhinen hasiera eta bukaera kokatzeko araurik ez dagoela [9]. EKGaren segmentazio tarteak baliogarriak dira bihotz-erritmo diagnosirako, pultsua detektatzeko, ROSC auresateko, ... eta oro har pazientearen egoera hemodinamikoa monitorizatzeko berpiztearen zehar.

Azkeneko hamarkadan hainbat metodo garatu eta argitaratu dira QRS uhin forma EKGan detektatu eta segmentatzeko. Guztiak, hala ere, paziente egonkorrek dituzten bihotz-erritmoentzat dira baliagarriak, eta ez dira ebaluatu BBGan dauden erritmo aldakor eta ezegonkorrekin.

Lan honetan BBGan ageri diren erritmo organizatuekin zehatza den QRSA segmentatzeko algoritmoa sortuko da. Funtzioak ematen dituen segmentazio metrikak, hainbat aplikazioetan erabil daitezke, erritmo diagnosirako edota pultsua dagoen antzemateko. Azkeneko aplikazio honetan kokatuko da, batez ere lan hau.

## 2. Testuingurua

BBG egoeretan pazienteei modu askotako tratamendua ematen zaie: BBBa aireztapenak eta bular sakadak konbinatuz, desfibrilazio elektrikoa edo zain barneko botika. Gaixoek tratamendu hauentzat erantzun desberdinak izan ditzakete, bihotz erritmo desberdinak izanik; asistolia (AS), bentrikulu-fibrilazioa (Ventricular Fibrillation, VF), bentrikulu-takikardia (Ventricular Tachycardia, VT), pulsu elektriko gabeko erritmoa, Pulseless Electrical Activity (PEA) edo pulsu elektrikodun erritmoak, Pulsed Rhythm (PR) [10].



*Irudia 1: BBG erritmo desberdinak*

Lehenengo lau seinaleak bihotz-gelditze erritmoak dira; PR ordea, ROSC lortzen deneko seinale erritmoa da. VF eta VT egoeretan desfibrilazioa beharrezkoa da; AS, PEA eta PR izatekotan BBB teknika erabiliko da, inoiz ez desfibrilazioa. AS emango da bihotzak aktibitate elektriko eta mekanikorik ez izatekotan. PEA erritmoak oster, aktibitate elektrikoak dauka baina pulsu kliniko detektagarririk gabe, hau da aktibitate elektrikoak ez da bihotza uzkuartzeko gai. VF, VT eta AS detektatzeko eta ikertzeko algoritmo efikazak sortu egin dira, horregatik PEA seinaleak dira pulsu detektatzeko garatu beharreko algoritmo esparrua. Erritmo organizatudun seinaleak, PR eta PEA, desberdintzeko zehaztasunak pulsu detekzioan eta ospitale kanpoko BBG batean ROSCera heltzearen identifikazioan lagundu dezake [7].

Edozein kasutan PR seinalea lortzea da helburua BBB edo desfibrilazioaren bidez, horretarako KDA edo desfibriladore monitorea erabiliko dira.



Bihotz-birikietako teknikak konpresio torazikoak eta aireztatzea konbinatzen dituen da; aireztapena onuragarria izan daiteke larrialdietako laguntza denbora tarte luze batean ez sorostekotan. BBBa efikaza izateko minutuko 100 eta 120 bitarteko sakada kopurua eman behar da 5 cm-ko sakonerakoak izanik. Aireztapenari dagokionez, segundo batekoak izango dira, 30 sakadako 2 aireztapen emanaz [11].

Lehen aipatu den bezala desfibrilazioa ematekotan bi gailu erabili ahal izango dira. Alde batetik, KDA gailuak publikoari zuzenduta daude; jende kopuru handia izan dezaketen lekuetan kokaturik egongo dira [11]. Eramangarria den medikuntza-gailu elektrikoa da, KDAren laguntzaz BBH diagnostikatu eta sorosleak jarraitu beharreko tratamendua adierazten du, honek medikuntza ezagutzak izan beharrik gabe. Gailu hauek pazientearen EKG eta bular inpedantzia (BI) bakarrik neurtzen ditu [12].



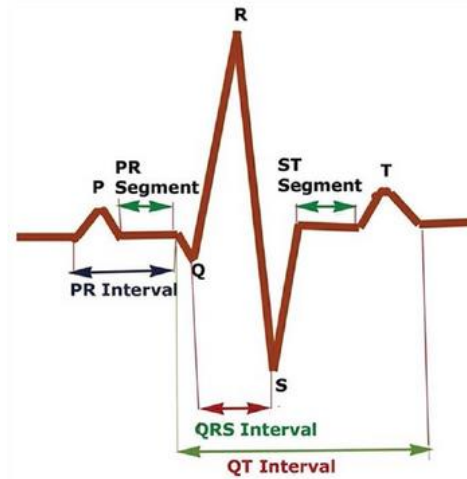
*Irudia 2: BBBa KDA baten bitartez*

Beste alde batetik desfibriladore monitoreak daude, EKG, BI, kapnografia, pulsuaren oximetriak eta konpresioak detektatzen dituenak. Ekipo konplexuak direnez medikuek bakarrik erabiliko dituzte, ospitale edo anbulantzietan instalatuak egonik.[13]

Azken urteetan zehar EKGak automatikoki definitzeko metodoak garatu egin dira, horretarako seinale hauen ezaugarri bereizgarri desberdinak aztertuz. Parametro hauek hurrengo irudian (3. irudia) ikus daitezke; QRS konplexua, P eta T uhina, ST, PR eta QT tarteak, R puntua, etab. Izan ere, elektrokardiogramaren interpretazio automatikoak eskaintzen dituen abantailengatik nazioartean hedatutako ideia da. Abantaila horien artean honako hauek azpimarratu daitezke:

- EKG interpretazio prozesuaren kalitatean eta erabilitako irizpideetan egonkortasuna.
- Prestakuntza handiko adituen ezagutza zabaltzeko aukera.

- Adituen EKGaren eguneroko ikusizko interpretazio zereginaren zati handi bat kendu.
- Aztertutako gaixoen seinaleekin ikerketa-lanak sendotzeko datu-baseak sorkuntza. [14]



Irudia 3: EKGaren uhin ezaugarriak

PR eta PEA seinaleen desberdinketa egiteko BI eta EKG erabili daiteke, hala ere, desfibriladore komertzial askok ez dute anplitude erresoluzio nahikoa BI bitartez lortutako bihotz taupaden gorabeherak detektatzeko. Beraz, EKG seinalea ikerketen eta aplikazioen oinarritzko materiala da, desfibriladore mota guztiekin lortu eta bere algoritmo guztiak mundu osoko gailuetan inplementatu daitezkeelako [7].

Hainbat algoritmo proposatu dira PR/PEA bereizketa egiteko, eta, beraz, pultsua detektatzeko QRS neurketan oinarrituta: inpedantzia-seinalean oinarrituriko lehenengo aireztapen detektorea Risdal eta bere taldeak sortua [15], Elolaren EKGn oinarritutako pulsu-detekzioa bihotz geldialdi batean zehar lana [7] edo Alonsoren BI bidezko pulsu detekzioa [2]. Hala ere, horiek neurtzeko algoritmoak ez daude ebaluatuta. Algoritmo horien erronkak bi dira nagusiki:

1. Oso irregularrak eta aberranteak diren erritmo organizatuak ageri dira BBGan; batez ere, PEA deituriko erritmoak, QRS oso berezi eta aldakorak dituztenak. Hortaz, erritmo organizatuen segmentazio zehatza lortzea da lehenengo lehia.
2. Algoritmo guztiak denbora luzeko aplikazioetarako dira denbora laburrean lortutako emaitzak zehatzak izan ezinik. BBBen tartetean, sakadarik ez dauden tartetean (3-20 s) erabiliko dira; hau da, denbora labur batean. Beraz, bigarren erronka denbora laburreko EKGa segmentatzeko algoritmoaren sorketa da.

## 3. Helburuak

### 3.1. Helburu nagusia

Proiektu honen helburu nagusia denbora laburreko QRS segmentazio algoritmo egoki baten proposamena da. Horretarako, bihotz erritmo erregularreko EKG seinaleen azterketa egingo da eta argitaratutako erritmo egonkorreko QRSaren segmentazio algoritmo baten funtzionamenduan oinarrituz BBGko erritmo organizatuekin zehatza den QRS segmentazio algoritmoa sortuko da. Funtzio honekin hiru aplikazio lortu nahi dira: PR eta PEA erritmoen arteko desberdinketa; erritmoa diagnostikatzea eta pulstua detektatu.

Helburu nagusia lortzeko hainbat helburu partzial bete behar izango dira, hauek ondorengo atalean azaltzen dira.

### 3.2. Helburu partzialak

#### 3.2.1. Datu-basearen definizioa

Proiektuan zehar erabiliko diren seinaleak BBGan grabatutako erritmo organizatuak (PR eta PEA) dira, hauek ospitale-kanpoko BBB prozesuan grabatuko EKGak dira eta interferentzietatik libre daude. Bihotz erritmoen arabera bi datu-base desberdinetan sailkatu dira, PR eta PEA seinaledun fitxategiak izango dira. Datu-base hauetan gaixoaren eta EKGaren informazioa gordeta egongo da. Matlab ingurunean seinaleen prozesaketa lantzeko .mat formatuko fitxategiak izan behar dira. Hasieran 2372 PR eta 1542 PEA mozketaz osatutako datu-baseetatik aukeraketa egin da 83 PR eta 91 PEA mozketako fitxategiak lortuz. Datu-baseko seinale bakoitzean taupada bakoitzeko EKGa segmentatuko da, non Q R eta S uneen arteko segmentuak bereziko diren, hauek erreferentzia modura erabiliko dira garatuko diren algoritmoentzat.

#### 3.2.2. Erritmo egonkorren QRS segmentazio-algoritmoa

Erritmo egonkorrentzat garatu eta argitaratu den algoritmoa inplementatuko da BBGan nola funtzionatzen duen erreferentzia izateko. PR eta PEA erritmoekin zehaztasun maila neurtuko da, eta artearen egoeraren neurria izango da.

### 3.2.3. Denbora laburreko QRS segmentazio-algoritmoa garatu

Beste helburu partzialetako bat denbora laburreko eta erritmo erregularrentzako QRS uhina detektatzeko algoritmo baten garapena da, EKG seinale bakoitzeko QRS konplexuaren Q eta S uneak identifikatzeko. R uneak identifikatzeko erabiliko den algoritmoa BBGarentzat bereziki BioRes (Research Group in Bioengineering and Resuscitation) taldean garatutako algoritmoa da [16]. QRS segmentatzeko algoritmoari buruzko zehaztapenak metodologia atalean aurkezten dira.

### 3.2.4. Algoritmoekin lortutako zehaztasun maila estatistikoki ebaluatu

Bi mailetan ebaluatuko da algoritmoa: QRS metriken arabera eta PR/PEA sailkatzeko gaitasunaren arabera.

#### 3.2.4.1. QRS metriken ebaluazioa

Datu-baseko mozketako QRS uhinaren metrika desberdinen analisia egingo da, kontuan hartu diren uhinaren ezaugarriak honakoak dira: QR, RS eta QS distantzia, uhin luzera eta uhin azalera. Algoritmoekin kalkulaturako parametro hauek eskuz markaturako QRS konplexuaren erreferentziazko puntuekin konparatuta sortzen diren erroreak ebaluatuko dira.

#### 3.2.4.2. PR eta PEA seinaleen sailkapena

QRS iraupena, uhin luzera eta uhin azaleraren araberrako erregresio lineal batez mozketako seinalearen erritmo diagnostikoa egingo da, PR edo PEA sailkapena eginez.

## 4. Onurak

Proiektu honek hainbat esparrutan onurak ekar ditzake; arlo sozial, zientifiko, tekniko eta ekonomikoan eragina izan dezake.

### 4.1. Onura sozialak

QRS segmentazio algoritmo eraginkor bat lortuz gero aurrerapen esanguratsuak ekar ditzake pulstu detekzioan eta erritmo diagnosian. Era berean, BBG pazienteetan sorosleek jarraitu beharreko prozedura adierazteko erabili daiteke, BBB noiz hasi edo eten egin behar den jakiteko edo desfibrilazio elektrikoa beharrezkoa den adierazteko.

### 4.2. Onura zientifikoak

Onura zientifiko nagusiak ikerketa esparruan egindako ekarpenak dira. Proiektu honen laguntzaz etorkizunean garatuko diren QRS segmentazio detektagailuak eraginkorragoak izan ahalko dira. Lortutako emaitzekin eta sortutako detektagailuarekin eraginkorragoa den QRS algoritmoa sortu ahalko litzateke, ahultasun edo erroreak zuzenduz.

UPV/EHUn Bilboko Ingeniaritza Eskolako BioRes ikerketa taldeak bihotz-biriketako berpizte eta seinale medikuen prozesaketaren inguruan egiten du lan. Proiektu honek aipatutako ikerketa arloan ekarpenak egin ditzake eta ikerketa taldearen helburua den seinaleen prozesaketa bidezko BBBren optimizazioan lagundu

### 4.3. Onura teknikoak

Proiektu honetan zehar erabilitako materiala edo sortutako tresnak dira onura handienak eman ditzaketenak. Hasteko, erabilitako datu-baseak beste proiektu batzuetan aplikagarria izan daiteke.

Gainera, proiektuan zehar garatutako tresnak beste lan batzuetan erabilgarriak izan daitezke. Alde batetik, datu-basea ingurunea; honekin eskuz Q, R, eta S puntuen markaketa egiteko eta datu-baseko mozketak guztiak ikusteko erabili daiteke. Beste alde batetik, eskuz eta algoritmoez sortutako markaketa konparaketa egiteko ingurunea erabili

daiteke, honetan algoritmoa aukeratu, mozketako erroreak ikusi, eskuz eta algoritmoez mozketetan sortutako markaketa konparatu grafikoetan aplikatuz edo QRS segmentazio algoritmoaren sorketa egin daiteke. Honekin batera, emaitzak gordetzeko eta estatistikoki prozesatzeko erabilgarria ere izan daiteke.

Azkenik, denbora laburreko QRS detektagailua garatutako da, PR eta PEA erritmoen arteko desberdinketan, pultsua detekzioan eta geldialdi aurre ikusketan lagunduko duena.

## 4.4. Onura ekonomikoak

Proiektu honen helburua ez da dirua lortzea, epe laburrean behintzat. Hala ere, baliteke etorkizunean taldearentzat onura ekonomikoak ekartzea, hau da, lortutako algoritmoa edo emaitzak osasun edo ikerketa arloan aplikagarriak izatea. Horien artean, ROSC aurreratzeko edo pultsua detektatzea izan daitezke aplikazio zuzenenak, gaurko desfibriladoreek egiteko gaitasuna ez dutenak. Jakin behar da, arlo honetako ekarpen teknikoak eguneroko gailuetan integratzeko prozedurak luzeak eta zorrotzak direla, beraz, ez da espero onura ekonomikoak epe laburrean izatea.

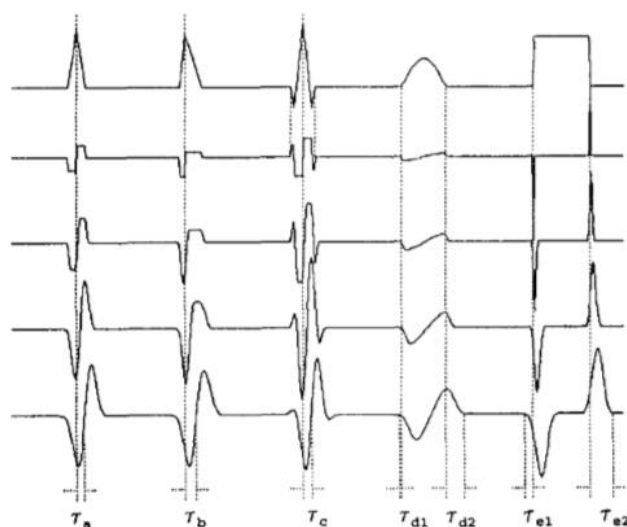
## 5. Artearen egoera

Atal honetan gaur egun proposatuta dauden QRS segmentatzeko algoritmo fidagarrienak azalduko dira. Hala ere, lehen aipatu bezala, algoritmo hauek paziente egonkorrekin frogatuta daude, ez BBBko erritmoekin, eta denbora luzeko EKG seinaleentzako sortua izan dira. Beraz, multi-eskala algoritmoa [17] eta Juan Pablo Martinez eta bere taldeak proposatutako Wavedet algoritmoa [9] aztertuko dira jarraian.

### 5.1. Multi-eskala algoritmoa

Algoritmo hau Wavelet transformatua oinarritzen da, lehenik R puntua identifikatuz, ondoren Q eta S puntuak identifikatzen ditu eta azkenik P eta T uhinak. Proiektu hau QRS segmentazioan oinarritzen denez Q eta S puntuen detekzioan bideratuko da algoritmo honen azalpena.

Hasteko QRS konplexuaren Wavelet transformatuaren osteko energia aztertzen da, eskala bitartean energia gehiena dagoela ondorioztatuz. Era berean, ondorioztatu da Q eta S uhinen energia eskalan dagoela; izan ere, bi uhin hauek maiztasun handikoak dira baina anplitude txikikoak. Artikulu honetan hurrengo irudia aurkitu daiteke, honen bidez Q eta S puntuen lekua justifikatzen da. Irudi honetako zutabe bakoitza uhin forma desberdin bat erakusten du eta lerro bakoitza energia eskala bat, non bigarren lerroa eskala den, hirugarrena hurrengoa eta azkenekoa eskala.



*Irudia 4: Multi-eskala algoritmoaren energia eta uhin formak*

Hortaz, algoritmo honek Q eta S puntuen detekzioarako eskalan aurkitu daitezkeen maximo edo minimoetara bideratuta dago. Bigarren lerroan eta hirugarren zutabearen oinarrituz, ikus daiteke Q eta S puntuak R puntuko bi aldeetara dauden balio absolutuko maximo hurbilenak direla, R sortutako maximo moduluen aurrean edo atzean puntuaren arabera.

## 5.2. Wavedet

Proiektu honetan Wavelet transformatuan oinarritutako QRS segmentatzeko algoritmoa erabiliko da; beraz algoritmo osoaren azalpena egingo da nahiz eta proiektu honetan T eta P uhinak ez aztertu. Transformatu honek seinalearen denbora eremu ezaugarriak ematen ditu, erresoluzio desberdinen bidez banatuz. Arrazoi honegatik EKG seinaleetan erabilgarria izan daiteke; seinale hauen ezaugarriak maiztasun desberdinetan kokatzen direlako. Era berean, zarata beste maiztasun batean aurkitzen denez desberdindu daiteke.

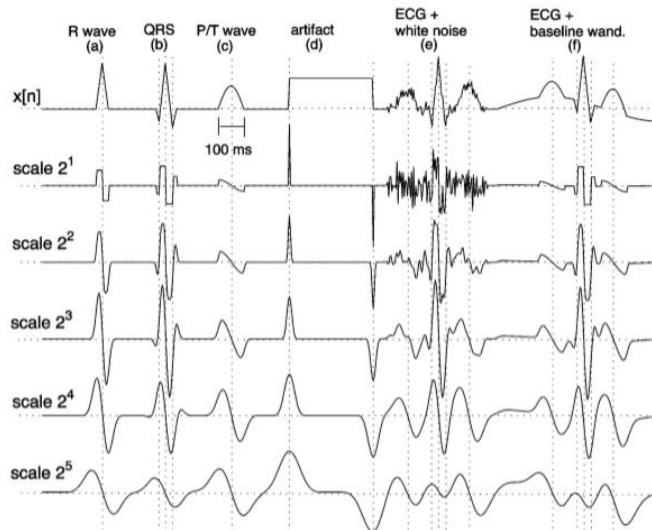
Talde honek proposatutako QRS detektagailua 4 ataletan garatu egin da:

### 1. QRS konplexua hautematea:

Hasteko QRS konplexua detektatzeko Li eta bere taldeak proposatutako multi-eskala algoritmo batean oinarritzen da [17], aurreko atalean adierazitakoa. Funtzio honekin R markak lortzen dira, transformatuaren osteko energia eskala erabiliz eta atalase maila batean oinarrituta maximotik minimorako aldaketa suertatzen direnean R unea markatu egiten da. Hala ere, Juan Pablo Martinez eta bere taldeak zenbait aldaketak egin dituzte: QRS uhinaren detekzioa ez da R puntuaren menpekoa izango; beraz uhin negatiboak detektatu daitezke ( eskalan minimotik maximorako aldaketak onartzen dira). Hortaz, uhin formak indibidualki aztertzen dira, anplitudeetan bakarrik oinarrituz.

Hurrengo irudian eskalen arteko desberdintasunak erakusten dira, lehenengo zati honetarako lehenengo zutabea (R wave) kontuan izan da, R puntua eskalan minimotik maximorako edo maximotik minimorako *zero crossing*-a izanik:





Irudia 5: EKG uhinen simulazioa Wavelet transformatuaren eskala desberdinetan

## 2. QRSaren delineazioa:

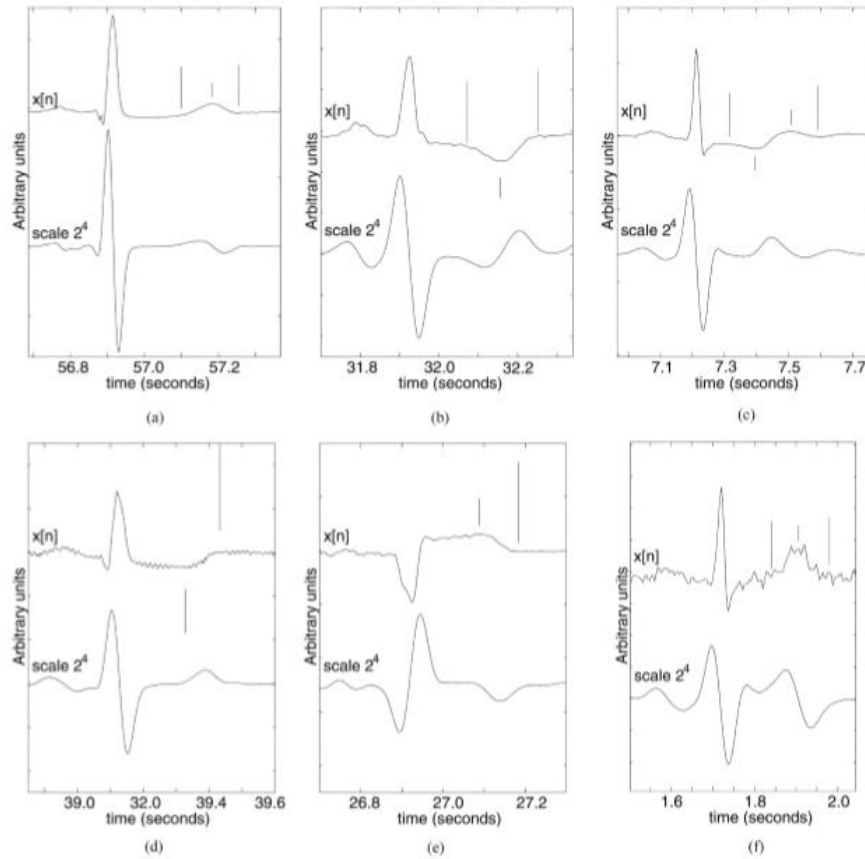
Detektoreak emandako posizioen arabera bi aldeetara seinu kontrako bi maximo egon behar dira, hau da negatibo-positibo edo positibo-negatibo bikote bat eskalan; aurreko irudiko hirugarren lerroan ikus daitekeen moduan. Hauek lortuta aurreko eta atzeko atalase baten arabera balio absolutuko maximoak bilatuko dira. Era berean, bi puntu hauen artean dagoen eskalako zero balioko posizioa uhin gailurra izango da; hau da R unea. Azkenik, onset (Q) eta offset (S) puntuak lortzeko QRS konplexuaren detekzioa erabiltzen da; izan ere, bi puntu hauek QRS konplexuaren malda adierazlean daude. Hortaz, QRS konplexutik hurbilen dauden laginak izango dira Q eta S puntuak.

Esan beharra dago algoritmo hau nahiz eta aurrekoan oinarrituz markaketa irizpide desberdina erabiltzen duela Q eta S unek adierazteko. Honetan R puntu osteko minimoak Q eta S puntuak dira, lehenengo lerroan eta bigarren zutabeetan ikus daitekeen moduan. Aurrekoan ordez, bi puntu hauek ez dira minimoetan ematen, baizik eta minimo eta *base line*-aren artean dagoen maldan kokatu egin dira.

## 3. T uhinaren hautematea eta delineazioa:

Hasteko leihuetan oinarritutako azterketa egin da, QRS eta R-R tartetean oinarrituz. Leiho hauetan atalase balio baten menpeko maximo absolutuak lortuko dira eskalan (irudiko hirugarren zutabea). Maximo absolutu bikote bakoitzeko T uhina detektatu da, non zero balioa lortzen duenean uhinaren gailurra den.

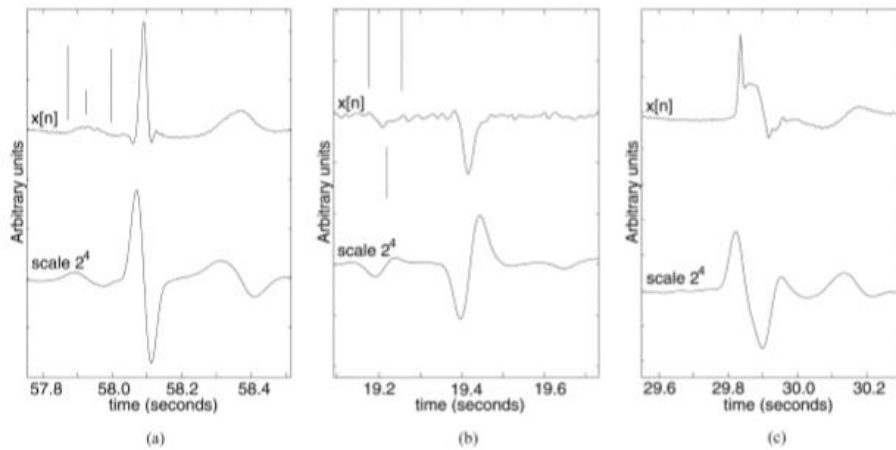
Maximo hauen seinua erabakitzeko seinalearen T uhinaren forma kontuan izan behar da; izan ere 6 motatako T uhinak aztertu daitezke. energia eskalan T uhina lortzen ez bada eskalan egingo da prozesu bera.



Irudia 6: T uhin formak : (a) uhin positiboa (b) uhin negatiboa (c) uhin bifasikoa (d) uhin gorakorra (e) uhin beherakorra (f) maila baxuko S/N uhina

#### 4. P uhinaren hautematea eta delineazioa:

T uhinaren prozedura bera jarraitzen da kasu honetan hartu beharreko leihoa eta atalase balioak P uhinari egokituz. Gainera, P uhinaren kasuan 3 mota bakarrik desberdintzen dira:



Irudia 7: P uhin formak: (a) uhin positiboa (b) uhin negatiboa (c) uhin gabeko EKGa

Esan beharra dago bi algoritmo hauek erritmo egonkorrentzat diseinatu zirela, non pazienteak hemodinamikoki egonkorra den minutu eta orduetan. Aldiz, BBGaren kasuan erritmoak oso ezegonkorak dira, eta segundo gutxiko tartean mantentzen da. Laburbilduz, atal honetan proposatutako bi algoritmoak denbora luzerako eta erritmo egonkorrentzako diseinatu egin dira; hortaz, proiektu honekin kontrako kasuak lortu nahi dira, denbora laburreko BBGko erritmo irregularrak eta aberranteak segmentatzea.

## 6. Aukeren analisia

### 6.1. Deskribapen orokorra

Proiektu honekin ebatzi beharreko arazoa BGGko erritmo organizatuekin zehatza den denbora laburreko seinaleak segmentatzeko algoritmoa da. Helburura iristeko interfazeak garatuko dira: datu base, algoritmo eta emaitzen analisirako interfazeak. Beraz, software garapena beharrezkoa da, seinaleak prozesatzeko eta manipulatzeko.

### 6.2. Aukerak

Softwarea garatzeko programazio ingurune desberdinak aurkitu daitezke; beraz, atal honetan aukera desberdinak aztertuko dira, haien abantailak eta desabantailak kontuan izakin.

- C programazio lengoaia

Alde batetik, abantailetan oinarrituz, C programazio lengoaia oso garatuta dagoen lengoaia da, ia edozein algoritmo inplementatu daiteke ingurune honen bitartez. Gainera, office elementuekin lan egiteko kapaza da.

