

Seinalearen prozesatze digitalaren erronkak kanpoko desfibrilagailu automatikoaren inguruan

Elisabete Aramendi, Unai Irusta, Unai Ayala eta Andoni Lazkano

Elektronika eta Telekomunikazio Saila
Ingeniarien Goi Eskola Teknikoa (UPV/EHU)
Urkixo zumardia, z/g. 48013 Bilbo

Laburpena: Bihotz-biriketako gelditzearen aurrean berpiztea honako bi ekintza nagusien mendekoa da: bihotz-biriketako berpizte-masajea eta bentrikulu-erritmoaren desfibrilazioa, kanpoko desfibrilagailu automatiko baten bidez. Tresna horiek bihotzaren erritmo hilgarriak detektatzen dituzte pazientearen elektrokardiograma digitalki prozesatuz; ildo horretatik, azkeneko urteetan hiru erronka nabarmendu daitezke.

Umeen (1 eta 8 urte bitartekoen) erritmoen sailkatze egokia lortzea da lehengoa. Bi sailkatze-parametro aurkezten eta ebaluatzen dira lan honetan. Horretarako, helduen eta umeen bihotz-erritmo desberdinez osatutako datu-basea aztertzen da, sentsibilitatea eta espezifikotasuna adinaren arabera neurtuz. Bigarrenak berpizte-masajea ematearekin batera analisi fidagarria egitea du helburu. Erreferentzia-seinaleak erabilia eta soilik elektrokardiograma erabilia, iragazketa moldakorrek lortutako emaitzak konparatzen dira. Azkenik, hirugarren erronkaren inguruan, desfibrilazioaren arrakasta aurrerako metodoetara hurbilketa egiten da.

Erronka horien guztien helburua bihotz-biriketako geldiunean dagoen gizakiaren bizi-aukera handitzea da.

Abstract: Two actions are important to resuscitate a patient in cardiac arrest; one is cardiopulmonary resuscitation (CPR), and the other is the defibrillation of lethal ventricular arrhythmias using an automated external defibrillator (AED). AEDs digitally process the patient's electrocardiogram (ECG) to detect deadly arrhythmias. These last years, three have been the main challenges in the field of digital signal processing in AEDs.

The first challenge is the correct identification of the rhythms from paediatric patients (1-8 years of age). In this work, we present and evaluate two classification parameters. We analyze a database composed of adult and paediatric cardiac rhythms, and we measure the sensitivity and specificity for the two patient groups. The second challenge is to accurately diagnose the cardiac rhythm while providing CPR. We compare the results of adaptive filtering techniques using either reference signals or processing the ECG alone. Finally, within the scope of the third challenge, we present the most important techniques used to predict defibrillation success.

The objective of all these challenges is to improve the probability of survival of a patient in cardiac arrest.

SARRERA

Bihotzaren uzkurtze periodiko eta eraginkorrari esker, arterien bidez gorputzeko organo guztietara eramaten da odola. Uzkuertze zikliko hori posible da, bihotz-muskuluaren zuntzetako zelulek osatzen duten estimulazio- eta konduzio-sistema elektrikoari esker. Inpultsu elektrikoak zelulaz zelula transmititu eta zuntzak uzkurrazten dira. Elektrokardiogramak (EKGak alegia) seinale elektriko horiek gorputz-azalean sortzen dituzten potentzial elektriko txikien denboran zeharreko bilakaera adierazten du, eta oso diagnostiko-tresna baliagarria da gaur egun.

Bihotz-sistema elektrikoaren disfuntzioen aurrean, ordea, inpultsu elektrikoak kaotikoak dira, bihotzaren sinkronizazioa galdu egiten da eta bentrikulu-fibrilazioa (BF) edo pulsurik gabeko bentrikulu-takikardia (BT) sortzen da. Erritmo horiek ez dira eraginkorrak odolaren fluxua mantentzeko. Une horretan, gizakiak konortea galtzen du, eta sistema kardiobaskularren eta arnas sistemaren gelditzea gertatzen da. Tratatu ezean, geldiune honek bat-bateko heriotza eragin diezaiolke gizaki bati minutu gutxitan.

Bentrikulu-erritmo hilgarriak tratatzeko modu eraginkor bakarra desfibrilazioa da, hots, deskarga elektriko ematea. Desfibrilazioaren arrakasta zuzenki lotuta dago erritmo hilgarria hasten denetik igaro den denborarekin, minuturo % 10 jaisten baita erritmo osasungarrira itzultzeko aukera [1]. Tamalez, sistema kardiobaskularren eta arnas sistemaren gelditze gehienak ospitaletik kanpo gertatzen dira; gizakia lurrera erortzen da konortetik gabe, pulsurik gabe eta arnasarik gabe. Egoera horretan, larrialdi-zerbitzuetako bi ekintza dira oinarritzkoenak: bata, bihotz-biriketako berpizte-masajea (BBB), gutxieneko oxigeno-fluxua mantentzeko; bestea, desfibrilazio goiztiarra. Desfibrilazio goiztiarrerako oinarritzkoak dira hain zabalduak dauden Kanpoko Desfibrilagailu Automatikoak (KDA, ingelesez AED, Automatic External Defibrillator) ahalmena baitaude erritmo hilgarriak detektatu eta behar denean deskarga emateko.

Azken hamarkadan KDA-ak asko zabaldu dira, zehaztasun handikoak, eramangarriak eta erabilerrazak direlako. Edozeinek erabil ditzake sistema hauek, entrenamendu erraz baten ondoren, eta hainbat toki publikoetan daude (eskoletan, aireportuetan, polikiroldegietan, ...).

