



IKER
GAZTE
NAZIOARTEKO
IKERKETA EUSKARAZ

VI. IKERGAZTE

NAZIOARTEKO IKERKETA EUSKARAZ

2025eko maiatzaren 28, 29 eta 30a
Bilbo, Euskal Herria

ANTOLATZAILEA:
Udako Euskal Unibertsitatea (UEU)



Aitortu-PartekatuBerdin 4.0

INGENIARITZA ETA ARKITEKTURA

**Burmuineko oximetria-seinalearen
wavelet analisia bihotz-biriketako
berpizte-masajearen sakaden
maiztasuna kalkulatzeko**

*Amaia Sanz-Pescador,
Erik Alonso, Iraia Isasi,
Andima Larrea, Ruth Salaberria
eta Elisabete Aramendi*

187-194 or.
<https://dx.doi.org/10.26876/ikergazte.vi.03.23>

ANTOLATZAILEA



BABESLEAK



EUSKO JAURLARITZA
GOBIERNO VASCO



LAGUNTZAILEAK



Burmuineko oximetria-seinalearen wavelet analisisa bihotz-biriketako berpizte-masajearen sakaden maiztasuna kalkulatzeko

Amaia Sanz-Pescador^{1,2}, Erik Alonso¹, Iraia Isasi¹, Andima Larrea³, Ruth Salaberria³, Elisabete Aramendi²

¹ Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU). Matematika Aplikatua saila. Bilboko Ingenieritza Eskola, Torres Quevedo ingeniari plaza 1, 48013, Bilbao.

² Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU). Komunikazio Ingenieritza saila. Bilboko Ingenieritza Eskola, Torres Quevedo ingeniari plaza 1, 48013, Bilbao.

³ Emergentziak-Osakidetza. María Díaz de Haro, 53, 48010, Bilbao,

amaia.sanzp@ehu.eus

Laburpena

Infragorri hurbileko espektroskopiaren bidez erregistratutako bereizmen altuko oximetria-seinaleak fluktuazioak islatzen ditu bihotz-biriketako berpiztearen (BBBaren) bularreko sakadekin (BSekin). Lan honen helburua BSen frekuentzia detektatzeko metodo bat garatzea izan zen, bihotz-biriketako geldialdiko pazienteen oximetria-seinalea prozesatuta. Laneko datu-basea 284 segmentuk osatu zuten, ospitalez kanpoko bihotz biriketako geldialdia (OKBBG) jasan zuten 30 pazientetarik ateratakoak. Segmentu bakoitza bularraldeko inpedantzia eta burmuineko oximetria seinaleez eraturik zegoen. Lortutako emaitzak metodoa sendoa eta zehatza dela erakusten dute, baita monitorizazio sistemetan integratzea posible izan daitekeela ere.

Hitz gakoak: Hurbileko-infragorri espektroskopia, bularraldeko sakada, ospitalez kanpoko bihotz biriketako geldialdia, bihotz-biriketako berpiztea, oximetria-seinalea

Abstract

The high-temporal-resolution cerebral oximetry signal obtained through near-infrared spectroscopy reflects fluctuations due to chest compressions (CCs) administered during cardiopulmonary resuscitation. The aim of this study was to develop a method to detect the frequency of CCs based on processing the cerebral oximetry signal of patients in out-of-hospital cardiorespiratory arrest (OHCA). The study database consisted of 284 segments extracted from 30 OHCA patients. The segments included thoracic impedance and oximetry signals. The results obtained demonstrate the robustness and accuracy of the method that could be integrated into monitoring systems.

Keywords: Near-infrared spectroscopy, chest compressions, out-of-hospital cardiorespiratory arrest, cardiopulmonary resuscitation, oximetry signal

1 Sarrera eta motibazioa

Urtero, Euskal Autonomia Erkidegoan 850 ospitalez kanpoko bihotz-biriketako geldialdi (OKBBG) kasu inguru izaten dira, eta biziraupen-tasa % 11 ingurukoa da; beraz, osasun publikoko arazo larria da. OKBBG kasuetan biziraupen-tasak hobetzeko, berpizte-gidek azpimarratzen dute ezinbestekoa dela aplikatzea kalitate altuko bihotz-biriketako berpizte (BBB) masajea [1]. BBBaren helburua da odol-oxigenazioaren gutxieneko maila bat mantentzea desfibriladore bat edo larrialdi-zerbitzuak iritsi arte. Horretarako, berpizte-gidek kalitateko BBBaren ezaugarriak ezarri dituzte, sakaden maiztasun eta sakontasun optimoak zehaztuz. BBB masajeak 30 bularreko sakadaz (BS) osaturiko serieak ditu, bi aireztapenekin tartekatuta. Kalitate handiko BBB eraginkor baten funtsezko osagaia BSak dira, zeinak aplikatu behar diren 100-120 sakada minutuko (min^{-1}) maiztasunarekin, 5-6 cm arteko sakonerarekin eta sakada bakoitzaren ondoren pazientearen bularraren erlaxazio osoa bermatuta [2].