Beste alde batetik, desabantailak aztertuz, C lengoaia ez dago objektuetara orientatuta; hau da, erabiltzailea eta programa elkarri eragitea saihesten da. Bestalde, ezin da erabiltzaile interfaze grafikoaren (GUI) bidezko inplementaziorik garatu.

- Objektuetara zuzendutako programazioa (Java/C++)

Abantailekin hasteko, ingurune hau objektuetara zuzendutako programazio da; beraz, edozein inplementazio garatzeko kapaza da. Ingurune nagusienak Java eta C++ dira, biek GUI garapenak egin daitezke.

Desabantailen artean, seinaleen irudiak sortzeko zailtasuna da, nahiz eta seinaleen balioak arrai batean kokatu.

- Matlab programazio lengoiaia

Abantailen artean, seinaleen informazioa manipulatzeko erraztasuna da. Bestalde, matematika eragiketak egiteko funtzioak garatuta daude eta algoritmoak sortzeko erraztasuna beste lengoaietan bezalakoa da.

Azkenik, desabantailen artean GUI tresnaren garapena da, Java edo C++ baino garapen maila txikiagoa dauka, hau da, lortuko daitezkeen ikusizko emaitzak ez dira objektuetara zuzendutako programazio lengoaien bezain hobeak.

### 6.3. Hautaketa irizpideak

Irizpide nagusia tresna erabiltzeko zailtasunean oinarritzen da, erraz manipulatu behar da baina datuen informazioa galdu gabe. Beraz, garatu beharreko tresnak seinaleei buruzko informazioa ondo islatu behar du. Gainera, proiektu onen oinarritzko materiala EKG seinaleak dira, hau da, seinaleekin lan egiteko kapaza izan behar da.

Laburbilduz hautaketa irizpideak interfazearen erabilera erraza eta intuitiboa eta seinaleen prozesaketa erraztasunak dira.

### 6.4. Ebazpidearen aukera

Proiektuaren helburu den algoritmoa garatzeko lehen azaldutako programazio lengoaien artean aukeratu behar da. Aurreko ataleko irizpideak jarraituz Matlab ingurunea aukeratu da. Lan honen garapena GUI eta seinaleen bidez gauzatuko da; beraz, Matlab da bi ezaugarri hauek batzeko kapaza den ingurunea. C programazio lengoaiaren bidez ezin da GUI bat landu eta Java edo C++ inguruneak erabiliz seinale kudeaketaren zailtasun maila igoko da.

## 7. Arriskuaren analisia

Lanaren atal honetan proiektuaren garapenean gerta daitezkeen arriskuak azterketa egingo da. Hauek hasiera batean aurreikusi egin dira.

Arriskuaren motaren arabera; hau da, gertatzeko probabilitatearen eta proiektuan izan dezakeen eraginaren arabera lehentasun maila desberdinetan sailkatuko dira. Gainera hauek ekiditeko kontingentzia planak egin dira. Aipatutako ezaugarri guztiak hurrengo ataletan aurkezten dira.

### 7.1. Datuen galera (A)

Erabili beharreko tresna ordenagailua da, bertan seinaleak eta garatu beharreko inguruneak sortu eta gordeko dira. Beraz, hauek galtzearen arazoa izateko probabilitate txikia izan arren proiektuan eragin handia izango luke.

Arrisku hau ekiditeko proiektuko atal desberdinen kopiak egingo dira gailu desberdinetan gordez.

### 7.2. Atzerapenak (B)

Proiektuaren denbora planifikazioa betetzen ez denean ematen da. Arazo hau gertatzeko probabilitatea handia da eta eragina baxua dauka. Lana bakarka egiten denez denbora errekeratzea erraza da, lan planera iritsiz.

Arrisku hau ekiditeko proiektuaren planifikazioa malgutasunarekin sortu egingo da, lanaren atal bakoitzean eman beharreko denborari ordu gehiago batuz, ezustekoen aurrean erreakzio denbora izateko.

### 7.3. Arazo teknikoak garatutako tresnarekin (C)

Lanaren helbururako garatu beharreko inguruneek arazoak sortu ahal dituzte, gehienbat kode erroreak dira arrisku honen arazo nagusiak. Arrisku honen gertatze-probabilitatea handia da eta proiektuan izan ahal duen eragina handia da, proiektuaren helburua ez betetzeko arriskua izanik.

Kontingentzia plan moduan kodearen probak izango dira; hau da, zati txikitan banatuta inguruneen funtzionamendu zuzena egiaztatuko da. Ingurunearen atalen bat sortzean probak egingo dira erroreren bat egotekotan konponbidea emanez.

## 7.4. Tresnen prozesatze astuna (D)

Garatutako algoritmoak prozesatze astunegiak izatekotan arazoak sortu ditzake, hau da, prozesaketak denbora asko eraman dezake atzerapenak sortuz. Gertatzeko probabilitatea ertaina da baina eragin baxua dauka.

Arrisku hau ekiditeko bi kontingentzia plan egon daitezke: itxaroten den bitartean denbora beste gauza batean aprobe txatu edo tresna ahalik eta efizienteen egin.

## 7.5. Langileen bajak (E)

Planifikazioan atzerapenak sortu dezakeen arriskua da; izan ere, lantaldeko kideren batek baja hartzekotan bere lana denbora batez bertan behera geratuko litzateke. Arazo hau gertatzeko probabilitatea baxua izan arren eragina handia izango litzateke.

Arazo honi aurre egiteko bi irtenbide eman daitezke. Alde batetik, lan taldean ezagutza maila bereko bi pertsona egotea izango litzateke, bat baja hartzekotan besteak bere lana egiteko kapaza izango litzateke. Beste alde batetik, lanaren plangintza egoera berrira moldatu.

## 7.6. Datu-base txiroa (F)

Algoritmo bat sortzerako orduan ahalik eta proba gehien egitea komeni da, ezaugarri desberdinez osatutako seinaleekin ematen diren emaitzak ebaluatzeke. Seinale gutxi izatekotan posiblea da algoritmoaren emaitzak zuzenak izatea, arazoak eman dezaketen seinaleak datu-basean gordeta ez daudelako. Arrisku hau gertatzeko probabilitatea txikia da baina eragina ertaina da.

Arrisku honen kontingentzia plana datu-base sorreran aplikatuko da, seinaleak mota desberdinekoak izan behar dira, ezaugarri desberdinak izanez eta mota bakoitzeko seinale bat baino gehiago sartuz.

## 7.7. Arrisku analisiaren laburpena

Arrisku hauek probabilitate-eragin matrize batean sailkatuko dira arazoaren inpaktuaren arabera lehentasunak identifikatzeko.

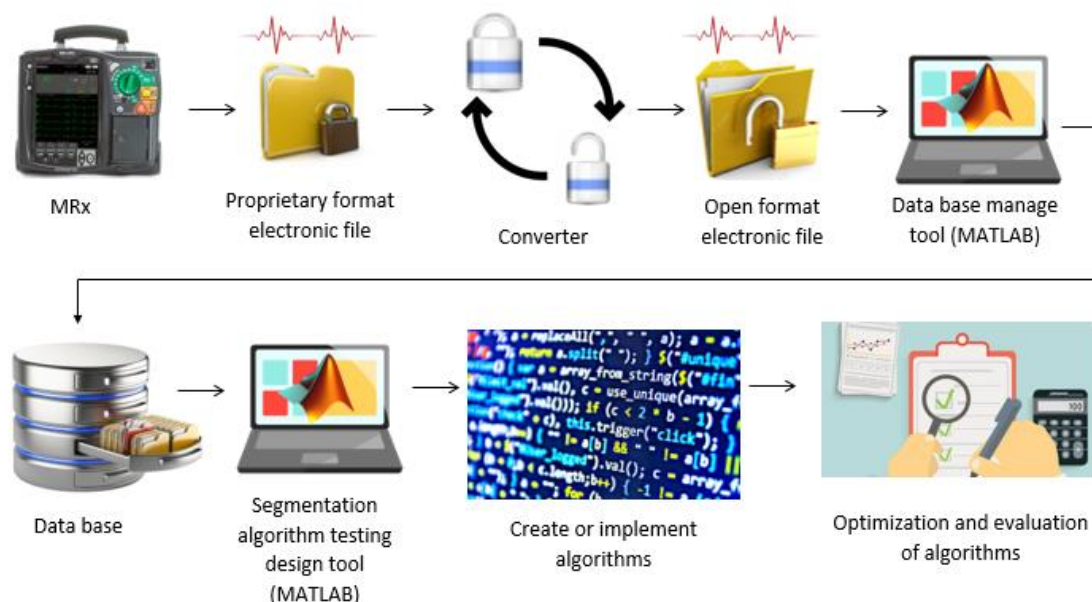
		ERAGINA				
		Oso Baxua (0.05)	Baxua (0.1)	Moderatua (0.2)	Altua (0.4)	Oso altua (0.8)
PROBABILITATEA	Arraroa (0.1)			<b>F</b>	<b>E</b>	<b>A</b>
	Nezekoa (0.3)					
	Posiblea (0.5)	<b>D</b>				
	Gerta daitekeena (0.7)		<b>B</b>		<b>C</b>	
	Ia ziurra (0.9)					

Taula 1: Probabilitate-eragin matrizea



## 8. Irtenbidearen diseinua

Proiektuaren helburua lortzeko jarraitu beharreko faseak ondorengo eskeman azaltzen dira:



*Irudia 8: Irtenbide diseinuaren eskema*

Hasteko MRx gailuetan erregistratutako episodioak hartu dira non 1561 episodioetatik ROSC/noROSC bereizketa egin den. Bereizketa horren ondoren episodio desberdinetan 5 segundoko mozketak egin dira bi datu-base desberdin lortuz PR eta PEA; lehenengoak pultsua errekueratu duten episodioetako mozketak gordetzen ditu (ROSC); bigarrenak berriz, pultsua errekueratu ez dutenak (noROSC). Beraz, azkeneko datu-baseak 2372 PR eta 1542 PEA mozketaz osatuta daude, 279 episodio desberdin izanik.

Pazienteen informazioa eskuraturik seinaleen prozesaketa hasi da, Matlab ingurunea erabili da proiektuaren kudeaketarako. Datu-basearekin lan egiteko GUI bat sortu da, bertan paziente guztien EKG mozketak bistaratu ahal izateko, horrela lanaren hurrengo atalantzako oinarrizko seinaleak hautatu ahal izan dira. Hasieran 2372 PR eta 1542 PEA mozketaz osatutako datu-baseetatik aukeraketa egin da 83 PR eta 91 PEA mozketako fitxategiak lortuz; hauek izan dira momentu honetatik aurrera erabiliko diren seinaleak. Gainera ingurune honekin datu-baseko seinale bakoitzean taupada bakoitzeko EKG segmentazioa egin daiteke, non Q R eta S uneen arteko segmentuak bereizi diren, hauek erreferentzia modura erabili dira garatuko diren algoritmoentzat. Beraz, datu-base

eguneratu bi sortu dira, PR eta PEA datu-base eguneratuak, non QRS segmentazioa gordeta egongo den.

Ondoren, beste GUI bat garatu da algoritmoen aplikazioa eta garapena kudeatzeko. Ingurune honetan aukeratutako seinaleak eta segmentazioak bistaratuko dira. Bestalde, erritmo egonkorreko QRS segmentazio algoritmoa aplikatu daiteke, PR eta PEA erritmoekin zehaztasun maila neurtuko da aurreko ingurunean markatutako Q, R eta S puntuekin, geroago garatuko den algoritmoarentzat erreferentzia izanik. Aplikatu den funtzioa Juan Pablo Martinez eta bere taldeak proposatutako algoritmoa izango da [9].

Denbora laburreko QRS segmentazio algoritmoa sortzeko gailua aurreko interfaze bera izan da. Funtzio hau Wavelet transformatuaren (SWT) bidez sortu da, iragazkiaren seinale forma, iragazki kopurua eta emandako koefizienteetan oinarritu da; honen arabera QRS segmentazioa eginik. Gainera GUI berean sortutako algoritmoaren zehaztasun maila neurtu da metrika ezaugarri desberdinen laguntzaz. Parametro hauek QR, RS eta QS distantzia, uhin luzera eta uhin azalera izan dira. Bi algoritmoen bost metrika hauen zehaztasun maila datu-base batean gorde dira emaitzen analisia kudeatu ahal izateko.

Azkenik, emaitzen analisi estatistikoa egin da, horretarako datu-baseko mozketako QRS uhinaren metrika desberdinen analisia eta PR/PEA seinale sailkapena egin da. Lehenengoan grafikoaren bidez metrika bakoitzeko eta erabilitako algoritmoaren arabera errore absolutua eta erlatiboa irudikatu dira konparazioa erraztatzeko asmoz. Seinale sailkapena egiteko QRS iraupena, uhin luzera eta uhin azaleraren arabera erroregresio lineal batez mozketako seinalearen erritmo diagnostikoa egin da

## 9. Metodologia

Txostenaren atal honetan proiektuaren fase desberdinen deskribapena egingo da, erabilitako metodo teknikoak eta tresnak aztertuz.

### 9.1. Datu-basearen garapena

Proiektuan erabili den informazioa Philips HeartStart MRx desfribiladoreek bildutako 1561 episodioko datuak dira, non EKG eta BI 1015 episodioetan dauden. Hauek EKGak 250 Hz-ko laginketa maiztasunarekin eta 1.03  $\mu$ V-ko erresoluzioarekin gordetzen dituzte. *DFW Center of Research (UTSW, Dallas)* agentziatik bidalitakoak dira, Txaseko Unibertsitateari lotuta dagoena.

Hasteko ROSC eta noROSC sailkapena egin da; hau da, pultsua errekuperatu duen edo ez jakitea, geroago egingo den sailkapenerako lagungarria izan dena. Bi ezaugarri kontuan izan dira episodioak aukeratzekoan. Alde batetik, pultsua errekuperatzekotan (ROSC) ezinbestekoa da honen ostean sakadak edo desfibriladorearen erabilerarik ez egotea. Beste alde batetik, noROSC taldeko seinaleak hildako pazienteenak izan dira.

Beraz, bi datu-base garatu egin dira PR eta PEA, non ROSC episiotatik PR sortu den eta noROSC-etatik PEA. Guztiak 5 segundoko mozketak izango dira. PR episodiooko 30 segundoko distantzia minimoa utzi da mozketetarako eta PEA mozketetan segundo batekoa. Ortaz, gutira 279 episodioko datu-baseak lortu dira, 3914 mozketak guztira, 2372 PR eta 1542 PEA.

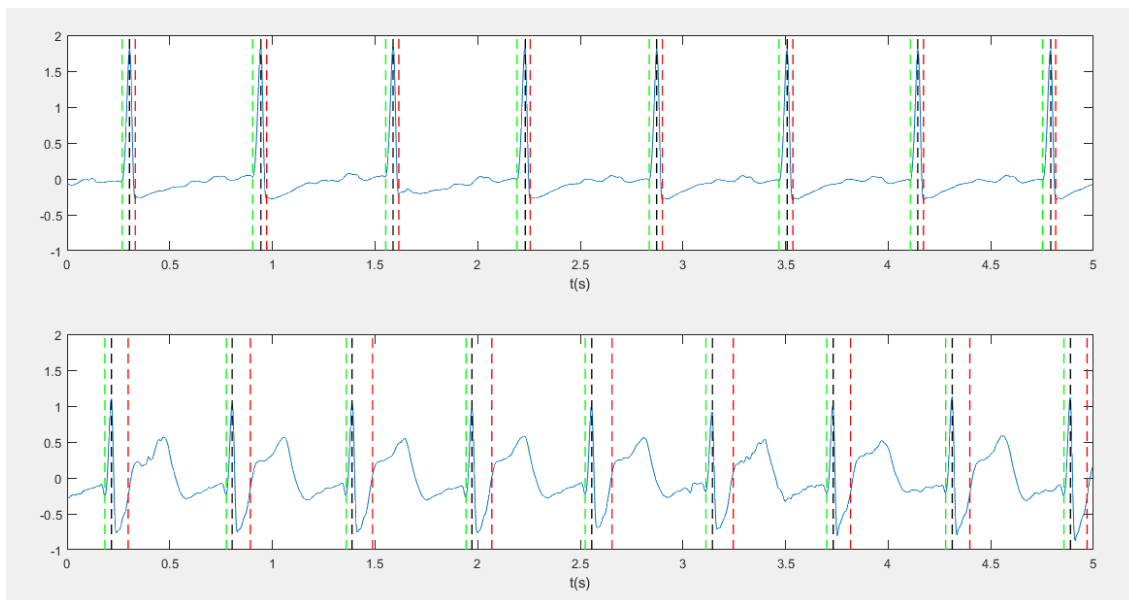
Hortaz, bi datu-base hauek data\_PR eta data\_PEA egiturez sortuta daude zeinak hurrengo eremuko informazioa gordeko dute:

- Bereizketa egiteko mozketako identifikazio izen desberdina. Hala ere, paziente desberdinak ere desberdindu dira identifikazio zenbaki batekin.
- EKG eta laginketa maiztasunaren inguruko informazioa.
- Erritmo sailkapena, mozketak datu-base batean edo bestean dagoen arabera.
- QRS markaketa/segmentazioko denbora uneak, eskuz nahiz algoritmoak erabiliz.

## 9.2. Datu-basea kudeatzeko tresna

Tresna honek datu-baseetako seinaleak aztertzeko sortu izan da, hain zuzen PR eta PEA datu-baseetako mozketen EKGak kudeatzeko. MATLABen ingurune honen bitartez 2372 PR eta 1542 PEA EKG, lehenengo eta bigarren deribatuak bistaratu daitezke R unek identifikatuta izanik, horretarako erabili den algoritmoa BBGarentzat bereziki garatutako algoritmoa da [16]. Beraz, aurreko guztia lagungarria izanik Q eta S puntuak eskuz markatuko dira; hala ere hasieran oinarriko markaketa bat izateko R unearen bi aldeetara lehenengo maximo edo minimoak markatzen dira; R unea maximoa izatekotan lehenengo minimoak markatuko dira; ostera, R minimoa izatekotan maximoak markatuko dira. Markaketa hau lerro bertikalen bitartez EKGaren irudikapenean egingo da, Q kolore berdez, beltzez R eta S gorriz.

Eskuz egindako markaketa irispideak G.W. Skejeflo eta bere kideek egindako artikulutik hartu egin dira [18]. Hauen iritziz QRS zabalera R uhinaren oinarriko inflexio puntutik ST segmentuaren hasieraraino definituta dago. Hala ere, QRS eta ST segmentuen arteko desberdinketa garbirik gabeko kasuak eman daitezke; hortaz kasu horietan T uhinaren hasierako base-linea hartu da S puntu gisa. Hurrengo bi adibideetan S marka irizpidearen desberdinketa ikus daiteke:



*Irudia 9: S unearen irizpide desberdinak*

### 9.2.1. Zehaztapenak

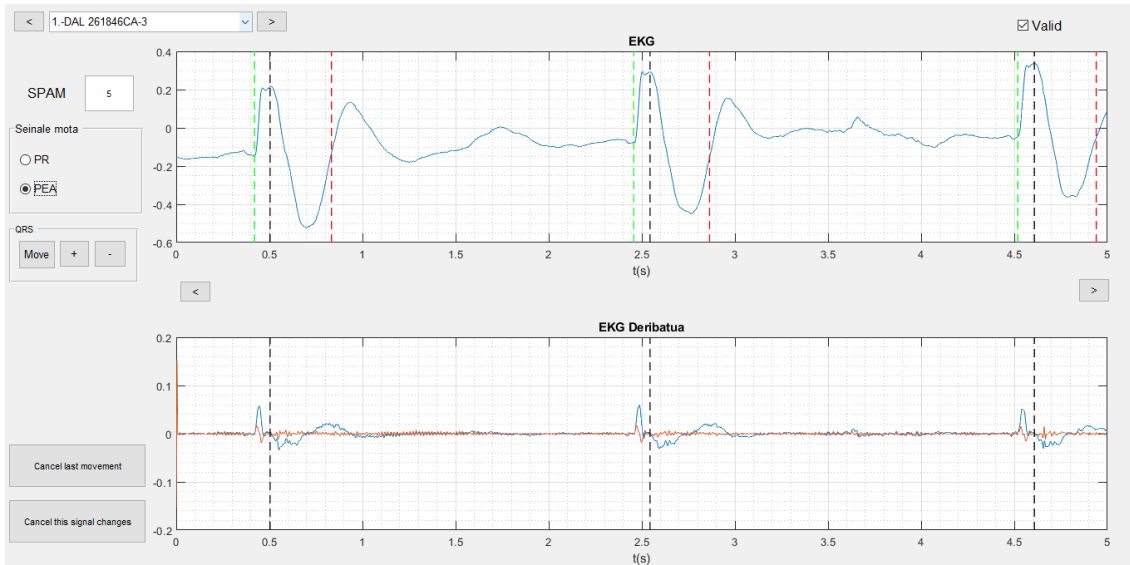
Azpiatal honetan tresnaren funtzionalitate desberdinak azalduko dira, datu-basearen kudeaketan interfazearekin egin daitezkeen ekintzak azalduz.

- BI *Radiobutton* bitartez erregistro mota aukeratu daiteke, aztertu nahi den seinalea PR edo PEA den aukeratzeko.
- Menu irristakor baten bitartez bistaratu nahi den mozketaren aukeraketa egingo da. Gainera bi aldeetara zuzendutako gezien bitartez aurreko edo hurrengo erregistroa aukeratu ahal izango da.
- Move botoiaren laguntzaz aukeratutako lerro bertikala nahi den tokira mugituko da.
- Marka bat gehitzeko + botoia erabiliko da aukeratutako lekuan jarritz.
- Markak ezabatzekotan – botoia erabiliko da aukeratutako marka kenduz.
- Geroagoko azterketarako erabiliko diren mozketak aukeratzeko Valid erabiliko da, hautatuta izatekotan datu-base eguneratu batean gordetzen dira.
- Irudikapenaren azterketa sakon bat egitekotan SPAM parametroaren bitartez zoom-a egingo da. Gainera EKG grafikoaren beheko aldean dauden gezien bitartez seinalearen denbora tarteak aldatuko da.
- QRS markaketa aldaketak deuseztatzeko bi botoi daude, bata azkeneko mugimendua bertan behera usteko (Cancel last movement) eta besteak seinaleari egindako aldaketa guztiak baliogabetzeko (Cancel this signal changes).
- Markak definituta datu-base mozketako egitura hurrengoak izango da:

```
reg_name: 'DAL 263360 CA-6'  
fs_ecg: 250  
s_ecg: [1250×1 double]  
fs_pci: 200  
s_pci: [1×1000 double]  
rhythm: 1  
ini: 1.8161e+03  
fin: 1.8211e+03  
ID: 1  
patID: 1  
revised: 1  
valid: 1  
Rpuntuak: [0.3040 0.9440 1.5880 2.2320 2.8720 3.5080 4.1440 4.7920]  
Qpuntuak: [0.2680 0.9040 1.5520 2.1920 2.8360 3.4680 4.1080 4.7520]  
Spuntuak: [0.3320 0.9720 1.6160 2.2560 2.9000 3.5360 4.1720 4.8160]
```

*Irudia 10: Datu-baseetan sortutako eremu berriak QRS segmentazioa adierazteko*

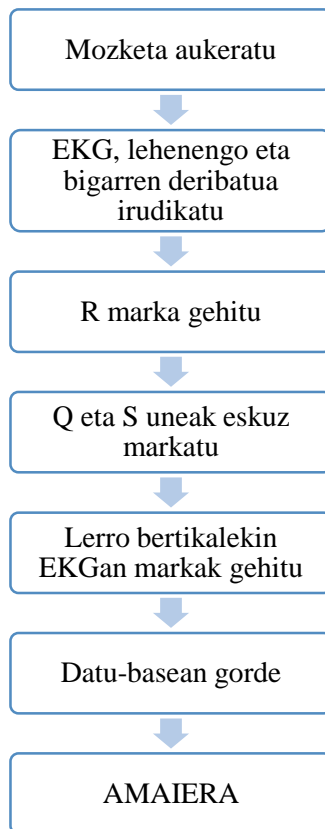
Hurrengo irudian tresnaren formatua ikus daiteke:



Irudia 11: Datu-basea kudeatzeko tresna

## 9.2.2. Funtzionamendua

Jarraian tresnaren funtzionamendua azaltzen duen fluxu diagrama aurkezten da, jarraitu beharreko faseak adieraziz.



Irudia 12: Fluxu diagrama: Datu-basea kudeatzeko tresnaren funtzionamendua

## 9.3. Erritmo erregularreko algoritmoa aplikatzeko tresna

Tresna honek algoritmoen QRS segmentazioa aztertzeke sortu izan da, hain zuzen erritmo egonkorrentzat garatu eta argitaratu den algoritmoa eta SWTrekin sortutako algoritmoaren azterketarako. MATLABen ingurune honen bitartez 83 PR eta 91 PEA EKG aztertuko dira, Wavedet edo SWT aplikatuz. Wavedet aplikatzerakoan hiru irudikapen desberdin egongo dira: lehenengoa EKG *gold standard* markaketarekin, bigarren grafikoan lehenengo eta bigarren deribatuak R markarekin eta azkenik EKG seinalea Wavedet segmentazioarekin. SWT aplikatzekeotan irudikapenak hurrengoak dira: lehenengoa EKG *gold standard* markaketarekin, bigarrenean SWT hurbilketarekin eta hirugarrenak SWT zehaztasun mailarekin. Azken bi hauek QRS markaketa berezi bat izango dute R marka errespetatuz. Hurbilketarako R unearen bi aldeetako maximo eta minimoak kalkulatu dira, R maximoa bada Q eta S hurbileneko minimoak izango dira; ostera, R minimo bat izatekotan Q eta S ondoko maximoak izango dira. Zehaztasunaren kasuan R unea *zero crossing* batean egongo da non bi aldeetarako hurrengo *zero crossing-ak* Q eta S puntuak izango diren. Gainera, konparaketa egiteko taula barneratuta dauka, bertan *gold standard* eta algoritmoen segmentazio desberdinketa ikus daiteke eta bi hauek, algoritmoen segmentazioa eta erroreak, datu-baseetan gorde daitezke.

Aurreko guztia kontuan izanik oso irregularrak eta aberranteak diren erritmo organizatuak SWTrekin implementatutako algoritmoa sortzeko lagungarria izango delakoan sortu egin da

### 9.3.1. Zehaztapenak

Jarraian tresnaren funtzionalitate desberdinak azalduko dira, interfaze honekin egin daitezkeen ekintza desberdinak azalduz.

- Bi *Radiobutton* bitartez erregistro mota aukeratu daiteke, aztertu nahi den seinalea PR edo PEA den aukeratzeko.
- Menu irristakor baten bitartez bistaratu nahi den mozketaren aukeraketa egingo da. Gainera bi aldeetara zuzendutako gezien bitartez aurreko edo hurrengo erregistroa aukeratu ahal izango da.
- Irudikapenaren azterketa sakon bat egitekotan SPAM parametroaren bitartez zoom-a egingo da. Gainera EKG grafikoaren beheko aldean dauden gezien bitartez seinalearen denbora tartea aldatuko da.