KDA ugari daude salgai merkatuan, eta horrelako bat (Reanibex 200) Euskal Herrian garatu eta ekoizten du Osatu S. Coop. enpresak. Pazientearen bularrean kokatzen diren bi elektrodo erabiliz jasotzen den EKG seinalea aztertzen dute KDA-ek, eta erritmo hilgarria den edo ez erabakitzen dute sailkatze-algoritmo baten bitartez. Algoritmoaren fidagarritasuna sensibilitatearen eta espezifikotasunaren bidez neurtzen da. Sentsibilitateak

erritmo hilgarriak, desfibrilatu beharrekoak diren BF-ak eta BT-ak detektatzeko duen ahalmena neurtzen du. Espezifikotasunak beste erritmo guztiak ez-desfibrilatzeko gisa identifikatzeko ahalmena neurtzen du. Hain zuzen, 1. taulan azaltzen dira sentsibilitatearen eta espezifikotasunaren kalkulurako definizio zehatzak.

1. taula. Sentsibilitatearen eta espezifikotasunaren kalkulua

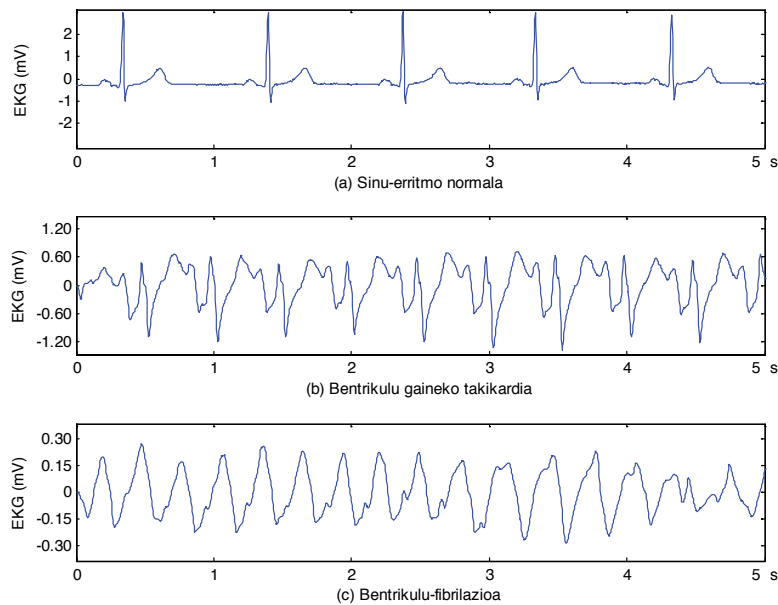
		Diagnosi klinikoa	
		Desfibrilatzekoa	Ez-desfibrilatzekoa
KDA-aren erabakia	Desfibrilazioa	TP= True Positive	FP= False Positive
	Desfibrilaziorik ez	FN= False Negative	TN= True Negative
Sentsibilitatea (%) = $\frac{TP}{TP + FN} \cdot 100$		Espezifikotasuna (%) = $\frac{TN}{TN + FP} \cdot 100$	

Bestetik, 2. taulan American Heart Association (AHA) erakundeak finkatutako algoritmoen gutxieneko fidagarritasun-ezaugarriak bildu dira. Espezifikotasunak bermatuta egon behar du asistoliekin, sinu-erritmo normalekin, SEN-ekin, eta hilgarriak ez diren beste erritmo mota guztiekin. *Besteak* taldean sartzen dira, bentríkulu gaineko takikardiak (BGT-ak), atrio-fibrilazioak, erritmo indiobentrikularrak, sinu-bradikardiak, bentríkulu-uzkurtze goiztiarrak eta bigarren edo hirugarren mailako blokeoak. Taulan ikusten den bezala, espezifikotasuna sentsibilitatea bezain garrantzitsua da, beharrezkoak ez diren desfibrilazioek bihotzeko zuntzak kaltetzen baitituzte.

2. taula. AHA erakundearen gomendioaren arabeko sailkatze-algoritmoen gutxienezko ezaugarriak

Erritmoa	Gutxieneko ezaugarriak
<i>Desfibrilatzekoa</i>	Sentsibilitatea
BF	% 90
BT	% 75
<i>Ez-desfibrilatzekoa</i>	Espezifikotasuna
SEN	% 99
Asistolia	% 95
Besteak	% 95

Sailkatze-algoritmoek digitalki prozesatzen dute EKG seinalea, erabakia hartzeko seinale edo uhin-formaren parametro bereizgarriak neurtuz. Asko erabili dira, besteak beste, EKGaren konplexutasuna, morfologia, espektro-banaketa eta bihotz-maiztasuna neurtzen dituzten parametroak [3, 4, 5]. Parametro horien bidez sailkatu dira, adibidez, 1. irudian azaltzen diren goiko bi erritmoak ez-hilgarri gisa eta behekoa desfibrilatu beharreko BF modura.



1. irudia: Erritmo ez-hilgarri biren (a, b) eta hilgarri baten (c) EKG-en adibideak denboraren eremuan

Bentrlikulu-erritmo hilgarrietan, bihotzaren bentrikulua ez da era eraginkorrean uzurtzen, eta ondorioz, ez da odol-fluxua mantentzen. Uhin-formaren bilakaera denboran aztertuz gero, 1. irudiko (a) adierazpidean, sinu-erritmo normalean, argi ageri dira bost pulsu estu gisa azaltzen diren bost taupadetako bentrikuluen uzurtzeak, QRS konplexuak deitzen direnak. QRS konplexuak ere ageri dira (b) adibidean ikusten den bentrlikulu gaineko takikardian. Kasu horretan, denbora tarte berean 9 pulsu ageri dira, aurrekoan baino maizago, eta konplexuak zabalagoak dira. Aldiz, (c) adierazpideko bentrlikulu-erritmoak ez du pulsu esturik azaltzen, bentrlikuluaren uzurtze eraginkorraren falta ageriz.

