

Gradu Amaierako Lana
Fisika eta Ingeniaritza Elektronikoko Gradu Bikoitza

Gaueko krisi epileptikoak detektatzeko sistema:
oinarriak eta garapena

Egilea:
Josu Gomez Beldarrain

Zuzendaria:
Inari Badillo Fernandez

Leioa, 2023ko ekaina

Aurkibidea

1	Sarrera eta helburuak	6
2	Oinarri teorikoa	7
2.1	Epilepsiaren definizioa	7
2.2	Epilepsia konbultsio motak	8
2.2.1	Jatorri fokala	8
2.2.2	Jatorri orokortua	9
2.2.3	Jatorri ezezaguna	10
2.3	Epilepsia detektatzeko sistemak	10
2.3.1	Elektroentzefalograma (EEG)	10
2.3.2	EEG ez diren epilepsia detekzio sistemak	10
2.4	Algoritmoa idazteko aukerak	13
3	Garatu beharreko sistemaren oinarriak	14
4	Teknologiaren aukeraketa	16
4.1	Hardwarearen deskribapena	16
4.1.1	Azelerometroak	16
4.1.2	EKG sentsorea	18
4.1.3	Arduino Garapen Plaka	19
4.2	Softwarearen deskribapena	20
4.2.1	Arduino IDE	20
4.2.2	Python	20
4.2.3	MQTT protokoloa	21

5	Detekzio sistemaren diseinu eta inplementazioa	22
5.1	Hardwarea muntatzen	22
5.1.1	Sentsorearen eta Arduinoaren konexioak	22
5.1.2	Elektrodoen kokapena	23
5.2	Algoritmoaren diseinua	23
5.2.1	Azelerometroak	23
5.2.2	Elektrokardiograma	25
5.2.3	Bi tekniken uztartzea	26
6	Emaitzak	28
6.1	Azelerometroak	28
6.1.1	Lehen proba: azelerometroa pausagunean eta biraka	28
6.1.2	Bigarren proba: mugimenduaren detekzioa	30
6.1.3	Hirugarren proba: simulazioa	31
6.2	Elektrokardiograma	33
6.2.1	Lehen proba: zehaztasuna bermatu	33
6.2.2	Bigarren proba: alarma aktibatu	34
6.2.3	Hirugarren proba: simulazioa gauez	35
7	Ondorioak eta etorkizuneko lana	39
7.1	Ondorioak	39
7.2	Etorkizuneko lana	40
7.2.1	Algoritmoaren hobekuntza	40
7.2.2	Paziente epileptikoengan testatzea	41
7.2.3	Sentsore ezberdinak gehitzea	41
7.2.4	Miniaturizazioa	41
7.2.5	Aplikazioa	41

Kapitulua 1

Sarrera eta helburuak

Osasun mundua gradualki digitalizatzen ari den sektore bat da. Geroz eta gehiago dira osasun langileek pazienteen diagnostiko, tratamendu eta jarraipena burutzeko eskura dituzten baliabide teknologikoak. Baliabide horien garapena beharrezkoa da paziente zein langileen ongizaterako, gaixotasunen sendatze prozesuak erraztu eta ahalbidetzeko.

Gaixotasun horietako bat epilepsia da. Epilepsia garunaren gaixotasun kroniko bat da, 50 milioi pertsona ingururi eragiten diena munduan, eta urtero 5 milioi kasu berri diagnostikatzen dira [1]. Garunaren desordenen ondorioz pairatzen diren konbultsio epileptiko eran agertzen da gaitz hau. Konbultsioek lesio arinak (ebakiak, ubelduak, erredurak) zein larriak (buruan kolpeak, hezur puskatuak, itotzea) sor diezazkiekete pertsona epileptikoei, baita bat-bateko ezusteko heriotzak ere (SUDEP: "Sudden Unexpected Death in Epilepsy") [2].

Hori dela eta, garrantzitsua da paziente bat epilepsia krisi bat izaten ari denean ahalik eta azkarren artatua izatea, lesioak ekiditeko. Epilepsia detektatzeko sistemarik zehatzena garunaren jarduera elektrikoa neurtzeko erabiltzen den elektroentzefalograma (EEG) da. Sistema hori oso zehatza den arren ez da erabilgarria egunerokoan, eskatzen dituen elektrodo konexio kopurua altuegia delako praktikotasunaren ikuspegitik.

Beraz, lan honetan EEGn ez-oinarritutako epilepsia detekzio sistema bat garatuko da, sentsoreen bitartez, pazientea krisi epileptiko bat sufritzen ari denean zaintzaileari abisatuko diona alarma baten bidez. Lan honen helburua sistema propio bat zerotik hasita garatzea da, jada ikertuta edo merkaturatuta dauden antzeko produktuetatik ikasiz eta haiek hobetzen saiatuz. Sistemaren oinarriak ezarriko dira, etorkizunean beste GrAL lanen bitartez sistema perfektionatzeko. Helburu nagusia da sistema zehatza, sentsibilitate altukoa, merkea eta eroso izatea.

Kapitulua 2

Oinarri teorikoa

Lan honen garapenerako funtsezkoa izan da ikerketa bibliografiko sakon bat. Kapitulu honetan proiektuaren ulermenerako oinarritzkoak diren kontzeptuak azalduko dira, irakurleak lanaren testuingurua izan dezan. Hasteko epilepsiaren definizioa eta konbultsio epileptiko motak azalduko dira. Ondoren, halakoak detektatzeko existitzen diren tekniken inguruan sakonduko da sentsoeren ikuspuntutik, haien akats eta abantailetan oinarrituz gure helburuak finkatzeari bide emanez.

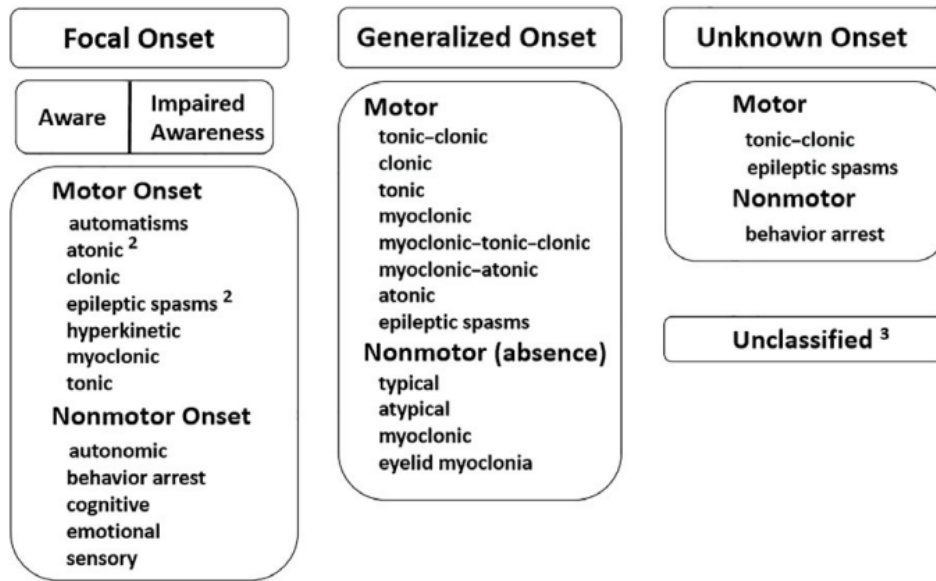
2.1 Epilepsiaren definizioa

Osasunaren Mundu Erakundearen (OME) arabera, epilepsiaren definizioa da probokatu gabeko bi krisi epileptiko edo gehiago pairatzea [1]. Probokatu gabeko konbultsioak inolako faktore abiarazlerik izan gabe gertatzen diren konbultsioak dira [3]. Konbultsioak, garunaren eremu batean edo garun osoan sinkronizatutako neurona tiroak izaten direnean, neurona-sare irregular edo perturbatuen ondorioz, jazotzen dira [4]. Hau da, garunean gehiegizko deskarga elektrikoak daudenean jazotzen dira [1].

Gaur egun 50 milioi pertsona inguru dira epilepsia diagnostikatua dutenak, eta 5 milioi ingururi diagnostikatzen zaie urtean gutxi gorabehera, gaixotasun neurologikoen artean laugarren ohikoena delarik [2]. Kasuen % 80tik gertu gaitasun ekonomiko apal eta er-tainak dituzten herrialdeetan gertatzen dira [1]. Gainera, epilepsia gehien eragiten duen adin tartea haurtzaroa da, urtero detektatzen diren 5 milioi kasu berri horietatik % 40 hamabost urtetik beherakoak baitira [5].

Gaitz honek eragiten dituen ondorio eta sintomak era askotakoak dira. Ohikoenak konbultsioek eragin ditzaketen erorketek, itotzeek eta erredurek sor ditzaketen larritasun ezberdineko lesioak (buru kolpeak, hezur hausturak, bruxismoa...). Hala ere, badira hain agerikoak ez diren ondorioak, hala nola umore eta jarrera nahasmenduak, lo egiteko zein memoria arazoak eta zailtasun edota estigma sozialak. Azkenik bat-bateko ezusteko heriotza epilepsia jasaten duten pazienteekin zuzenean loturik dago (SUDEP: "Sudden Death in Epilepsy"). Halakoetan pertsona epileptikoa ohean hilda agertu ohi da ageriko konbultsio sintomarik gabe. Halako gertaeren zergatia argi ez dagoen arren, epilepsia jasaten duen 1000 pertsonatatik 1 era horretan hiltzen da [2]. Kausa hauek direla-eta epilepsia jasaten duten pazienteen heriotza arriskua bi edo hiru aldiz altuagoa da populazio orokorrarekin konparatuta [6].

ILAE 2017 Classification of Seizure Types Expanded Version ¹



Irudia 1: 2017ko ILAEren konbultsio moten sailkapenaren eskema [7].

2.2 Epilepsia konbultsio motak

2017an ILAEk (International League Against Epilepsy) epilepsia konbultsio moten sailkapen bat argitaratu zuen, 1981a ezkeror erabiltzen zen bertsioa berrituz [7], ikus 1. irudia. Epilepsia konbultsioak, ILAE 2017 sailkapenaren arabera, garunean agertu diren eremuearen arabera sailkatzen dira. Hau da, jarduera neuronal ezegonkorra garuneko hemisferio bakarrean edo garun osoan gertatzen den zehazten da lehenik eta behin. Talde horien barruan, konbultsio mota ezberdinak sintomen arabera motor edo ez-motor moduan sailkatzen dira [8]. Konbultsio motorrek berekin dakarte muskulaturari edozein modutan eragitea; hala, muskuluen kontrakzioen hazkunde edo galeraren ondorioz mugimendu bat sortzen da. Konbultsio ez-motorretan, aldiz, muskuluen mugimendurik ez da pairatzen [9].

2.2.1 Jatorri fokala

Jatorri fokala duten konbultsioak garuneko hemisferio bakar bateko konexioetan sortzen dira, eta ondorioz gorputzaren hemisferio bakarrean ikusten dira sintomak. Konbultsio mota hauetan pazientea kontziente edo erdi-kontziente egon daiteke [8].

Konbultsio motorrak

Jatorri fokaleko konbultsio motorretan hainbat konbultsio mota sartzen dira. Konbultsio tonikoen kasuan muskulua segundo edo minutu gutxiz uzkuertzen dira [9]. Krisi epileptiko klonikoak, aldiz, muskulu taldeen astindu errepikakor bezala definitzen dira [8]. Konbultsio atonikoen kasuan muskulu tonuaren bat-bateko galera gertatzen da; 1-2 segundo irauten du eta buru, gorputz-adar, enbor edota masailezurreko muskuluen galera dakar [9]. Miokloniko deitzen diren konbultsioak ere badaude. Haietan bat-bateko eta nahi gabeko muskuluen uzkuertura oso motzak (<100ms) gertatzen dira. Klonikoarekin konparatuz, ez dira hain erregulariki errepikakorak. Azkenik, espasmo epileptikoak ere

sailkatu daitezke azpitalde honetan. Muskuluen flexio, luzatze edo erdi luzatzeak dira eta konbultsio mioklonikoak baino iraunkorragoak diren arren, klonikoak baino azkarrago amaitzen dira. Gehienbat umeengan gertatzem dira, eta aurpegiko keinu edo imintzioak dira sintomarik esanguratsuenak [8].

Azkenik, badira hain ohikoak ez diren beste konbultsio motor fokalak ere: konbultsio hiperkinetikoak eta automatismoak. Automatismoak gutxi gorabeherako koordinaziozko mugimenduak dira, pazientea erdi-kontziente dela gertatzen direnak. Halakoen ondoren pazientea amnesiko egon ohi da [9]. Konbultsio hiperkinetikoak pedalei eragiteko edo ukabilkadak jotzeko mugimenduekin lotzen dira [8].

Konbultsio ez-motorrak

Mota askotako jatorri fokaleko konbultsio ez-motorrak daude, sintomen arabera banatzen direnak. Konbultsio autonomikoek sistema kardiobaskular, papilar, gastrointestinal, termoregulatzaile eta basomotor eta sudomotorren nerbio sistemen aldaketak eragiten dituzte. Pazientearen mugimendua eteten denean eta erantzunik eza dagoenean jokabide-geldialdi deritzo [8]. Krisi epileptiko kognitiboak pazientearen hitz egiteko, pentsatzeko edo beste funtzio kognitibo batzuk gauzatzeko zailtasunak krisiaren ezaugarri nagusienak direnean gertatzen dira. Krisi emozionalek haserrea, antsietatea, beldurra, gozamina, estasia, negargura eta halako emozio aldaketekin dute zerikusia. Krisi sentorialek, aldiz, izandako sentazio eta errealtateko estimuluaren arteko diferentziak dituzte oinarri [9]. Fenomeno horiek subjektiboak izan daitezke eta pazienteak edo zaintzaileak konturatu behar dute gertatu direla [8].

2.2.2 Jatorri orokortua

Jatorri orokortua duten konbultsioak puntu batean hasten dira eta berehala zabaltzen dira bilateralki banatutako sareetara [10], hau da, berehala zabaltzen dira gorputzaren bi hemisferioetara. Jatorri horretako konbultsioetan pazienteak ez da kontziente egoten, eta, fokaletan bezala, motore eta ez-motore motako konbultsioak daude.

Konbultsio motorrak

Jatorri orokortuko konbultsio motorretan jatorri fokaleko konbultsio motorretan azaltzen diren hainbat konbultsio mota azaltzen dira, hala nola tonikoak, klonikoak, mioklonikoak, atonikoak eta espasmo epileptikoak. Gainera, konbultsio mota horietako batzuk besteen atzetik jazo daitezke. Gauzak horrela, sailkapenean miokloniko-toniko-kloniko, miokloniko-atoniko eta toniko-kloniko konbinazioak agertzen dira.

Azken mota hori, konbultsio toniko-kloniko orokortua (GTCS: "*Generalized Tonic-Clonic Seizure*"), konbultsio mota ohikoena eta arriskutsuenetakoa da, *grand mal* esamoldeaz ere ezaguna [11]. Lehenik 10-20 segundu irauten duen fase toniko bat sufritzen da [8, 12]; ondoren, minutu bat inguru irauten duen fase kloniko batekin jarraitzen da; amaieran, fase postiktal batean sartzen da. Azken fase honetan pazienteak lo gelditzen da, eta zurrunga zaratatsuak egiten ditu [12].