- Algoritmoa aukeratzeko bi *Radiobutton*.
- SWT konfigurazioa aukeratzeko taula.
- SCORES taula, *gold standard* eta algoritmoen segmentazio errorea adierazten duena.
- Data base botoia, algoritmoen QRS segmentazio markak datu-basean gordetzeko eta erroreen datu-basea sortzeko ebaluaketa estatistikoa errazteko.
- Algoritmoen markak definituta datu-base mozketako egitura hurrengoa izango da:

```

reg_name: 'DAL 263360 CA-6'
fs_ecg: 250
s_ecg: [1250x1 double]
fs_pci: 200
s_pci: [1x1000 double]
rhythm: 1
ini: 1.8161e+03
fin: 1.8211e+03
ID: 1
patID: 1
revised: 1
valid: 1
Rpuntuak: [0.3040 0.9440 1.5880 2.2320 2.8720 3.5080 4.1440 4.7920]
Qpuntuak: [0.2680 0.9040 1.5520 2.1920 2.8360 3.4680 4.1080 4.7520]
Spuntuak: [0.3320 0.9720 1.6160 2.2560 2.9000 3.5360 4.1720 4.8160]
Q_WAVEDET: [0.9080 1.5520 2.1920 2.8360 3.4720 4.1080]
R_WAVEDET: [0.3000 0.9400 1.5840 2.2280 2.8680 3.5040 4.1400 4.7880]
S_WAVEDET: [0.9760 1.6160 2.2600 2.9040 3.5360 4.1760]
Q_SWT: [0.2680 0.9080 1.5520 2.1920 2.8360 3.4720 4.1080 4.7560]
R_SWT: [0.3040 0.9440 1.5880 2.2320 2.8720 3.5080 4.1440 4.7920]
S_SWT: [0.3280 0.9680 1.6120 2.2520 2.8960 3.5320 4.1680 4.8160]

```

Irudia 13: Datu-baseetan sortutako eremu berriak algoritmoen QRS segmentazioa adierazteko



- Erroreen datu-basea hurrengo egitura dauka:

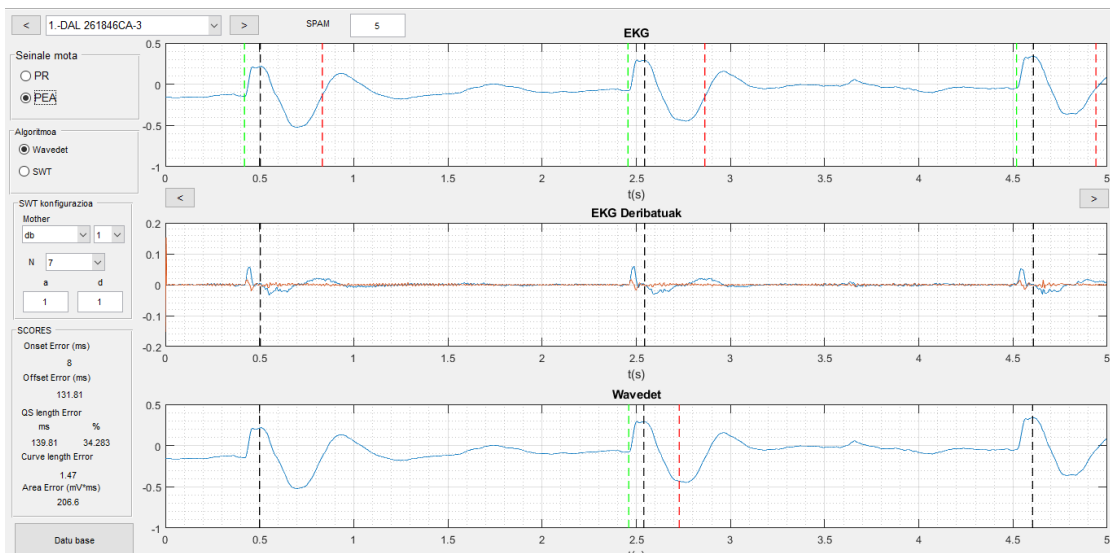
```

name: 'DAL 263360 CA-6'
qe_WAVEDET: 4.0000
qrel_WAVEDET: 14.1805
se_WAVEDET: 8.0000
srel_WAVEDET: 24.1993
QS_WAVEDET: 4.0000
QSrel_WAVEDET: 6.0662
CL_WAVEDET: 0.0450
CLrel_WAVEDET: 0.1542
A_WAVEDET: 4.4260
Arel_WAVEDET: 1.2782
qe_SWT: 8.0000
qrel_SWT: 16.8508
se_SWT: 10.0000
srel_SWT: 19.6721
QS_SWT: 12.0000
QSrel_SWT: 18.7500
CL_SWT: 0.2155
CLrel_SWT: 0.0135
A_SWT: 9.7460
Arel_SWT: 2.5505

```

*Irudia 14: Errore datu-baseen egitura*

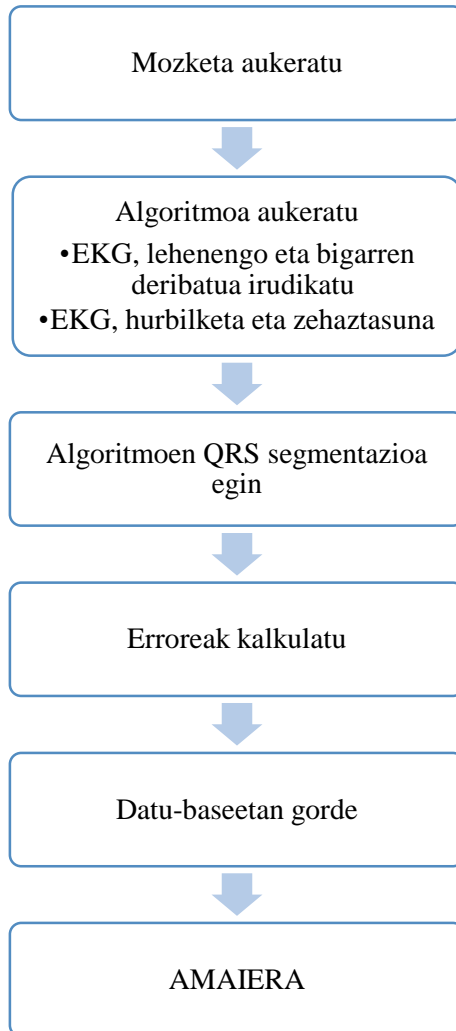
Hurrengo irudian tresnaren formatua ikus daiteke:



*Irudia 15: Erritmo erregularreko algoritmoa aplikatzeko tresna*

### 9.3.2. Funtzionamendua

Azpiatal honetan tresnaren funtzionamendurako fase desberdinak azaltzen dituen fluxu diagrama aurkezten da.



*Irudia 16: Fluxu diagrama: Erritmo erregularreko algoritmoak aztertzeko tresna*

### 9.4. Denbora laburreko QRS segmentatzeko algoritmoaren garapena

Ondoren azalduko den algoritmoaren helburua erritmo erregularren (PR eta PEA) EKGak segmentatzea da. Bi seinale mota hauen arteko desberdintasun nagusia QRS konplexuan dago, PEA erritmoa PR erritmoekin alderatuz QRS oso berezi eta aldakorak dituzte, QRS segmentuaren zabalera handiagoa izanik.

### 9.4.1. Stationary Wavelet transform

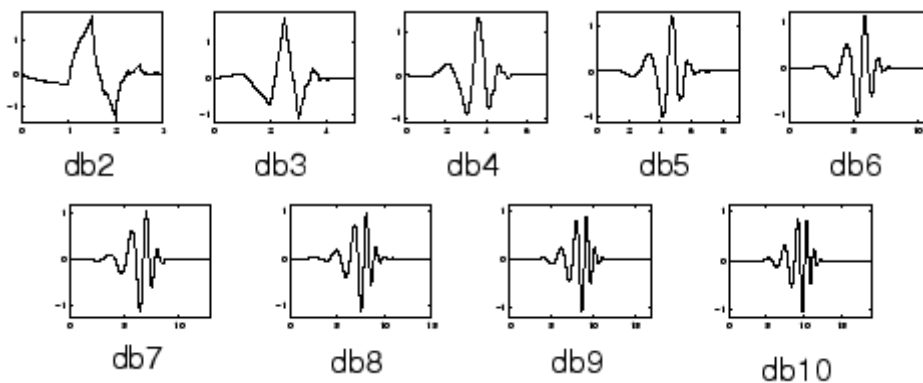
Algoritmoarekin hasi aurretik Stationary Wavelet transformatuaren azalpena egingo da. Era orokor batean azalduz Stationary Wavelet transformatua oinarritzko funtzioen deskonposizio bat da non hurrengo formularekin definitzen den.

$$W_a f(b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \varphi_{s,T}(t) dt$$

$\varphi_{s,T}(t)$  funtzioak “Wavelet mother” izeneko funtzioen translazioa (b) eta eskala (a) aldaketaren arabera dira:

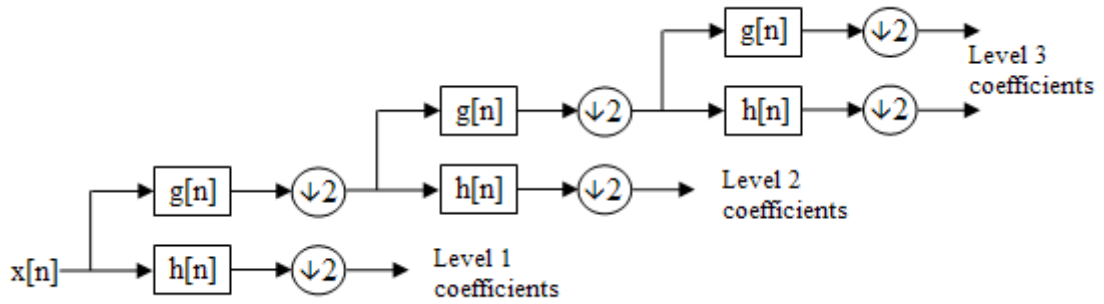
$$\varphi_{s,T}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi\left(\frac{t-b}{a}\right), a > 0$$

$\varphi_{s,T}(t)$  funtzioak “Wavelet mother” berdinetik sortuak izan badira eskala (a) eta kokaleku (b) desberdina izan arren forma bera dute. Bestalde, maiztasunekin lan egiterako orduan kontuan izan beharreko parametroa eskala da; maiztasun txikietan a handia erabiltzen da ( $\varphi_{s,T}(t)$  eskala handia) eta maiztasun handietan a txikia ( $\varphi_{s,T}(t)$  eskala txikia) [9, 19]. Hurrengo irudian “Wavelet mother” adibidea ematen da, zehazki *Daubechies* taldea:



Irudia 17: *Daubechies* Wavelet mother

Stationary Wavelet transformatu jarraian oztipo nagusia koefizienteen independentzia eza da, deskonposizio ez ortogonal izatera bultzatuz. Honi soluzioa emateko a eta b diskretu bihurtzen dira, normalean  $a=2$  izaten da, era honetan banda pase iragazki multzo baten bezala definitu daiteke, Mallat-en algoritmoari eutsiz [20].

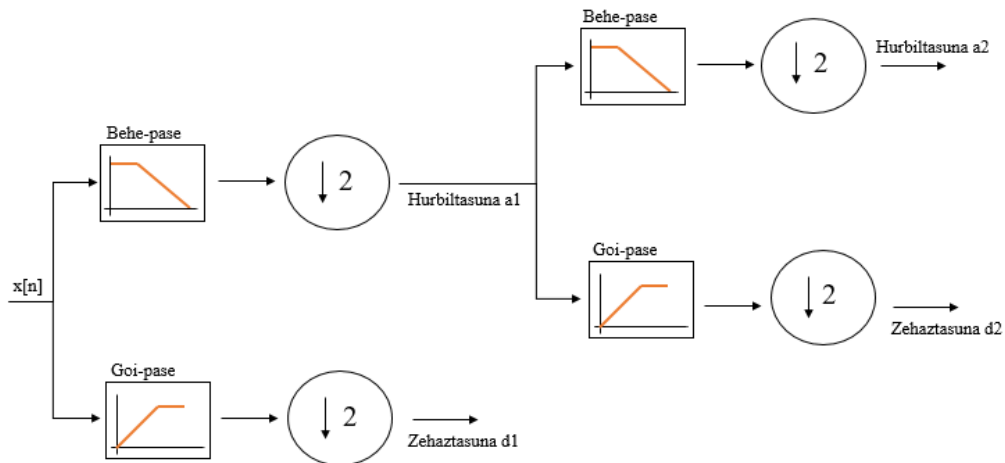


Irudia 18: Iragazki multzoa

Seinale gehienetan maiztasun baxuko osagaiek seinalearen informazio gehiago ematen dute; hortaz, maiztasun altuko osagaiek ezaugarri bereizgarriei erreferentzia ematen die. Horregatik seinalea bi aldagaietan bereizten da:

- Hurbiltasuna (maiztasun baxuak).
- Zehaztasuna (maiztasun altuak).

Beraz, bi hauek banatzeko iragazkiak erabiltzen dira, behe pase eta goi paseak. Laburbilduz, Wavelet transformatua gauzatzeko hurrengo iragazkiaren eskeman oinarrituko behar da [21].

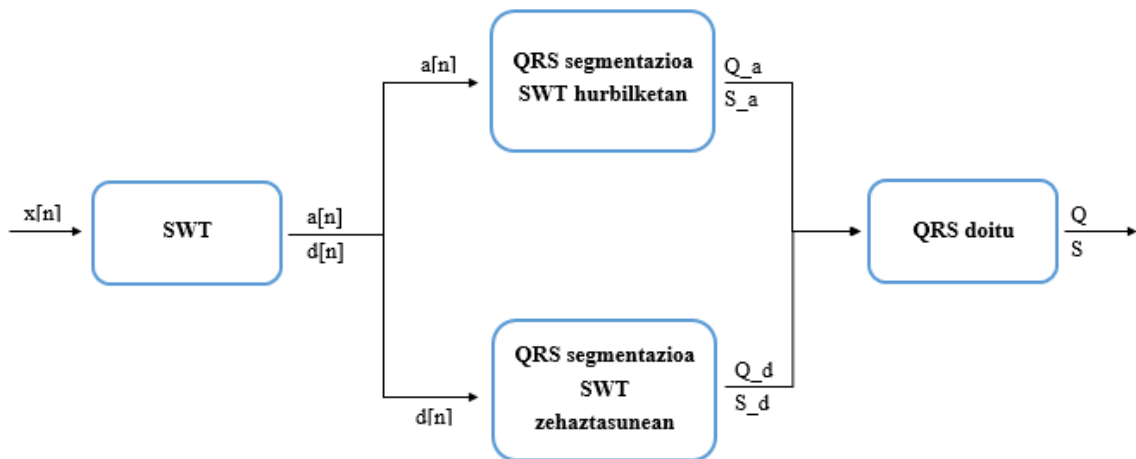


Irudia 19: Wavelet iragazki multzoa

Eskema hau aztertuz ondorioztatu daiteke iragazkiaren maila handituz gero hartuko den maiztasun mailaren zatia txikiagoa izango dela eta beti zehaztasunaren irteera tarte horren maiztasun altuak hartuko dituela.

## 9.4.2. Eskema orokorra

Denbora laburreko QRS segmentazio algoritmoa garatu baino lehen seinaleetan Wavedet algoritmoa aplikatu egin da. Honen ebaluaketa egin ostean oinarri moduan hau hartu da proiektu honen algoritmoa sortzeko. Hurrengo irudian denbora laburreko algoritmoaren eskema orokorra aurkezten da:



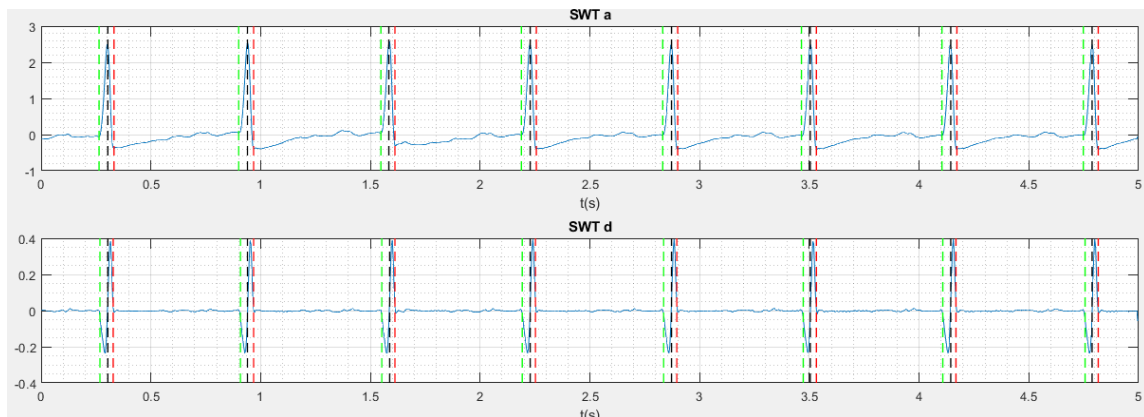
Irudia 20: Denbora laburreko algoritmoaren eskema orokorra

Hasteko seinaleari SWT aplikatzen zaio zeinak konfigurazio baten beharra daukan; konfigurazio honetan transformatuaren irteerako iragazki mota eta maila aukeratu behar dira. Era berean irteerako hurbiltasun (approach) eta zehaztasun (detail) seinaleen deskonposizio maila aukeratu behar da, horretarako QRS konplexuaren maila bakoitzeko forma aztertu behar izan da.

Transformatuaren ostean irteerako bi seinaleak banaka aztertzen dira oinarrizko QRS segmentazio bat aplikatuz eta R puntuak mantenduz. Hurbiltasunaren kasuan R unearen ondoko maximo edo minimoak hartuko dira Q eta S gisa, R maximoa izatekotan hurbileko minimoak hartuko dira eta R minimoa bada hurbileko bi maximoak. Hala ere, maximo edo minimo hauek zehaztean R unearikiko denbora tarte eta anplitude bat errespetatu egiten da.

Zehaztasunaren kasuan R unea doitu beharra dago hurbileko *zero crossing*-era. Kasu honetan ez dira hurbileko minimo eta maximoak bilatuko, lehenengo *zero crossing*-ak hartuko dira Q eta S puntu bezala. Aurrekoan bezala R unearikiko denbora tarte bat

errespetatu egin da. Hurrengo irudian hurbiltasuna eta zehaztasunaren markaketa adibidea ematen da bi irteera hauen eskala izanik.



Irudia 21: SWT hurbiltasuna eta zehaztasunaren QRS markaketa

Beraz, bi seinaleen Q eta S puntuak lorturik azkeneko puntuak zehazteko hauen doiketa egiten da; Q puntuak zehaztasuneko markaketarekin geratzen dira baina S markak ajustatu behar dira. Fase honetan hurbiltasun seinalearen segmentazioa oinarritzat hartuko da, azterketarako S puntuetan seinalearen anplitudea kontuan izango da, hala ere R unearen anplitudea ere kontuan izango da pulstu ahulak dituzten EKGak desberdinduz. Hauen arabera bi prozedura jarraitu daitezke:

1. Zehaztasunean lortutako markaketa jarraitu.
2. Hurbiltasuneko seinalearen S osteko *zero crossing*-ak hartu.

### 9.4.3. Algoritmoaren optimizazioa

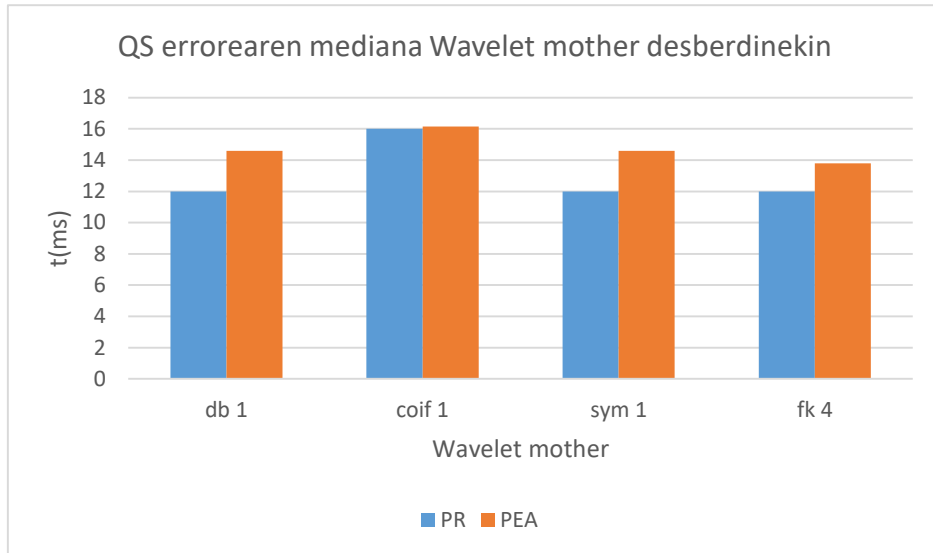
Algoritmoaren optimizazioa lortzeko parametroei ausazko balioak eman zaizkie, era honetan PR eta PEA segmentatzean *gold standard*-arekin konparatu dira erroreak aztertuz. Beraz; lan honekin parametro egokienak aukeratu egin dira.

Azterketarako erabilitako parametroak eta balio posibleak hurrengoak izan dira:

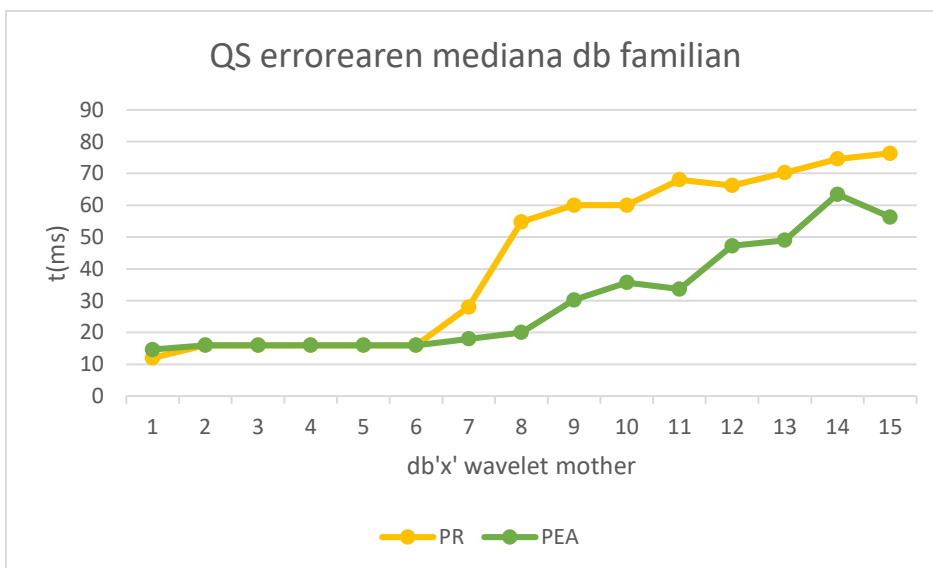
- “*Wavelet mother*” familia ( Daubechies 1, Coiflets 1, Symlets 1, Fejer-Korvkin filter 4)
- “*Wavelet mother*” familiako (Daubechies 1 – Daubechies 15)
- a (1:1:5): Hurbiltasunaren maila, azterketarako seinalearen maiztasun osagaien banda.
- d (1:1:5): Zehaztasunaren maila, azterketarako seinalearen maiztasun osagaien banda.
- S<sub>anp</sub> (0.2-1): anplitude handiko R puntuen EKGGetako hurbiltasunaren S marken anplitudea (R>1 mV).

- $S_{\text{anp}}(0.1-0.5)$ : amplitude txikiko R puntuen EKGetako hurbiltasunaren S marken amplitudea ( $R < 1 \text{ mV}$ ).

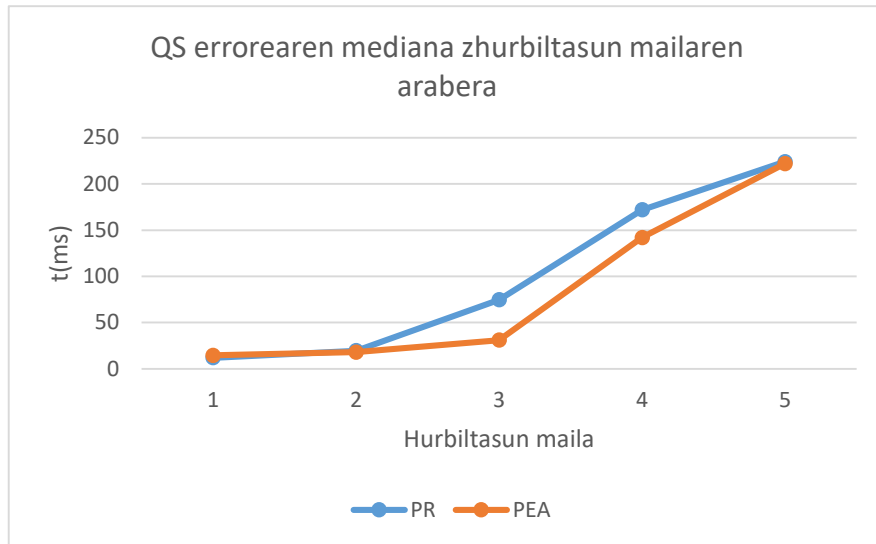
Hurrengo irudietan QS luzerako errorean parametro hauen eragina irudikatu egin da:



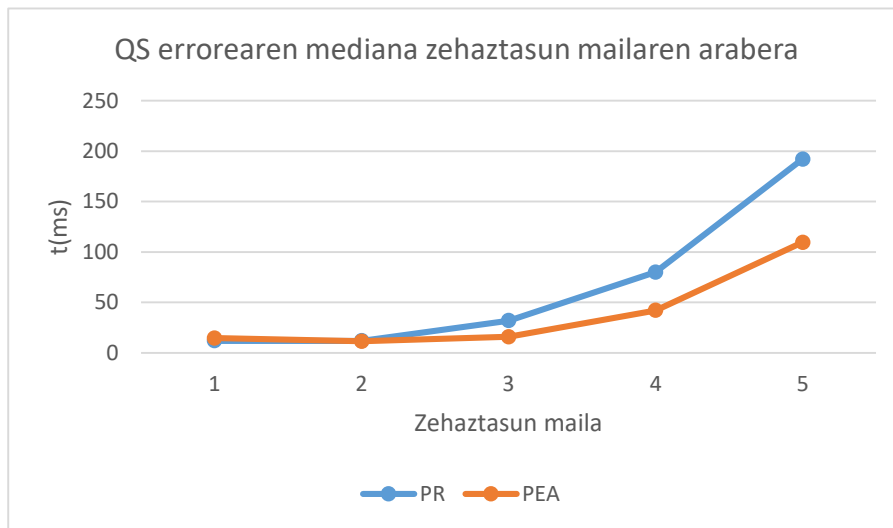
*Irudia 22: QS errorearen mediana Wavelet mother desberdinekin*



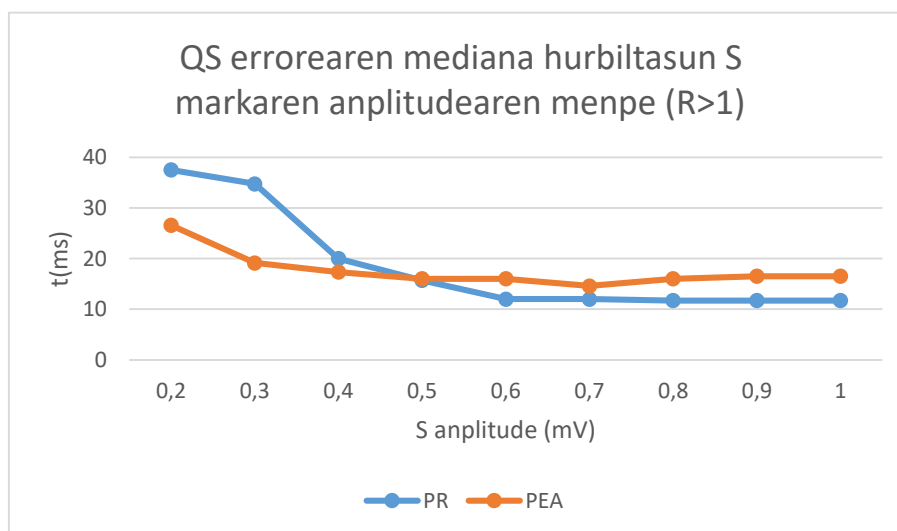
*Irudia 23: QS errorearen mediana db familian*



Irudia 26: QS errorearen mediana zurbiltasun mailaren arabera

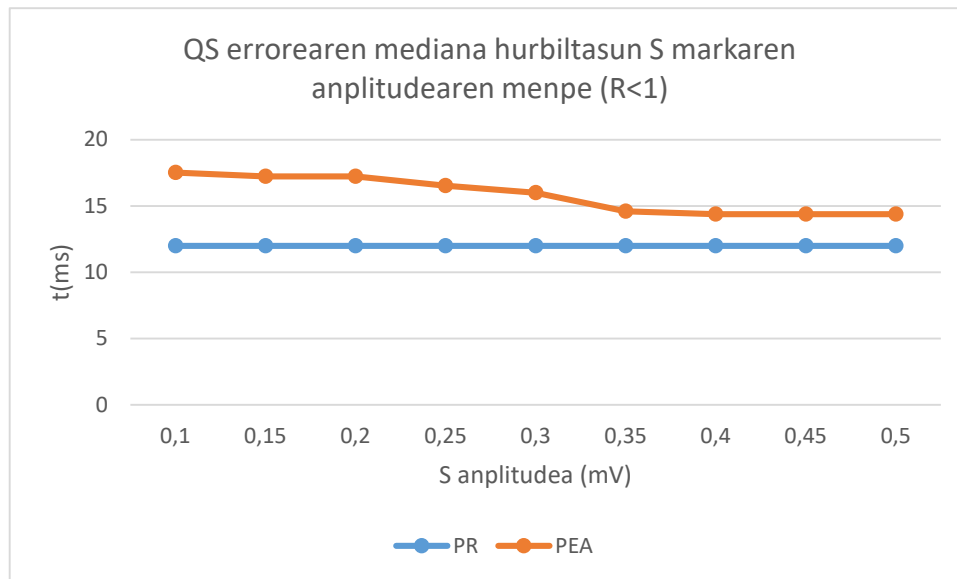


Irudia 25: QS errorearen mediana zehaztasun mailaren arabera



Irudia 24: QS errore mediana zurbiltasun S markaren anplitudearen menpe ( $R > 1$ )





Irudia 27: QS errore mediana hurbiltasun S markaren anplitudearen menpe ( $R < 1$ )

Beraz aurreko frogak egin ostean hurrengoak ondorioztatu da:

- Fejer-Korvkin filter 4 da emaitza onenak ematen dituen aukera; hala ere optimizazio sakon bat egin ostean Daubechies 1 konfigurazioak emaitzak hobeak emango ditu EKG metrikan.
- Daubechies 1 izango da transformatuaren “Wavelet mother”-a
- Hurbiltasun maila bat izango da; beraz, maiztasun banda 0-125 Hz-koa izango da.
- Emaitzak aztertuz zehaztasun maila 2 izateak QS errore txikiagoa ematen du; hala ere azterketa sakon bat eginik eta beste metrikak aztertuz zehaztasun maila 1 izateak segmentazio hobea ematen du. Maiztasun banda 125-250 Hz-koa izango da.
- R uneko anplitude handietan hartutako S anplitude muga 0.7 mV izango dira, emaitza hobeak ematen dituen. Beraz; sortuko den baldintza  $S > 0.7$  izango da.
- Pulstu ahuletan ( $R < 1\text{mV}$ ) 0.35 mV-ekoa izango da S anplitudearen muga, nahiz eta QS errorearen metrikan 0.4 mV-eko mugak emaitzak hobeagoak eman beste metrikek 0.35 mV-eko izatera behartzen dute. Hortaz; sortuko den baldintza  $S > 0.7$  izango da.