OKBBG kasuetan, BBBaren parte diren BSen kalitatea monitorizatzeko hainbat gailu daude merkatuan eskuragarri. Gailu horiek OKBBG tratamenduan erregistratutako seinale biomedikoetan oinarritzen dira, hala nola, bularreko inpedantzia [3] edo azelerometroetan oinarritutako sakaden sakoneran [4]. Hala ere, gailu horiek erreskatatzailearen errendimendua kuantifikatu eta jakinaraztera mugatzen dira, eta balio objektibo gisa

berpizte-gidek gomendatutako BSen maiztasuna eta sakonera hartzen dituzte. Beraz, ez dute terapiaren eta pazientearen hemodinamikaren arteko elkarreraginari buruzko informazioa ematen, hau da, ez dute aplikatutako terapiaren eraginari buruzko informazio kliniko garrantzitsurik ematen.

Larrialdi egoeretan, bihotzaren eta garunaren oxigenazioa ezinbestekoak dira bizirauteko. Gaur egun, larrialdi mediku batzuetan, hala nola, kirurgia kardiobaskularrean edo zaintza intentsiboan, Infragorri hurbileko espektroskopia (NIRS, bere ingeleseko sigletatik eratorria) erabiltzen da garunaren oxigenazioa monitorizatzeko. Gainera, azken berpizte-gidek NIRSa aipatzen dute BBBaren inpaktua monitorizatzeko etorkizuneko teknika gisa.

2 Arloko egoera eta ikerketaren helburuak

NIRS teknologia burmuineko oxigenoaren saturazio erregionala monitorizatzeko alternatiba ez-inbaditzaile gisa erabili da azkenaldian OKKBGaren esparruan. Teknologia honek oxihemoglobina, deoxihemoglobina eta hemoglobina totalaren kontzentrazioen aldaketak kalkulatzeko, ΔHbO_2 , ΔHHb eta ΔcHb akronimo gisa ezagutzen direnak, hurrenez hurren. Kontzentrazio horiek erabilita, ehunetan dagoen oxigeno-saturazioa kalkulatu daiteke.

Azken urteotan, lehen ikerketak burutu dira NIRSaren potentziala OKKBGaren esparruan aztertzeko. Ikerketa horiei esker egiaztatu da, besteak beste, oxigenazio maila handitu egiten dela BBBaren ondorioz, eta BBBan zehar pultsua berreskuratu duten pazienteek oxigenazio maila altuagoak dituztela [5]. Gainera, ikerketa berritzaileek erakusten dutenez, bereizmen altuko oximetria-seinaleak BBB masajearen zehar emandako BSen ondoriozko oxigenazio gorabeherak islatzen dituzte, eta, ondorioz, BSen maiztasuna monitorizatzeko gai dira [6].

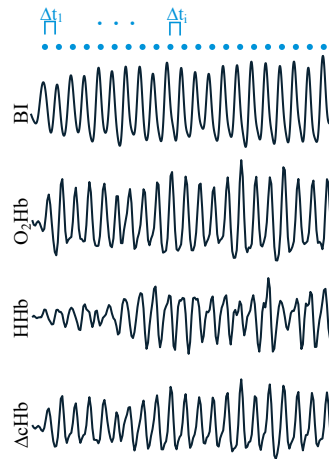
2.1 Ikerketaren helburua

Ikerketa lan honen helburua, BSen maiztasuna monitorizatzeko algoritmo bat garatzea da, laginketa-maiztasun/bereizmen altuaz eskuratutako oximetria-seinaleak erabilita. Horretarako, lehenik eta behin, burmuineko oximetria-seinalearen (zehazki ΔcHb seinalearena) wavelet analisia burutu zen, BSe oximetria seinalean eragindako osagaia isolatzeko. Ondoren, BSen funtsezko maiztasuna kalkulatzeko algoritmo bat garatu zen, maiztasun-eremuan oinarritutakoa.

3 Ikerketaren muina

3.1 Materialak

Lan honetan erabilitako datuak 2018ko maiatzaren eta 2019ko irailaren artean Emergentziak-Osakidetzak traturiko 30 OKKBG pazienteei dagozkie. Bi gailu independente aldi berean erabili ziren paziente bakoitzaren seinale biomedikoak erregistratzeko: (1) LifePak 15 monitore/defibriladorea (Stryker, Kalamazoo, MI, AEB) bularraldeko inpedantzia (BI) seinalea 250 Hz-eko laginketa maiztasunarekin erregistratzeko eta (2) NIRO-200NX burmuin oximetria monitorea (Hamamatsu Photonics, Hamamatsu, Japonia) ezkerreko lobulo frontalean hemoglobina totalaren kontzentrazio aldaketak (ΔcHb) 20 Hz-eko maiztasunarekin erregistratzeko. Paziente bakoitzaren seinaleak Matlaben (Mathworks, Natick, MA, AEB) garatutako erabiltzaile-interfaze grafiko batean bistaratu eta lerrokatu ziren.