Konbultsio ez-motorrak

Jatorri orokortuko konbultsio ez-motorretan batez ere absentsia tipiko eta atipikoak dira nagusienak. Absentsia batean pazientea gauzatzen ari den jardueren bat-bateko etenaldia gertatzen da, eta pazienteari hitz eginez gero erantzun ezinda gelditzen da. Absentsia tipiko eta atipikoen arteko ezberdintasuna muskuluen tonu galeran dago: atipikoetan muskulu tonu galera handiagoa da tipikoetan baino. Begien konbultsio miklonikoak ere jazo daitezke: begiak gorantz lerratzen dira eta betazalak mugitu egiten dira [8].

2.2.3 Jatorri ezezaguna

Ezin denean zehaztu zein izan den epilepsia konbultsioaren jatorria, jatorri ezezaguneko bezala sailkatzen da. Halakoak ere motorrak zein ez-motorrak izan daitezke, baina sailkapen honen erabilera, batez ere, konbultsio toniko-klonikoak sailkatzeko da haien jatorria zehaztu ezin denean [8].

2.3 Epilepsia detektatzeko sistemak

Konbultsio epileptikoak gertatzen diren bitartean zaintzaile bati abisatzea garrantzitsua da ondorioak ahalik eta leunenak izan daitezen. Horretarako, epilepsia detektatzeko hainbat sistema existitzen dira, eta atal honetan azalduko ditugu.

2.3.1 Elektroentzefalograma (EEG)

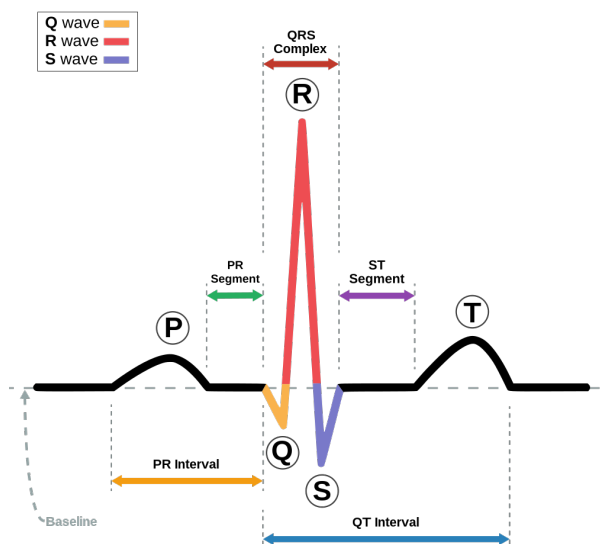
Elektroentzefalograma garunaren jarduera elektrikoa neurtzen duen sistema da. Bulkada elektrikoak erregistratzen ditu eta dagoen sistemarik zehatzena da. Hala ere, ez da erabilgarria egunerokoan. Izan ere, neurketa egiteko beharrezko diren elektrodoak buru-azalera konektatu behar dira eta hori deserosoa da pazientearentzat. Gainera, ospitale batean eta hainbat egunetan zehar burutu ohi dira neurketak, eta ondorioz epilepsiaren diagnostikoa egiaztatzeko erabiltzen da normalean [6].

2.3.2 EEG ez diren epilepsia detekzio sistemak

Pazienteak denbora luzez eta ahalik eta enbarazu gutxien eginez monitorizatzeko asmoz, hainbat sistema garatu dira epilepsia konbultsioen sintoma ezberdinez baliatuz. Sistema hauen erronka nagusietakoak detekzio sentibilitatea eta positibo faltsu kopurua dira, askotan ez baita erraza gertaera epileptiko eta ez-epileptikoak desberdintzea. Orokorrean sistema edo metodo hauek konbultsio motorrak detektatzeko erabiltzen dira, haien sintomak era ez-intrusibo batean detektatzea errazagoa baita ez-motorretan baino.

2.3.2.1 Aldaketa kardiobaskularren detekzioa

Elektrokardiograma (EKG). Elektrokardiograma bihotzaren jarduera elektriko eta muskularraren denboraren menpeko irudikapen grafikoa da. Bihotz erritmoari eta jarduera elektrikoari buruz informazioa ematen du, eta medikuntzako hainbat alorretan erabiltzen da bihotzeko gaixotasun ezberdinak detektatzeko [13]. Bihotzaren seinalea detektatzeko beharrezkoa da pazientearen enborrera zeinbat elektrodo itsastea. Elektrodoak miokardioaren depolarizazio eta birpolarizazioaren ondorioz sortzen diren seinale elektrikoak detektatzen dituzte bihotz-pultsu bakoitzean [14]. Bihotz-pultsu bakoitzak P uhina,



Irudia 2: Bihotz pulsu baten ECG-ko irudia bere faseak adieraziz [14]

QRS konplexua eta T uhina deitzen diren hiru fase edo uhin izaten ditu, 2. irudia-n ikus daitezkeen bezala. P uhinak goraka izan behar du, eta 80 ms baino motzagoa izan behar du denboran. QRS konplexuak bentrikuluen depolarizazioa adierazten du, eta haren iraupena 80-100 ms ingurukoa izango da. Azkenik, T uhinaren anplitudeak QRSrena baino baxuagoa izan behar du, eta iraupenak 160ms ingurukoa [14].

Elektrokardiograma baten bitartez bihotz-erritmoa eta bihotz-erritmoaren bariazioa neurtu daitezke epilepsia detektatzeko, baita EKGko fase ezberdinen morfologia ere. Aldagai hauen aldaketak oso nabariak izaten dira konbulsio toniko-kloniko orokortuetan, QT tar-tearen laburpena halako epilepsia krisi batean ezaugarri ohikoa delarik [6, 15].

Hainbat ikerketaren arabera bihotz-erritmoaren aldaketekin epilepsia krisi bat izango dugula detektatu bakarrik ez, baizik eta auresan ere egin daiteke, bihotz erritmoaren aldaketa beste sintomen agerpena baino lehenago gertatzen baita [16]. Horretaz gain, pazienteekin burututako beste ikerketa batek dioenez, pertsona epileptikoen bihotz-erritmoa batez beste % 10 eta % 25 igotzen da krisi epileptiko bat jasatean [17].

Odolaren presioa. Odolaren presioa hatz batean pulsioximetro baten bitartez neurtu daiteke. Metodo honen bitartez bihotz-pulsu irregularrak, pulsuaren anplitudea eta denbora neurtu daitezke [6].

2.3.2.2 Arnasketa aldaketen detekzioa

Arnasketa aldaketak epilepsia krisiak detektatzeko beste iturri bat izan daitezke. Izan ere, arnasketaren eszitazio maila baxua SUDEParen sintoma bat izan daiteke [18]. Arnasketa monitorizatzeko hainbat metodo existitzen dira.

Sudur eta aho inguruan termopar edota maskara bat jarrita airearen tenperatura, abia-dura eta presioa neurtu daitezke, baina ez dira erabilgarriak erosotasun faltagatik [6]. Bularraren edo abdominalen mugimenduak neurtuz arnasketa monitorizatu daiteke baita

ere, baina ez da guztiz zehatza, askotan apnea egoeran ere mugimendu horiek gertatzen baitira [6].

2.3.2.3 Jarduera elektrodermiko

Jarduera elektrodermiko (EDA: "*Electrodermal Activity*"), izerdi glandulen aktibitatea nerbio-sistema sinpatikoan adierazten duena, igo egiten da epilepsia konbultsioetan [19]. Detekzio sistema hau erabiltzen duten ikerketek sentzibilitate maila altua eta positibo faltsu tasa baxua erakutsi ohi dute [20].

2.3.2.4 Konbultsio motorren mugimenduen detekzioa

Bideoa. Konbultsio epileptiko bat mugimenduen bitartez detektatzeko gehien erabiltzen den metodoetako bat bideo bidezko grabaketa da. Bereziki erabilgarria da EEG-arekin batera krisi epileptiko posibleak jazo eta gero ea benetan gertatu diren konprobatzeko. Gainera, nahiko praktikoa da kontakturik gabekoa delako eta ondorioz ez oso intrusiboa. Hala ere, zailtasuna egon ohi da izaren azpian mugimenduak detektatzeko, eta izara gabe lo egitera behartzen du askotan pazienteak [6, 21].

Uhin elektromagnetikoak. Doppler efektuaren bitartez mugimenduak eta baita bihotz erritmoa eta arnasketa ere neurtzea posible dela ikertu da [22, 23]. Metodo hauekin jada izarak ez du arazorik ematen, baina erradiazio elektromagnetikoarekiko esposizioak ez-erakargarri bihurtzen ditu.

Azelerometroa, magnetometroa eta elektromiografia (EMG). Azelerometroek hiru ardatzetako azelerazioa neurtzen dute eta oso erabilgarriak dira txikiak, erosoak eta merkeak direlako. Horren ondorioz ikerketa ezberdinetan gehien erabiltzen den detekzio sistema da, batez ere konbultsio kloniko eta toniko-klonikoak detektatzeko. % 80tik gorako sentzibilitatea dute azelerometroarekin egindako ikerketek, eta nahiko erraza da beste detekzio sistema batekin konbinatzea. Desabantaila nagusia positibo faltsu kopuru handia izaten da [6, 20].

Magnetometroek enberraren posizio eta orientazio aldaketak neur ditzakete eta konbultsio tonikoak eta toniko-klonikoak detektatzeko interesgarriak dira, fase tonikoko posizionamenduagatik.

Elektromiografiaren bitartez muskuluen kontrakzioa eta erlaxazioa neurtzen da. Hauek ere oso erabiliak dira azelerometroak bezala txikiak, erosoak, merkeak eta sentzibilitate altukoak direlako. Hala ere, ez egin azelerometroarekin egin den adinako ikerketarik. Orokorrean, hiru detekzio mota hauek pazientearen gorputzarengan jartzen dira, besoan hain zuzen ere [6].

2.3.2.5 Konbultsio ez-motorren detekzio sistemak

Audioa. Epilepsia konbultsioetan zarata ezberdinak egiten ditu pazienteak, horien artean garrasiak, abestiak, barreak eta baita mugimenduaren ondoriozko zaratak. Sintoma hauek erabili daitezke mikrofonoen bitartez epilepsia krisiak detektatzeko. Metodo honen abantaila da ez dela batere intrusiboa, eta desabantaila, aldiz, sentzibilitate baxua eta positibo faltsu kopurua. Normalean ume txikiekin erabiltzen da [6].

Elektro-okulografia. Elektro-okulografiaren bitartez begiaren eta betazalaren mugimenduak detektatu daitezke, begien konbulsio mioklonikoak neurtzeko egokiak direlarik. Ikerketa gutxi dago metodo honen inguruan [6].

2.4 Algoritmoa idazteko aukerak

Sentsore bat baino gehiago erabiltzerako orduan, haiek modelizatu eta konbinatzeko hainbat algoritmo teknika ezberdin ikus daitezke orain arte garatuko ikerketetan [20]:

- Sentsore bakoitza bere aldetik programatzea eta pazientea epilepsia krisi bat sufritzen ari denean sentsore bakoitzak independenteki alarma edo abisu bat abiaraztea. Metodo hau simple eta errazena da baina ez du guztiz baliatzen detekzio metodo bat baino gehiago erabiltzearen potentziala.
- Sentsore bakoitzak jasotzen dituen datuak konbinatuz, pazientea momentu horretan epilepsia krisi bat jasaten egoteko aukera edo probabilitatea kalkulatzeko. Honen konplexutasun maila ere ez da oso handia, baina epilepsia krisien sintomei buruz gehiago jakin behar da aurrekoan baino. Aukera honekin detekzio metodo bat baino gehiago erabiltzearen potentziala hobeto aprobetxatzen da.
- Algoritmoa aldatuz joatea, izandako akatsak eta asmatzeak baliatuz. Aukera honek paziente edo haren zaintzailearen parte-hartzea eskatzen du: detektatutako konbulsioa ea egia den edo ez argitu behar dute, algoritmoaren muga balioak automatikoki aldatuz joateko eta, ondorioz, algoritmoa bera paziente bakoitzarengana egokitu dadin.
- Ikasketa automatikoa erabiltzea. Metodo honen oinarrian epilepsiaren eta konbulsioen inguruan datu eta informazio asko biltzen dituen datu-base bat egongo litzateke. Datu horietan oinarrituta sare neuronalak eraikiz algoritmoak konbulsioak detektatzen ikasiko luke. Metodo hau izan daiteke algoritmorik onena eta zehatzena lor dezakeena, baina desabantaila moduan aplikatzeko eta aurrera eramateko zailtasuna du.

Kapitulua 3

Garatu beharreko sistemaren oinarriak

Behin oinarri teorikoak finkatuta, sistemaren diseinua pentsatu behar da, bete behar dituen baldintzak eta helburuak zehaztuz. Helburu hauek ere garrantzia ezberdina izan behar dute, GrAL bakar baten testuinguruan denak betetzea zaila izan daitekeelako, eta etorkizuneko GrALei sistemaren norabidea eta oinarriak argi uzteko.

Jarraian ezarriko diren puntuak garatuko den sistemak bete behar dituen helburu eta baldintzak dira, garrantziaren arabera handitik txikira ordenatuz.

1. Sentsibilitate-tasa altua. Garrantzitsuena sistemak pazientea epilepsia krisi bat izaten ari dela detektatzea da. GrAL honetan epilepsia krisien % 50 edo gehiago detektatzea ontzat emango da, lehen bertsioa den heinean. Etorkizunean % 90era iristeko helburua ezarri behar da.
2. Detekzio positibo faltsu kopuru ahalik eta baxuena. Beharrezkoa da, pazientearen zein zaintzailearen ongizatearentzat, ahalik eta alarma faltsu gutxien egotea. Sentsibilitate tasarekin batera sistema baten kalitatea neurtzeko erabiltzen den faktorea da.
3. Kostu baxua. Garatzen dugun sistemaren kostu ekonomikoak GrAL baten testuingurura egokitu behar du, hau da, erosi beharreko produktuak ezin dira oso garestiak izan. Gainera, ikusi dugun bezala epilepsia kasu gehienak gaitasun ekonomiko txiki-ko herrialdeetan detektatzen direnez, epilepsia detektatzeko sistemek ekonomikoki eskuragarriak izan behar dute.
4. Ergonomia egokia. Garatzen dugun sistemak ez-intrusiboa, segurua paziente zein sistemarentzat berarentzat, sendoa eta erabilera errazekoa izan behar du.
5. Orotariko pazienteetan testatzea. Medikuntza munduko gailu bat garatzean funtsezkoa da pazienteetan probatzea, eta pazienteak zenbat eta ezberdinagoak izan beren artean, orduan eta hobeto. Hau da, sistema sexu, adin eta ezaugarri fisiko ezberdinetako paziente askorekin testatzea da onena.

Proiektu honetan 1 eta 2 puntuak betetzea izango da helburu, 3 eta 4 puntuetako baldintzak ahal den heinean kontuan hartuz. 5. puntua betetzeko ez dago gaitasunik lan honetan, eta, horrenbestez, etorkizunerako proiektu gisa gelditzen da.

Lehen bi puntuak betetzeko, oinarri teorikoa kontuan izan behar da. Aurreko kapitulu- luan ikusi denez, hainbat epilepsia konbultsio mota eta detekzio metodo existitzen dira. Konbultsio motarik ohikoena, arriskutsuena eta sintomatologia argiena duenez, konbultsio toniko-kloniko orokortuen detekzioan zentratuko da lan hau. Gainera, halako konbultsioe- tan gertatzen diren sintoma asko (mugimendua, esaterako), beste konbultsio mota askotan gertatzen dira, eta, ondorioz, detektatu daitezkeen konbultsio moten kopurua handiagoa da.