Hartutako aukerak hurrengoak dira:

Wavelet mother	Daubechies maila	Hurbiltasun maila	Zehaztasun maila	S_anp ( $R > 1$ )	S_anp ( $R < 1$ )
Daubechies	Db1	1	1	0.7	0.35

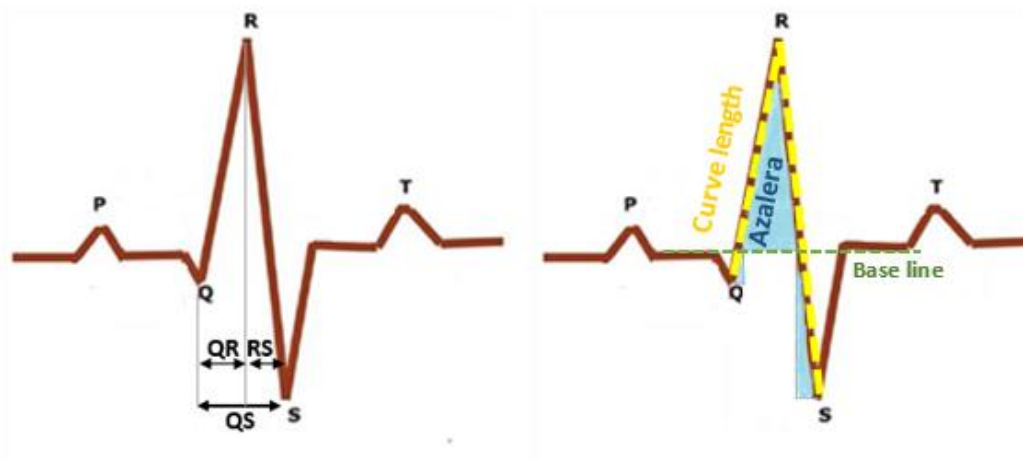
Taula 2: Algoritmo optimizazioaren emaitzak

## 9.5. Emaitzak

Emaitzak aztertzerako orduan bi kasu aztertu dira; lehenengoan algoritmoen QRS metrika *gold standard*-arekin konparatu da eta bigarrean bi algoritmoen markaketak PR edo PEA erritmoak sailkatzeko gaitasuna neurtu da. Emaitza guztien irudikapen grafikoa II. Eranskinean azaldu dira.

### 9.5.1. QRS metriken ebaluazioa

Ebaluazio hau gauzatzeko hainbat metrika kontuan izan dira: QR, RS eta QS luzerak, *curve length* eta azalera.



Irudia 28: QRS metrikak

#### 9.5.1.1. Emaitzen fidagarritasun metrika

Emaitzak aztertzeko bi irudikapen mota erabili dira:

- Barra diagramak: mozketako metrika ebaluazioko parametro guztien errore absolutu eta erlatiboak eta haien pertzentilak irudikatu dira. Errore guztien kalkulurako datu-baseko *gold standard*-a erabili da.
- Boxplot-ak: Lau multzotan sailkatuz, algoritmoaren eta EKG erritmoaren arabera, errore metrika bakoitzeko erroreen pertzentilak irudikatzeko erabiltzen den tresna da; hau da, 25, 50 (mediana) eta 75-eko pertzentilen irudikapena.

9.5.1.2. *Emaitza orokorrak*

Azpiatal honetan algoritmoen inguruko erroreen balioak aurkeztuko dira:

QR errorea	Pr 25 (ms)	Mediana (ms)	Pr 75 (ms)
Wavedet PR	6,5	12	18
SWT PR	6,24	8	8
Wavedet PEA	8	12	23,74
SWT PEA	4	4,86	8

*Taula 3: QR erroreen emaitzak*

RS errorea	Pr 25 (ms)	Mediana (ms)	Pr 75 (ms)
Wavedet PR	8	30	50,51
SWT PR	8	11,71	23,69
Wavedet PEA	21,53	54,29	104
SWT PEA	7,64	10,29	25,71

*Taula 4: RS erroreen emaitzak*

QS errorea	Pr 25 (ms)	Mediana (ms)	Pr 75 (ms)
Wavedet PR	10,21	29,24	62,46
SWT PR	4	12	28,74
Wavedet PEA	18,86	53,14	103,86
SWT PEA	4,17	11,43	26,26

*Taula 5: QS erroreen emaitzak*

<i>Curve length</i> errorea	Pr 25 (mV)	Mediana (mV)	Pr 75 (mV)
Wavedet PR	0,25	0,54	1,33
SWT PR	0,15	0,36	0,89
Wavedet PEA	0,29	1,08	2,28
SWT PEA	0,12	0,2	0,46

*Taula 6: Curve length erroreen emaitzak*

Azalera errorea	Pr 25 (mV*ms)	Mediana (mV*ms)	Pr 75 (mV*ms)
Wavedet PR	6,72	21,89	48,08
SWT PR	4,87	12,82	22,43
Wavedet PEA	10,11	38,12	98,54
SWT PEA	2,75	5,75	12,61

*Taula 7: Azalera erroreen emaitzak*

Aurreko emaitza taulak aztertuz denbora laburreko algoritmoa Wavedet-a baino errore txikiagoa ematen duela ondorioztatu daiteke. Era berean, espero den bezala, PR kasuetan algoritmoen arteko errore desberdinketa txikia da PEA erritmoekin konparatuz, izan ere, Wavedet algoritmoa erritmo erregularrentzako sortua izan da.

Bestalde aipatu beharra dago Wavedet algoritmoak ez duela G.W. Skejeflo eta bere kideen artikuluan aipatutako markaketa oinarritzat [18]. Izan ere, oraindik ez dago segmentazioa zehazten duen artikulatu ofizialik argitaratu, gehienbat PEA motatako seinaleetan.

## 9.5.2. PR eta PEA seinaleen sailkapena

Sailkapena burutzeko erregresio logistikoa erabili da QS distantzia, *curve length* eta azalera parametroak hartuz.

### 9.5.2.1. Emaitzen fidagarritasun metrika

Lehen aipatu bezala erregresio lineal baten bidez lortuko da non 100 aldiz iteratu den emaitzak lortzeko. Honekin bi ehuneko lortu dira: sentikortasuna eta espezifikotasuna. Lehenengoak PR seinaleak detektatzeko gaitasuna adierazten du; bigarrenak berriz, PEA seinaleen detekzio gaitasuna. Emaitzak hauek irudikatzeko hurrengo grafikoak erabili dira:

- Boxplot-ak: Lau multzotan sailkatuz, algoritmoaren eta EKG erritmoaren arabera, errore metrika bakoitzeko errorean pertzentilak irudikatzeko erabiltzen den tresna da; hau da, 25, 50 (mediana) eta 75-eko pertzentilen irudikapena.

### 9.5.2.2. Emaitza orokorrak

Hortaz, algoritmoek seinaleen sailkapen zuzena egiteko gaitasun emaitzak hurrengoak dira:

SE	Pr 25 (%)	Mediana (%)	Pr 75 (%)
Gold standard	82,81	87,5	90,63
Wavedet PR	78,12	81,25	87,5
SWT PR	71,88	78,12	81,25

Taula 8: Sentikortasun taula

SP	Pr 25 (%)	Mediana (%)	Pr 75 (%)
Gold standard	63,33	68,97	72,41
Wavedet PR	65,52	70	72,87
SWT PR	60	64,43	70

Taula 9: Espezifikotasun taula

Ikus daitekeen moduan Wavedet-ak sailkapen hobeia egiten du. Atal honetan *gold standard*-ekiko errorea ez da garrantzitsua QRS markaketa baizik. Beraz ondorioztatu daiteke Wavedet algortimoaren markaketa G.W. Skejeflo eta bere kideen artikuluan aipatutako markaketa baino hobeagoa dela PR/PEA sailkapena gauzatzeko.

## 10. Plangintza

Lanaren zati honetan proiektua garatzeko beharrezkoak izan diren faseak deskribatzen dira. Hasteko, proiektua garatzeko beharrezkoa izan den lan-taldea aurkezten da. Ostean, proiektua lan paketeetan (LP) banatu da, deskribapena eta Gantt diagrama batean irudikatuz. Bukatzeko, proiektuaren mugarrak azaltzen dira.

### 10.1. Lan-taldea

Proiektuaren garapenean hurrengo lan-taldeak parte hartu du:

<b>Kodea</b>	<b>Izen Abizenak</b>	<b>Erantzukizuna</b>	<b>Rola</b>
K1	Elisabete Aramendi	Senior Ingeniaria	Proiektuaren gainbegiraketa eta zuzenketa
K2	Erik Alonso González	Senior Ingeniaria	Proiektuaren gainbegiraketa eta zuzenketa
K3	Naroa Zapatero	Junior Ingeniaria	Proiektuaren burutzea

Taula 10: Proiektuaren lan-taldea

### 10.2. Lan paketeen deskribapena

#### 10.2.1. LP 1 Proiektuaren kudeaketa eta gainbegiraketa

LP 1-aren iraupena: 316 Hasierako data: 2018/09/10 Amaierako data: 2019/07/22

LP 1.1 Proiektuaren proposamena.

Ikasleak gradu amaierako lanaren oinarritzko ezagutzak jaso irakaslearen eskutik.

- Hasiera data: 2018/09/10
- Amaiera data: 2018/09/11
- Baliabide teknikoa: Bibliografia (EKG buruzko artikuluak).
- Giza baliabideak: senior ingeniari bi (K1 eta K2, 5 ordu bakoitzak).

M1: Proiektuaren hasiera.

### LP 1.2 Proiektuaren kudeaketa eta jarraipena.

Proiektu egilea, zuzendaria eta laguntzailearen arteko bilerak.

- Hasiera data: 2018/09/10
- Amaiera data: 2019/07/22
- Baliabide teknikoak: Bi ordenagailu (K1 40 ordu eta K2 7 ordu) eta bi MATLAB lizentzia (K1 15 ordu eta K2 2 ordu).
- Giza baliabideak: Bi senior ingeniari (K1 45 ordu eta K2 10 ordu).

## 10.2.2. LP 2 Proiektuaren prestaketa eta MATLAB ikastaroa

LP 2-aren iraupena: 94      Hasierako data: 2018/09/12      Amaierako data: 2018/11/23

### LP 2.1 MATLAB ikastaroa.

MATLAB programa eta interfaze grafikoaren inguruko ezagutzak jasotzeko ikasleei bideratutako ikastaroa.

- Hasiera data: 2018/09/12
- Amaiera data: 2018/10/05
- Baliabide teknikoak: Hiru ordenagailu (K1 5 ordu, K2 5 ordu eta K3 15 ordu) eta bi MATLAB lizentzia (K1 5 ordu, K2 5 ordu eta K3 15 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (15 ordu) eta bi senior ingeniaria (K1 eta K2, 5 ordu bakoitzak).

### LP 2.2 Aurretiko ikerketa.

Proiektuaren gaiarekin erlazioa duten artikuluen bilaketa eta irakurketa.

- Hasiera data: 2018/10/26
- Amaiera data: 2018/11/23
- Baliabide teknikoak: Bibliografia eta ordenagailu bat (25 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (35 ordu).

M2: Proiektuaren definizioa. Proiektua definitu, MATLABen oinarrizko ezagutzak berenganatzeko ikastaroa izan eta proiektuaren inguruko artikulua irakurri erabiliko diren metodoak erabakiz.

### 10.2.3. LP 3 Datu-basearen definizioa

LP 3-aren iraupena: 99      Hasierako data: 2018/11/23      Amaierako data: 2019/03/01

#### LP 3.1 Datu-base informazioaren azterketa.

Bi datu-baseen azterketa, PR (2372 mozketa) eta PEA (1542 mozketa). Eremuak eta informazioaren egitura aztertu.

- Hasiera data: 2018/11/23
- Amaiera data: 2018/12/07
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (15 ordu) eta MATLAB lizentzia (15 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (15 ordu).

#### LP 3.2 Datu basea bistartzeko ingurunea.

Erregistroak bistartzeko eta markatzeko GUIa sortu. Honen helburua datu-basea bistartzea eta QRS posizioen markak eskuz gehitu, kendu edo mugitzea da.

- Hasiera data: 2018/12/07
- Amaiera data: 2019/02/15
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (50 ordu) eta MATLAB lizentzia (50 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (50 ordu).
- Entregagaia: Sortutako GUIa.

#### LP 3.3 Q, R eta S uneen markak gehitu.

Datu-baseko seinaleen hautaketa egin: PR (83 mozketa) eta PEA (91 mozketa). R unek algoritmo baten bitartez markatu eta Q eta S unek banan-banan eskuz markatu.

- Hasiera data: 2019/02/15
- Amaiera data: 2019/03/01
- Baliabide teknikoak: Bi ordenagailu (K1 10 ordu eta K3 20 ordu) eta bi MATLAB lizentzia (K1 5 ordu eta K3 10 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (20 ordu) eta senior ingeniari bat (K1, 10 ordu).
- Entregagaia: Eguneratutako datu-basea.

M3: Datu-basearen definizioa. Datu-basea eguneratu eta markak gehitu dira.



## 10.2.4. LP 4 Erritmo egonkorreko QRS segmentazio algoritmoaren azterketa.

LP 4-aren iraupena: 50      Hasierako data: 2019/03/01      Amaierako data: 2019/04/19

### LP 4.1 Erritmo egonkorreko algoritmoaren azterketa eta inplementazioa.

Erritmo egonkorreko algoritmoaren artikulua bilatu eta QRS segmentatzeko erabilitako metodoa aztertu. Bestalde, algoritmoa eguneratutako datu-basean inplementatuko da.

- Hasiera data: 2019/03/01
- Amaiera data: 2019/03/15
- Baliabide teknikoak: Bibliografia, ordenagailu bat (2 ordu) eta MATLAB lizentzia (3 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (5 ordu).
- Entregagaia Datu-base eguneratua.

### LP 4.2 Bigarren GUIaren garapena.

Proiektuaren bigarren GUIa garatu da. Honen bitartez, erritmo egonkorreko QRS segmentazioa algoritmoaren azterketa egingo da. Era berean, sortu beharreko QRS segmentazio algoritmoa garatzeko erabiliko da.

- Hasiera data: 2019/03/15
- Amaiera data: 2019/04/19
- Baliabide teknikoak: Ordenagailu bat (60 ordu) eta MATLAB lizentzia (60 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (60 ordu).
- Entregagaia: Bigarren GUIa.

M4: Algoritmo ingurunearen definizioa. Erritmo egonkorreko algoritmoa inplementatu.

## 10.2.5. LP 5 Denbora laburreko QRS segmentazio algoritmoaren garapena

LP 5-aren iraupena: 67      Hasierako data: 2019/04/19      Amaierako data: 2019/06/25

### LP 5.1 Denbora laburreko QRS segmentazio algoritmoa

Lanaren inguruko dokumentazioa idatzi da.

- Hasiera data: 2019/04/19
- Amaiera data: 2019/06/25
- Baliabide teknikoak: Hiru ordenagailu (K1 10 ordu, K2 10 ordu eta K3 70 ordu) eta hiru MATLAB lizentzia (K1 10 ordu, K2 10 ordu eta K3 70 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (70 ordu) eta bi senior ingeniari (K1 10 ordu eta K2 10 ordu).
- Entregagaia: Denbora laburreko QRS segmentatzeko algoritmoa

M5: Denbora laburreko algoritmoa sortu.

## 10.2.6. LP 6 Emaita estatistikoen kalkulua

LP 6-aren iraupena: 15      Hasierako data: 2019/06/21      Amaierako data: 2019/07/05

### LP 6.1 Erritmo egonkorreko algoritmoa ebaluatu

Erritmo egonkorreko algoritmoak sortutako erroren azterketa estatistikoa egingo da grafikoetan irudikatuz.

- Hasiera data: 2019/06/21
- Amaiera data: 2019/07/05
- Baliabide teknikoak: Hiru ordenagailu (K1 2 ordu, K2 2 ordu eta K3 5 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (5 ordu) eta bi senior ingeniari (2 ordu bakoitzak).

### LP 6.2 Denbora laburreko algoritmoa ebaluatu

Denbora laburreko algoritmoak sortutako erroren azterketa estatistikoa egingo da grafikoetan irudikatuz.

- Hasiera data: 2019/06/25
- Amaiera data: 2019/07/05

- Baliabide teknikoa: Hiru ordenagailu (K1 5 ordu, K2 5 ordu eta K3 20 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (20 ordu) eta bi senior ingeniari (5 ordu bakoitzak).

M6: Emaitzak kalkulatu. Bi algoritmoak ebaluatu eta MATLABen bitartez irudikatu dira.

### 10.2.7. LP 7 Dokumentazioa

LP 7-aren iraupena: 78      Hasierako data: 2019/05/06      Amaierako data: 2019/07/22

#### LP 7.1 Dokumentazioa

Lanaren inguruko dokumentazioa idatzi da.

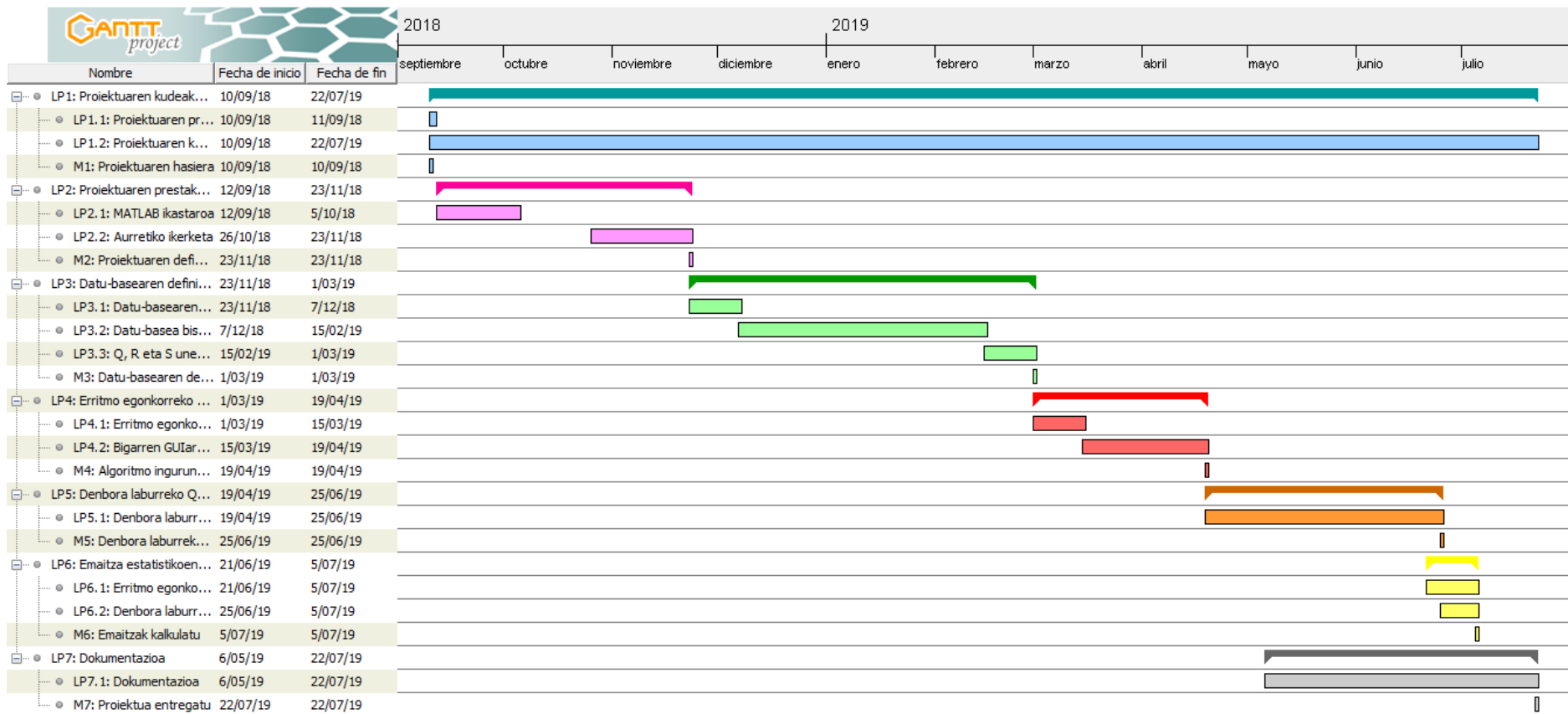
- Hasiera data: 2019/05/06
- Amaiera data: 2019/07/22
- Baliabide teknikoa: Ordenagailu bat (40 ordu).
- Giza baliabideak: Junior ingeniari bat (40 ordu).
- Entregagaiak: Txostena.

M7: Proiektua entregatu. Dokumentazioa idatzi eta epe barruan entregatu.

## 10.3. Mugarriak

Mugarria	Deskribapena	Data
M1	Proiektuaren hasiera	2018/09/10
M2	Proiektuaren definizioa	2018/11/23
M3	Datu-basearen definizioa	2019/03/01
M4	Algoritmo ingurunearen definizioa	2019/04/19
M5	Denbora laburreko algoritmoa sortu	2019/06/25
M6	Emaitzak kalkulatu	2019/07/05
M7	Proiektua entregatu	2019/07/22

Taula 11: Mugarria



Irudia 29: Gantt diagrama

# 11. Gastu aitorpena

Lanaren atal honetan proiektuaren kostuak aztertuko dira, hauek lau taldetan banatu egin dira: barne orduak, amortizazioa, azpikontratazioa eta gastuak.

## 11.1. Gastuak

### 11.1.1. Barne orduak

Gastuen azpiatal honetan langile lanordu kopuruak eta kostuak azaltzen dira.

Partaidea	Kostua (€/h)	Ordu kopurua (h)	Partaidearen kostua (€)
K1	60	82	4.920
K2	60	37	2.220
K3	35	335	11.725
<i>Barne orduen kostu totala</i>			18.865

Taula 12: Barne orduen kostuak

### 11.1.2. Amortizazioa

Proiektua garatzeko beharrezkoa izan diren baliabide naturalen kostuak azaltzen dira atal honetan.

Partaidea	Bizitza erabilgarria (h)	Hasierako kostua (€)	Ordu kopurua (h)	Kostua (€)
K1 partaidearen ordenagailua	2.000	850	72	30,6
K2 partaidearen ordenagailua	2.000	850	29	12,33
K3 partaidearen ordenagailua	2.000	850	322	136,85
Matlab R2017b hiru lizentzia	1.700	2.000	275	323,53
<i>Amortizazioen kostu totala</i>				503,31

Taula 13: Amortizazioen kostuak

### 11.1.3. Azpikontratazioa

Proiektu honen garapenean ez da azpikontrataziorik izan behar; beraz, ez du kosterik ekarri proiektuan.

### 11.1.4. Gastuak

Azpiatal honetan proiektuan zehar erabilitako baliabideen kostuak agertzen dira, proiektu ostean berrerabili ezin direnak.

<b>Baliabideak</b>	<b>Kostua (€)</b>
Bulegoko materiala	25
Elektrizitatea	65
4 GByteko prendrive	4
<i>Gastuen kostu totala</i>	94

*Taula 14: Gastuen kostua*

## 11.2. Guztizko kostu aitortpena

Aurreko ataletan lortutako kostuak batuz, hurrengoa da guztizko kostu aitortpena:

<b>Atazak</b>	<b>Kostua (€)</b>
Barne orduak	18.865
Amortizazioa	503,31
Azpikontratazioa	0
Gastuak	94
<b>GUZTIRA</b>	19.482,31

*Taula 15: Guztizko kostu aitortpena*

## 12. Ondorioak

Proiektu honetan denbora laburreko QRS segmentatzeko algoritmoa sortu da, PR/PEA erritmoen desberdinketa egiteko gaitasuna izateko helburu bezala.

Datu-baseak MRx gailuetan erregistratutako episodiotatik lortu da non azkeneko datu-baseak 5 segundoko 2372 PR eta 1542 PEA mozketaz osatuta dauden, 279 episodio desberdin izanik. Hala ere, proiektuan zehar azterketa egiteko uhin forma desberdinez osatutako 83 PR eta 91 PEA EKG erabili dira.

QRS segmentaziorako azterketan Wavedet algoritmoa erabili da, geroago sortu den denbora laburreko algoritmoarentzat oinarri izan dena. Bi algoritmo hauek Stationary Wavelet transformatua erabiliz funtzionatzen dute baina markaketa irizpide desberdinekin.

Proiektuan sortutako funtzioak optimizazio prozesu bat jarraitu du Wavedet algoritmoarekin lortutako segmentazioa hobetzeko asmoz. Erabilitako parametroak “*Wavelet mother*”, hurbiltasun eta zehaztasun mailak eta hurbiltasunaren S unearen amplitudea izan dira, azken hau hurbiltasunaren R unearen arabera izanik.

Prozesu guzti hau jarraituz hurrengoak izan dira *gold standard*-arekin sortutako metrika desberdinen erroreen medianak.

- PR erritmoak:
  - Wavedet algoritmoa: QS errorea 12 ms , RS errorea 30 ms, QS errorea 29.24 ms, *curve length* errorea 0.54 eta azalera errorea 21.89 mV\*ms.
  - SWT algoritmoa: QS errorea 8 ms , RS errorea 11.71 ms, QS errorea 12 ms, *curve length* errorea 0.36 eta azalera errorea 12,82 mV\*ms.
- PEA erritmoak:
  - Wavedet algoritmoa: QS errorea 12 ms , RS errorea 54.29 ms, QS errorea 53.14 ms, *curve length* errorea 1.08 eta azalera errorea 38.12 mV\*ms.
  - SWT algoritmoa: QS errorea 4.86 ms , RS errorea 10.3 ms, QS errorea 11.43 ms, *curve length* errorea 0.2 eta azalera errorea 5.75 mV\*ms.

Emaitza hauetatik ondorioztatzen da proiektuan sortutako algoritmoak *gold standard*-arekin konparatuz segmentazio ahalmen hobea daukala. Hala ere, PR eta PEA sailkapen emaitzak aztertuz beste konklusio bat atera daiteke.

- PR erritmoak: GS % 87.5, Wavedet % 81.25, SWT % 78.12.
- PEA erritmoak: GS % 68.97, Wavedet % 70, SWT % 64.43.

Laburbilduz, sortutako algoritmoa nahiz eta segmentazio ahalmen hobea izan erritmo sailkapena egiteko kapazitate ahulagoa dauka. Honen arrazoia *gold standard*-erako erabilitako markaketa irizpidea izanik.