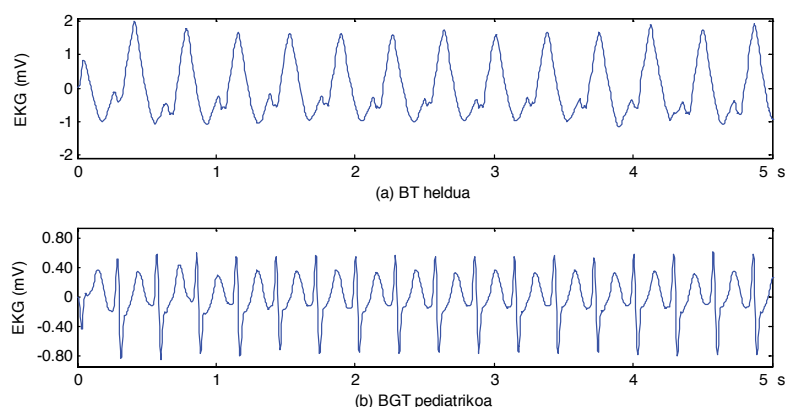
Aspalditik KDA-en sailkatze-algoritmoak oso fidagarriak izan arren, ahaleginak egiten ari dira azken urteotan hiru erronkaren inguruan. Bate-tik, umeentzat ere fidagarriak diren sailkatze-algoritmoak garatzen ari dira. Bestetik, BBB masajea ematen den bitartean diagnosi fidagarria ahalbidetu

nahi da. Eta azkenik, deskargaren arrakasta-aukera auresango duten adierazleak EKG seinalean aurkitzen saiatzen ari dira. Jarraian ikusiko den bezala, hirurek jorratzen dute bai helduen bai umeen bihotz-biriken gelditzean KDA-aren eragin positiboa indartzeko bidea.

KDA PEDIATRIKOA

International Liaison Committee on Resuscitation lantaldeak 2003. urtean gauzak aldatu zituen arte [6], nazioarteko gomendioei jarraituz, KDA-ak helduekin soilik erabiltzen ziren, zortzi urtetik gorakoekin alegia. Bihotz-biriken gelditzearen intzidentzia-tasa umeen artean txikia izan arren, ume baten heriotzak samin handia sortzen du gizartean. Beraz, populazio horrentzat egokitu-tako sistemak garatzea eta aplikatzea proposatu zen. Bi gai dira kontuan izan beharrekoak ahalegin horretan: lehenik, orain arte erabili diren sailkatze-algoritmoak erritmo pediatrikoekin moldatu eta egiaztatu behar dira; bigarrenik, desfibrilatzerakoan ematen den energia-dosia ume baten pisura egokitu behar da, txikitu alegia. Energia-dosi pediatrikoa desfibrilazio-elektrodoetan atenuadoreak gehituz doitzen da; algoritmoen egokitzea, berriz, konplexuagoa da.

Umeentzat fidagarriak diren algoritmoak garatzeko, lehenik, erritmo pediatrikoen datu-basea osatu behar da. Datu-base pediatriko publikorik ez dagoenez, 1-8 urteko pazienteen artean erritmo hilgarriak eta ez-hilgarriak bildu behar dira. Baina bentrikulu-erritmoak (hots, BF eta BT hilgarriak) oso zailak dira lortzen, umeengan ez direlako maiz ematen, eta ematen direnean erregistratzen ez direlako.



2. irudia: Heldu baten BT (a) eta pediatriko paziente baten BGT (b) denboraren eremuan

Sailkatze-algoritmoak doitzeak diskriminatzeke parametroak erritmo pediatrikoekin ebaluatzea eskatzen du [7, 8]. Parametro batzuek oso lotura zu-

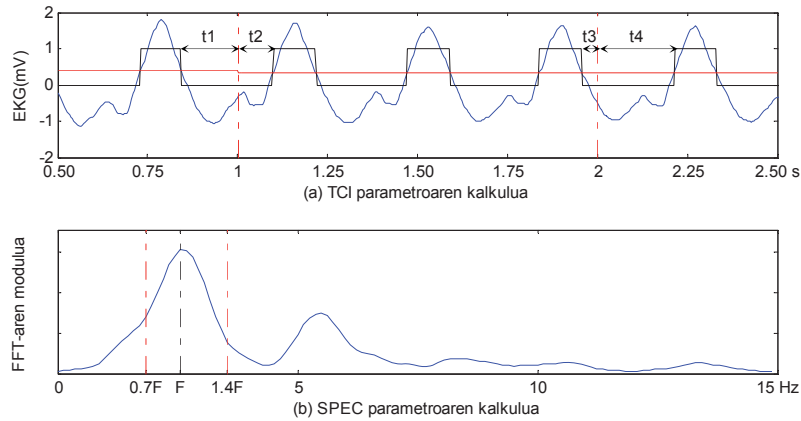
zena dute bihotz-maiztasunarekin, desfibrilatzeakoak diren erritmoak ez-desfibrilatzeakoak baino maiztasun azkarragoa azaltzen dutelako. Baina haurren bihotz-maiztasuna helduena baino handiagoa da; ondorioz, gerta daiteke helduentzat garatutako algoritmoek bentrikuluaren erritmo hilgarriak ez direnak oker sailkatzea hilgarri gisa, eta beraz, behar baino espezifikotasun txikiagoa ematea. Adibidez, 2. irudian, goiko adierazpidea heldu baten BT da, desfibrilatu beharrekoa; behekoa, aldiz, 5 urteko paziente baten BGT, aurrekoa baino askoz azkarragoa izan arren, ez da desfibrilatzeako, bentrikuluen uzkuertzeari loturiko konplexuak argi ageri baitira.