Detekzio sistemari dagokionez, konponbiderik onena metodo bat baino gehiago konbi- natzea da, ez baitago ikerketa handirik norabide horretan eta metodo bakar batekin sufri daitezkeen gabeziak beste metodo bat gehituz konpondu baitaitezke. Hau da, osoagoa izango da sistema. Etorkizunera begira metodo gehiago erabiltzea onuragarria izan daite- ke ahalik eta konbultsio mota espektro zabalena besarkatzeko asmoz, baina GrAL baten testuingurua kontuan harturik lan honetan bi metodo bakarrik erabiliko dira. Detekzio- tasa eta positibo faltsu kopuru egokia izateko nahikoa dela uste da.

Ikusi diren metodoetatik ezarritako helburuak betetzeko egokiena, aipatutako erabilga- rritasun, prezio eta erosotasunagatik, azelerometroa da. Azelerometro honekin pazien- tearen mugimendua neurtuko da, eta, beraz, erronka gaueko mugimendu ohikoak eta konbultsioaren ondorioz sortutako mugimenduak desberdintzean egongo da. Esan bezala, azelerometroa beste metodoekin konbinatzen erraza den sistema bat da. Aipatu diren me- todo guztietatik, sentsibilitate-tasa altua eta positibo faltsu gutxi hurrengo hiru aukerek bermatzen dituzte: elektromiografiak (EMG), elektrokardiogramak (EKG) eta jarduera elektrodermikoak.

Jarduera elektrodermikoa aukera ona da lehen bi puntuei dagokienez, baina ez da egokia hirugarren punturako. Izan ere, ikerketa ezberdinetan jarduera elektrodermikoa neurtzeko erabilitako sentsoreak oso garestiak dira (E4 Empatica: 1700 € [24]) [25, 26]. Gelditzen diren EMG eta EKG aukera onak dira biak ala biak. Hala ere, proiektu honetarako EKG aukeratu da. Izan ere, ikerketa gehiago dago EKGaren inguruan [6, 20], eta aldagai gehiago neurtzeko aukera ematen du (bihotz-erritmoa, bihotz-erritmoaren aldaketa eta EKGaren morfologia).

Azkenik, sentsoreak modelizatzeko erabiliko den algoritmoa aurreko kapitulu- luan aipatuta- ko lehen edo bigarren aukera izango da. Datu base bat erabiliz [27] ikasketa automatikoa aplikatzea oso interesgarria eta erabilgarria izan daiteke, paziente bakoitzari egokitu da- kiokoelako algoritmoa, baina lan honen mailatik kanpo geratzen dela erabaki da. Hala ere, etorkizunean proiektu honen garapenean burutu beharko den pausoa izango da.

Kapitulua 4

Teknologiaren aukeraketa

Behin sistemaren helburuak eta diseinuaren oinarriak zehaztuta, horiek burutzeko asmoz aukeratu den teknologia azalduko da kapitulu honetan. Hasteko aukeratutako hardwarea deskribatuko da, eta ondoren hardware horrekin lan egin ahal izateko beharrezko softwarea.

4.1 Hardwarearen deskribapena

4.1.1 Azelerometroak

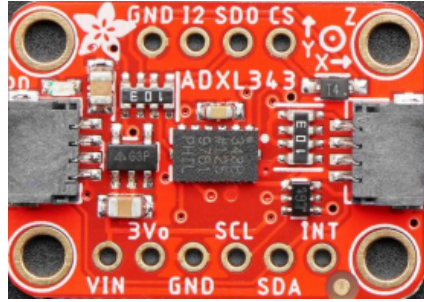
Aurreko kapituluan esan bezala aukeratutako detekzio metodo bat azelerometroaren bitartez pazientearen mugimenduak detektatzea da. Horretarako, hiru azelerometro modelo ezberdin aukeratu dira, errendimendurik onena ematen duenarekin gelditu ahal izateko.

ADXL343

ADXL343-a Analog Devices-ek garatutako 3 ardatzeko, irteera digitaleko eta g baxuak neurtzeko erabiltzen den azelerometro bat da. Sentsoreak azelerazioa bereizmen handiz (13bit) neurtzen du eta sentsibilitatea $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$ -ren artean aukeratu daiteke erabiltzaileak behar duenaren arabera. Horretaz gain 10000g-rainoko talkak eta tenperatura tarte handiak (-40°C -tik $+85^{\circ}\text{C}$ -ra) jasan ditzakeenez, aplikazio anitzetarako erabili daitekeen sentsore bat da [28].

MEMS ("Micro-Electronic-Mechanical Systems") teknologia erabiltzen du sentsoreak, mikroegituradun siliziozko olata bat delarik. Egitura hori polisiliziozko malguki batzuen bitartez esekitzen da olatatik, eta malguki horiek deformatu egiten dira azelerazio bat dagoenean. Deformazio hori kondentsadore diferentzialen bitartez neurtzen da: egitura mugitzen denean kondentsadorearen plakak mugitu egiten dira, eta ondorioz kapazitantzia aldatzen da, azelerazioa neurtzea ahalbidetzen duelarik. Funtzionamendu honen ondorioz azelerometroaren inklinazioa ere neurtu daiteke (grabitateak sortutako malgukiaren deformazioagatik) [28].

ADXL343-a Adafruit-ek garatutako egokitzapen etaparekin batera erabili da (ikus 3. irudia). Plakak 10 edo 13 bit-eko barne ADC bat erabiltzen du, eta I2C ("Inter-Integrated Circuit") eta SPI ("Serial Peripheral Interface") komunikazio protokoloak barneratzen ditu. 2.0-3.6V-ekin elikatzen da, eta konexioak ezartzeko pin ezberdinak erabilzen ditu.[29].



Irudia 3: Adafruit-ek garatutako ADXL343-ren plaka [29]

Elikadura pinak[29]:

- VIN: 3.3V tentsio erregulatzaileren sarrera, 3.3V tentsioa 5V-ko sistematan erabiltzea ahalbidetzen duena.
- 3V3: 3.3V tentsio erregulatzaileren irteera. 100 mA-ko korronea du.
- GND: Sistemaren lurrerako konexioa.

I2C protokoloaren pinak [29]:

- SCL: I2C busaren erlojua. SPI moduan SCK bezala funtzionatzen du.
- SDA: I2C busaren datu lerroa. SPI moduan MOSI bezala funtzionatzen du.

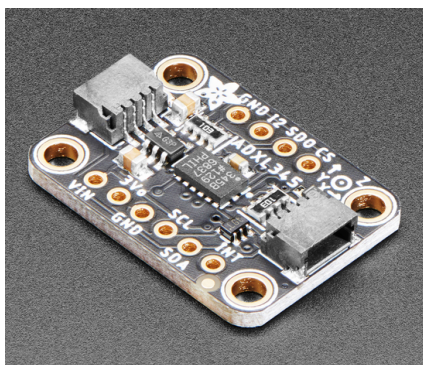
Gainera, konexio hauek inolako soldadurarik egin gabe STEMMA QT konektoreen birtartez egitea ere posible da [30]. Hala ere, sistema honetan konexioak soldatu egin dira. Azkenik, beste pin batzuk ere badaude[29]:

- SDO: Pin hau SPI moduko MISO bezala erabil daiteke, baina ohikoagoa da I2C busean bit gehigarri bezala erabiltzea. Defektuz pin hau 0an egongo da.
- CS: "Chip select" lerro bezala erabili daiteke SPI protokoloan. Horretaz gain, plaka I2C edo SPI moduan egongo den zehazten du. Defektuz I2C protokoloan egongo da.
- INT1 eta INT2: Aukerazko irteerako etete pinak.

ADXL345

Analog Devices-ek garatutako beste 3 ardatzeko azelerometro bat, ikusitako ADXL343-aren aurreko bertsioa. Ondorioz, ezaugarri oso antzekoak dituzte, eta ADXL343-ak bezala bereizmen handia eta tentsibiltate aldakorra izango ditu. Bien artean, beraz, errendimendua antzekoa espero da.

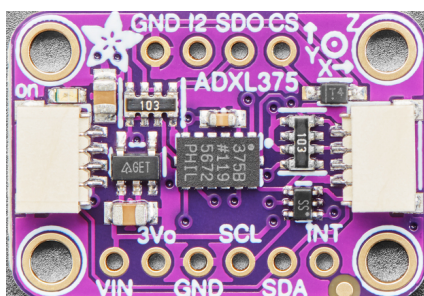
Adafruit-ek garatutako egokitzapen etapan ere ezaugarri berdinak izango ditu, hau da, I2C eta SPI protokoloak, ADCa eta pin berdinak izango ditugu (ikus 4. irudia).



Irudia 4: Adafruitek garatutako ADXL345-ren plaka [31]

ADXL375

Beste biak bezala, Analog Devices-ek garatutako beste 3 ardatzeko azelerometro bat da. Hala ere, aurrekoekin ezaugarri antzekoak dituen arren, ezberdintasunak ere baditu. Antzekotasun bezala erabilera tenperatura tartea, kontsumo baxua eta I2C eta SPI protokoloen onarpena dira. Desberdintasunak, aldiz, irteera digitala 16 bit-etan ematen dela (hau da, bereizmen oraindik handiagoa) eta sentsibilitatea dira. Ez dauka sentsibilitatea aldatzeko aukerarik; $\pm 200g$ -ko sentsibilitate finkoa dauka. Adafruitek garatutako plakan pinen banaketa aurreko bien berdina izango du (ikus 5 Irudia).

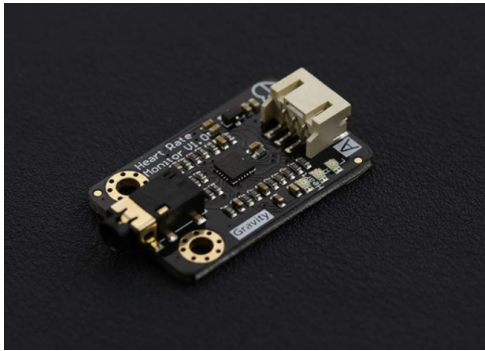


Irudia 5: Adafruitek garatutako ADXL375-ren plaka [32]

4.1.2 EKG sentsorea

Elektrokardiograma burutu ahal izateko DFRobot-ek garatutako "Analog Heart Rate Monitor Sensor" erabili da [33]. Bihotzaren jardura elektrikoa neurtu ahal izateko Analog Devices-ek garatutako AD8232 blokea dauka plaka honek. AD8232-a seinale biopotenzialak lortu, filtratu eta amplifikatzeko diseinatu dago. Seinale horiek jatorriz zarata handikoak izaten dira, eta AD8232-ak filtratu eta haien irteera analogiko bat ematen du [34].

Plaka hau erabili ahal izateko gorputzera konektatzen diren elektrodo eta kable batzuk ekartzen ditu plakarekin batera erositako paketeak. Elektrodo hauek gorputzaren seinale elektrikoa jasotzen dute eta kableen bidez plakara eramaten. 6. irudian EKG sentsorea zein harekin datozen osagarriak ikus daitezke.



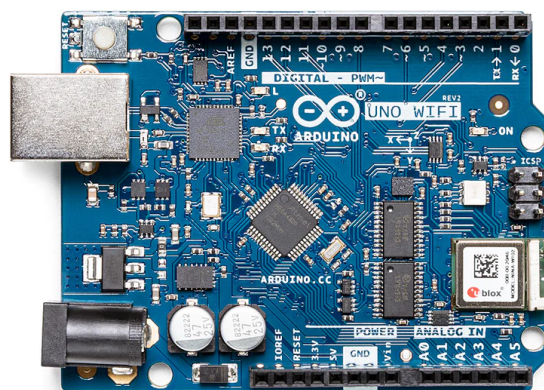
Irudia 6: DFRobot-ek garatutako EKG sentsorea ezkerrean eta harekin batera ekartzen dituen osagarriak eskuinean [33]

4.1.3 Arduino Garapen Plaka

Arduino softwarea zein hardwarea garatzen dituen kode irekiko plataforma elektronikoa bat da. Hardwarearen aldetik, Arduino garapen plakek sentsore edota beste gailu elektronikoei sarrera edo input ezberdinak jaso eta irteera edo output bilaka ditzakete. Arduino plaken osagai nagusiak mikrokontrolagailua, USB portua, USBtik serialerako txipa, pin analogiko zein digitalak eta elikadurarako pinak dira[35].

Arduino UNO WiFi Rev2

Lan honetan erabilitako Arduino garapen plaka Arduino UNO WiFi Rev2 modeloa da, ikus 7. irudia. Modelo hau aukeratu da bere wifi moduluari esker ordenagailuarekiko konexioa haririk gabekoa izatea ahalbidetzen duelako, eta ondorioz pazienteari sentsoreak jartzean mugimendu askatasun handiagoa ematen diolako. Plaka hau Gauzen Interneterako (ingelesez *"IoT: Internet of Things"*) sarrera puntu simple eta oinarrizko bat da [36].



Irudia 7: Arduino UNO Wifi Rev2 garapen plaka [36]

4.2 Softwarearen deskribapena

4.2.1 Arduino IDE

Arduino garapen plakak programatzeko erabiltzen den softwarea da Arduino IDE. Erabiltzen duen programazio hizkuntza C eta C++ oinarrituta dago, eta bi funtzio nagusi izateagatik da bereizgarri:

- **void setup():** Arduinoa piztean bakarrik exekutatzen den funtzioa da. Funtzio honetan sarrera eta irteeren zehaztea, baud-tasa-ren aukeraketa eta liburutuegi ezberdinen hasieraketa burutzen da [35].
- **void loop():** Funtzio honetan behin eta berriz exekutatu nahi den programa nagusia idazten da. Zehazten zaion atzerapena izango du iterazio edo errepikapen bakoitzaren artean.

Algoritmoa garatu ahal izateko hainbat liburutegi implementatu dira software honetan:

Adafruit ADXL343, Adafruit ADXL345 eta Adafruit ADXL375. Izen bereko sentsoreentzako driver-ak. Sentsoreen datuak eskuratzea ahalbidetzen dute.

ArduinoMqttClient. Arduino erabiliz MQTT mezuak jaso eta bidaltzea ahalbidetzen du. MQTT IoT-n oso zabaldua den mezularitza protokolo bat da, aurrerago sakonago azalduko dena (ikus 4.2.3 atala).

WiFiNINA. Liburutegi honi esker WiFi-ra konektatu eta informazio paketeak WiFi bitartez jaso eta bidali ditzake garapen plakak.

PubSubClient. MQTT zerbitzari batean publikatzea edo hari harpidetzea ahalbidetzen du.

Adafruit Unified Sensor. Adafruit-ek garatutako liburutegia, sentsore ezberdinen liburutegiek erabiltzen dutena egitura bateratua izateko.

Adafruit BusIO. I2C eta SPI protokoloak erabiltzea ahalbidetzen duen liburutegia.

4.2.2 Python

Arduino garapen plakak MQTT bitartez zerbitzariari bidalitako datuak jaso eta tratatzeko Python programazio lengoia erabili da. Hain zuzen ere, Python-en mahaigaineko 3.10 bertsioa erabili da. Erabilerraza, potentzia handikoa eta kode irekikoa denez, munduan gehien erabiltzen den programazio lengoaietako bat da. Horretaz gain aplikazio ezberdin askotarako liburutegiak dituen proiektu honetarako lengoia egokia da. Proiektuan zehar erabilitako liburutegiak hauexek dira:

NumPy. Zenbakizko konputaziorako oinarritzkoa den liburutegia da. Beste hainbat gauzaren artean, pakete honen funtzionalitate nagusiak dimentsio anitzetako bektoreak, funtzio matematikoak edota algebra lineala ahalbidetzea da.

SciPy. NumPy-n oinarrituta dagoen liburutegia da, eta funtzio eta algoritmo anitzez hornitzen ditu programak, interpolazioa edo integrazioa, adibidez.