## 13. Bibliografia

- [1] Adabag, A. S., Luepker, R. V., Roger, V. L., & Gersh, B. J. « Sudden cardiac death: epidemiology and risk factors », *Nature Reviews Cardiology*, 2010, vol. 7, no 4, p. 216.
- [2] 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.
- [3] S. S. Chugh *et al.*, «Epidemiology of Sudden Cardiac Death: Clinical and Research Implications», *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. 51, n.º 3, pp. 213-228, nov. 2008.
- [4] Atwood C, Eisenberg MS, Herlitz J, Rea TD, «Incidence of EMS-treated out-of-hospital cardiac arrest in Europe», *Resuscitation*, 2005.
- [5] Ibarguren K. Helduen ospitaleez kanpoko bihotz-biriketako geldialdien analisisa Euskal Autonomia Erkidegoan. Doctoral Thesis 2011.
- [6] Berger, S. «Survival From Out-of-Hospital Cardiac Arrest: Are We Beginning to See Progress? », 2017.
- [7] Elola A, «ECG based pulse detection during cardiac arrest using Random Forest classifiers», *Communications Engineering Department, University of the Basque Country UPV/EHU*, 2018.
- [8] «RESCUERS, All. Highlights of the 2010 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC», 2010.
- [9] Martinez J.P *et al.*, «A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, nº 4, april, 2004.
- [10] Alonso E *et al.*, «Beyond ventricular fibrillation analysis: Comprehensive waveform analysis for all cardiac rhythms occurring during resuscitation», 2014.



- [11] Perkins G, Handley A, Koster R, *et al.* Adult basic life s, automated external defibrillation section C. European resuscitation council guidelines for resuscitation 2015: section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation. Resuscitation 2015;95:81–99.
- [12] Ferretti, J., Di Pietro, L. and De Maria, C. (2017). «Open-source automated external defibrillator. », *HardwareX*, 2017, pp.61-70.
- [13] BioRes «Procesado digital de señal en la resucitación cardíaca: estado actual y retos», Communications Engineering Department, University of the Basque Country UPV/EHU, 2018.
- [14] M. Cañizares, N. Gómez, R. I. González, M. M. Rivero «NUEVO METODO PARA EL ANALISIS DEL ELECTROCARDIOGRAMA» 2003ko ekainaren 10a.
- [15] Risdal M, Aase SO, Kramer-Johansen J, and EftestølIT, «Automatic identification of return of spontaneous circulation during cardiopulmonary resuscitation», IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008.
- [16] De Luis L, «QRS detektore automatikoak bihotz-geldialdietako erritmo erregularrentzat», Communications Engineering Department, University of the Basque Country UPV/EHU, 2018.
- [17] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, “Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, pp. 21–28, Jan. 1995.
- [18] G. Waage Skjeflo, T. Nordseth, J. Pal Loennechen, D. Bergum and E. Skofvoll, «ECG changes during resuscitation of patients with initial pulseless electrical activity are associated with return of spontaneous circulation», 2018.
- [19] «Introducción a la transformada Wavelet » , Universidad de Buenos Aires, available online: <http://www.exa.unicen.edu.ar/escuelapav/cursos/wavelets/apunte.pdf>
- [20] T. Adrián, «Transformada ondícula», marzo 20, 2016 available online: <https://sites.google.com/site/trinaadrianweb/home/investigacion/transformada-ondicula>
- [21] Samir Kouro R. and Rodrigo Musalem M. , «Tutorial introductorio a la teoría Wavelet»,

---

# ERANSKINAK

---

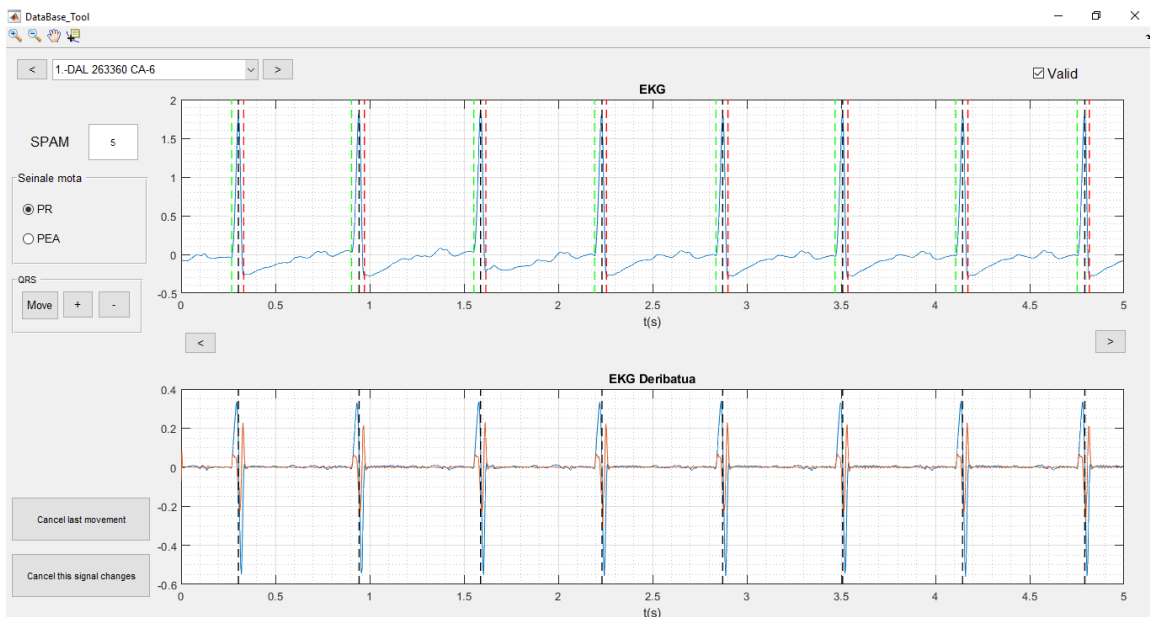
# I. Eranskinak: Erabiltzailearen gida

Atal honetan proiektuan zehar garatutako tresnak azalduko dira: datu-basea sortzeko ingurunea eta algoritmoak sortu eta inplementatzeko ingurunea.

## Datu-basea sortzeko ingurunea

*DataBase\_Tool* inguruneak MATLABen bitartez sortutako GUIa da, bertan .mat formatuko datu-baseko fitxategiak bistaratu dira; beraz, martxan jartzeko MATLAB programa beharrezkoa da.

Hurrengo irudian tresnaren formatua erakusten da; bi irudikapen egiten dira, goikoa mozketaren EKG da eta bestea EKGaren lehenengo eta bigarren deribatua dira (urduz lehenengo deribatua eta laranja bigarren deribatua). Lehenengo grafikoan QRS *gold standard*-aren markaketa adierazita dago eta bigarren grafikoan R markaketak.



*Irudia 30: DataBase\_Tool interfazea*

Hasteko, irudikatu nahi den erregistro mota eta zenbakia aukeratu beharra dago, horretarako PR edo PEA botoia aukeratu behar da eta *popupmenu*-aren bitartez mozketa zenbakia aukeratu da.

Seinale mota

PR

PEA

Irudia 31: PR/PEA aukeratzeko botoiak  
(DataBase\_Tool)

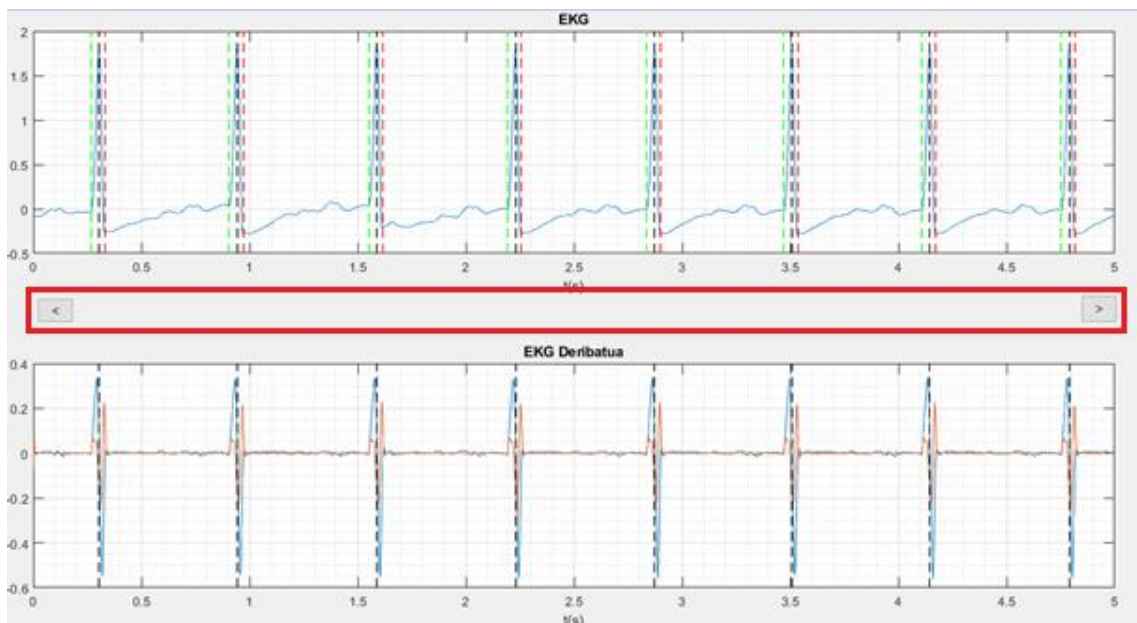
< 1.-DAL 263360 CA-6 >

Irudia 32: popupmenu eta aurreko/hurrengo botoiak  
(DataBase\_Tool)

Gainera, SPAM parametroaren bitartez mozketen bi grafikoetan nahi den zoom-agingo da eta geziaren bitartez seinalearen denbora tartea aldatuko da.

SPAM 5

Irudia 34: SPAM parametroa (DataBase\_Tool)



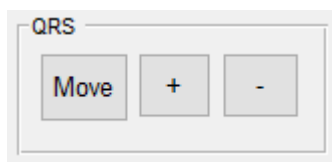
Irudia 33: Denbora tartea erabakitzeke botoiak

Bestalde, Valid aukeraren arabera datu-base eguneratua sortuko da, Valid hautatuta duten seinaleak datu-base berria sartuz.

Valid

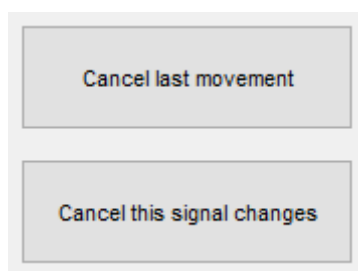
Irudia 35: Valid aukera

Interfaze honen bitartez proiekturako beharrezkoak diren markaketak egiteko funtzioak ditu, hiru botoiz osatuta, Move, + eta -. Lehenengoak aukeratutako marka nahi den lekuan kokatu egiten du, bigarrenak ondoko marken arabera marka gehitu egiten du (Q, R edo S) eta azkenak hautatutako marka ezabatzen du. Q, R eta S uneak hiru kolore desberdinez irudikatuko dira; berdez Q, beltzez R eta S gorriz.



Irudia 36: QRS markaketarako botoiak

Azkenik QRS markaketa aldaketak deuseztatzeko bi botoi sortu dira, bata azkeneko mugimendua bertan behera usteko eta besteak seinaleari egindako aldaketa guztiak baliogabetzeko.

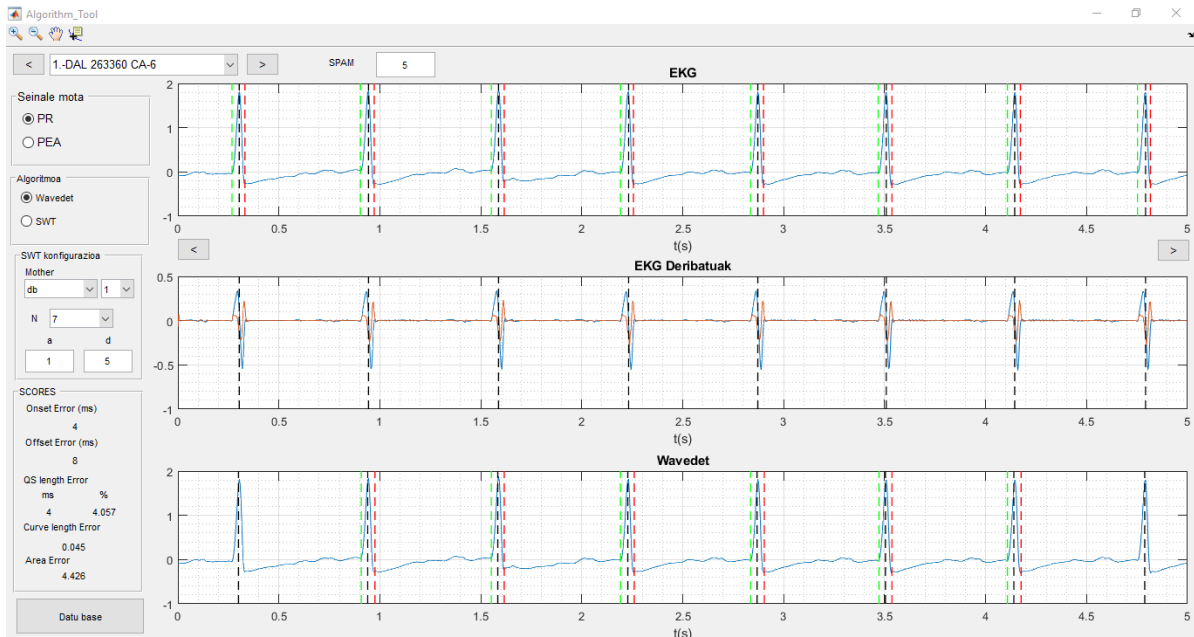


Irudia 37: QRS markaketa aldaketak baliogabetzeko botoiak

## Algoritmo ingurunea

MATLABen bitartez sortutako *Algorithm\_Tool* tresnak, aurrekoak bezala, .mat formatuko datu-baseko fitxategiak bistaratzen ditu; beraz, MATLAB programa beharrezkoa da. Interfaze honen helburua Wavedet algoritmoa eta SWT aplikatzea da, bertan sortzen diren markaketa erroreak aztertzeke.

Hurrengo irudian tresnaren formatua erakusten da, hiru irudikapen egiten dira, goikoa mozketaren EKG da eta bestea biak geroago azalduko diren Wavedet edo SWT aukeraren arabekoak dira. Lehenengo grafikoan QRS *gold standard*-aren markaketa adierazita dago eta bigarren eta hirugarrenean algoritmoaren arabeko QRS markaketa.



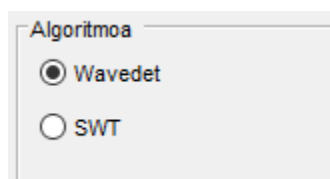
Irudia 38: Algorithm\_Tool interfazea

Aurrekoan bezala erregistro mota eta zenbakia aukeratu beharra dago, horretarako PR edo PEA botoia aukeratu behar da eta *popupmenu*-aren bitartez mozketeta aukeratu da. Gainera, SPAM parametroaren bitartez mozketetan nahi den zoom-a egingo daiteke eta gezien bitartez seinalearen denbora tartea aldatuko da.



Irudia 39: popupmenu, PR/PEA botoiak, SPAM eta geziak (Algorithm\_Tool)

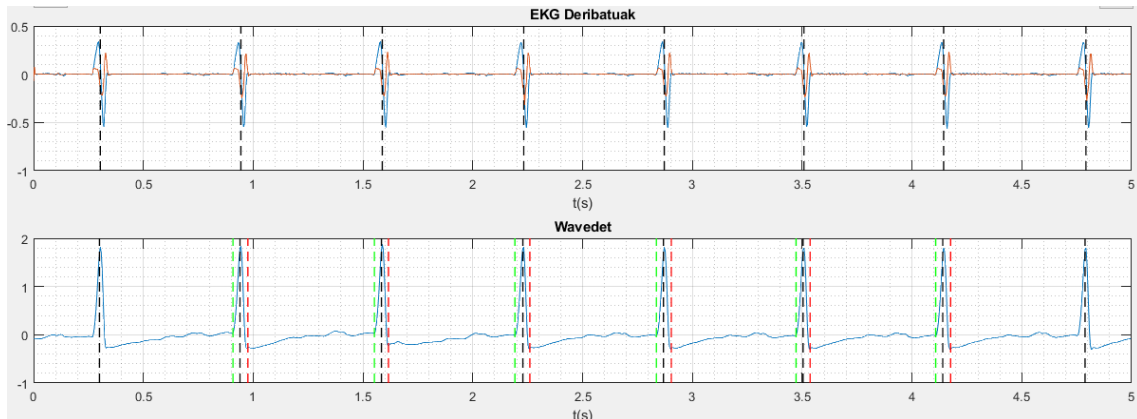
Lehen azaldu bezala, helburua EKGetan Wavedet edo SWT aplikatzea da; beraz, beharrezkoak dira aukeraketa egiteko botoiak.



Irudia 40: Algoritmoa aukeratzeko botoiak

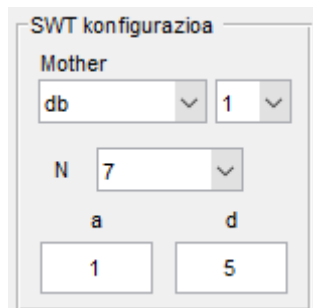
Aukeraketa honen arabera bigarren eta hirugarren grafikoko irudikapena desberdina izango da.

- Wavedet aukera hautatzean bigarren grafikoa lehenengo eta bigarren deribatua irudikatuko dira (urdinez lehenengo deribatua eta laranja bigarren deribatua) *gold standard*-eko R unearekin. Ostera hirugarren grafikoa mozketaren EKGa irudikatuko da baina Wavedet algoritmoak sortutako markekin.



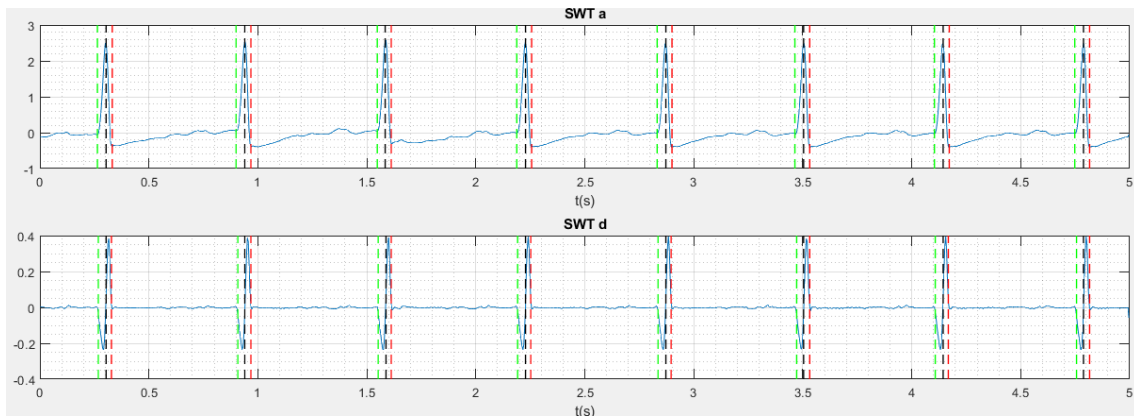
Irudia 41: Wavedet algoritmoaren irudikapenak

- SWT aukerarekin hainbat parametro kontuan izan behar dira; transformatuaren konfigurazioa egin behar da.



Irudia 42: SWT konfigurazioa

Aurreko irudian ikus daitekeen moduan transformatuaren iragazki mota eta maila zehazten dira horrela hurbilketa (a, approach) eta zehaztasun (d, detail) maila irudikatu ahal izateko. Azken bi hauek bigarren eta hirugarren grafikoa aurkezten dira haien QRS markaketa izanik, metodologia atalean azaldu bezala.



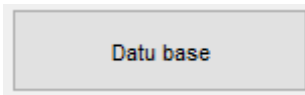
*Irudia 43: SWTaren irudikapenak*

Beste alde batetik *gold standard* eta algoritmo aukerarekin sortzen diren erroreak adierazten dira, era honetan aukerarik honena erabakitzeke.

SCORES	
Onset Error (ms)	4
Offset Error (ms)	0
QS length Error	
ms	%
4	6.997
Curve length Error	0.027
Area Error	0.684

*Irudia 44: Erroreen taula*

Azkenik, Datu base botoiarekin datu base berri bi sortzen dira PR eta PEA desberdinduz, non mozketaren identifikazioa eta algoritmoek sortutako erroreak gordetzen diren.



*Irudia 45: Data base botoia*



## II. Eranskinak: Emaitzak

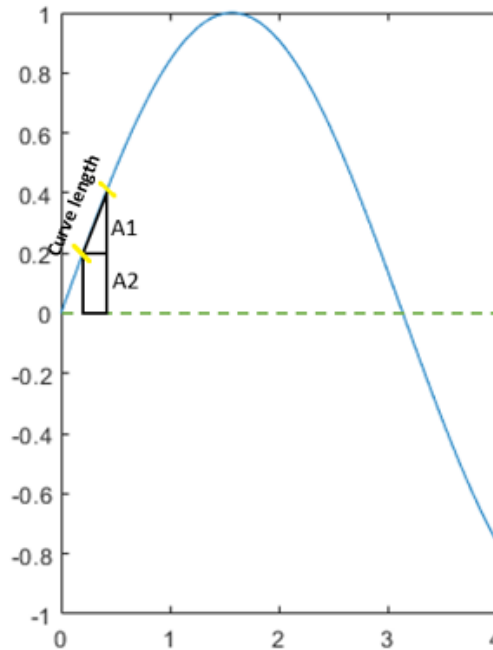
Eranskin honetan emaitzak sakonago azaltzen dira. Hasteko QRS metriken ebaluazio estatistikoen emaitzak ematen dira mozketako eta era orokor batean; bertan Wavedet eta denbora laburreko QRS segmentatzeko algoritmoen konparaketa egin daiteke. Gainera PR eta PEA sailkapena egiteko algoritmoek daukaten gaitasuna ere adieraziko da banaketa estatistiko batean irudikatuz.

### QRS metriken ebaluazio emaitzak

Azpiatal honetan QR, RS eta QS distantzien, *curve length* eta azaleraren erroreak azalduko dira, mozketako errore absolutua, erlatiboa eta banaketa estatistikoa emanda. Gainera era orokor batean errore hauen banaketa estatistikoa ere emango da.

Emaitzekin hasi baino lehen QRS metrika bakoitza kalkulatzeko era azalduko da:

- QR, RS eta QS erroreak: parametro hauen ebaluaziorako puntuen arteko denbora distantzia neurtu da *gold standard* eta algoritmoen markekin. Ondoren *gold standard* eta algoritmoen balioen arteko konparaketa egin da errore absolutua edo erlatiboaren arabera.
- *Curve length* errorea: laginez lagin egindako kalkuluen emaitzak gehituz lortzen da. Bi laginen arteko anplitude eta denbora tarteak kalkulatu dira ondoren Pitagorasen Teorema aplikatzeko; hau da denbora eta anplitude tarteak (balio absolutuan) katetoak dira eta kurba luzera hipotenusa. Prozedura hau *gold standard* eta algoritmoen markekin egin da, Q eta S markak mugak izanik. Aurrekoan bezala neurketen arteko konparaketa egin da erroren arabera.
- Azalera errorea: laginez lagin kalkulaturako metrika da, iterazio bakoitzen emaitzak gehituz. Kurba luzeran kalkulaturako katetoen bidez sortutako triangeluaren azalera kalkulatu da eta honi laukizuzen baten azalera gehitzen zaio. Laukizuzen honen aldeak laginen arteko denbora tarteak eta lehenengo laginaren EKG *base line*-arekiko anplitudea (balio absolutuan) izango dira. Aurreko kasuetan bezala, Q eta S markak mugak izanik, *gold standard* eta algoritmoen neurketen arteko balio konparaketa egin da errore mota kalkulatzeko.



Irudia 46: Curve length eta azalera kalkulatzeko metodoa

Emaitzak QRS metrikaren arabera lau modutara irudikatu egin dira, non azken hiru kasuetan bi grafika agertuko diren, goikoa Wavedet algoritmoaren emaitzak eta behekoa SWT algoritmoarenak izanik.:

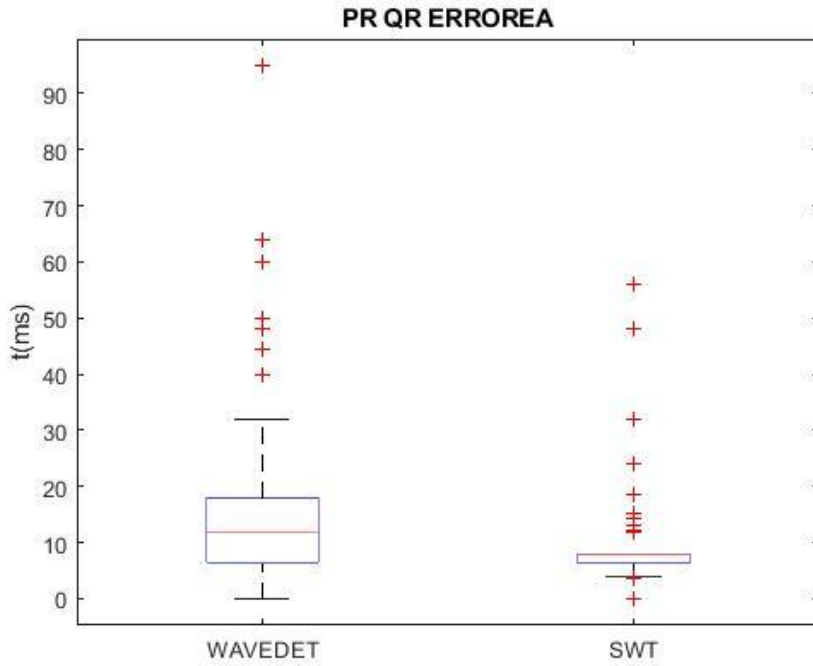
1. Emaitza orokorrak: boxplot grafikak erabiliko dira emaitza hauek irudikatzeko, era honetan algoritmoak sortzen dituen erroreen IQRa ematen da, mediana, 25. eta 75. pertzentila.
2. Errore absolutua mozketako: interesgarria da mozketako erroreak aztertzea uhin formaren arabera ondorio zehatzetara iristeko. Grafika hauetan 5 segundoko tartean daudenen errore absolutuen mediana irudikatu egin da.
3. Errore erlatiboren batezbestekoa mozketako: mozketako errorea (%tan) ematen da, non taupada bakoitzeko errorea kalkulaten den eta 5 segundoko tartean daudenen errore erlatiboaren batezbestekoa ematen den.
4. Banaketa estatistikoa mozketako: 5 segundoko tartean daudenen mozketako errore absolutuaren media (IQR) ematen dan; mediana, 25. eta 75. pertzentilak.