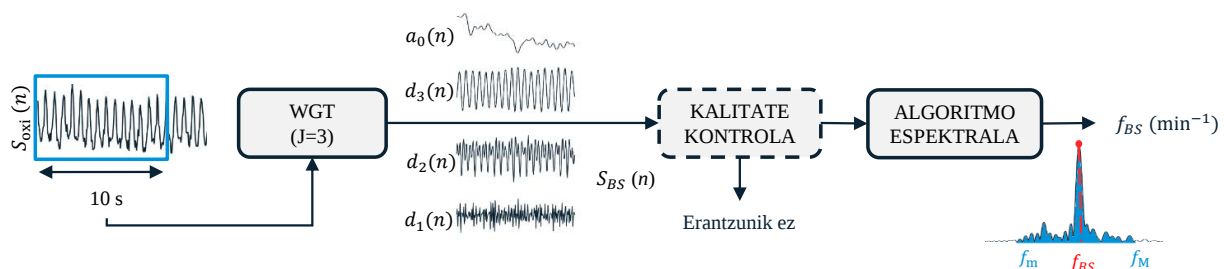


1. Irudia: Datu-baseko 10 segunduko adibide bat non, goitik behera, BIa eta ezkerraldeko lobuluko oxyhemoglobina (O_2Hb), deoxyhemoglobina (HHb) eta hemoglobina totala (ΔcHb) aurkezten diren, hurrenez hurren.

Interfazeak aukera eman zuen ekipa desberdin bien seinaleak lerrokatzeko eta BS serieetan gutxienez 30 s-ko iraupena zuten segmentuak ateratzeko. Horrela, azterlan honetan erabilitako datu-basea 284 segmentuk osatu zuten. Segmentu horien batez-besteko iraupena 83 (13-153) s-koa izan zen, Guztira, 49491 BS, pazienteko BSen mediana (dezil arteko ibiltartea, DAI) 1546 (977 - 2387) eta BSen maiztasuneko mediana (DAI) 103.4 (100.8 - 124.6). Lehenengo irudian (1), datu-basearen adibide bat ikusten da.

3.2 Metodoak

Bigarren irudian (2) proposatutako metodoaren bloke-diagrama erakusten da. Ikus daitekeen bezala, metodoak gainjartzerik gabeko 10 s-ko seinale segmetuak aztertzen ditu bere hiru etapa desberdinetan. Lehenik eta behin, BSk eragindako osagaia, $s_{BS}(n)$, oximetria-seinaletik $s_{oxi}(n)$ ateratzen da wavelet geldikor transformatua (WGT) erabilita. Ondoren, seinalearen kalitate-kontrola egiten da azken etapa modu fidagarrian aurrera eramaten dela ziurtatzeko. Azken etapan, sakaden maiztasuna, f_{BS} , kalkulatzen da. Hori dela eta, 10 s-ko segmetuak aukeratu ziren, bular sakada analisi fidagarria egiteko behar den luzera ematen baitu. Iraupen horrek sakaden maiztasuna zehaztasunez identifikatzeko nahikoa datu ziurtatzen ditu, eta sakaden kalitatearen aldaketan arteko bereizketa errazten du.



2. Irudia: BS maiztasuna kalkulatzeko metodoaren bloke-diagrama.

3.2.1 Wavelet analisisia

WGTaren bidez lortzen da $s_{BS}(n)$ seinalea. WGTa bi iragazkiren aplikazio errekursiboan datza: behe-pasa iragazki bat, $h_{j-1}(n)$, eta goi-pasa iragazki bat, $g_{j-1}(n)$, hurbilketa-, $a_j(n)$, eta detaile, $g_{j-1}(n)$, -koefizienteak lortzeko, hurrengo deskonposizio-maila desberdinetan:

$$a_j(n) = h_{j-1}(n) * a_{j-1}(n) \quad (1)$$

$$d_j(n) = g_{j-1}(n) * a_{j-1}(n) \quad (2)$$

non $a_0(n) = s_{\text{oxi}}(n)$, eta $*$ konboluzioa adierazten duten. Aipatzekoa da, j . etapan iragazkiak 0. etapako berberak direla, baina luzera handitu egiten da ondoz-ondoko lagingen artean $2^j - 1$ zero txertatuta.