Paho-mqtt. Liburutegi honi esker Python lengoaiako programak MQTT zerbitzarietara konektatu daitezke gai ezberdinak argitaratu edo haietara harpidetzeko.

Pygame. Liburutegi hau bideojokoak idazteko garatutako liburutegia da. Gure kasuan, alarma aktibatu ahal izateko erabiliko dugu.

Matplotlib. Datuak mota ezberdinetako grafikoetan ikustarazteko beharrezkoa den liburutegia.

4.2.3 MQTT protokoloa

MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*) gailuen arteko oinarritzko mezularitza protokoloa da, bereziki Gauzen Interneten erabiltzen dena. Protokolo honen abantaila nagusienetakoak bere arintasun, sinpletasun, efizientzia eta segurtasuna dira [37].

Mezularitza protokolo hau argitaratu/harpidetu sisteman oinarritzen da. Sentsore edo informazioa biltzen duen gailu batek informazio hau broker batera bidaltzen du, gai baten izenpean argitaratuz (ingelesez "*topic*"). Broker horrek bitartekari lanak egiten ditu; izan ere, informazioa jaso nahi duen hartzaileak broker horretako gai (edo "*topic*") horretara harpidetu beharko du.

Lan honetan erabiliko den brokerra Eclipse Mosquitto da. Eclipse fundazioak garatutako eta MQTT protokoloaren 3.1, 3.1.1 eta 5.0 bertsioak implementatzen dituen kode irekiko mezularitza-broker arina da [38].

Kapitulua 5

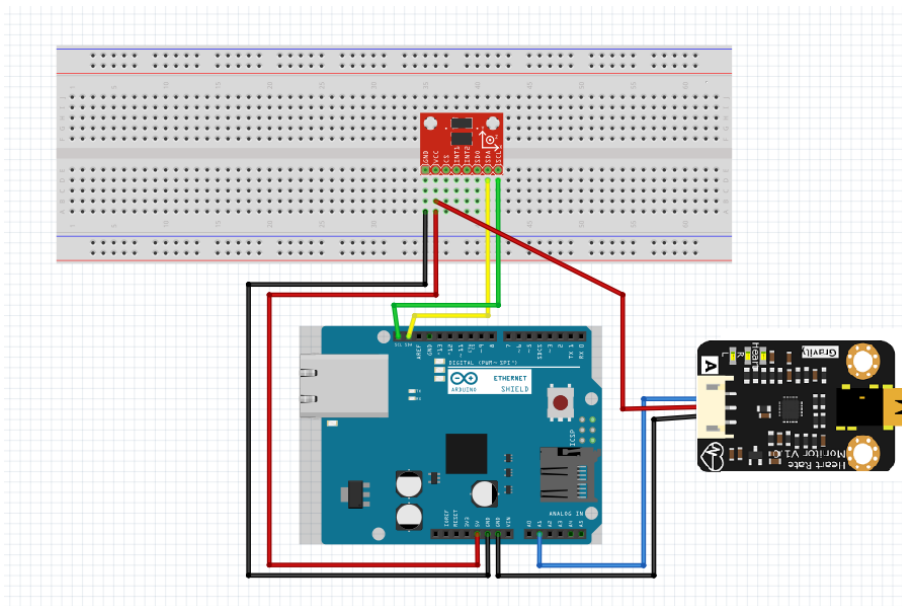
Detekzio sistemaren diseinu eta implementazioa

Teknologiaren aukeraketa egin ostean, sistema eraikitzen has daiteke. Horretarako, kapitulu honetan ikusiko den bezala, sistemaren hardwarea muntatu beharko da lehenik, eta gero hardware hori abiaraziko duen algoritmoa idatzi. Atal honetan bi eginbehar horiekin izan diren nondik norakoak azalduko dira.

5.1 Hardwarea muntatzen

5.1.1 Sentsorearen eta Arduinoaren konexioak

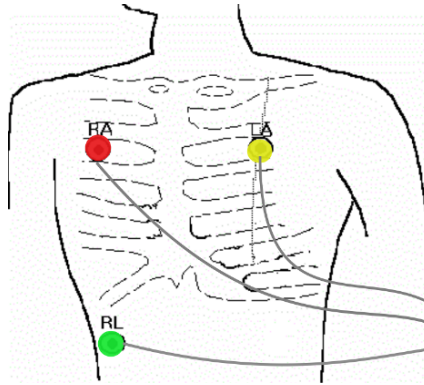
Sistemako sentsore eta gainontzeko gailuen muntaia nahiko sinplea da. Horrek prototipoaren garapena errazten du; izan ere, pazientearentzat gailu gutxiago izatea erosoagoa da. Alde batetik, azelerometroak protoboard-ean jarri behar dira Arduinoarekin konektatu ahal izateko eta, bestetik, EKGaren kableak zuzenean konektatu daitezke garapen plakara. 8. irudian konexioen irudikapena ikus daiteke:



Irudia 8: EKG sentsorearean, azelerometroaren eta arduinoaren arteko konexioen muntaia.

5.1.2 Elektrodoen kokapena

4.1.2 atalean aipatu bezala, EKG sentsoreak funtziona dezan beharrezko ditu gorputzera konektatzen diren elektrodo batzuk. Elektrodo horiek kolore ezberdinetako kabletara (horia, gorria eta berdea) konektatzen dira eta gorputzean kokapen zehatz bat izan behar dute seinale egokia jasotzeko. 9. irudian kokapen hau ikus daiteke:



Irudia 9: Elektrodoen gorputzeko kokapena [33].

5.2 Algoritmoaren diseinua

Atal honetan sentsore ezberdinak modelizatzeko garatu diren algoritmoei buruz idatziko da. Independenteki garatu direnez, bakoitzaren bertsio eta izandako arazo ezberdinak aipatuko dira lehenik eta behin. Azkenean, bi algoritmoak sisteman batera uztartzeko egindako moldaketak eta bien arteko detekzio aukera ezberdinak azalduko dira. Sistemaren garapenerako idatzitako kodigo guztiak GitHub-eko gordetegi batean aurkitu daitezke¹.

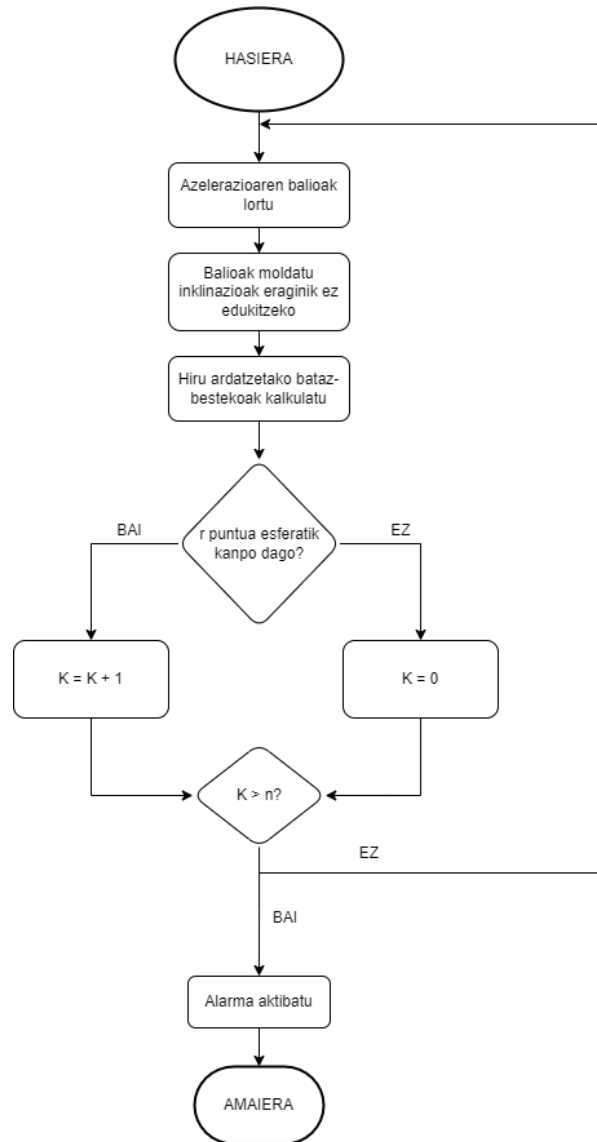
5.2.1 Azelerometroak

Azelerometroak erabili eta hasieratu ahal izateko 4.2.1 atalean aipatutako Adafruithek garatutako liburutegiak erabili dira. Horri esker hiru ardatzeko azelerazioen balioak lortzen dira eta, ADXL343 eta ADXL345-aren kasuan, erabili nahi den sentsibilitatea zehaztu daiteke.

4.1.1 atalean azelerometroen funtzionamendua azaltzean esaten den bezala, malguki baten deformazioak kondentsadore batzuen kapazitantzian daukan eragina da sentsorearen funtsa, eta ondorioz mugimenduek sortutako azelerazioa neurtzeaz gain inklinazioak grabitatearen ondorioz sortutakoa ere neurtu daiteke. Beste erabilera batzuetan inklinazioa neurtzearena interesgarria suertatu daitekeen arren, lan honetan ez da neurtu nahi izan, inklinazio horrek alarma aktibatuko baitzuen. Hori ez gertatzeko inklinazioaren angeluak neurtu dira eta, koordenatu esferikoetan azelerazioaren eta grabitatearen arteko kendura burutu ostean, soilik mugimenduak sortutako hiru ardatzeko azelerazioen balioak edukitzea lortu da.

Behin azelerazioaren balioak edukita, ardatz bakoitzeko azken N balioen batezbestekoa

¹<https://github.com/JosuGomezBeldarrain/GrAL-IE>



Irudia 10: Azelerometroen algoritmoaren fluxu-diagrama.

kalkulatu da, dimentsio bereko bektoreen bitartez. Batezbesteko horietan oinarritu da azelerometroen bidezko detekzioaren modelo matematikoa: batezbesteko horiek hiru dimentsioko koordinatu bezala hartuz, sortzen duten r puntua (ikus 1 ekuazioa) erradio jakin bateko (erradioaren balioa alda daiteke probak egin ahala sentsibilitatea hobetzeko) esfera batetik kanpo badago kontagailu bat martxan jarriko da. Iterazioak aurrera doazen heinean r puntuek esferatik kanpo egoten jarraitzen badute kontagailuak gehitzen jarraituko du, harik eta puntuetako bat esfera barruan egon arte. Hau da, r puntua esfera barruan dagoen bakoitzean kontagailua zerora itzuliko da.

$$r = \sqrt{\langle \ddot{x} \rangle + \langle \ddot{y} \rangle + \langle \ddot{z} \rangle} \quad (1)$$

Alarma aktibatzeke kontagailuak balio jakin batera iritsi beharko du. Hau egiten da gauean ematen diren ohiko mugimendu motzen ondorioz alarma aktibatzea ekiditeko, eta denboran luzeagoak direnetan (konbultsio toniko-kloniko orokortuan) besterik ez aktibatzeke. Algoritmo hau hobeto ulertzeko 10. irudiko fluxu-diagrama eraiki da.

5.2.2 Elektrokardiograma

Elektrokardiograma sentsorearen bitartez epilepsia krisi bat detektatu ahal izateko, lehenik eta behin DFRoboten liburutegiak aplikatuz programa bat garatu da [33]. Kode lerro horiei esker sentsoreak bidaltzen duen seinale analogikoa irakurri ahal da, eta, hartara, denbora errealeko elektrokardiograma seinalea ikustea ahalbidetzen.

Behin EKGa denbora errealean ikus daitekeela, haren faseetako bat detektatu behar da (ikus 2. irudia), izan ere, bihotz-pultsu batetik bestera igarotako denbora neurtzeko era baita. Fase edo uhinik bereizgarriena QRS konplexua da, eta denbora errealeko EKGaren seinalea behatuz konturatu bezala, R faseko balio maximoa eta S faseko balio minimoa hurrenez hurreneko balioak dira. Gainera, bien arteko balio analogikoaren diferentzia 100 baino handiagoa da pultsu guztietan, hurrenez-hurren dauden beste edozein punturen artean betetzen ez den ezaugarria. Beraz, bereizgarri honetaz baliatuko gara QRS konplexua detektatzeko, eta, ondorioz, pultsu baten eta bere hurrengoaren QRS konplexuen artean dagoen denbora neurtzeko. Denbora hori erabiliz pazientearen momentuko bihotz-erritmoa² lortuko da kalkulu simple baten bitartez.

Epilepsia krisia detektatzeko beharrezkoa den parametroa, hau da, bihotz-erritmoa, monitorizatuta dago jada; jasotako datuen analisi bat egin behar da orain detekzio helburua betetzeko asmoz. Horretarako lortutako bihotz-erritmoen balioak N luzerako bektore batean sartu dira, $N+1$ balio izatean lehenengo sartutako balioa (denboran urrunen dagoena) ordezkatzeko delarik. Bektore honetan bihotz-erritmoaren balio berri bat sartzen den bakoitzean bektorearen batezbestekoa kalkulatu da, eta batezbestekoak gordetzen dituen N tamainako beste bektore batean sartzen da. N tamainari 20ko balioa eman zaio 20 segundoren baliokidea delako, eta jatorri orokortuko konbultsio toniko-klonikoetan fase tonikoak 10-20 segundo irauten baitu (ikus 2.2.2 atala). Alarma aktibatzeke abisua bidaltzeko ondoko hiru baldintzak bete behar dira:

1. Bataz-besteko bektoreko balio maximoetik minimora gutxienez 15%-eko igoera egoitea. 2.3.2.1 atalean aipatu bezala 10% eta 25% artean igotzen da bihotz-erritmoa krisi epileptiko bat sufritzean.
2. Batezbestekoen bektoreko baliorik altuena iterazio horretakoa izatea. Horrekin bihotz-pultsuak igoera tendentzia bat izaten ari direla bermatzen da.
3. Batezbestekoen bektorearen batezbestekoa ezarritako balio batetik gorakoa izatea, kasu honetan 90etik gorakoa. Izan ere, paziente askorekin egindako ikerketa batean ikusi bezala, 78 pultsu/minutuko da oinarrizko bihotz-erritmoa. Gainera, 10 pultsu/minutuko edo gehiago igotzen da erritmoa epilepsia krisi batean zehar [17].