Bihotz-maiztasunarekin lotura zuzena duten parametroen artean TCI (Threshold Crossing Interval) [9] dago. TCI parametroa kalkulatzeko, segundoro dinamikoki doitzen den atalasearekin konparatuz binarizatzen da EKG seinalea, 3. irudian azaltzen den eran. Atalasea EKG-ak segundo horretan duen anplitude maximoaren % 20 da. Binarizatutako seinalearen pulsu kopurua (N) eta 3. irudian adierazitako t_i denbora tarteak neurtuz, TCI balioa hurrengo eran kalkulaten da:

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

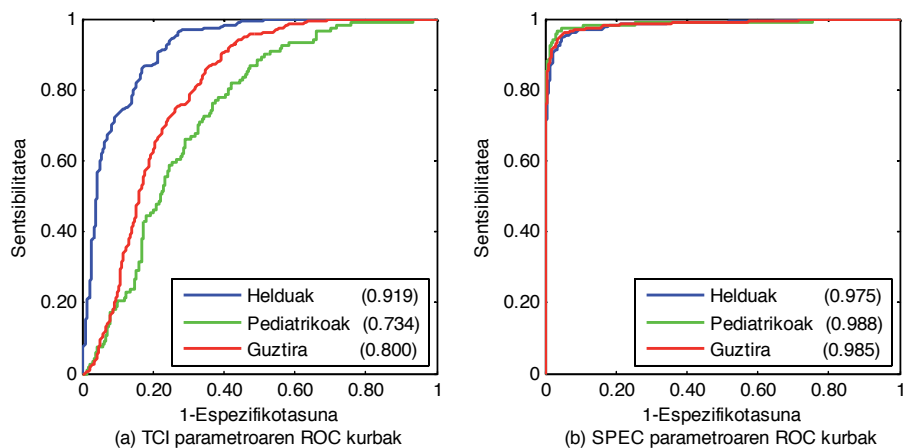
Oro har, desfibrilatzeakoak diren erritmoak besteak baino azkarragoak dira, segundotan pulsu gehiago eta TCI balio txikiagoak azaltzen baitituzte. Halaber, 1. irudiko (c) adierazpideko bentrikulu-erritmorako TCI balioa (a) eta (b) kasuetarako baino txikiagoa izango da.

Maiztasunaren eremuan kalkulaten diren parametro batzuek bihotz-maiztasunarekiko menpekotasun txikia dute; horien artean, SPEC [10] parametroa dago. SPEC parametroaren balioa kalkulatzeko, EKG seinalearen espektroa aztertzen da. Seinalearen 3.2 segundoko tarteei Hammingen leihokatzea aplikatzen zaie eta Fourierren transformatua kalkulaten da. Horrela, 3. irudian azaltzen den eran, espektroaren gehieneko anplitudea duen maiztasunari (F), erreferentzia-maiztasuna deitzen zaio. Bere inguruan, $0.7-1.4F$ bandan, bildutako espektro-anplitudearen azalera eta azalera osoaren arteko erlazioa kalkulaten da. Erritmo desfibrilagarriek espektroa nahiko bildua dute F -ren inguruan; aldiz, erritmo ez-desfibrilagarriak periodikoak izanik, energia F -ren eta bere maiztasun harmonikoen inguruan biltzen dute, eta ondorioz SPEC parametroa txikiagoa izango da hauentzat.



3. irudia: TCI parametroaren kalkulua denboraren eremuan (a) eta SPEC parametroaren kalkulua maiztasunaren eremuan (b)

Oro har, erritmo pediatrikoak barne hartzen direnean, espekto-parametroek bereizte-ahalmen hobea dute bihotz-maiztasunarekin lotura duten parametroek baino. Lan honetan, TCI eta SPEC parametroak alderatu dira, helduen 832 eta umeen 303 erregistro hartuz. Leioz leio, bi parametroak kalkulatu ditugu. Bakoitzaren portaera ebaluatzeko, detekzio-atalasearen arabekoak diren sentsibilitate eta espezifikotasunaren arteko erlazioa ROC (Receiver Operating Characteristic) kurbaren bidez aztertu da. Helduen populazioaren kasuan, umeen kasuan eta denen kasuan ere azaltzen duten portaera 4. irudian ikus daiteke. Kurbaren azalera parametroaren bereizte-ahalmena neurtzen du. Gure emaitzek agerian uzten dute SPEC parametroak adinarekiko menpekotasun txikiagoa duela TCI parametroak baino. Halaber, TCIren kasuan azalera nabarmen txikitzen da paziente pediatrikoak kontuan hartzen direnean.