Gainera irudi bloke bakoitzeko, hau da QRS metrika mota bakoitzeko PR eta PEA erritmoen desberdinketa egin da denbora laburrean algoritmoak bi erritmoetan nola eragiten duen aztertzeko.

a. QR errorea

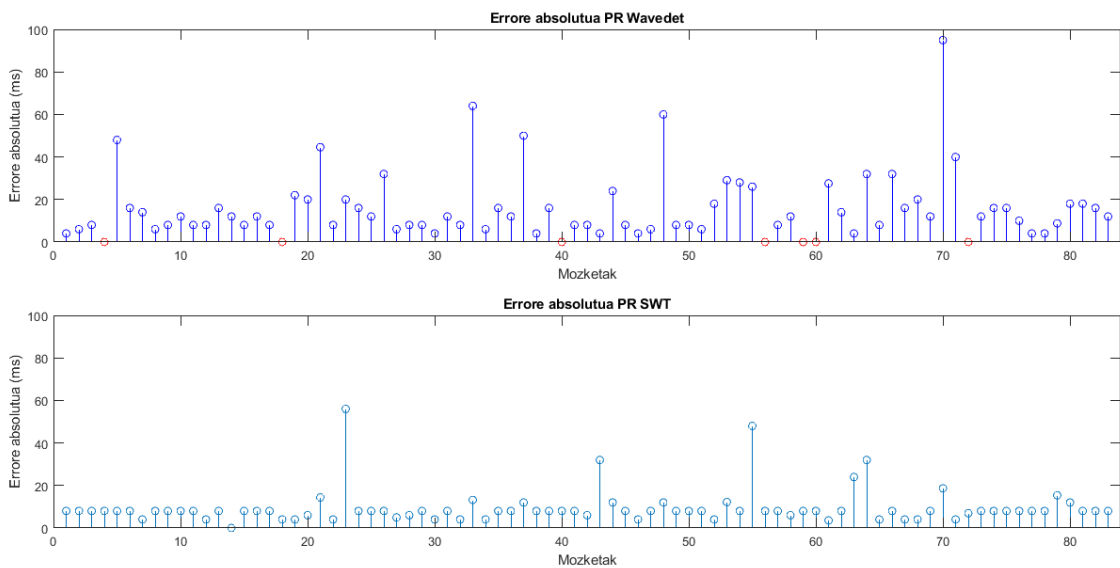
- PR erritmoak

➤ Emaidza orokorrak



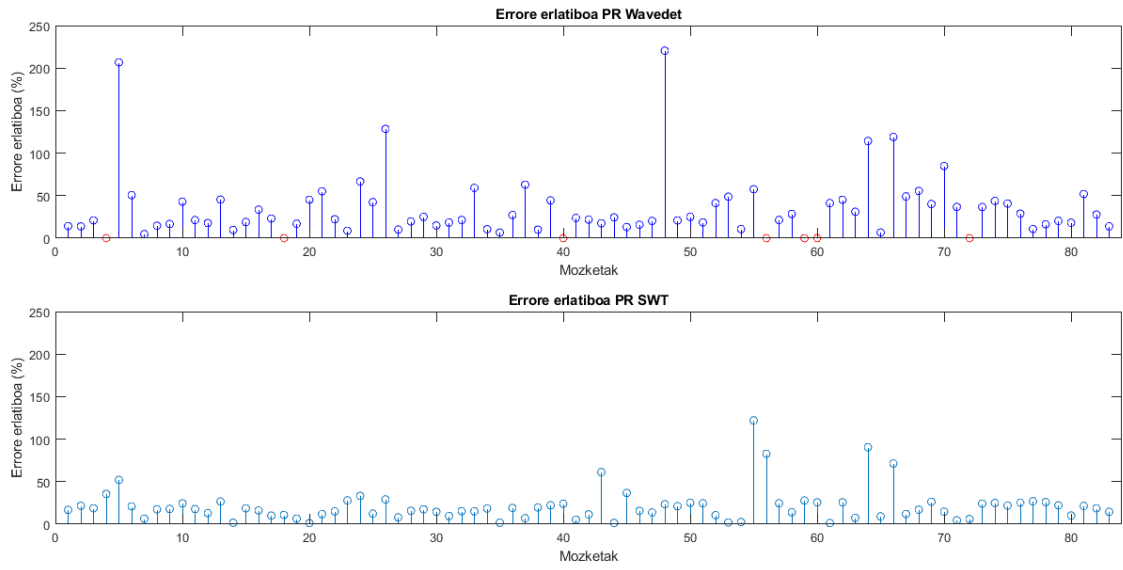
Irudia 47: QR erroreen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

➤ Errore absolutua mozketako



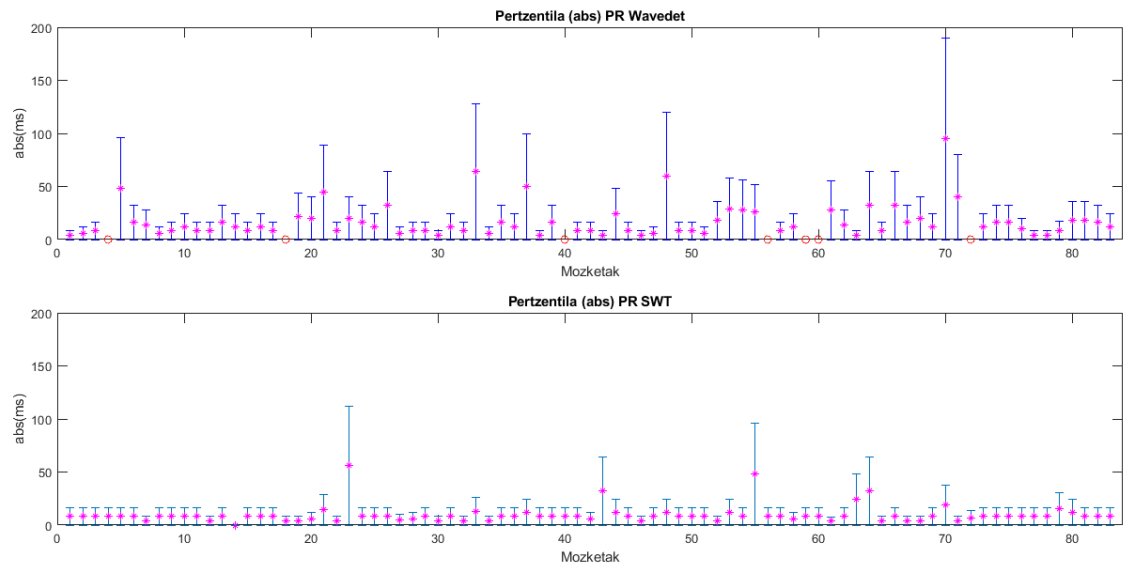
Irudia 48: QR errore absolutua PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



Irudia 49: QR erlatiboa PR erritmoetan; gorri algoritmoarekin errorea emandako mozketak

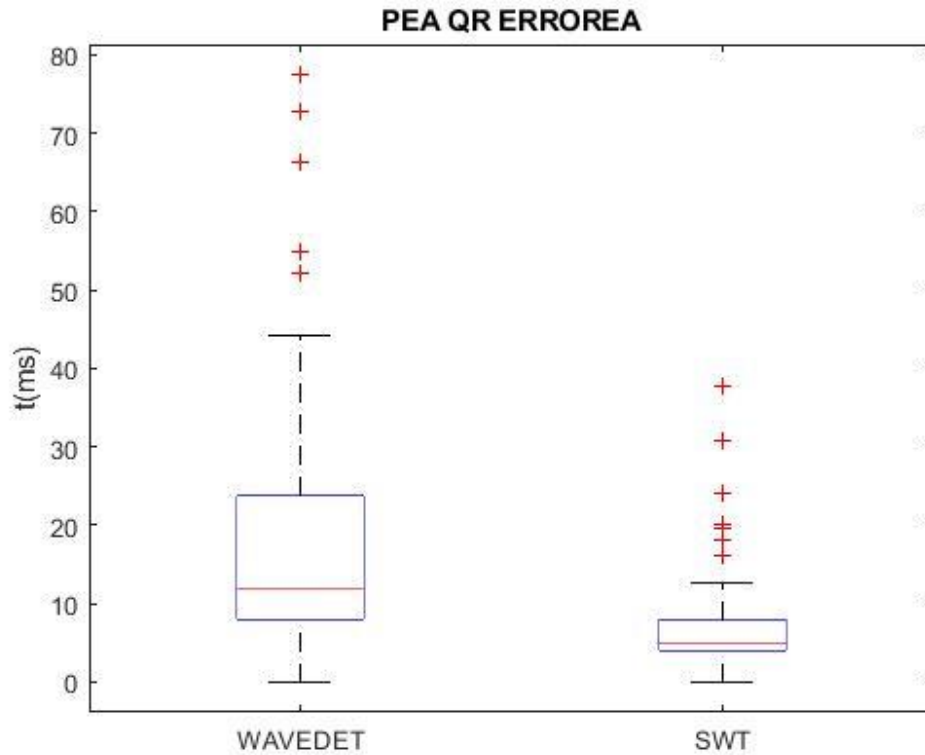
➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**



Irudia 50: QR errorearen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorri algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak

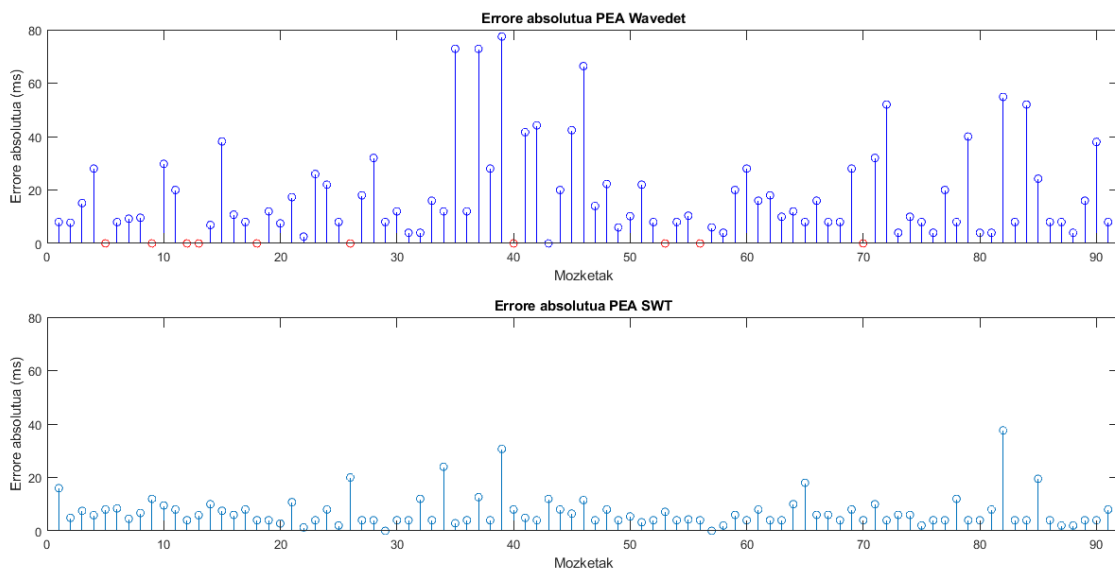
- **PEA erritmoak**

- **Emaitza orokorrak**



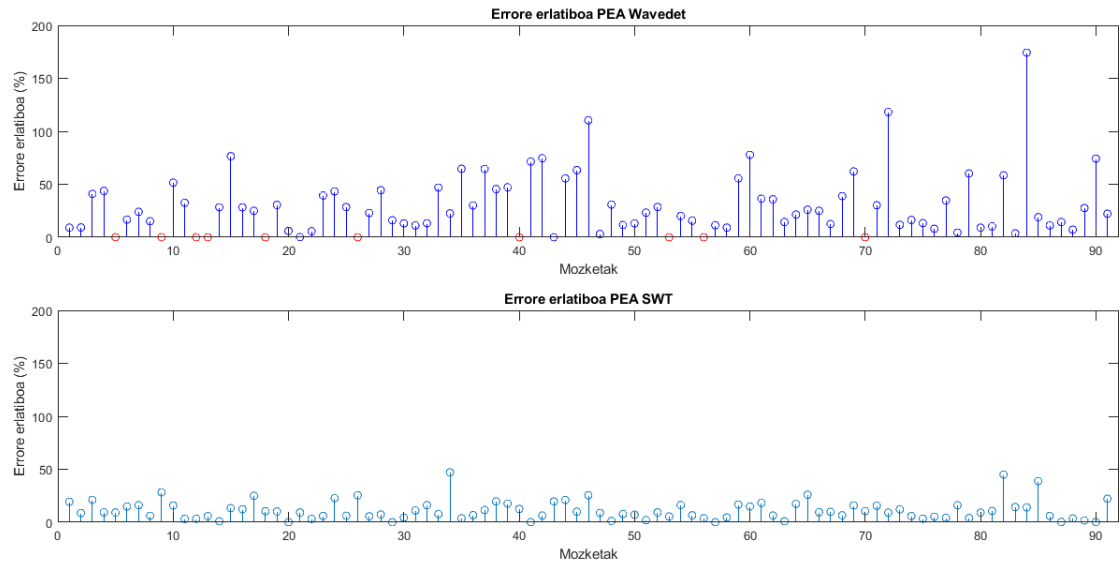
*Irudia 51: QR erroreen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria*

- **Errore absolutua mozketako**



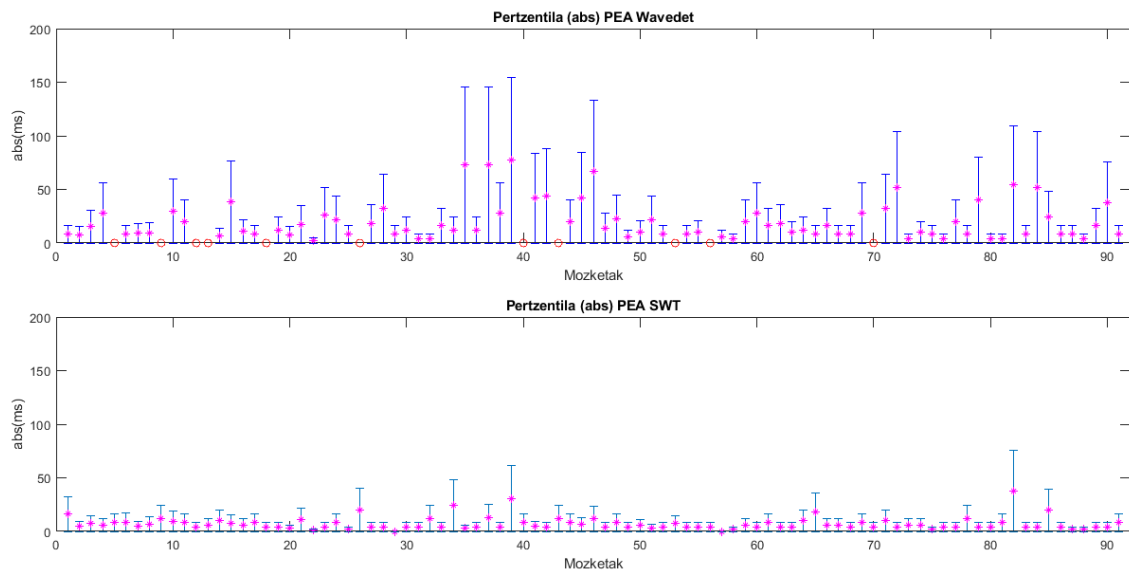
*Irudia 52: QR errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



Irudia 53: QR errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**

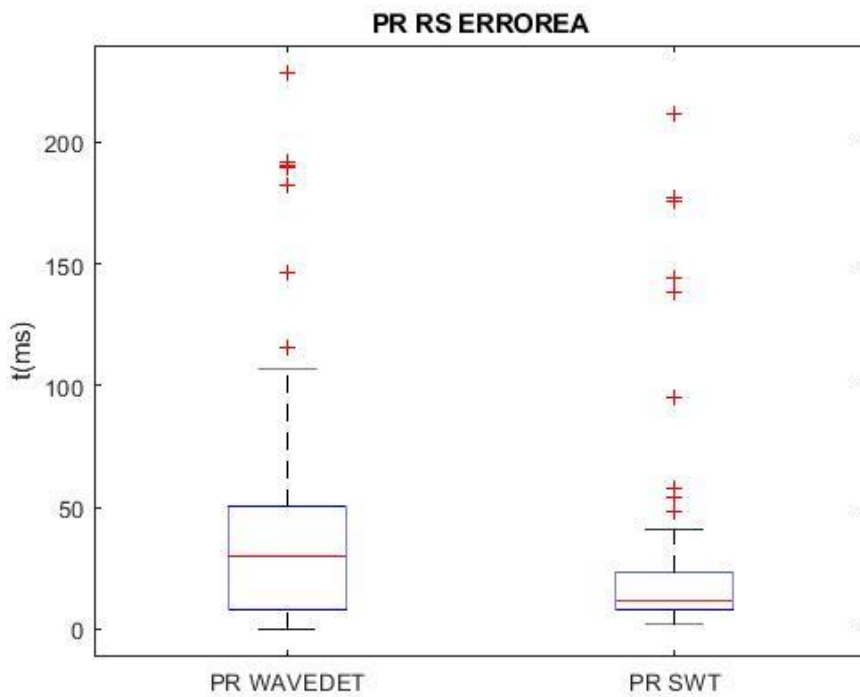


Irudia 54: QR erroreen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak

## b. RS errorea

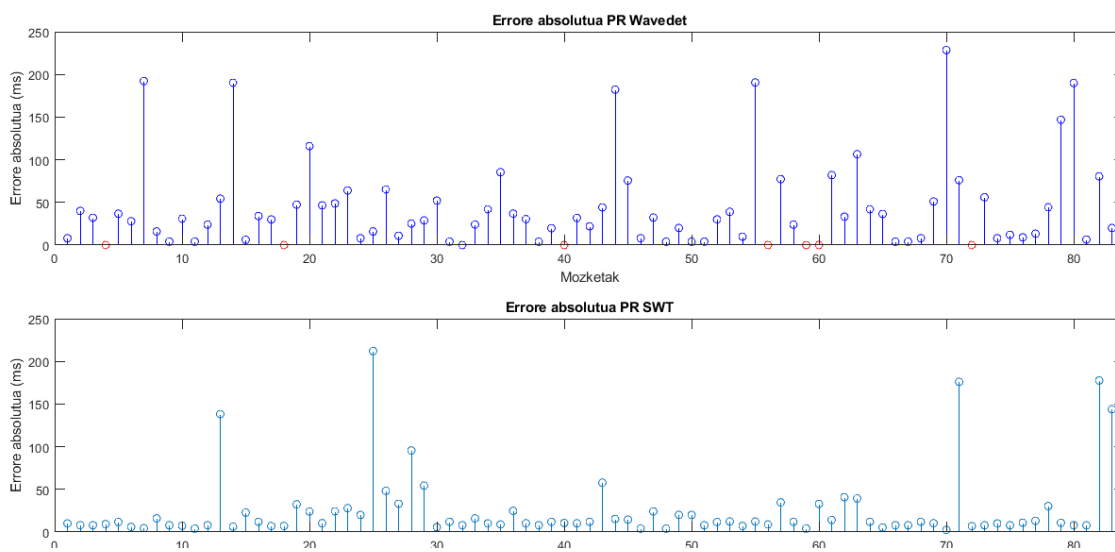
- PR erritmoak

- Emaidza orokorrak



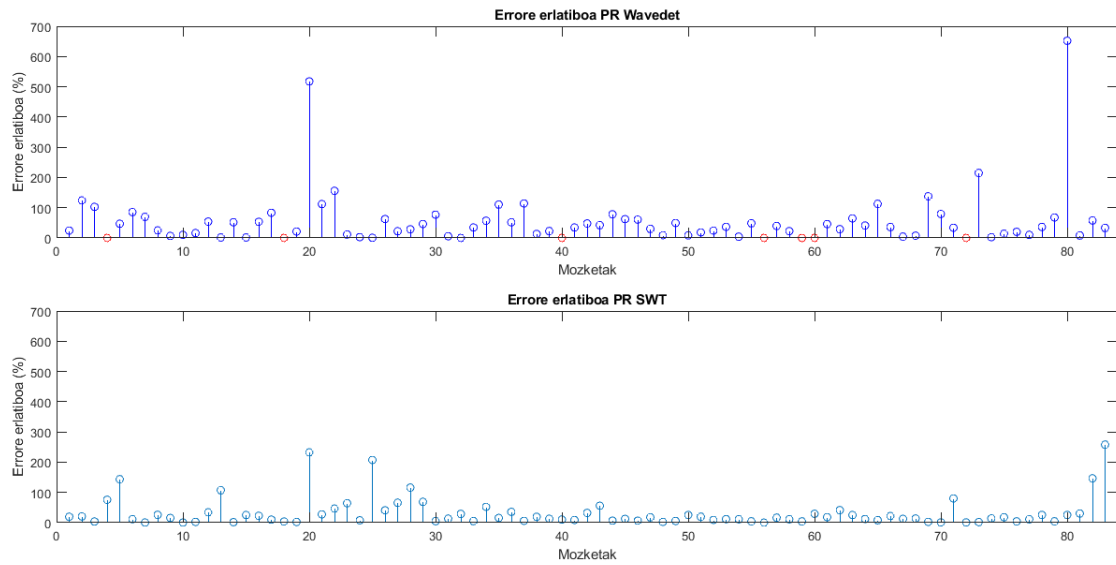
Irudia 55: RS errorearen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

- Errore absolutua mozketako



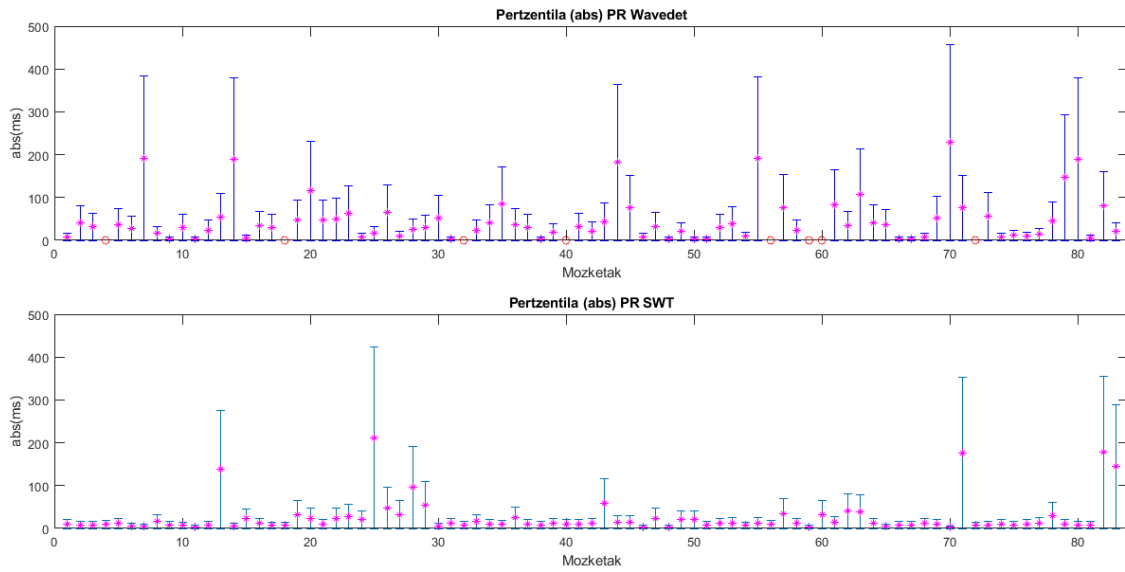
Irudia 56: RS errore absolutua PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



*Irudia 57: RS errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**

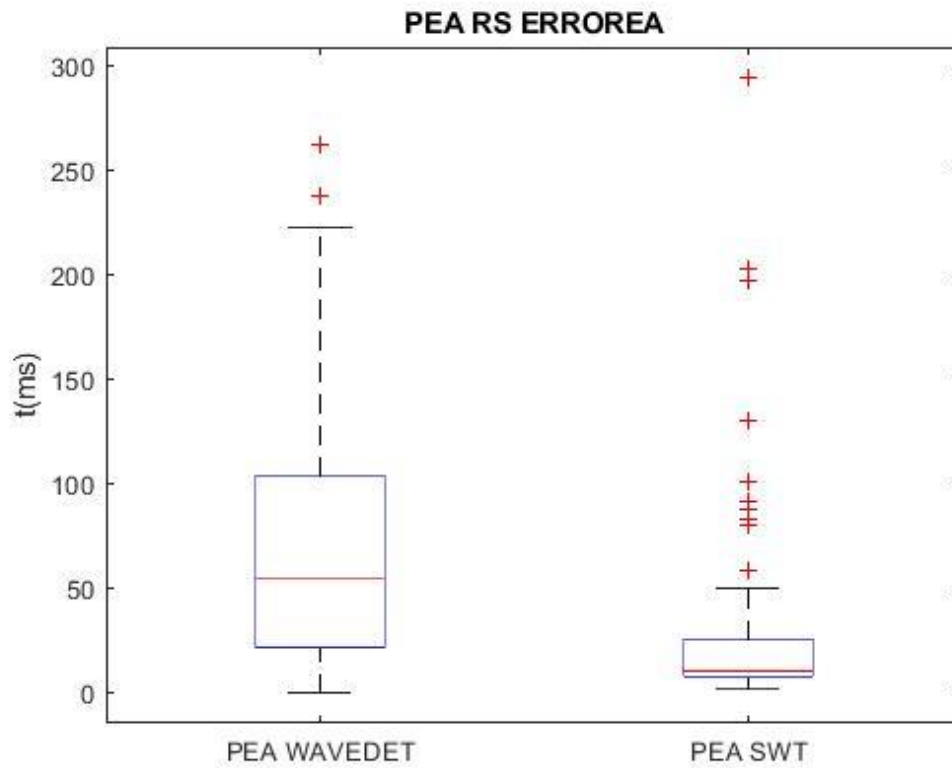


*Irudia 58: RS errorearen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak*



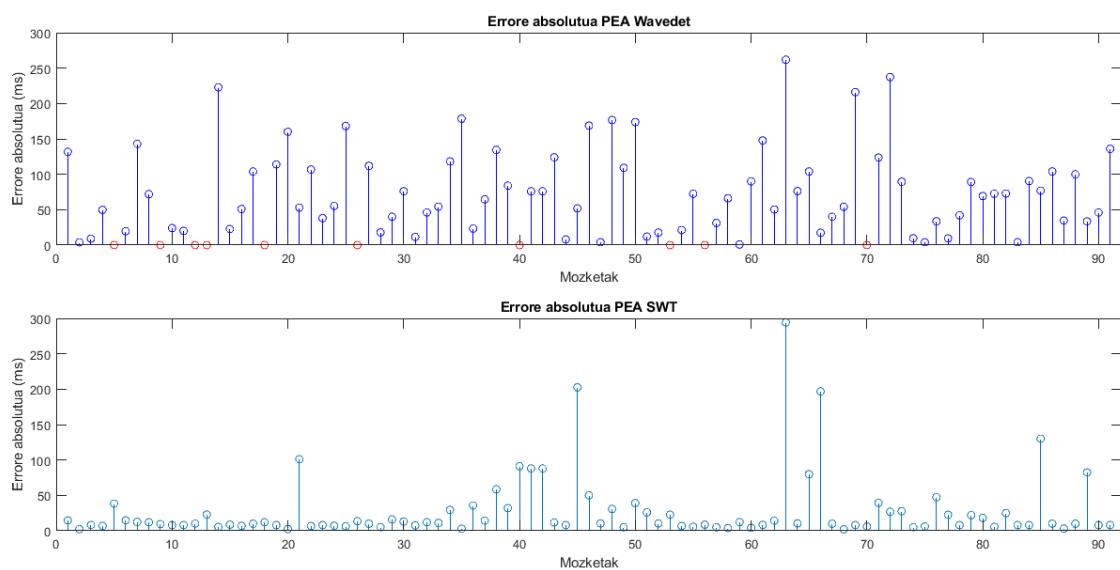
- **PEA erritmoak**

- **Emaitza orokorrak**



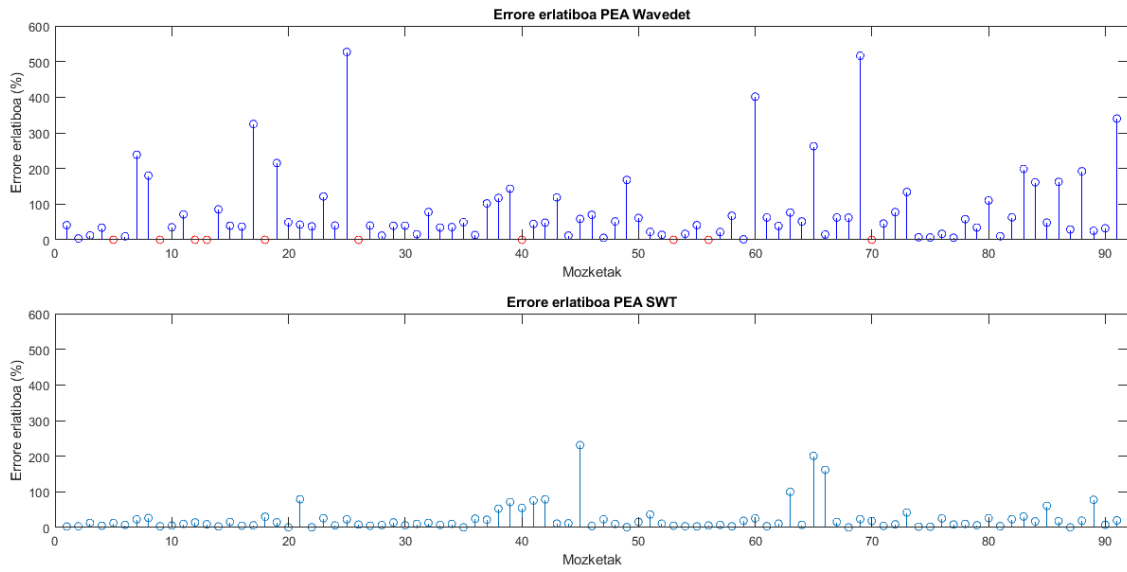
Irudia 59: RS errorearen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