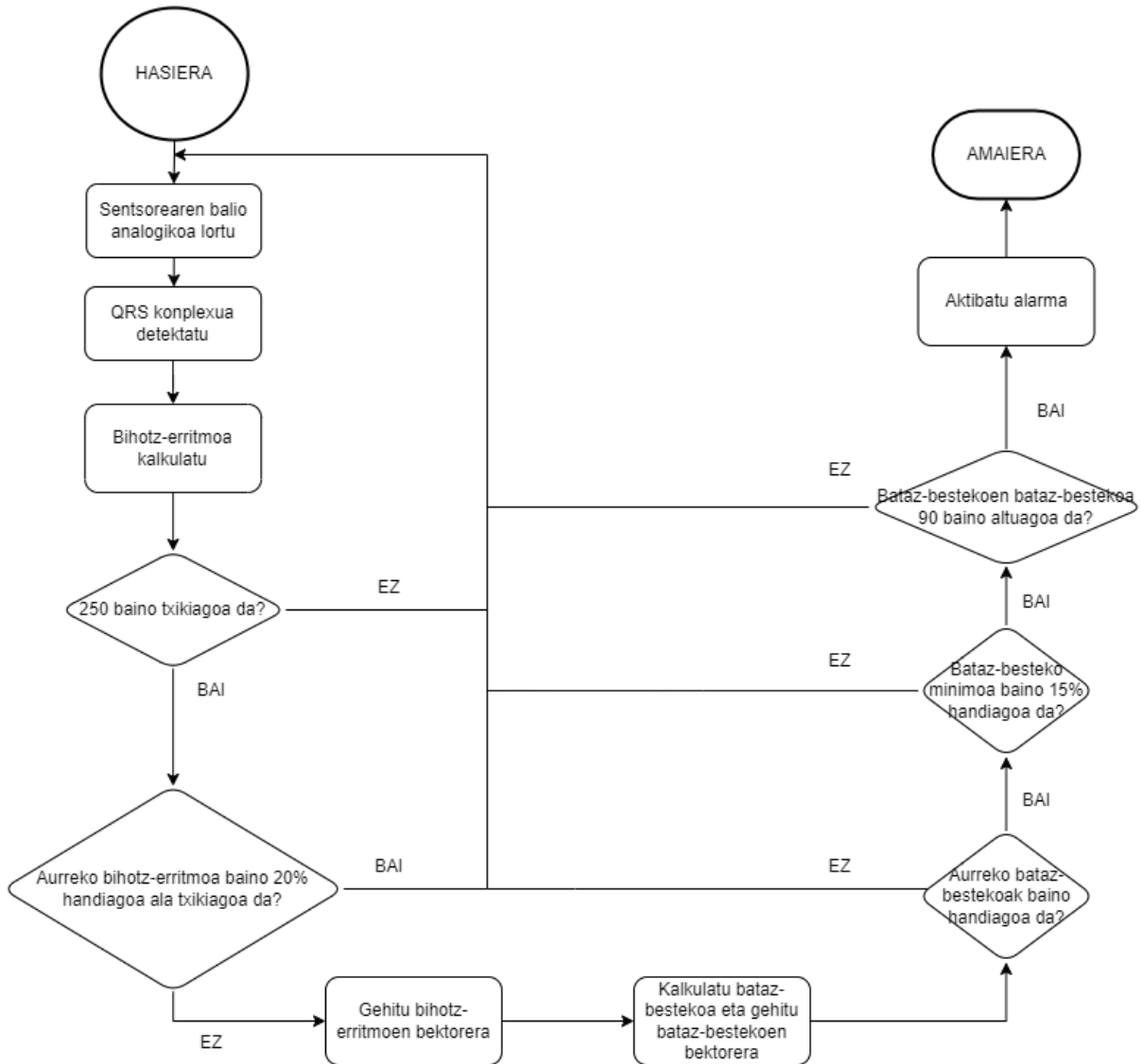
Elektrokardiograma sentsorearekin izan den arazorik nagusiena seinalean jasotako zarata izan da. Muskuluen mugimenduak jarduera elektrikoa sortzen du eta ondorioz mugimendu bat dagoenean interesatzen ez den seinalea iristen da. Horrek errealak ez diren bihotz-erritmoaren balio oso altuak izatea du ondorio. Hori ekiditeko bi baldintza jarri dira kalkulatuako bihotz-erritmoa onartua izan dadin eta bektorean sartu dadin, bihotz-erritmoak filtratuz:

1. Kalkulatutako bihotz-erritmoa 250 baino txikiagoa izatea. Hain balio alturik ez da izaten gizakietan.

²Minutuko bihotz-pultsu kopurua

2. Kalkulatutako bihotz-erritmoa aurreko bihotz-erritmoa baino 20% handiagoa edo txikiagoa ez izatea. Halako bat-bateko aldaketak zarataren eragin izan daitezke bakarrik [17].

Bihotz-erritmo eta haren aldaketetan oinarritutako elektrokardiograma sentsorearentzat garatutako algoritmo hau eskematikoki azalduta 11. irudiko fluxu diagraman aurkitu daiteke, eta haren kodea eranskinean.



Irudia 11: Elektrokardiogramaren algoritmoaren fluxu-diagrama.

5.2.3 Bi tekniken uztartzea

Algoritmoa idaztearen azken pausoa aurreko biak bateratzea izan da. Horretarako, bi algoritmoak programa berean jartzeaz gain, erabiltzaileari detekzio sistemak izango duen sentsibilitatea aukeratzen utzi zaio. Hau da, programaren hasieran sistemak sentsibilitate altua edo baxua izatea nahi duen galdetuko zaio erabiltzaileari, eta horren arabera sentsore ezberdinek funtzionatuko dute. Sentsibilitate baxua aukeratzen badu, krisi epileptikoa soilik elektrokardiogramak detektatzen duenean joko du alarmak. Bestalde, sentsibilitate maila altua aukeratzen badu, elektrokardiogramak zein azelerometroak abisa dezakete

larrialdiaz. Horri esker erabiltzaileari aukera ematen zaio positibo faltsu gehiago izatera arriskatuz detekzio gehiago edukitzeko, edo guztiz aurkakorako.

Atal honetan ere MQTT protokoloa aplikatu da (ikus [4.2.3](#) atala). Arduino IDE softwarearen bitartez datuak jaso, prozesatu eta broker batera bidali dira, eta Python erabiliz emaitza horiek brokerretik lortu. Horretarako bost gai ezberdin sortu eta argitaratu dira:

- **arduino/ardatzak**: Azelerometroak neurtutako hiru ardatzeko azelerazioa argitaratu da gai honi esker.
- **arduino/ECG**: Gai honen bitartez EKG sentsoareak jasotako balio analogikoak argitaratu dira.
- **arduino/HR**: Bihotz-erritmoaren balioak brokerreara gai honen bitartez bidali dira.
- **arduino/alarma/acc**: Azelerometroak epilepsia krisi bat detektatzen duenean seinalea bidaltzen duen gaia.
- **arduino/alarma/ecg**: Elektrokardiogramak epilepsia krisi bat detektatzen duenean seinalea bidaltzen duen gaia.

Erabiltzailearentzat interesgarri azken bi gaiak bakarrik suertatu daitezkeen arren (alarma aktibatuko duten gaiak), gainontzeko gaiak datuak jaso, irudikatu eta analizatzeko funtsezkoak direlako sortu dira. Python-ekin gai horietara harpidetu gara. Lehenengo hiruren kasuan datuak gorde egingo dira ondoren analizatu ahal izateko, eta azken bien kasuan alarma bat aktibatuko dute.

Azkenik, krisi bat detektatzen denean programak bere horretan jarraitzea lortu da. Hasiera batean programa itxi eta berriro abiarazi behar zen, baina balio guztiak berrezarri eta segundo batzuetako atzerapena jarriz, krisia amaitzeko denbora izateko, programak berriro jarraitzen du martxan inolako hasieraketa beharrik gabe.

Kapitulua 6

Emaitzak

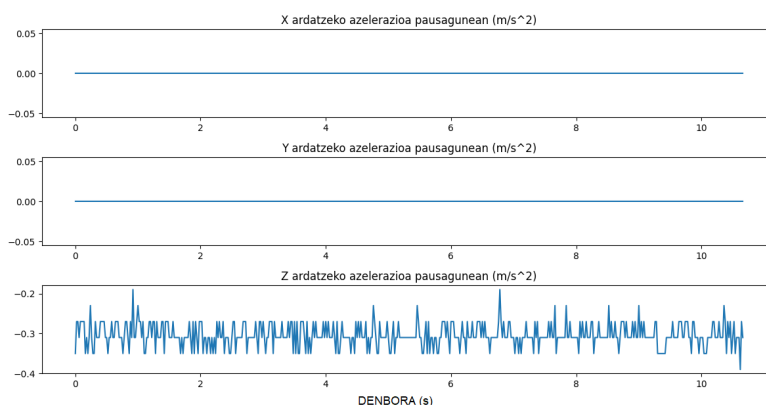
Garatutako sistemaren funtzionamendua aztertzeko burutu diren probak eta haien emaitzak erakutsiko dira kapitulu honetan. Proba hauek egitea eta aztertzea garrantzitsua da sistemari moldaketak egin ahal izateko, helburuak ahalik eta ondoen betetzeko asmoz. Horretarako, datu ezberdinak lortu eta grafikatu egingo dira, sistema egoera ezberdinetan jarritz. Orokorrean probek bi helburu nagusi izango dituzte: positibo faltsurik ez dagoela konprobatzea eta egoera behartzen denean krisi epileptikoa detektatzea.

Jasotzen diren datuak ulertu ahal izateko garrantzitsua da probak nori egin zaizkion jakitea. Kasu honetan probak nire buruarengan burutu ditut, 23 urteko mutil ez-epileptikoa. Ez da lortu paziente epileptikoren batean sistema testatu ahal izatea, eta ondorioz krisi epileptikoa simulatzeko bihotz-erritmoa igo edota mugimendu errepikakor, motz eta azkarrak suposatzen dituzten jarduerak egingo dira, hala nola, kirola egitea.

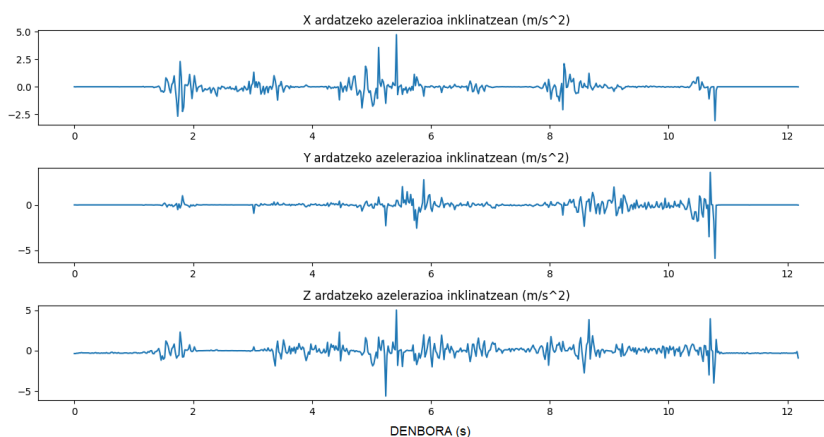
6.1 Azelerometroak

6.1.1 Lehen proba: azelerometroa pausagunean eta biraka

Azelerometroaren funtzionamendua ezagutzeko burutu den lehen pausoa pausagune egoeran eta inklinazio bat aplikatzean sistemak duen erantzuna aztertzea da. Funtzionamendu egokia duela bermatzeko bi kasuetan azelerazioaren balio baxuak itzuli beharko lituzke sistemak, eta inongo kasutan alarma aktibatu. Programa bera erabiliz [4.1.1](#) atalean zehaztutako hiru azelerometro modeloak testatu dira.

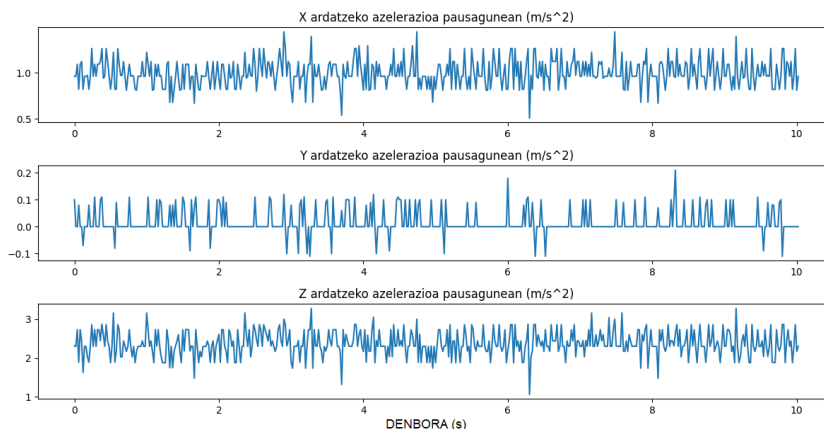


Irudia 12: Hiru ardatzetan pausagunean sortutako azelerazioa, ADXL343-an, 16g-an.

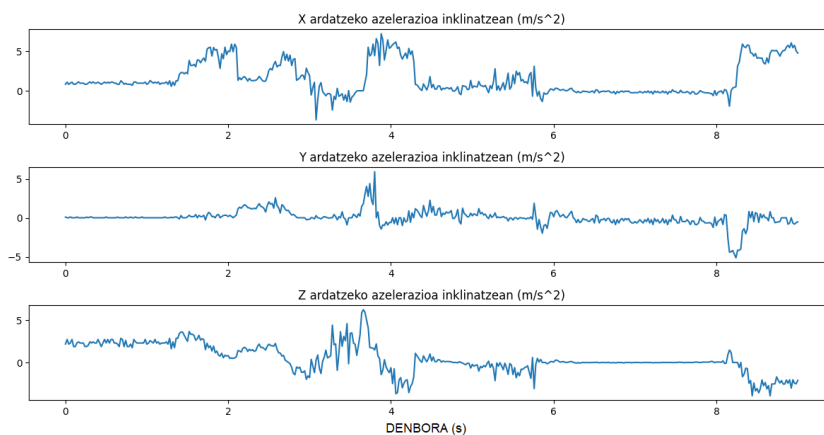


Irudia 13: Hiru ardatzetan inklinazioak sortutako azelerazioa, ADXL343-an, 16g-an.

ADXL343 eta ADXL345-ean emaitza ia berdinak lortu dira, eta ondorioz bietako baten datuen irudikapena ikustearekin nahikoa da kasu honetan funtzionamendu egokia duten edo ez ikusteko.



Irudia 14: Hiru ardatzetan pausagunean sortutako azelerazioa, ADXL375-ean.



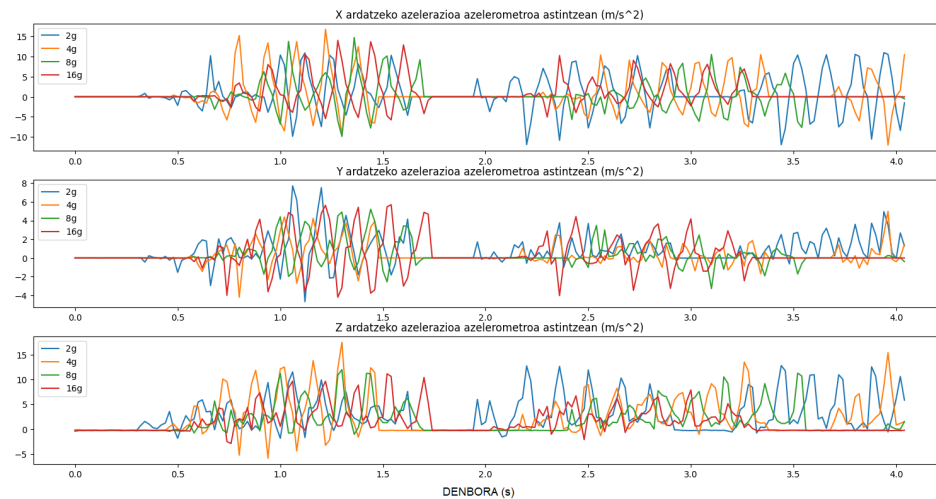
Irudia 15: Hiru ardatzetan inklinazioak sortutako azelerazioa, ADXL375-ean.