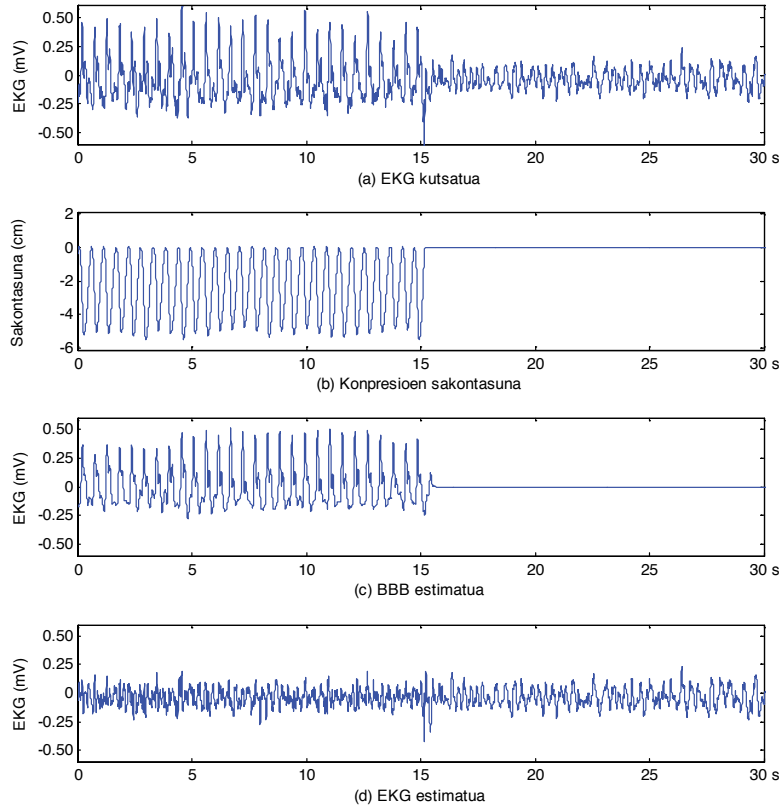
4. irudia. TCI eta SPEC parametroen ROC kurbak, parentesien artean kurbaren azalera adierazita

Ondorioz, sailkatze-algoritmoetan parte hartzen duten parametroak aztertu behar dira, algoritmoak erritmo pediatrikoekin fidagarriak izan daitezzen. Erronka horri ekin diote azken urteotan munduko hiru ekoizle nagusiek [11, 12, 13], beren algoritmoak doitu eta dagoeneko merkatuan dauden sistemak garatuz. Hala ere, merkatuko hainbat KDA-ren sailkatze-algoritmoak frogatzeke eta onartzeke daude oraindik erritmo pediatrikoekin.

BBB INTERFERENTZIA EZEZTATZEA

Nazioarteko BBB gidak [14] gomendatzen dute bihotz eta arnasaren gelditzea jasaten ari den paziente bere onera ekartzeko, KDA-arekin analisia egin aurretik BBB masajea egitea. Asistoliaren kasuan, adibidez, masajeak desfibrilatzekoa den erritmora eraman lezake bihotza, KDA-aren bidez desfibrila daitekeena. Aldiz, desfibrilatzekoak diren erritmoekin BBB masajeak deskargaren arrakasta aukera handituko luke. Beraz, berpiztea hasteko, 30 sakada egiten dira bularraldean, eta ondoren KDA-ak agintzen duen aldi oro egiten da masajea.

Pazientearen bularrean eskuak jarritz eta sakadak sakontasun eta maiztasun egokiaz emanez (ehun bat sakada minutuko) egiten da bihotz-biriketako berpizte-masajea. Sakada horiek pazientearen EKG seinalean interferentzia bat gehitzen dute, eta ondorioz, seinalea distortsionatu egiten da. Diagnostika egiteko, KDA-ak EKG seinalea aztertzen du zatika, hiru segundo inguruko seinale-zatia hartzen du, eta neurtzen dituen parametroen arabera desfibrilatu behar den ala ez erabakitzen du. Baina BBB interferentzia dagoenean, diagnosi hori ez da fidagarria. Adibidez, 5. irudiko (a) adierazpidean lehenengo 15 segundoetan interferentzia duen EKG seinalea ageri da. Zati hori ez-desfibrilatzeko gisa sailkatzen du Reanibex 200aren algoritmoak, atzean BF erritmo hilgarria egon arren (hurrengo 15 segundoetan, jada BBB interferentzia gabe, ikusten den eran). Ondorioz, KDA-ak erritmoa azter dezan, BBB masajea eten egin behar da; geldialdi hauek, tamalez, desfibrilazioaren arrakasta aukera txikitu egiten dute. Horregatik, BBB masajea eten gabe, interferentzia ezabatu eta diagnosi fidagarria emango duen EKG seinale garbia lortzeko metodoak aztertu dira.



5. irudia: EKG seinalea, lehenengo 15 segundoetan interferentziarekin (a), konpresioen sakontasuna (b) eta BBB-interferentziaren eta EKG seinale garbiaren estimazioak (c, d)

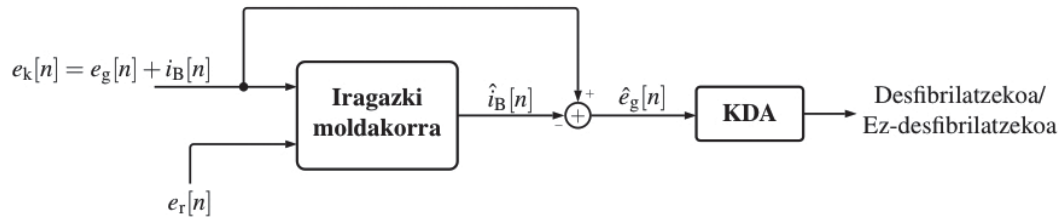
BBB masajeari zor zaion interferentzia oso desberdina da masaje-emaile eta masaje-hartzailearen arabera. Ondorioz, proposatzen diren interferentzia-ezeztatzaileak iragazketa moldakorrean oinarritzen dira. Orain arte, metodo guztiek EKG garbia ($e_g[n]$) eta BBB interferentzia ($i_B[n]$) batus modelatzen dute interferentziaz kutsatutako seinalea ($e_k[n]$):