- **Errore absolutua mozketako**



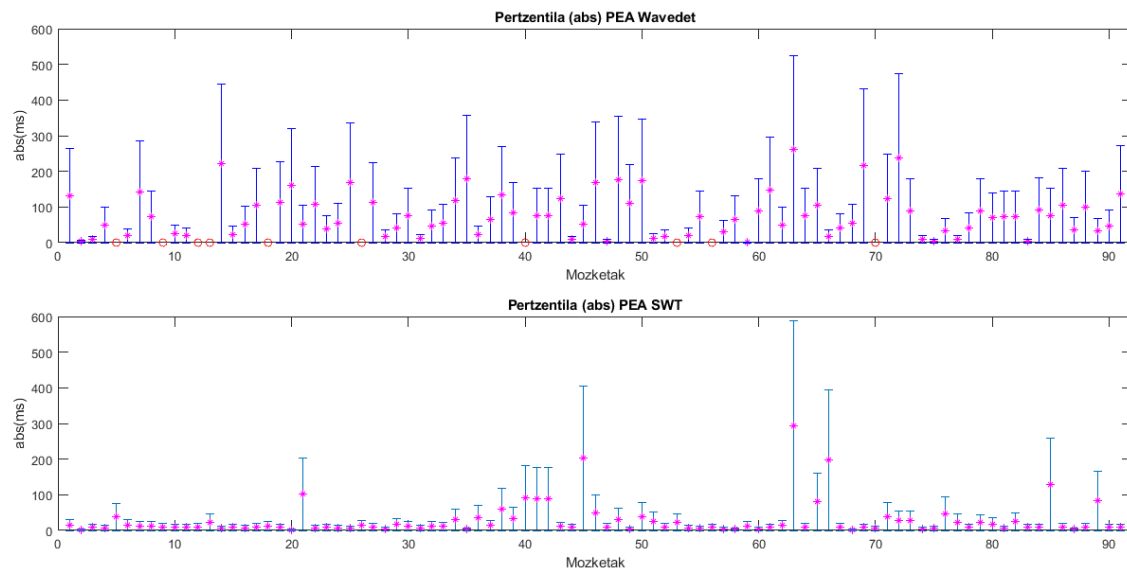
Irudia 60: RS errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



Irudia 61: RS errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**

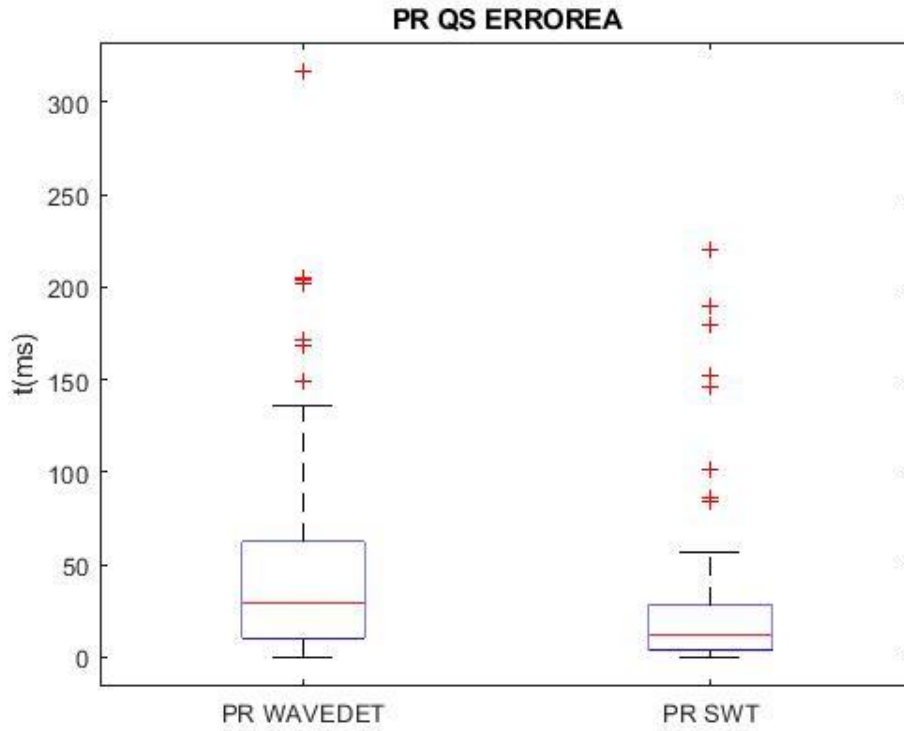


Irudia 62: RS errorearen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak

c. QS errorea

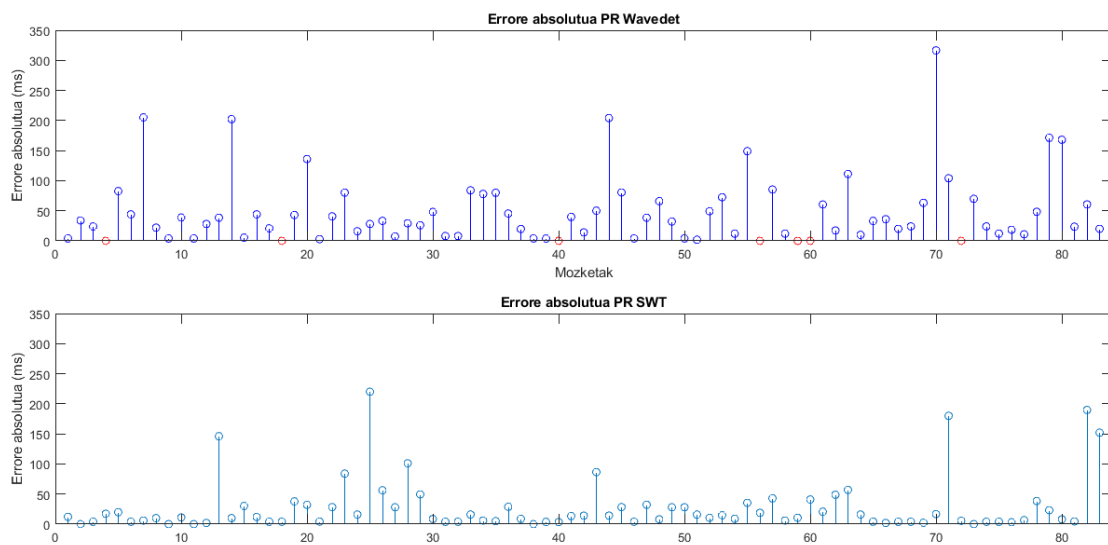
- PR erritmoak

- Emaidza orokorrak



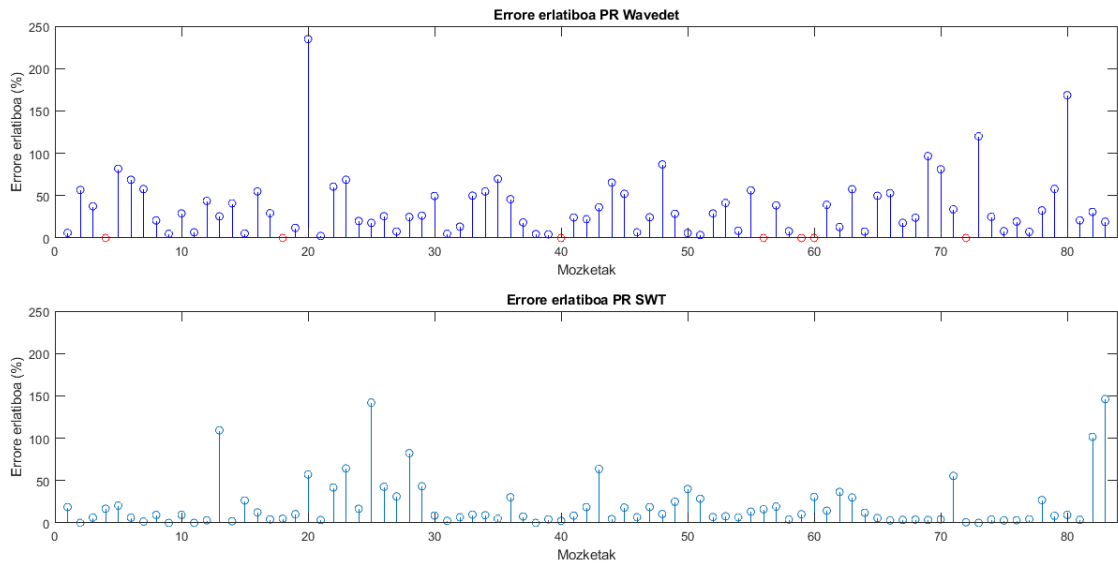
Irudia 63: QS errorearen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

- Errore absolutua mozketako



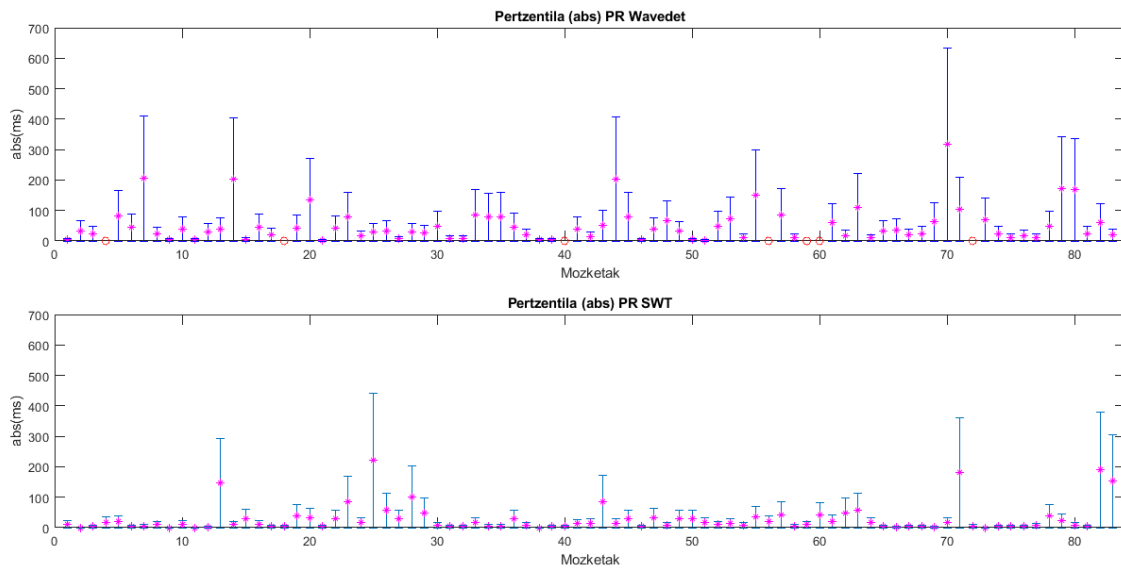
Irudia 64: QS errore absolutua PR erritmoetan; gorri algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



*Irudia 65: QS errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

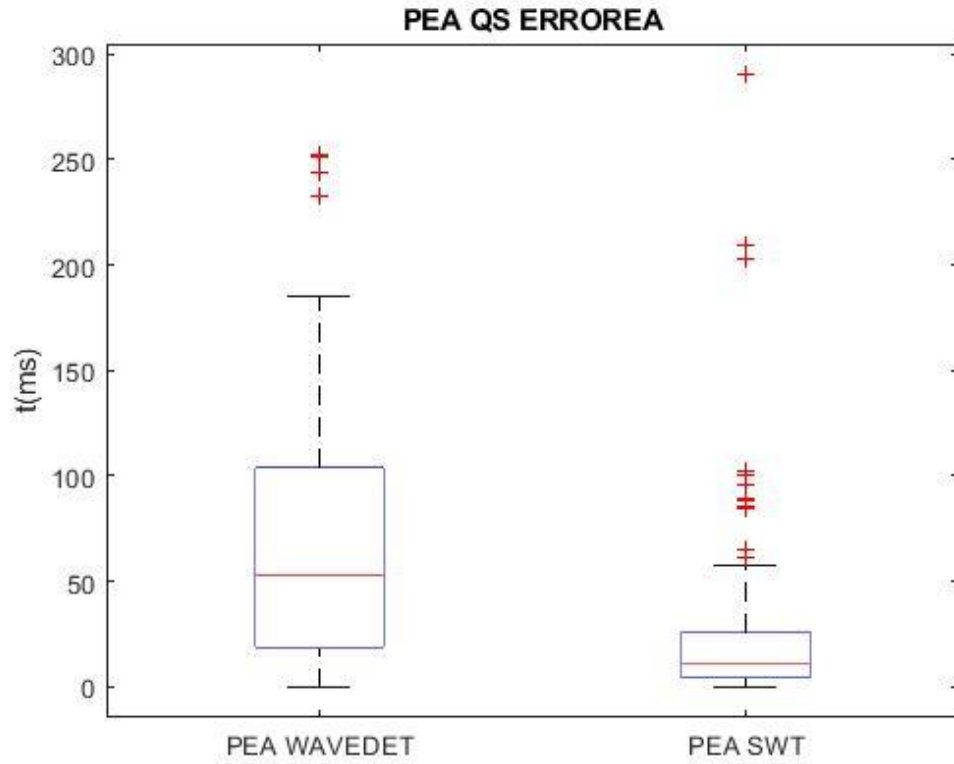
➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**



*Irudia 66: QS errorearen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak*

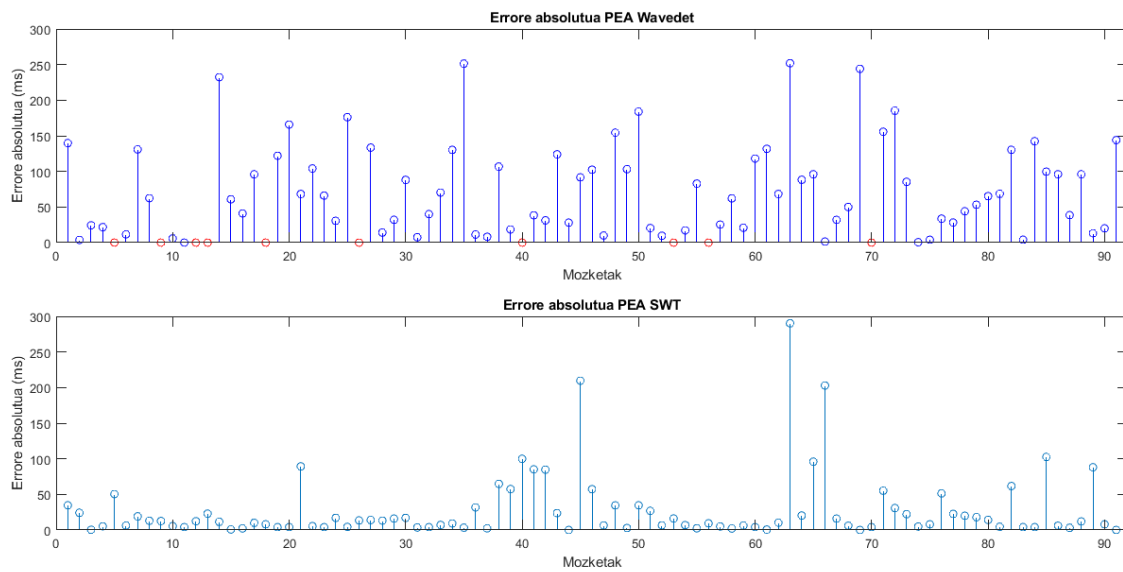
- **PEA erritmoak**

- **Emaitza orokorrak**



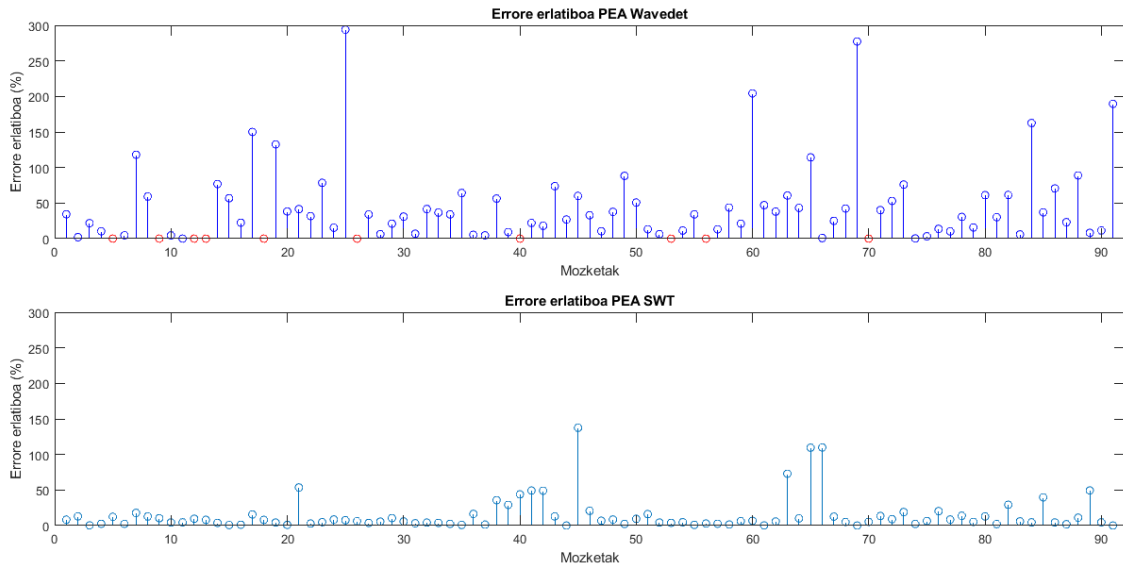
*Irudia 67: QS errorearen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria*

- **Errore absolutua mozketako**



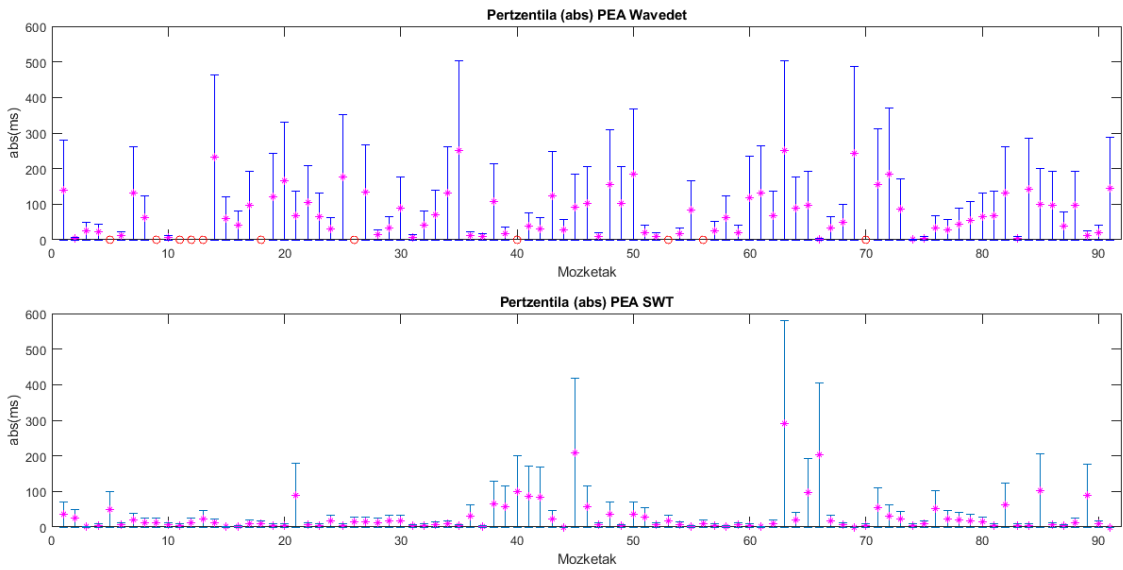
*Irudia 68: QS errore absolutua PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



Irudia 69: QS errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**

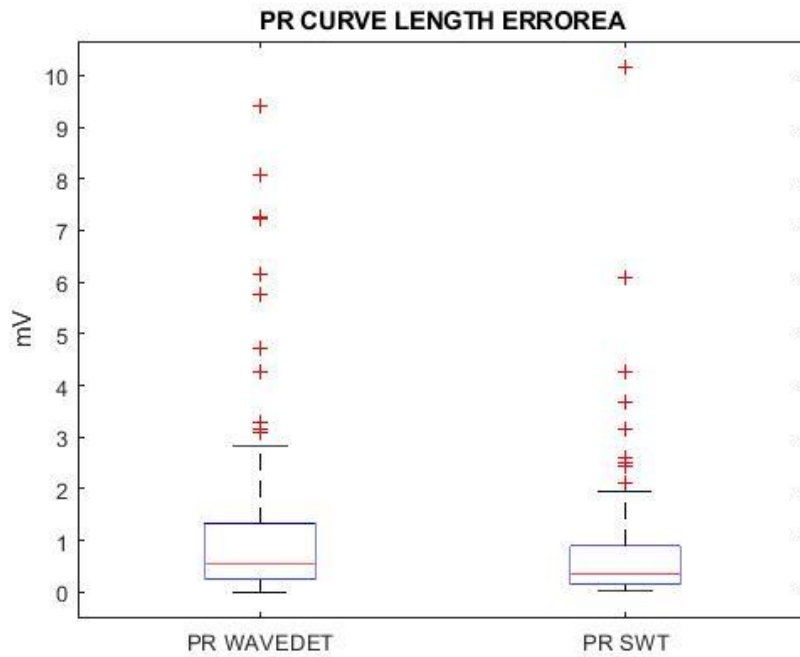


Irudia 70: QS errorearen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak

d. Curve length errorea

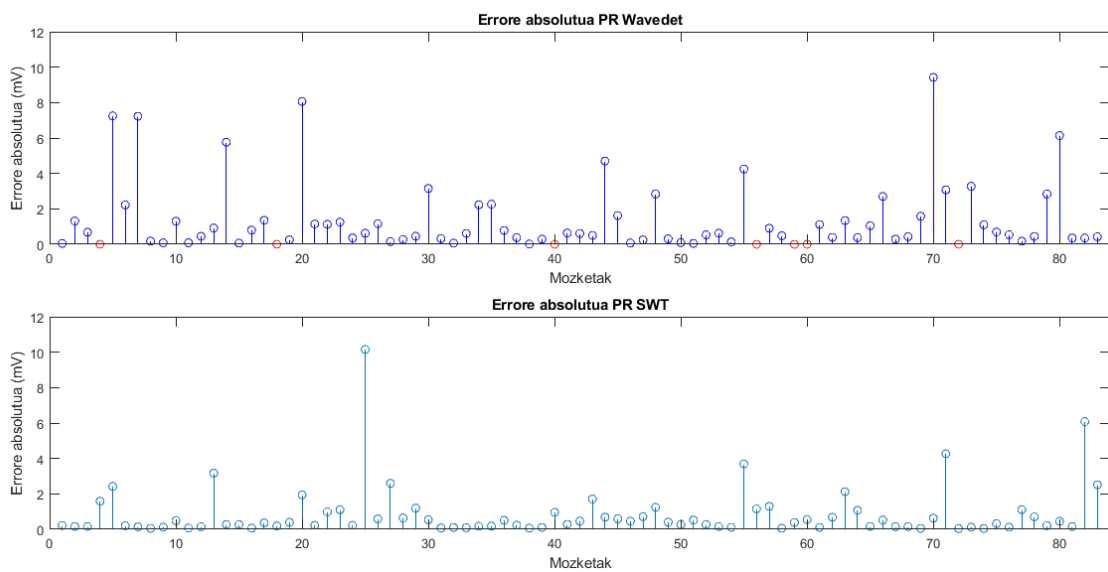
- PR erritmoak

➤ Emaidza orokorrak



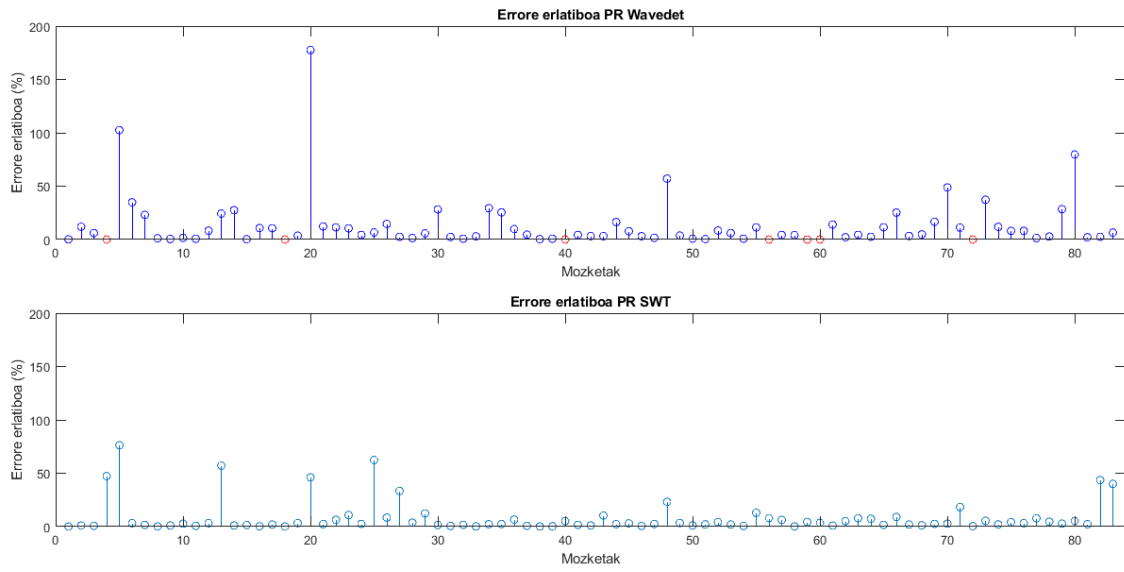
Irudia 71: Curve length erroreen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

➤ Errore absolutua mozketako



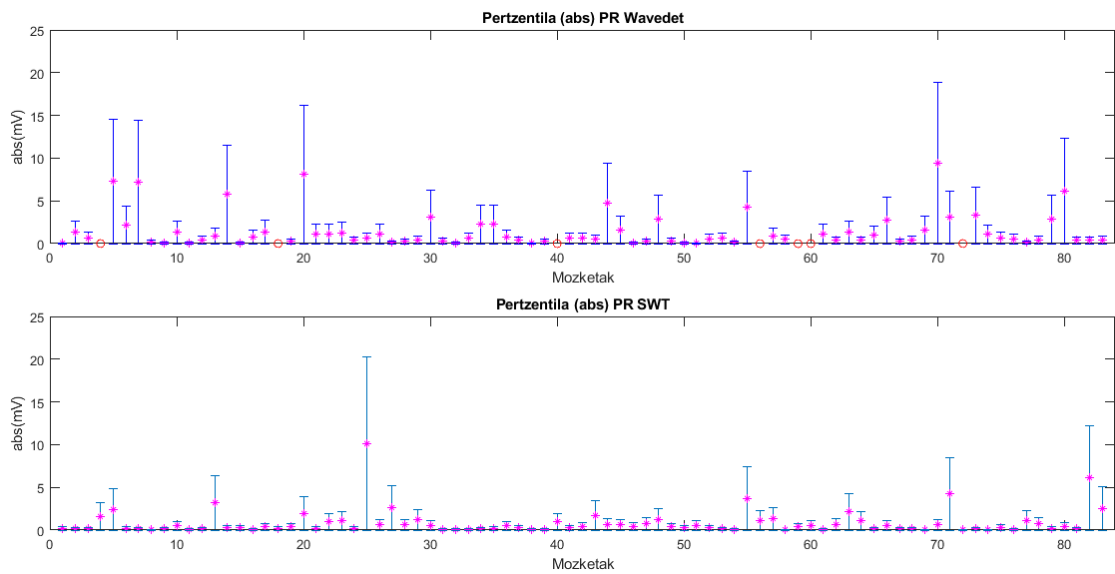
Irudia 72: Curve length errore absolutua PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



Irudia 73: Curve length errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**