ADXL343 eta ADXL345-aren kasuan ikus daiteke pausagunean zein 360^o-ko hiru ardatzeko birak ematean azelerazio balio oso baxuak (edo nuluak) jasotzen direla, eta ondorioz

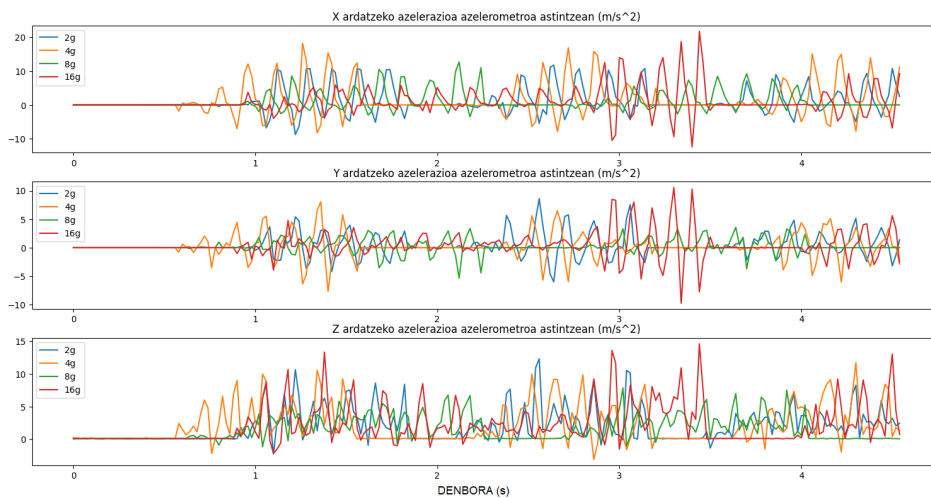
ez dela alarma aktibatzen (ikus 12. eta 13. irudiak). Gainera, beste sentsibilitateekin probatzean ere (2g, 4g eta 8g) antzeko datuak lortu ditugu. ADXL375-aren kasuan, aldiz, azelerazio balio altuagoak jasotzen dira, batez ere azelerometroa inklinatzean (ikus 14. eta 15. irudiak). Azken kasu horretan, alarma saltarazi ere egiten du lortzen dituen balio altuen ondorio. Alarma aktibatzeko jarri diren baldintzak ondorengoak dira: 1. ekuazio-ko r erradiao 3 baino handiagoa izatea 30 aldiz jarraian. Bi balio hauek proba-hutsegite meotodoa erabilia ezarri dira.

6.1.2 Bigarren proba: mugimenduaren detekzioa

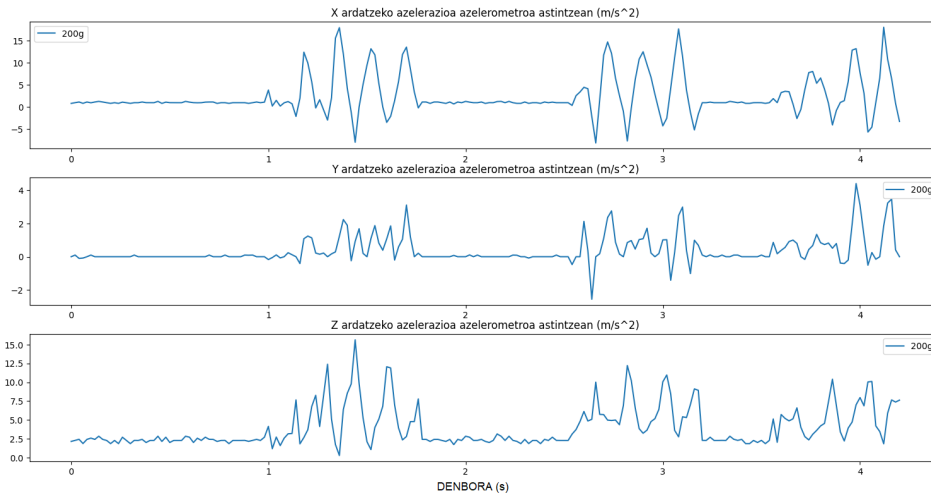
Hurrengo probarako azelerometroaren muntaia astindu egingo da, eta ondorioz mugimenduagatik sortutako azelerazioa egongo da. Funtzionamendu egokia izango balu, ez-nuluak diren azelerazioaren balio positibo zein negatiboak neurtu beharko lirateke, eta denbora bat igarotakoan alarma aktibatu beharko litzateke.



Irudia 16: Hiru ardatzetan sortutako azelerazioa ADXL343-a astintzean.



Irudia 17: Hiru ardatzetan sortutako azelerazioa ADXL345-a astintzean.

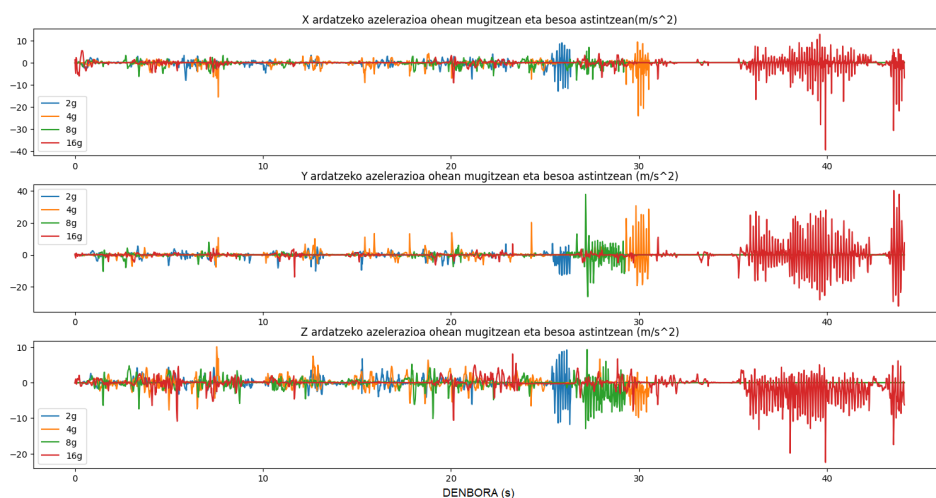


Irudia 18: Hiru ardatzetan sortutako azelerazioa ADXL375-a astintzean.

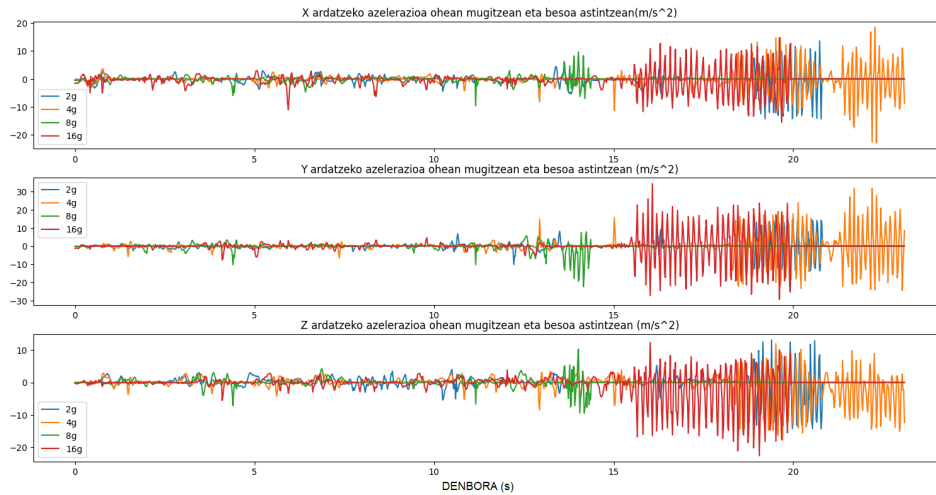
16., 17. eta 18. irudietan ikus daitekeenez, hiru azelerometroen kasuan detektatzen dira mugimenduak eragindako azelerazioak, eta denetan, denbora tarte bat pasatzen denean, krisi epileptikoa detektatzen da. Gainera, sentsibiltate aldakorreko azelerometroetan (ADXL343 eta ADXL345) sentsibiltate guztietarako gertatzen dela ikusi da.

6.1.3 Hirugarren proba: simulazioa

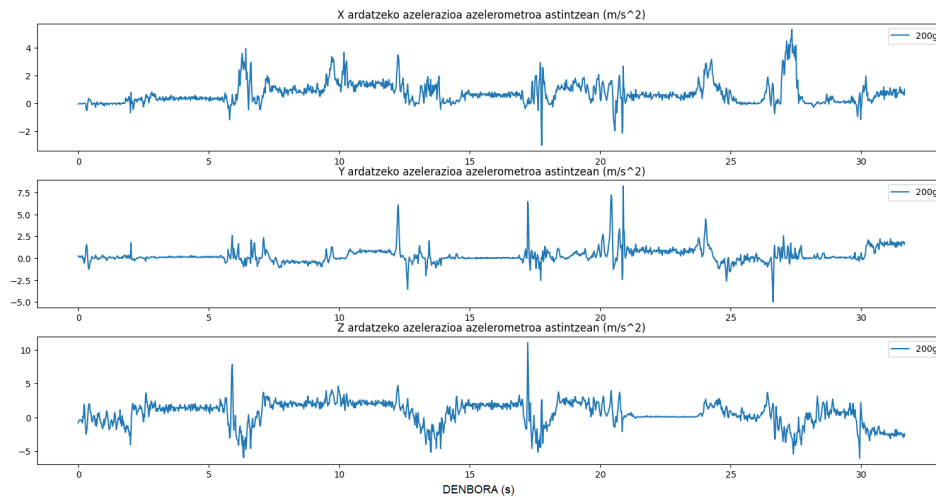
Behin sistemak mugimenduak detektatzen dituela ikusita, alarma azkarregi aktibatzen duen ala ez konprobatu behar da. Izan ere, aurreko probako astindua ez dira jatorri orokortuko konbulsio toniko-klonikoaren simulazio egokia. Beraz, hurrengo proban sistema besoan jarriko da eta pazientea ohean etzango da, gaueko mugimendu naturalak imitatuz. Hor alarma ez litzateke aktibatu beharko funtzionamendua egokia balitz. Gero, probaren amaieran besoaren mugimendu labur eta azkarrak egingo dira, konbulsio epileptiko bat simulatuz, eta hor alarmak jo egin beharko luke. Alarmak jotzeko baldintzak 6.1.1 atalean zehaztutako berdinak dira.



Irudia 19: Hiru ardatzetan sortutako azelerazioa pazientea ohean mugitzean eta besoa astintzean, ADXL343 azelerometroaren bitartez neurtua.



Irudia 20: Hiru ardatzetan sortutako azelerazioa pazientea ohean mugitzean eta besoa astintzean, ADXL345 azelerometroaren bitartez neurtua.



Irudia 21: Hiru ardatzetan sortutako azelerazioa pazientea ohean mugitzean eta besoa astintzean, ADXL375 azelerometroaren bitartez neurtua.

19. eta 20. irudietako grafikoetan ikusten den bezala, ADXL343 eta ADXL345-en kasuan diferentzia handia dago mugimendu soilen eta besoa astintzearen artean. Mugimendu ohikoak egitean ez da alarma aktibatu bi sentsoreetako lau sentsibilitate ezberdinetako batean ere ez. Epilepsia krisi bat simulatuz besoa indarrarekin astintzean, aldiz, alarma aktibatu da kasu guztietan. Gainera, sentsibilitate baxuetan (2g,4g,8g) abisua aktiba zedin denbora gutxiago eta mugimendu ahulagoak behar izan direla behatu da, sentsibilitate altuekin konparatuz (16g).

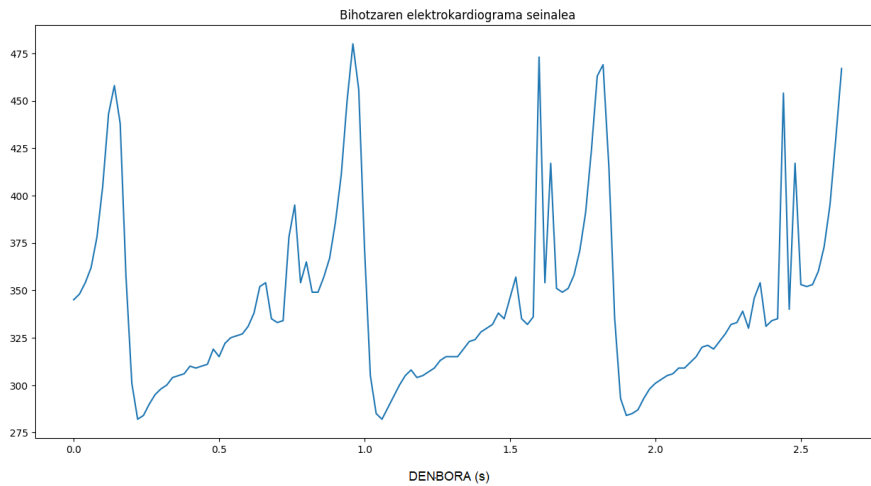
21. irudiko grafikoan ikus daitekeen bezala, ADXL375 sentsorean ez da diferentziarik ikusten proba honetan proposatutako bi ekintzen artean. Hau da, hasierako mugimenduetan zein bukaerako simulazioan alarmak jo du. Lehen proban inklinazioarekin zituen arazoaren ondorio dira hasierako mugimenduetan zehar ematen diren positibo faltsu hauek. Hori dela eta, azelerometro bertsio hau sistema honetarako egokia ez dela erabaki da eta baztertu egin da, ADXL343 eta ADXL345a hobetsiz.

6.2 Elektrokardiograma

6.2.1 Lehen proba: zehaztasuna bermatu

Lehen proba honetan jasotako informazioa ea zehatza den konprobatuko da. Hau da, hasteko sentsoreak bidalitako seinale analogikoa jaso eta irudikatuko da, eta elektrokardiograma seinale baten baliokide den ikusiko da. Ondoren sistemak bihotz-erritmoaren balio egokiak kalkulatzeko konprobatuko da, pultsua neurtzen duen erloju baten baliokidekin konparatuz.

22. irudian bihotzaren seinale elektrikoa ikus daiteke irudikatuta, segundo gutxi batzuetako denbora tartean. Argi desberdindu daitezke 2.3.2.1 atalean zehaztu diren pulsu baten P, QRS eta T fase ezberdinak. Gauzak horrela, beraz, sentsorearen bitartez jasotako seinalea egokia dela bermatzen da.



Irudia 22: Bihotzaren seinale elektrikoaren irudikapena segundo gutxi batzuetan.

Idatzitako algoritmoak bihotz-erritmoa ondo detektatzen duen edo ez jakiteko parametro hau neurtzen duen erloju batekin konparatu da. Erlojua horretarako diseinatuta dagoenez, bihotz-erritmoaren balio egoki bat itzuliko duela bermatzen du, eta, ondorioz, gure sistema erlojuarekin konparatzea kalibrazio metodo egoki bezala onartzen da. 23. irudian konparaketa hau atsedean egoeran ikus daiteke. Ikus daitekeenez, balioak aldakorrak diren arren, erlojuak emandako balioaren inguruan daude guztiak.



```

arduino/HR b'59'
arduino/HR b'58'
arduino/HR b'54'
arduino/HR b'56'
arduino/HR b'61'
arduino/HR b'59'
arduino/HR b'57'
arduino/HR b'62'
arduino/HR b'52'
arduino/HR b'57'
arduino/HR b'56'
arduino/HR b'61'
arduino/HR b'68'
arduino/HR b'66'
arduino/HR b'60'
arduino/HR b'63'
arduino/HR b'62'
arduino/HR b'57'
arduino/HR b'58'
arduino/HR b'57'
arduino/HR b'60'
arduino/HR b'57'

```

Irudia 23: Bihotz-erritmoaren neurketa konparaketa, atsedean egoeran. Ezkerrean erlojuaren neurketa, eta eskuinean sistemarena.