$$e_k[n] = e_g[n] + i_B[n]$$

eta 6. irudian azaltzen den eran, iragazkitik lortzen den *BBB* estimatua ($\hat{i}_B[n]$) kenduz kalkulatzen da EKG garbiaren estimazioa ($\hat{e}_g[n]$):

$$\hat{e}_g[n] = e_k[n] - \hat{i}_B[n]$$

KDA-aren algoritmoak $\hat{e}_g[n]$ seinalea aztertu eta sailkatzen du.



6. irudia. Interferentzia-ezeztatzailearen bloke-diagrama

BBB interferentziaren estimazioa kalkulatzeko, bi iragazki moldakor mota proposatu dira: EKG kutsatua soilik erabiltzen duten iragazkiak batetik, eta bestetik EKG kutsatuz gain BBB interferentziarekin korrelazioa duten erreferentzia-seinalea(k) erabiltzen dituzten iragazkiak; seinale horiek $e_r[n]$ sinboloaz adieraziko ditugu.

Erreferentzia-seinalerik gabeko metodoek $e_k[n]$ seinalean neurtzen diren ezaugarrien arabera kalkulatu dute iragazkia, batez ere seinalearen espektro-osagaien arabera. Ezaugarrien aldaketei egokituz moldatzen da iragazkia. Horrelakoak dira gure ikerketa-taldean proposatu eta aztertu ditugun iragazki moldakor sintonizatua [15] eta Kalman iragazkia [16]. Azken honek eman dituen emaitzak 3. taulan laburbiltzen dira. Sentsibilitatea % 90etik gorakoa da, eta emaitza hori iragazi gabekoarekin alderatzen denean, 34.4 puntuko hobekuntza lortzen da [16]. Horrek esan nahi du iragazi ta gero, desfibrilatu beharreko ehunetik 34 kasu gehiago desfibrilatuko liratekeela eta pazientearen bizi-aukera handitu egingo litzatekeela.

3. taula. Zenbait iragazkirekin lortutako sentsibilitate- eta espezifikotasun-balioak

	Iragazi gabe		Iragazi ondoren	
	Sentsibilitatea	Espezifikotasuna	Sentsibilitatea	Espezifikotasuna
Erreferentzia gabea [16]	% 55,7	% 90,8	% 90,1	% 80,4
Erreferentziaduna [17]	% 81,5	% 67,2	% 96,7	% 79,9

Bigarren ildotik doaz interferentzia ezeztatzeko EKG eta beste seinalaren bat behar duten metodoak: talde norvegiarrak aurkeztutakoa [17] eta gure taldearen proposamena [18]. Orain arte gehien erabili den erreferentzia-seinalea konpresio-sakontasuna da, normalean azelerometroen bidez hartzen dena, eta sakada bakoitzaren sakontasuna neurtzen duena (ikus 5. irudiko (b) adierazpidea). Seinale horrek interferentziarekin du korrelazioa, eta sistema moldakorrean erabiltzen da erreferentzia-seinale gisa. Lehen emaitzak argitaratu zirenean, merkatuko KDA-ek ez zuten seinale hori jasotzen; beraz, frogak prototipoen bidez egin ziren.

Bosgarren irudiko adibidean azaltzen da konpresio-sakontasuna erreferentzia-seinaletzat hartuz iragazkiak estimatzen duen EKG garbia, $\hat{e}_g[n]$. EKG kutsatua ez-desfibrilatzeke gisa gaizki sailkatu arren, garbitu ondoren BFa identifikatu eta zuzen sailkatzen du KDA-k.

Hirugarren taulan bildu dira erreferentziadun eta erreferentzia gabeko metodoetarako gure taldeak [16] eta talde norvegiarrak [17] argitaratutako sentsibilitatearen eta espezifikotasunaren emaitzak. Erreferentziadun iragazkiekin lortutako emaitzak hobek dira; dena den, ezin dira zuzenean alderatu, erritmoen datu-base desberdinak erabili direlako. Halaber, espezifikotasuna AHA-ren helburuaren azpitik dago oraindik. Iragazketa eta sailkatzea bereiziki egin beharrean, era konbinatuan egitean egon daiteke espezifikotasuna hobetzeko estrategia.

Gai honetan aurrerapauso garrantzitsuak eman diren arren, oraingoz ez dago BBB masajeak dirauen bitartean diagnosi fidagarria bermatzen duen KDA-rik. Hala eta guztiz, epe ertainera horrelako KDA bat izatea espero da.

BEREZKO ZIRKULAZIOA BERRESKURATZEKO AUKERAREN AURREKATE FIDAGARRIA

Desfibrilazio goiztiarra da terapiarik onena BF arritmia tratatzeko eta berezko zirkulazioa berreskuratzeko; horrek gainera, biziraupenerako aukera ematen dio pazienteari [19]. Baina desfibrilatzea —deskarga elektrikoa ematea, alegia— ez da beti eraginkorra izaten. Alde batetik, desfibrilazioaren eraginkortasuna galduz joaten da minutuak igaro ahala [20]. Bestetik, arrakasta lortu ez duten deskargak kaltegarriak dira bihotzerako, eta miokardioaren funtzionalitatea eta biziraupenerako aukera txikiagotzen dute. Berezko zirkulaziora itzultzeko beste hainbat faktore, ordea, ez dira ondo ezagutzen gaur egun. Azken hogeitun urteotan, hainbat ikerketa lanen helburua izan da BF-aren seinalea aztertuz nolabaiteko parametro salatarioa detektatu eta horrela KDA-aren erabilera eraginkorragoa lortzea.