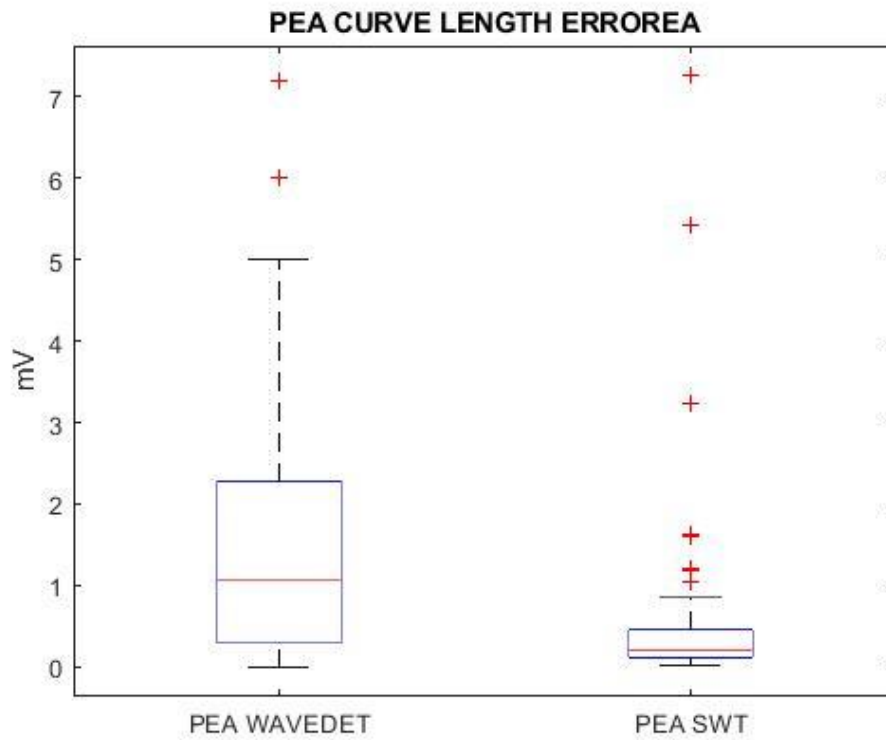


Irudia 74: Curve length errore banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak



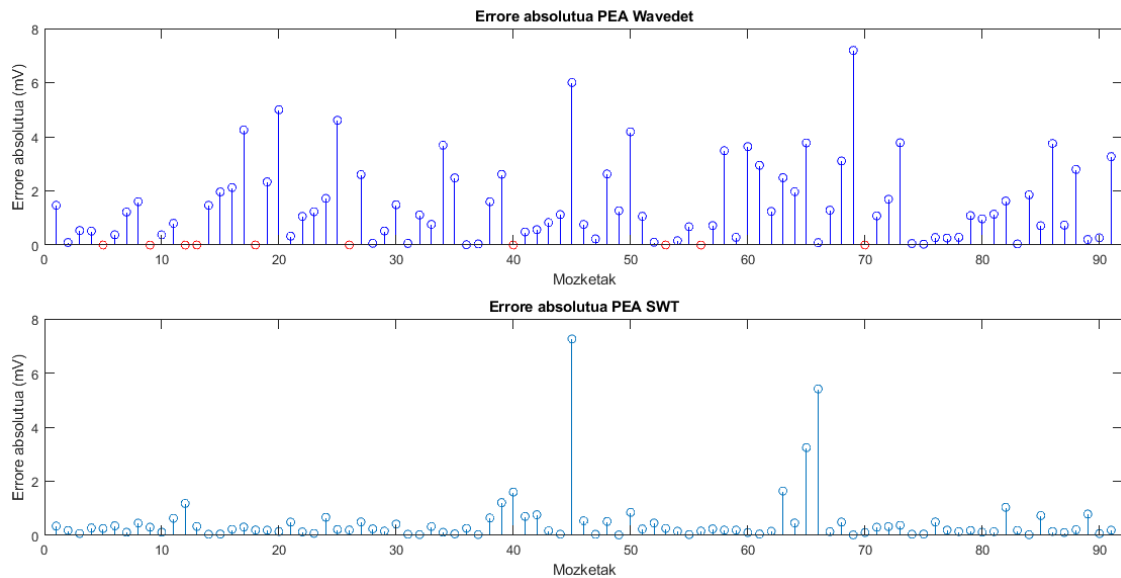
- **PEA erritmoak**

- **Emaitza orokorrak**



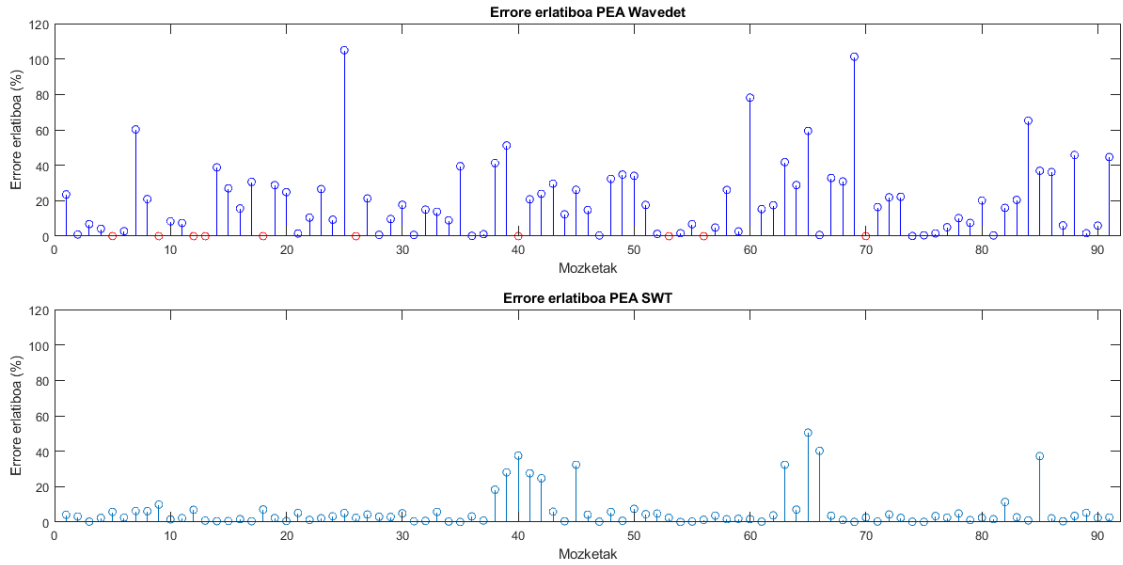
Irudia 75: Curve length errorearen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

- **Errore absolutua mozketako**



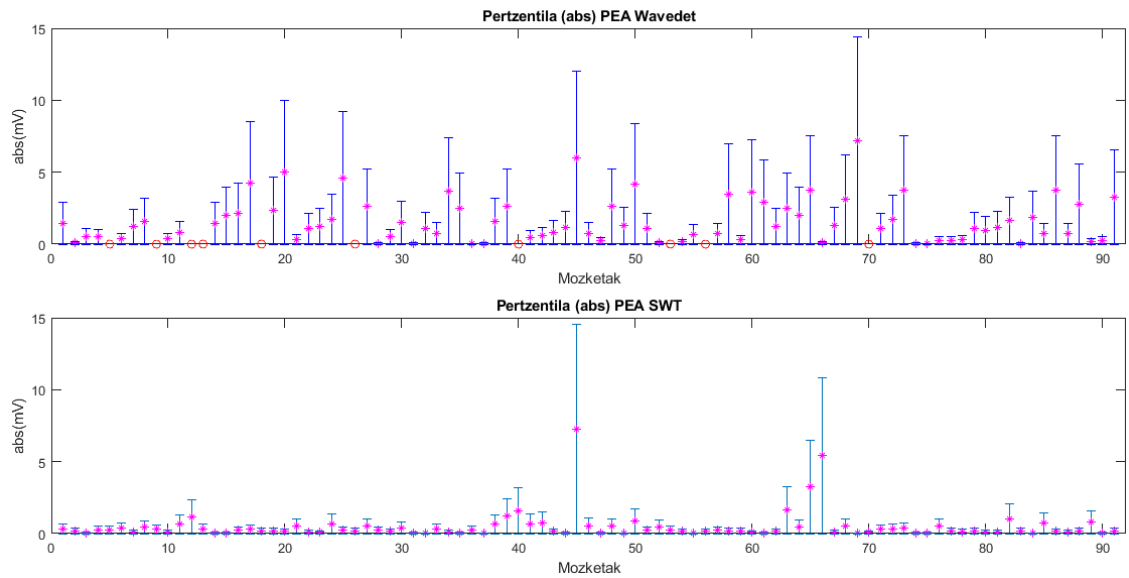
Irudia 76: Curve length errore absolutua PEA erritmoetan; gorri algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



Irudia 77: Curve length errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**

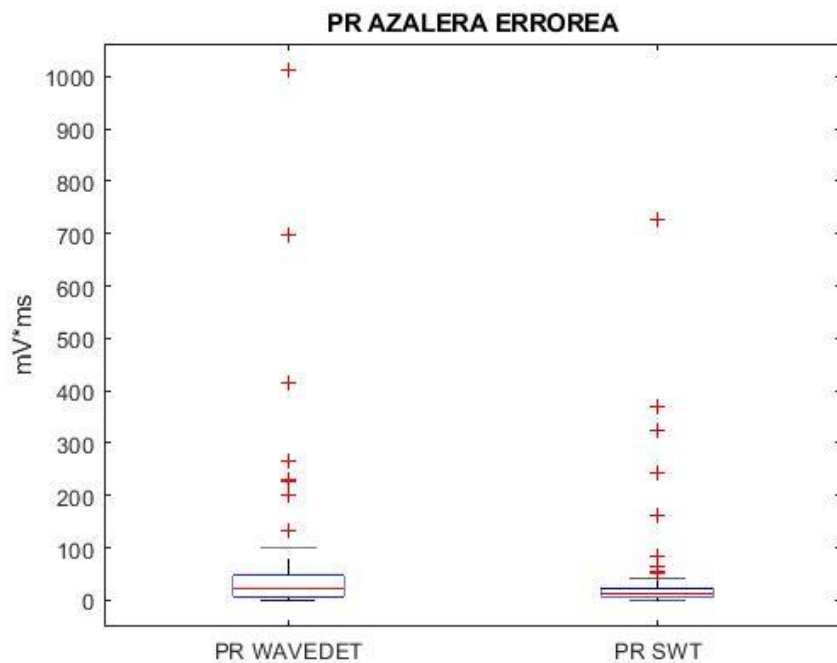


Irudia 78: Curve length erroreen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak

## e. Azalera errorea

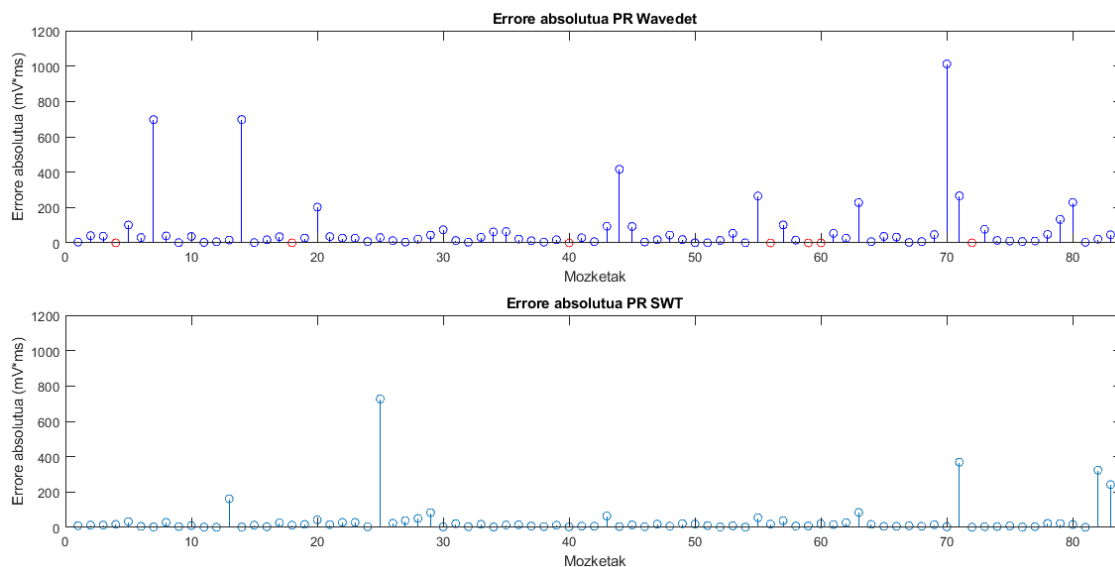
- **PR erritmoak**

- **Emaitza orokorrak**



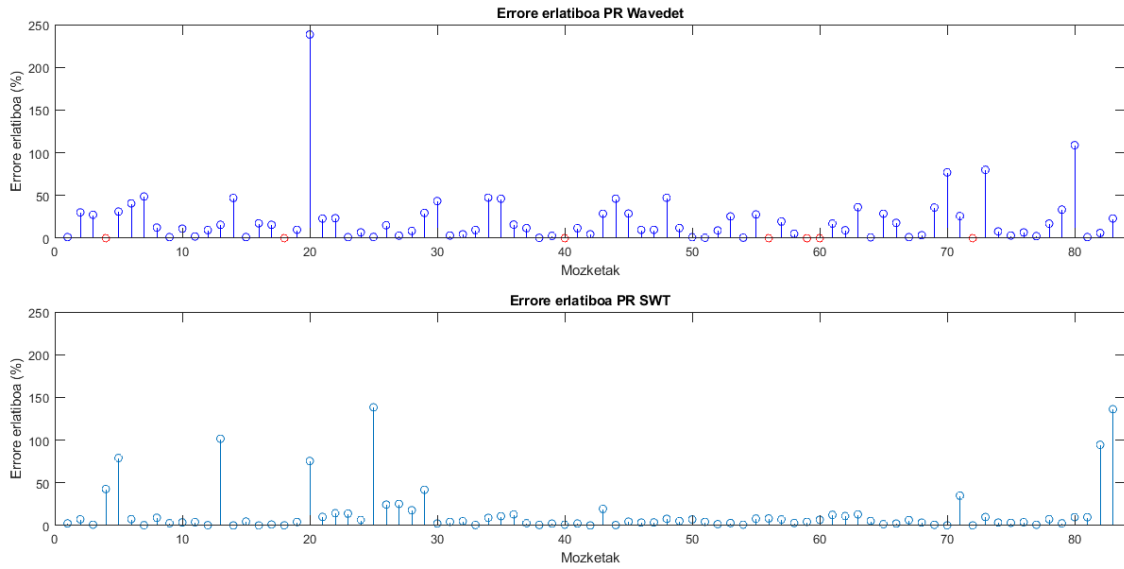
Irudia 79: Azalera erroreen emaitza orokorrak PR erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria

- **Errore absolutua mozketako**



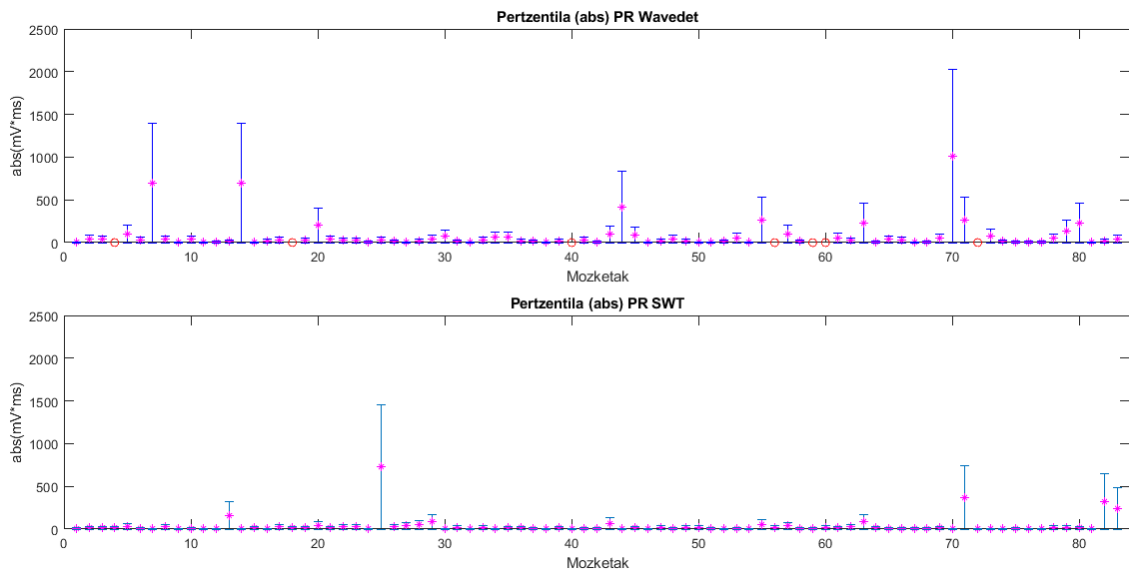
Irudia 80: Azalera errore absolutua PR erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozketak

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



*Irudia 81: Azalera errore erlatiboa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

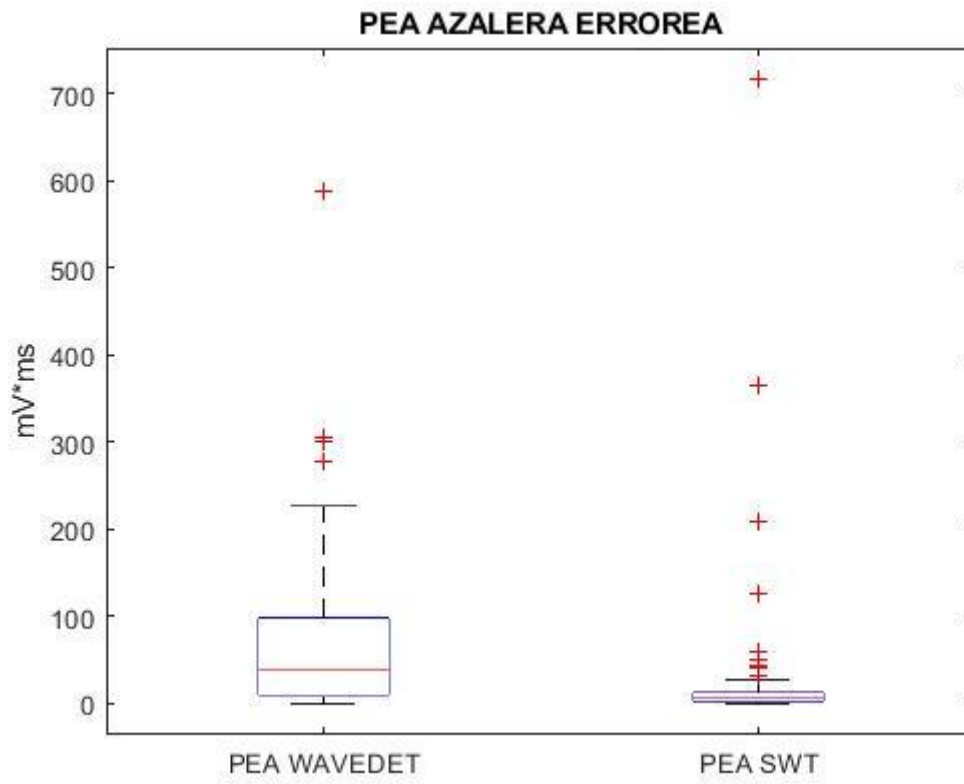
➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**



*Irudia 82: Azalera errearen banaketa estatistikoa PR erritmoetan; gorriz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak*

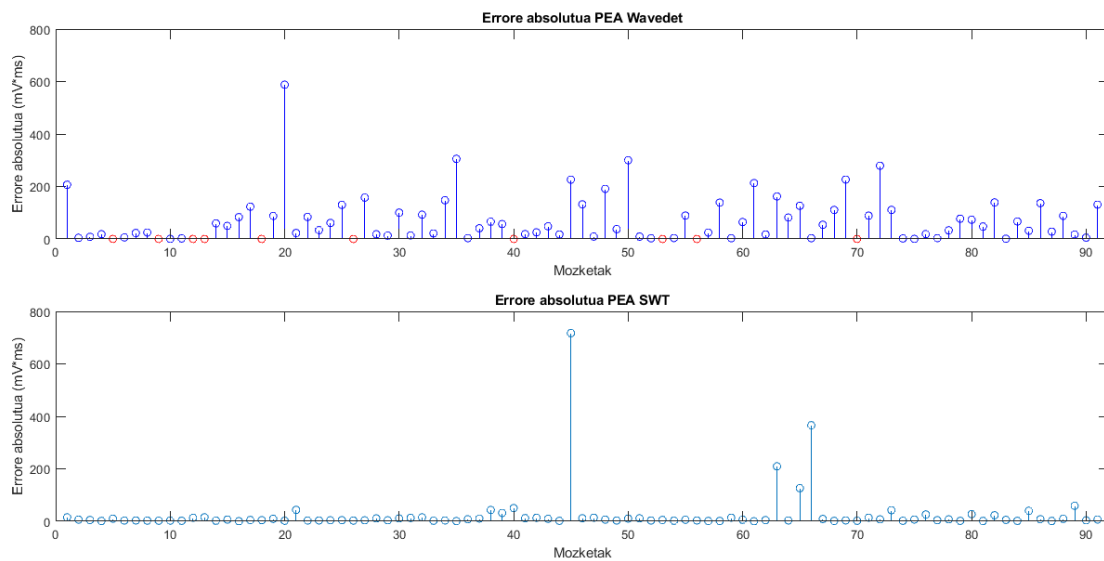
- **PEA erritmoak**

- **Emaitza orokorrak**



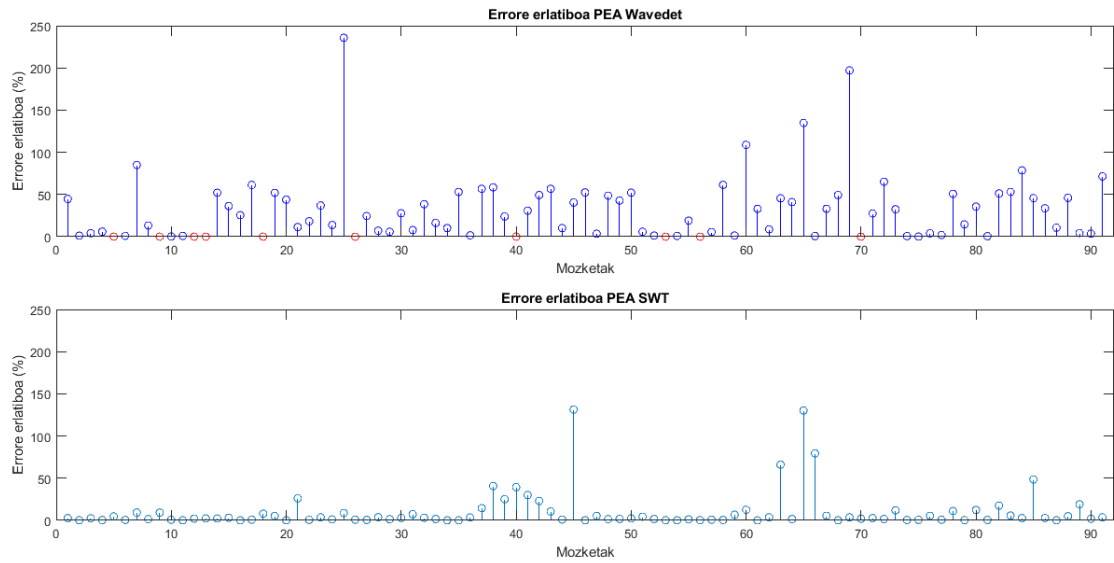
*Irudia 83: Azalera errorearen emaitza orokorrak PEA erritmoetan; 25. eta 75. pertzentilak kutxaren beheko eta goiko muga urdinak eta mediana lerro gorria*

- **Errore absolutua mozketako**



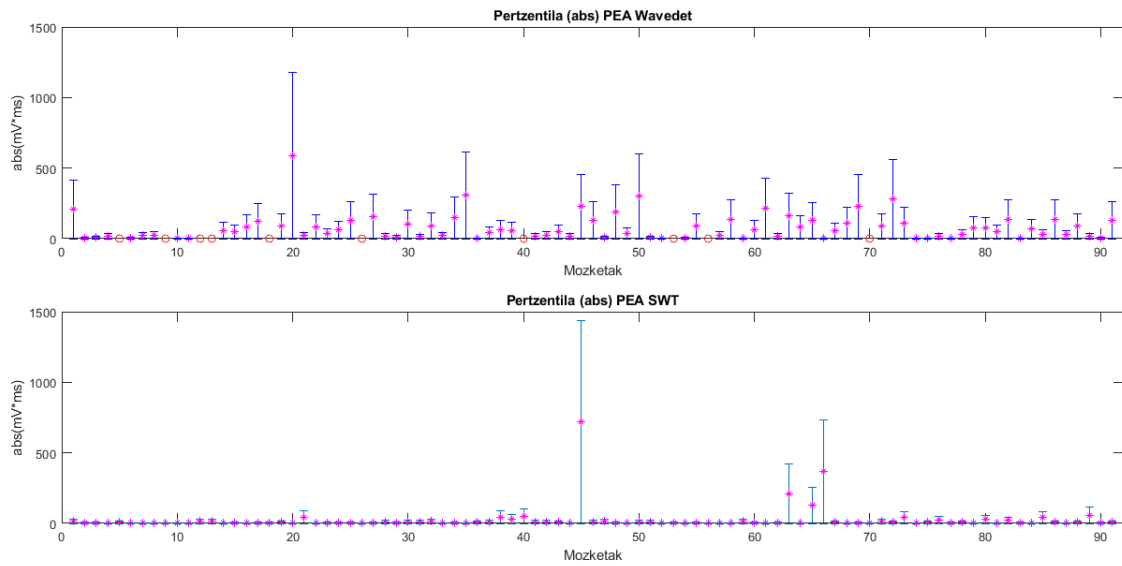
*Irudia 84: Azalera errore absolutua PEA erritmoetan; gorri algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

➤ **Errore erlatiboaren batezbestekoa mozketako**



*Irudia 85: Azalera errore erlatiboa PEA erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozketak*

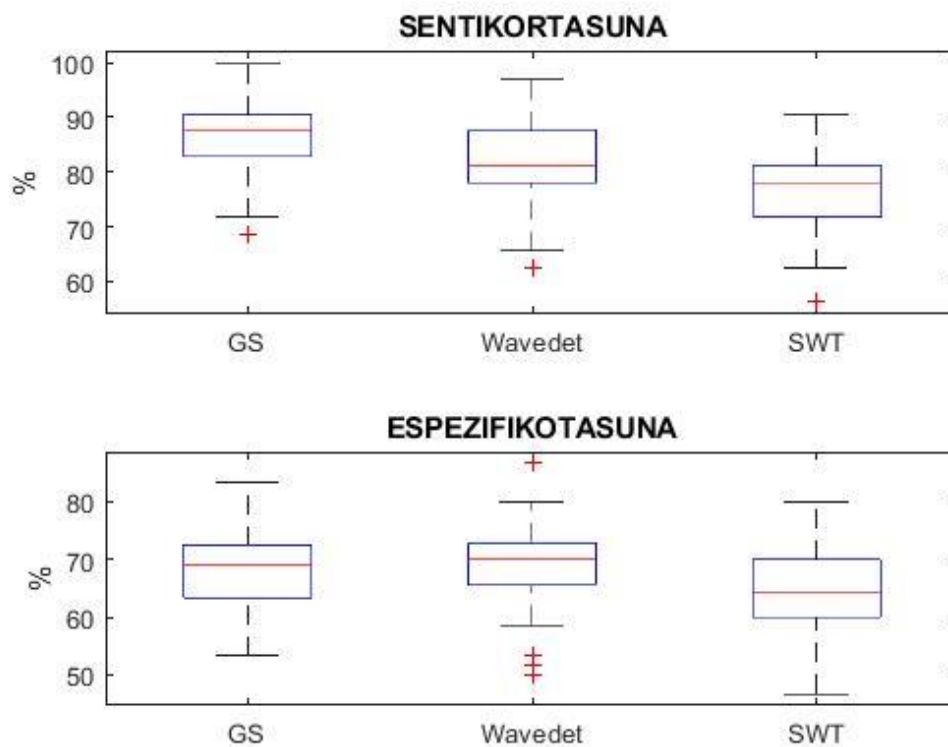
➤ **Banaketa estatistikoa mozketako**



*Irudia 86: Azalera erroreen banaketa estatistikoa PEA erritmoetan; gorritz algoritmoarekin errorea emandako mozketak, arrosaz mediana eta mugako lerro horizontal urdinak 25.(behekoa) eta 75.(goikoa) pertzentilak*

## PR eta PEA seinale sailkapen emaitzak

Eranskinaren azpiatal honetan PR eta PEA sailkapena egiteko algoritmoek daukaten gaitasuna adieraziko da banaketa estatistikoaz baliatuz.



*Irudia 87: PR eta PEA sailkapen emaitzak PR eta PEA sailkapenaren emaitzak, metrikak gold standardetik (GS), Wavedet algoritmotik (Wavedet) eta proposatutako algoritmotik (SWT) aterata*