Beste egoera batean ere neurketen zehaztasuna mantentzen den ikusteko jarduera fisiko arina egin du pazienteak pultsazioak pixka bat igotzeko asmoz. 24. irudian ikus daitekeen bezala, sistemak ondo neurtzen du, halaber, bihotz-erritmoa igotzen denean.



```

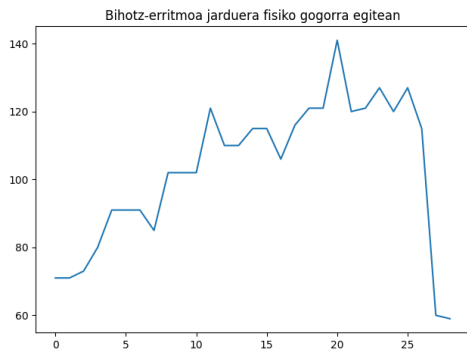
arduino/HR b'84'
arduino/HR b'79'
arduino/HR b'90'
arduino/HR b'75'
arduino/HR b'87'
arduino/HR b'90'
arduino/HR b'90'
arduino/HR b'73'
arduino/HR b'75'
arduino/HR b'82'
arduino/HR b'94'
arduino/HR b'98'
arduino/HR b'91'

```

Irudia 24: Bihotz-erritmoaren neurketa konparaketa, ariketa fisikoa egin ostean. Ezkerrean erlojuaren neurketa, eta eskuinean sistemarena.

6.2.2 Bigarren proba: alarma aktibatu

Sistemaren zehaztasuna konprobatu ostean, epilepsia krisiak detektatzeko balio duen edo ez egiaztatu behar da. Proba honen helburua, beraz, epilepsia krisi baten bihotz-erritmoaren baldintzak errepikatzea da, eta sistemaren portaera aztertzea. Horretarako pazienteak jarduera fisiko gogorragoa egin du aurreko atalean baino, 100etik gorako pultsazioetan jarriz. Gauzak horrela, pultsazio horiek ondo neurtzen diren eta alarma aktibatzeko nahikoak diren bermatuko da.



(a) Bihotz erritmoen irudikapen grafikoa¹.

```

arduino/HR b'115'
arduino/HR b'115'
arduino/HR b'106'
arduino/HR b'116'
arduino/HR b'121'
arduino/HR b'121'
arduino/HR b'141'
arduino/HR b'120'
arduino/HR b'121'
arduino/HR b'127'
arduino/HR b'120'
arduino/HR b'127'
arduino/HR b'115'
arduino/alarma/ecg b'1'
Epilepsia krisi bat izaten ari da!
arduino/HR b'60'
arduino/HR b'59'

```

(b) Sistemak itzultzen dituen datuak, epilepsia krisiaren abisuaren mezua.

Irudia 25: Bihotz erritmoa jarduera fisiko gogorragoa egitean

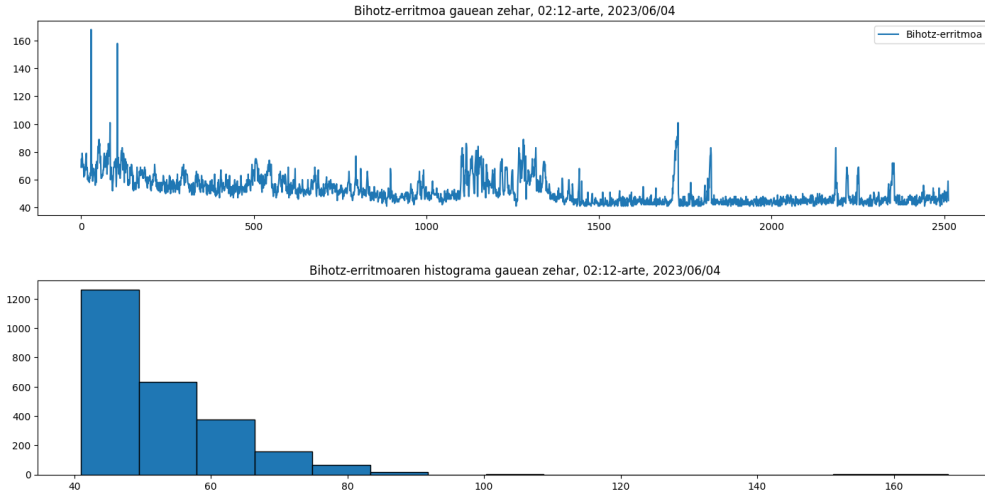
25. irudian ikus daiteke nola egiten duen gora pultsuak eta alarma abisua aktibatu egiten dela pazienteak pulsu altu hori duenean. Gainera, pultsua nola jaisten den ikus daiteke deskantsu denbora tarte bat pasatu eta gero. Proba honekin eta aurreko atalarekin, beraz, sistemak pultsua ondo monitorizatzen duela eta monitorizazio hori epilepsia krisiez abisatzeko erabil daitekeela bermatzen da.

6.2.3 Hirugarren proba: simulazioa gauez

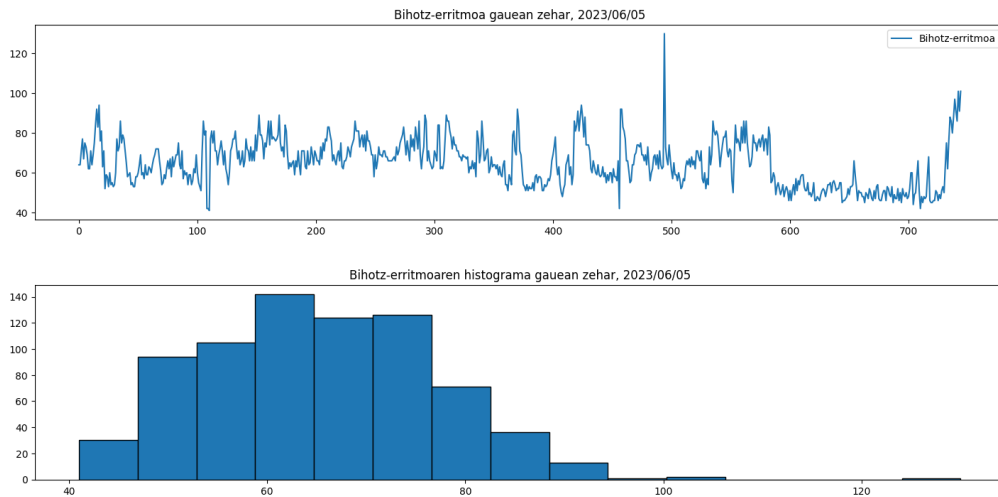
Azkenik, denbora luzez probatuko da sistema, gauez hain zuzen ere. Pazienteari lo egin bitartean bihotz-erritmoa neurtuko zaio, eta alarmak jotzen duen edo ez ikusiko da. Printzipioz, funtzionamendu egokia izango balu, ez litzateke inongo abisurik egon behar. Honekin sistema benetako egoera batean testatuko da, eta zarata eta mugimenduen eragina aztertuko da. Gainera, benetako erabileretarako sistemak duen erosotasuna ere aztertu ahalko da.

Algoritmoaren lehen bertsioarekin bi gautan zehar burutu dira neurketak. Bertsio honetan 5.2.2 atalean aipatutako alarma abisua jotzeko 3. baldintza ezberdina da. Batezbestekoen bektorearen batezbestekoa neurtu ordez, bektore horretan sartu den azken batez besteko balioa bakarrik hartzen da kontuan. Gainera, 90etik gora izan ordez 80tik gorakoa izatea eskatzen da bertsio honetan; izan ere, alarma aktibatuko zuen muga-balioa enpiriko bilatzea zen helburua. Bertsio honekin pasatutako bi gauetan bildutako datuak 26. eta 27. irudietan ikus daitezke.

¹X ardatzeko datuek ez dute unitaterik, datuak denboran erregulariki banatuta irudikatu baitira, horrela izan ez arren, denbora zehatzari ez baitzaio garrantziarik eman. Hemendik aurrerako grafiko guztietan kasu berdina izango da.



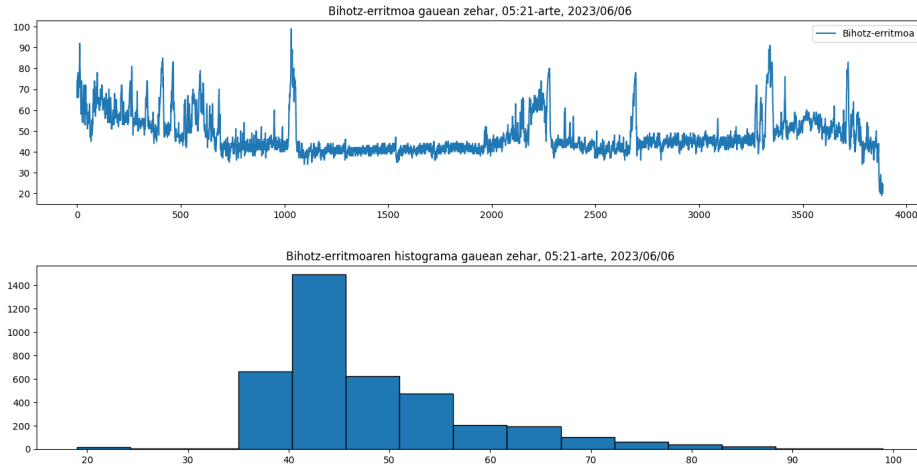
Irudia 26: Gauez neurtutako bihotz-erritmoak eta haien histograma.



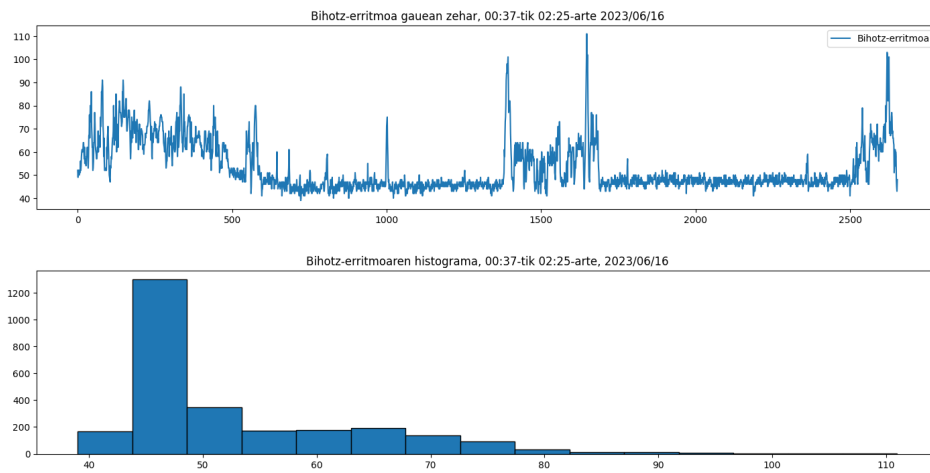
Irudia 27: Gauez neurtutako bihotz-erritmoak eta haien histograma.

26. irudiko kasuan ikus daiteke zentzuzkoak eta nahiko konstanteak diren balioak jaso direla. Bihotz-erritmoen balio gehienak 40 eta 60 bihotz-pultsu minutuko tartean aurkitzen dira. Zarataren ondorioz sortutako balio altu gutxi batzuk era neurtu dira, baina ez nahikoak alarmak jotzeko. 27. irudiko kasuan, aldiz, datu gutxi daude jasota. Izan ere, denbora-tarte motz horretan bihotz-erritmo balio nahiko altuak ikus daitezke (gehiengoa 60-80 tartean), eta bi aldiz jo du alarmak. Beraz, bigarren gau honetan lortutako emaitza txarrekin programa moldatzera behartzen dute, lehen gauean emaitza onak lortu arren.

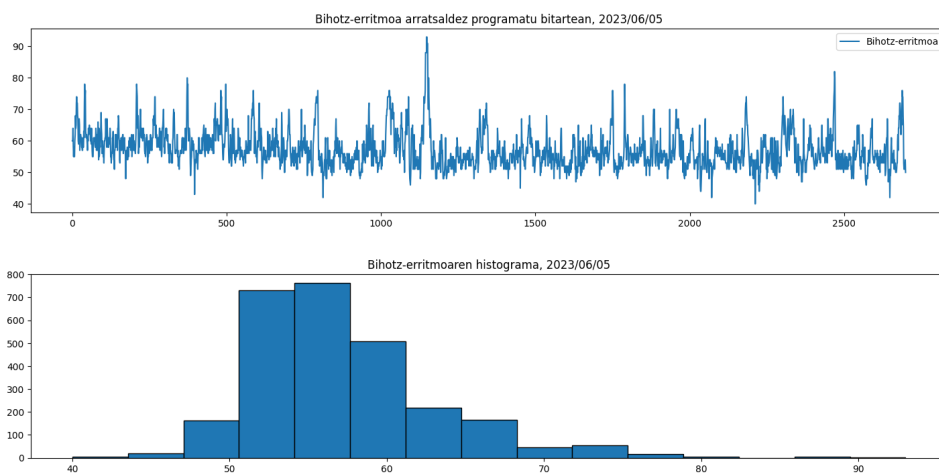
Bigarren gaueko positibo faltsu horiek ez errepikatzen asmoz programa moldatu egin da. Zarata murrizteko bat-bateko aldaketak kendu dira, hau da, 5.2.2 ataleko bihotz-erritmoen bigarren filtera gehitu da. Eta alarma ez hain erraz aktibatzen asmatan, lehen aipatu bezala, 5.2.2 ataleko alarma aktibatzen baldintzetako hirugarrena bertan zehaztu bezala jarri da. Moldaketa honekin hiru test burutu dira. Aurreko bertsioarekin bezala, bi gautan zehar lo egin bitartean egin dira probak. Horretaz gain, arratsalde batean zehar ere jardura gutxiko egoeran datuak bildu dira.



Irudia 28: Gauez neurtutako bihotz-erritmoak eta haien histograma.



Irudia 29: Gauez neurtutako bihotz-erritmoak eta haien histograma.



Irudia 30: Arratsaldez neurtutako bihotz-erritmoak eta haien histograma.

Aplikaturako aldaketekin ikus daiteke lortutako bihotz-erritmoaren balioak 40 eta 50 artean daudela gauez, eta 50 eta 60 artean arratsaldean (ikus 28., 29. eta 30. irudiak). Hau da, zentzua duten balioak lortzen direla denbora luzeko probetan. Gainera, oraindik zarataren ondorioz sortzen diren tontorrak agertzen diren arren, ez da epilepsia krisi abisurik egon hiru probetako batean ere ez.

Hala ere, gauean egin diren proba guztietan datuak hartzeari nahiko goiz utzi dio sistemak, eta gehien iraun duen gauean 05:41era arte iraun du. 26. irudiko kasuan izan ezik (Arduino garapen plaka eta sentsorea elikatzen dituen 9V-ko pilari batera bukatu zaio), besteetan ez da datuak hartzeari uzteko kausa argirik ondorioztatu.

Kapitulua 7

Ondorioak eta etorkizuneko lana

7.1 Ondorioak

Proiektu honen funtsa epilepsia konbultsioen detekzio sistema bat garatzea da, gauean zehar gertatzen diren krisi epileptikoak detektatzeko erabiliko dena. GrAL bakar baten testuinguruan sistemaren garapena oso urrutira eramatea zaila denez, lan honetan sistemaren oinarriak ezarri dira etorkizuneko GrALekin sistema borobiltzeko. Lan honetan, beraz, ikerketa bibliografiko sakon bat burutu da hasteko, epilepsia definituz eta konbultsio motak eta detektatzeko teknikak zehaztuz. Horren ostean lan honen helburuak eta haien garrantzia definitu dira. Alde elektronikotik, epilepsia konbultsioak detektatzeko erabili diren sentsoreak hautatu dira, haien funtzionamendu egokirako algoritmoa garatuz eta, azkenik, baldintza anitzetan proba ezberdinak eginez, funtzionamendu egokia bermatzeko.