Seinalearen prozesatze digitalaren ikuspuntutik, metodo klasikoek denboraren edo maiztasunaren eremuan aztertzen dute seinalea, barne ezkutuan BF seinaleak duen egituraren ezaugarriren bat agerian uzteko. Ikerketa lan batzuk seinalearen periodo nagusia eta horren aldaketak hartzen dituzte informazio nagusi modura [20]. Beste batzuek, aldiz, potentziaren espektrodentsitate kalkulaturako parametroak [22, 23, 24] proposatzen dituzte fibrilazioaren egoera sailkatzeko eta deskargaren arrakasta auresateko.

BF seinalearen izaera ez-geldikorretik abiatuta, metodo berriek dinamika ez-linealeko metodoak eta denbora-maiztasunaren adierazpideak erabiltzen dituzte (FFT edota Wavelet transformatuen bidez) desfibrilazioaren arrakasta auresateko [25, 26, 27]. Horien bidez ikusi da BF seinalea ez

dela zeharo ausazkoa, lehenengo uneetan behintzat; baduela identifika daitekeen barne-egitura bat BF-aren egoera aztertzeko eta berezko zirkulazioa berreskuratzearen aukera neurtzeko erabilgarria izan daitekeena.

Hainbat ikerketatan lortu diren emaitzak oso interesgarriak izan arren [28], oraingoz ez da sistema auresankorrik integratu merkatuko KDA-etan. Uste dugu epe ertainera horrelako sistemak egongo direla, eta berpizte-tekni-ken arrakasta handitu egingo dutela.

ONDORIOAK

Seinalearen prozesatze digitalaren ildotik azaldu diren erronkek garapen maila desberdinak dituzte gaur egun. Umeak tratatzeko sailkatze-algoritmoak garatzearena da aurreratuen dagoena, aukera hori duten merkatuko sistemak baitaude. Ikusi da sailkatze-parametroen portaera desberdina dela erritmo helduekin edo pediatrikoekin. Lan honetan azaldu den bezala, bihotz-maiztasunari zuzenki lotutako parametroek bereizte-ahalmen txikiagoa dute erritmo pediatrikoekin helduen erritmoekin baino. Aldiz, espektro-parametroek antzeko bereizte-ahalmena adierazi dute. Ondorioz, KDA-etako sailkatze-algoritmoak egokitzeko estrategia desberdinak planteatu beharko dira, erabilitako sailkatze-parametroen arabera.

BBB masajea ematen den bitartean egindako erritmoen sailkatze guztiz fidagarria ez da oraindik errealitate bat merkatuan. Egon badauden zenbait KDA-k BBB sakaden informazioa jasotzen dute, masajea era egokian ematen laguntzeko. Beraz, seinale hori erabiliz, erreferentziadun metodo fidagarriak inplementatu ahal izango dira epe laburrera.

Hirugarren erronkaren helburua dago merkatuko sistemetatik urrutien. Garatzen ari diren lanetan aurretiazko emaitzak erakargarriak izan arren, egun merkatuan dauden KDA-ek ez dute desfibrilazio arrakastatsuak aurreratzeko ahalmenik. Erronka honi aurre egiteko lanak ugaritu egin beharko dira beraz.

ESKER ONA

Egileok gure esker ona adierazi nahi diogu Euskal Filologia saileko Jose Ramon Etxebarriari, testuaren euskara orrazten eta txukuntzen laguntzeagatik, eta hain atsegina egin zaigun bidean irakatsi digun guztia-gatik.

ERREFERENTZIAK

- [1] LARSEN, M. P., EISENBERG, M. S., CUMMINS, R. O. eta HALLSTROM, A. P. 1993. «Predicting survival from out-of-hospital cardiac arrest: a graphic model». *Ann Emerg Med.* 22, 1652-1658.
- [2] KERBER, R., BECKER, L., BOURLAND, J. *et al.* 1997. «Automatic external defibrillators for public access defibrillation: Recommendations for specifying and reporting arrhythmia analysis algorithm performance, incorporating new waveforms and enhancing safety». *Circulation* 95, 1677-1682.
- [3] CLAYTON, R. H., MURRAY, A. eta CAMPBELL, R. W. F. 1991. «Comparison of four techniques for recognition of ventricular fibrillation from the surface ECG». *Medical & Biological Engineering & Computing* 31, 111-117.
- [4] JEKOVA, I. 2000. «Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG». *Physiological Measurement* 21, 429.
- [5] AMANN, A., TRATNIG, R. eta UNTERKOFLE, K. 2005. «Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators». *BioMedical Engineering OnLine* 4, 60.
- [6] SAMSOM, R., BERG, R. eta BINGHAM, R. 2003. «Use of automated external defibrillators for children: an update. An advisory statement from the Paediatric Advanced Life Support Task Force, International Liaison Committee on Resuscitation». *Resuscitation* 57, 237-243.
- [7] ARAMENDI, E., IRUSTA, U., RUIZ DE GAUNA, S. eta RUIZ, J. 2007. «Comparative analysis of the parameters affecting AED rhythm analysis algorithm applied to pediatric and adult ventricular tachycardia». *IEEE Computers in Cardiology*, 2007 34, 419-422.
- [8] IRUSTA, U., RUIZ, J., ARAMENDI, E. eta RUIZ DE GAUNA, S. 2008. «Amplitude, frequency and complexity features in paediatric and adult ventricular fibrillation». *Resuscitation* 77, Supplement 1.
- [9] THAKOR, N. V., ZHU Y. S. eta PAN, K. Y. 1990. «Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm». *IEEE Trans Biomed Eng.* 37, 837-843.
- [10] BARRO, S., RUIZ, R., CABELLO, D. eta MIRA, J. 1989. «Algorithmic sequential decision-making in the frequency domain for life threatening ventricular arrhythmias and imitative artefacts: a diagnostic system». *J Biomed Eng.* 11, 320-328.
- [11] CECCHIN, F., JORGENSEN, D., BERUL, C. *et al.* 2001. «Is Arrhythmia Detection by Automatic External Defibrillator Accurate for Children?: Sensitivity and Specificity of an Automatic External Defibrillator Algorithm in 696 Pediatric Arrhythmias». *Circulation* 103, 2483-2488.
- [12] ATKINSON, E., MIKYSA, B., CONWAY, J. *et al.* 2003. «Specificity and sensitivity of automated external defibrillator rhythm analysis in infants and children». *Ann Emerg Med.* 42, 185-196.
- [13] ATKINS, D. L., SCOTT, W. A., BLAUFOX A. D. *et al.* 2008. «Sensitivity and specificity of an automated external defibrillator algorithm designed for paediatric patients». *Resuscitation* 76, 168-174.