Hautatu diren sentsoreak azelerometroa eta elektrokardiograma izan dira. Azelerometroaren kasuan hiru modelo ezberdin erabili dira (ADXL343, ADXL345 eta ADXL375), haien ezaugarri eta berezitasunak lanean zehazten direlarik. 6.1 atalean burututako proba ezberdinetan ikusi da garatutako algoritmoa egokia dela ADXL343 eta ADXL345 azelerometroentzat. Azelerazioaren balio nuluak itzultzen dituzte hala behar denean (pau-sagunean, inklinatzean eta oheko mugimendu ohikoetan), eta alarma aktibatzen da horretarako baldintzak daudenean (astindu motz eta azkarrak egitean). Gainera, sentsore horiek sentsibilitate aldakorrekoak dira, eta sentsibilitate baxuetan (2g,4g,8g) erantzun azkarragoak izan dira alarma abiatzerakoan. ADXL375-ari dagokionez, aldiz, garatutako programak ez du ahalbidetzen sentsore horren funtzionamendu egokia, inklinatzean balio ez-nuluak (eta ondorioz alarma aktibatzea) dituelako emaitza bezala. Horren ondorioz, positibo faltsuak ekiditeko asmoz, sentsore bertsio hori baztertu egin da, lehenago aipatutako biak hobetsiz.

Elektrokardiograma sentsorerako garatutako programak ere esperotako funtzionamendua erakutsi du. Hau da, 6.2 atalean egindako probei esker honako ideia hauek bermatu dira: bihotz-erritmoaren neurketa egokia (horretarako diseinatuta dagoen erloju batekin konparatuz, balio ezberdinetan) eta alarmaren aktibazioa horretarako baldintzak daudenean. Gainera, benetako egoera batean jarri da sistema zenbait gautan probatuz, eta jasotako emaitzak baliagarriak izan dira programa moldatzeko eta funtzionamendu egokia duen bertsio bat garatu ahal izateko. Azken probetan, pazienteak ez-epileptikoa den heinean, espero bezala, ez da positibo faltsurik egon.

Bi metodoak uztartzerako orduan, elektrokardiograma bakarrik ala biak batera erabiltzeko aukera eman zaio erabiltzaileari. Horrela, erabiltzaileak sistemaren sentsibilitatea bere gustura doitu dezake. Elektrokardiogramaren seinalea egonkorragoa den heinean, hura bakarrik onartzen duen aukera sentsibilitate baxuko aukera bezala zehaztu da. Bi metodoak onartzen dituen aukera, aldiz, sentsibilitate altuko aukera gisa.

Jasotako datu eta emaitzak analizatuta, beraz, 3. kapituluan ezarritako lehen bi helburuak, sentsibilitate-tasa altua eta positibo faltsu kopuru txikia, bete direla esan daiteke. Hala ere, sistemaren funtzionamendu egokia guztiz ziurtatzeko probak paziente epileptiko batean burutu beharko lirateke, lan honetan paziente ez-epileptiko batengan burutu baitira.

3. kapituluan aipatutako beste helburuetako bat sistemaren kostua baxua izatea da, epilepsia kasu gehienak gaitasun ekonomiko ertain eta txikietan jazotzen baitira (ikus 2.1 atala). Lan honetan garatutako sistemak dituen osagaiak azelerometro bat, EKG sentsore bat, Arduino garapen plaka bat eta gorputzera itsasten diren elektrodoak dira. Hurrengo taulan ikus daitezke osagai hauen prezioak (ADXL345 azelerometro bertsioa hautatu da):

Osagaiak	Prezioa
Arduino Uno WiFi Rev2	46.7€
ADXL345 [39]	16.2€
EKG sentsorea[40]	19.9€
Elektrodoak (100 unitate)	12.95€
Guztira	95.75€

Sistema honen prezioa abantaila bat da, izan ere, orain arte merkatuan dauden epilepsia detekzio sistemekin konparatuta oso merkea da (SAMi: 1110€ [41], Embrace2: 250€ + 100€/urteko [42]...).

7.2 Etorkizuneko lana

Lan osoan esan bezala, epilepsia detektatzeko sistemaren garapena ahalik eta urrunen eramatea da proiektuaren funtsa, eta lan honetan bide horren oinarriak ezarri dira. Beraz, etorkizunean sistema hau abiapuntutzat harturik egin daitezkeen hobekuntza eta ekarpenen ideiak zerrendatuko dira atal honetan.

7.2.1 Algoritmoaren hobekuntza

Lan honetan garatutako algoritmoak oinarritzko baldintzak betetzen dituen arren, aurre-rapausoak eman daitezke bide honetatik. Hasteko, elektrokardiograman bihotz-erritmoan oinarritzen da oraingo sistema. Emaitza onak lortu diren arren, pultsuaren fase ezberdinen arteko denbora tarteen aldaketak ere iker daitezke detekzio sintoma bezala. Hain zuzen ere, QT tartearen laburpena azter daiteke eta epilepsia krisiak detektatzeko beste aldagai bat bezala hartu [15].

Algoritmoa hobetzeko oso interesgarria izan daitekeen eta asko sakondu daitekeen beste alor bat ikasketa automatikoa da. Adimen artifiziala indarrean dagoen garapen alor bat

da, eta datu-baseen [27] bidezko ikasketa automatikoak konbultsioen sintomak hobeto analizatzea ahalbidetu dezake.

7.2.2 Paziente epileptikoengan testatzea

Sistema honek benetan ondo funtzionatzen duen edo ez jakiteko lehen beharra paziente epileptiko batean gutxienez testatzea da, eta epilepsia krisi batean sistemaren funtzionamendua behatzea. Hortik aurrera, egoera gehiagotan testatzeko asmoz, epilepsia erakunde [43] edota ospitaleren batekin harremanetan jartzea ideia ona litzateke, sexu, adin eta ezaugarri fisiko ezberdindun pertsonengan probak egin ahal izateko.

7.2.3 Sentsore ezberdinak gehitzea

2.3 atalean hainbat metodo ezberdin aipatzen dira epilepsia krisiak detektatzeko, lan honetan aplikatu ez direnak. Jada erabili direnez gain sentsore hauetakoren bat gehitzea erabilgarria izan daiteke, sistema osoaren zehaztasuna igo ahal izateko, eta beste sentsoreek izan ditzaketan akatsak konpontzeko. Ikusitakoaren arabera, aukera onenak (sentsibilitate eta erabilerraztasunagatik) elektromiografia eta jarduera elektrodermikoak dira.

7.2.4 Miniaturizazioa

Sistemaren erabilgarritasuna eta pazientearen erosotasuna handitzeko asmoz, sistema taimainan txikiagotzea da hurrengo pausoa. Horretarako protoboard-a kendu eta konexioak soldatzea, sentsore txikiagoak bilatzea edota mikrokontrolagailu txikiago bat erabiltzea izan daiteke bidea.

7.2.5 Aplikazioa

Proiektua aurrera eramateko beste ideia bat aplikazio bat garatzea izan daiteke. Bertan pazientearen bihotz-erritmoa, azelerazioa edo elektrokardiograma seinalea agertuko lirateke. Gainera, aplikazioa mugikorrerako garatuko balitz, erabilgarriagoa izan liteke paziente zein haren mediku edo zainzailearentzat.

Bibliografia

- [1] World Health Organization, “Epilepsy.” <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy>, 09-02-2023.
- [2] Epilepsy Foundation, “Complication and Risks.” <https://www.epilepsy.com/complications-risks>, 2023.
- [3] W. A. Hauser and E. Beghi, “First seizure definitions and worldwide incidence and mortality,” *Epilepsia*, vol. 49, pp. 8–12, 2008.
- [4] J. Falco-Walter, “Epilepsy—definition, classification, pathophysiology, and epidemiology,” in *Seminars in neurology*, vol. 40, pp. 617–623, Thieme Medical Publishers, Inc., 2020.
- [5] R. Guerrini, “Epilepsy in children,” *The Lancet*, vol. 367, no. 9509, pp. 499–524, 2006.
- [6] A. Van de Vel, K. Cuppens, B. Bonroy, M. Milosevic, K. Jansen, S. Van Huffel, B. Vanrumste, L. Lagae, and B. Ceulemans, “Non-eeeg seizure-detection systems and potential sudep prevention: state of the art,” *Seizure*, vol. 22, no. 5, pp. 345–355, 2013.
- [7] ILAE, “Commission on classification and terminology of the international league against epilepsy. proposal for revised clinical and electroencephalographic classification of epileptic seizures,” *Epilepsia*, vol. 22, pp. 489–501, 1981.
- [8] R. S. Fisher, J. H. Cross, C. D’souza, J. A. French, S. R. Haut, N. Higurashi, E. Hirsch, F. E. Jansen, L. Lagae, S. L. Moshé, *et al.*, “Instruction manual for the ilae 2017 operational classification of seizure types,” *Epilepsia*, vol. 58, no. 4, pp. 531–542, 2017.
- [9] W. T. Blume, H. O. Lüders, E. Mizrahi, C. Tassinari, W. van Emde Boas, and J. Engel Jr, Ex-officio, “Glossary of descriptive terminology for ictal semiology: report of the ilae task force on classification and terminology,” *Epilepsia*, vol. 42, no. 9, pp. 1212–1218, 2001.
- [10] A. T. Berg and J. J. Millichap, “The 2010 revised classification of seizures and epilepsy,” *Continuum: Lifelong Learning in Neurology*, vol. 19, no. 3, pp. 571–597, 2013.
- [11] T. V. Kodankandath, D. Theodore, and D. Samanta, “Generalized tonic-clonic seizure,” 2020.
- [12] A. S. Fauci, E. Braunwald, D. L. Kasper, S. L. Hauser, D. L. Longo, J. L. Jameson, and J. Loscalzo, *Harrison’s manual of medicine*. McGraw-Hill, 2009.

- [13] S. Chatterjee, R. S. Thakur, R.Ñ. Yadav, L. Gupta, and D. K. Raghuvanshi, “Review of noise removal techniques in ecg signals,” *IET Signal Processing*, vol. 14, no. 9, pp. 569–590, 2020.
- [14] Wikipedia Foundation, “Electrocardiogram.” <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>, 06-05-2023.
- [15] R. Surges, C. A. Scott, and M. C. Walker, “Enhanced qt shortening and persistent tachycardia after generalized seizures,” *Neurology*, vol. 74, no. 5, pp. 421–426, 2010.
- [16] M. Zijlmans, D. Flanagan, and J. Gotman, “Heart rate changes and ecg abnormalities during epileptic seizures: prevalence and definition of an objective clinical sign,” *Epilepsia*, vol. 43, no. 8, pp. 847–854, 2002.
- [17] M. Zijlmans, D. Flanagan, and J. Gotman, “Heart rate changes and ecg abnormalities during epileptic seizures: prevalence and definition of an objective clinical sign,” *Epilepsia*, vol. 43, no. 8, pp. 847–854, 2002.
- [18] L. Hirsch, E. Donner, E. So, M. Jacobs, L.Ñashef, J.Ñoebels, and J. Buchhalter, “Abbreviated report of the nih/ninds workshop on sudden unexpected death in epilepsy,” *Neurology*, vol. 76, no. 22, pp. 1932–1938, 2011.
- [19] M.-Z. Poh, T. Loddenkemper, N. C. Swenson, S. Goyal, J. R. Madsen, and R. W. Picard, “Continuous monitoring of electrodermal activity during epileptic seizures using a wearable sensor,” in *2010 annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology*, pp. 4415–4418, IEEE, 2010.
- [20] F. S. Leijten, D. T. Consortium, J. van Andel, C. Ungureanu, J. Arends, F. Tan, J. van Dijk, G. Petkov, S. Kalitzin, T. Gutter, *et al.*, “Multimodal seizure detection: A review,” *Epilepsia*, vol. 59, pp. 42–47, 2018.
- [21] H. Lu, Y. Pan, B. Mandal, H.-L. Eng, C. Guan, and D. W. Chan, “Quantifying limb movements in epileptic seizures through color-based video analysis,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 2, pp. 461–469, 2012.
- [22] C. Li, J. Lin, and Y. Xiao, “Robust overnight monitoring of human vital signs by a non-contact respiration and heartbeat detector,” in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2235–2238, IEEE, 2006.
- [23] S. Suzuki, T. Matsui, H. Kawahara, H. Ichiki, J. Shimizu, Y. Kondo, S. Gotoh, H. Yura, B. Takase, and M. Ishihara, “A non-contact vital sign monitoring system for ambulances using dual-frequency microwave radars,” *Medical & biological engineering & computing*, vol. 47, pp. 101–105, 2009.
- [24] Empatica , “Empatica E4.” <https://www.empatica.com/en-eu/>.
- [25] J. Tang, R. El Atrache, S. Yu, U. Asif, M. Jackson, S. Roy, M. Mirmomeni, S. Cantley, T. Sheehan, S. Schubach, *et al.*, “Seizure detection using wearable sensors and machine learning: Setting a benchmark,” *Epilepsia*, vol. 62, no. 8, pp. 1807–1819, 2021.

- [26] S. Vieluf, M. Amengual-Gual, B. Zhang, R. El Atrache, C. Ufongene, M. C. Jackson, S. Branch, C. Reinsberger, and T. Loddenkemper, “Twenty-four-hour patterns in electrodermal activity recordings of patients with and without epileptic seizures,” *Epilepsia*, vol. 62, no. 4, pp. 960–972, 2021.
- [27] MIT Laboratory for Computational Physiology, “PhysioNet Databases.” <https://physionet.org/about/database/>.
- [28] Analog Devices, “ADXL343 Data Sheet.” <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adxl343.pdf>, 2022.
- [29] Liz Clark, “Analog Devices ADXL343 Breakout Learning Guide.” <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adxl343-breakout-learning-guide.pdf>, 2022-12-01.
- [30] Lady Ada, “Adafruit STEMMA and STEMMA QT.” <https://learn.adafruit.com/introducing-adafruit-stemma-qt>.
- [31] Bill Earl, “ADXL345 Digital Accelerometer.” <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adxl345-digital-accelerometer.pdf>, 2022-12-01.
- [32] Kattni Rembor, “Adafruit ADXL375.” <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adafruit-adxl375.pdf>, 2022-12-01.
- [33] DFRobot, “DFRobot Heart Rate Monitor Sensor Wiki.” https://wiki.dfrobot.com/Heart_Rate_Monitor_Sensor_SKU__SEN0213.
- [34] Analog Devices, “Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End.” <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>.
- [35] Karl Söderby, “Getting Started with Arduino.” <https://docs.arduino.cc/learn/starting-guide/getting-started-arduino>, 16/05/2023.
- [36] Arduino, “ARDUINO UNO WiFi REV2.” https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-wifi-rev2?_gl=1*2s4siv*_ga*MTYzNDg1MDUxOC4xNjg1Nzk1Njg2*_ga_NEXN8H46L5*MTY4NTgWNDk1Ni4yLjEuMTY4NTgWNTQ5Ni4wLjAuMA..
- [37] MQTT.Org, “MQTT: The Standard for IoT Messaging.” <https://mqtt.org/>.
- [38] Mosquitto.org, “Eclipse Mosquitto: An open source MQTT broker.” <https://mosquitto.org/>.
- [39] Digi-Key, “Adafruit Industries LLC 1231.” <https://www.digikey.es/es/products/detail/adafruit-industries-llc/1231/4990764>.
- [40] DFRobot, “Gravity: Analog Heart Rate Monitor Sensor (ECG) for Arduino.” <https://www.dfrobot.com/product-1510.html>.
- [41] SAMi Alert, “SAMi - The Sleep Activity Monitor.” <https://www.samialert.com/>.
- [42] Empatica, “embrace2.” <https://www.empatica.com/en-eu/store/embrace2/>.
- [43] Asociación Gipuzkoana de Epilepsia, “Asociación Gipuzkoana de Epilepsia.” <https://epilepsia.gipuzkoa.eus/asociacion-gipuzkoana-de-epilepsia>.