- [14] European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2005. *Resuscitation* 67, Suppl 1.
- [15] ARAMENDI E., RUIZ DE GAUNA, S., IRUSTA, U., RUIZ, J., ARCOCHA, M. F. eta ORMAETXE, J. M. 2007. «Detection of ventricular fibrillation in the presence of cardiopulmonary resuscitation artefacts». *Resuscitation* 72, 115-123.
- [16] RUIZ DE GAUNA, S., RUIZ, J., IRUSTA, U., ARAMENDI, E., EFFESTØL, T. eta KRAMER-JOHANSEN, J. 2008. «A method to remove CPR artefacts from human ECG using only the recorded ECG». *Resuscitation* 76, 271-278.
- [17] EILEVSTJØNN, J., EFTESTØL, T., AASE, S. O., MYKLEBUST, H., HUSØY, J. H. eta STEEN, P. A. 2004. «Feasibility of shock advice analysis during CPR through removal of CPR artefacts from the human ECG». *Resuscitation* 61, 131-141.
- [18] IRUSTA, U., RUIZ, J., RUIZ DE GAUNA S., EFTESTØL, T. eta KRAMER-JOHANSEN, J. 2009. «A Least Mean Square Filter for the Estimation of the Cardiopulmonary Resuscitation Artifact Based on the Frequency of the Compressions». *IEEE Trans Biomed Eng.* 56, 1052-1062.
- [19] STROHMENGER, H. U., LINDNER, K. H. eta KELLER, A. 1996. «Spectral analysis of ventricular fibrillation and closed-chest cardiopulmonary resuscitation». *Resuscitation* 33, 155-161.
- [20] CALLAWAY, C. W., SHERMAN, L. D. eta MOSESSO, V. N. 2001. «Scaling Exponent Predicts Defibrillation Success for Out-of-Hospital Ventricular Fibrillation Cardiac Arrest». *Circulation* 103, 1656-1661.
- [21] SMALL M., YU D. eta HARRISON R. G. 2001. «Variation in the dominant period during ventricular fibrillation». *IEEE Trans Biomed Eng.* 48, 1056-1061.
- [22] AMANN, A., RHEINBERG, K., ACHLEITNER, U. *et al.* 2002. «The Prediction of Defibrillation Outcome Using a New Combination of Mean Frequency and Amplitude in Porcine Models of Cardiac Arrest». *Anesth. Analg.* 95, 716-722.
- [23] DZWONCZYK, R., BROWN, C. G. eta WERMAN, H. A. 1990. «The median frequency of the ECG during ventricular fibrillation: Its use in an algorithm for estimating the duration of cardiac arrest». *IEEE Trans Biomed Eng.* 37, 640-644.
- [24] BROWN C. G., GRIFFITH, R. F., LIGTEN, P. V., HOEKSTRA, J., NEJMAN, G., MITCHELL, L. eta DZWONCZYCK, R. 1991. «Median frequency – A new parameter for predicting defibrillation success rate». *Ann Emerg Med.* 20, 787-789.
- [25] WATSON, J. N., UCHAIPICHAT, N., ADDISON, P. S., CLEGG, G. R., ROBERTSON, C. E., EFTESTØL, T. eta STEEN, P. A. 2004. «Improved prediction of defibrillation success for out-of-hospital VF cardiac arrest using wavelet transform methods». *Resuscitation* 63, 269-275.
- [26] NOC, M., WEIL, M. H., TANG, W. *et al.* 1999. «Electrocardiographic prediction of the success of cardiac resuscitation». *Crit Care Med.* 27, 708-714.
- [27] EFTESTØL, T., SUNDE, K., AASE, S. O., HUSØY, J. H. eta STEEN, P. A. 2001. «Probability of successful defibrillation as a monitor during CPR in out-of-hospital cardiac arrested patients». *Resuscitation* 48, 245-254.
- [28] EFFESTØL, T., STROHMENGER, H. U., ROBERSON, C. 2007. «Analysis and predictive value of the ventricular fibrillation waveform». *Cardiac Arrest*. Cambridge University Press.