Zehazki, lan honetan Coiflet-3 ama-waivelet-a erabili zen $s_{\text{oxi}}(n)$ seinalea $J = 3$ mailatan deskonposatzeko. Horrela, $d_1 - d_3$ detaile-koefizienteak eta $a_1 - a_3$ hurbilketa-koefizienteak lortu ziren, $s_{\text{BS}}(n)$ seinalearen sintesia egiteko d_2 eta d_3 koefizienteak (1.25 - 5 Hz maiztasun-banda) besterik ez ziren erabili. Gainontzeko detaile-eta hurbilketa-koefizienteak deuseztatu ziren. Aipatutako sintesi hori egiteko, hurrengo adierazpenaren ebaluazio errekurtsiboa egin zen:

$$a_{j-1}(n) = \frac{1}{2}(g'_j(n) * a_j(n) + h'_j(n) * d_j(n)) \quad (3)$$

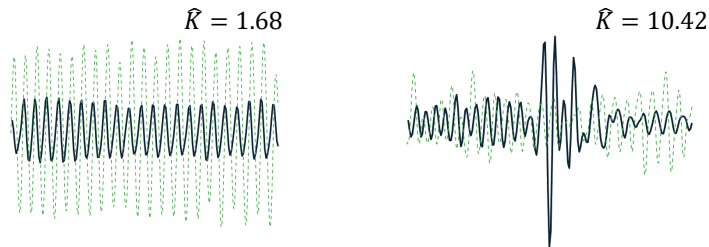
$j = J, \dots, 1$ tartean, non $g'_j(n)$ eta $h'_j(n)$ sintesi-iragazkiak diren, eta $a_0(n)$ sintetizatutako $s_{\text{BS}}(n)$ seinalea den.

3.2.2 Kalitate-kontrola

$s_{\text{BS}}(n)$ seinaleari kalitate-kontrola egin zitzaien, seinalearen kalitate eskasak edota zarata handiak BS maiztasunaren kalkuluan eragin ditzaketen funtsezko akatsak saihesteko. Kalitate-kontrol hori egiteko kurtosia erabili zen kalitate-indize gisa. Kurtosia, $s_{\text{BS}}(n)$ seinalearen banaketaren laugarren momentu estatistiko estandarizaturik da, eta banaketa baten buztanek banaketa normal baten buztanekin duten lotura deskribatzen du. Hori dela eta, kurtosiaren balio altuak buztana lodiagoak dituen banaketari dagozkio, hau da, $s_{\text{BS}}(n)$ seinalearen balioen kontzentrazio handiagoa batezbestekotik oso urrun. $s_{\text{BS}}(n)$ seinaleari dagokion kurtosiaren estimazio enpirikoa, $\hat{K}$, hurrengo eran kalkulatu da:

$$\hat{K} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left(\frac{s_{\text{BS}}(n) - \hat{\mu}}{\hat{\sigma}} \right)^4 \quad (4)$$

non N $s_{\text{BS}}(n)$ seinalearen lagingen kopurua adierazten duen, eta $\hat{\mu}$ eta $\hat{\sigma}$, berriz, batezbestekoaren eta desbideratze estandarren estimazio enpirikoak diren, hurrenez hurren. 3. irudiak, ezkerretik eskuinera, seinalearen kalitate handiko ($\hat{K} = 1.68$) eta baxuko ($\hat{K} = 10.42$) $s_{\text{BS}}(n)$ segmentuak erakusten ditu. Kalitate altuko seinale batek izaera sinusoidal ia periodiko bat izan behar du eta beraz, $\hat{K} \approx 1.5$ izango da. Horrela, 3. irudiko ezkerreko paneleko seinalea kalitate altukoa dela esan daiteke. $\hat{K}$ -ren balio askoz handiagoek, berriz, $s_{\text{BS}}(n)$ seinalean ezohiko balioak daudela adieraziko dute, zarata handia hain zuzen ere (3. irudiko eskuineko panela).



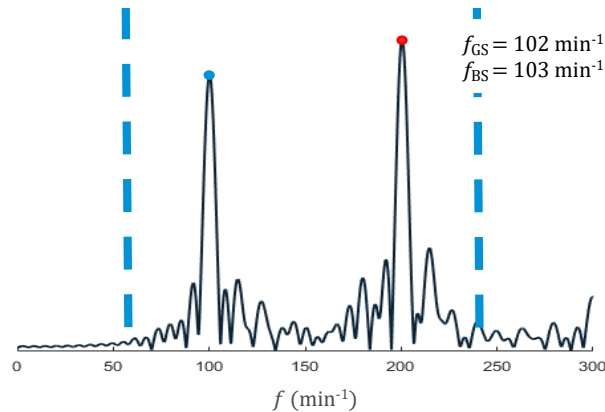
3. Irudia: Kalitate handiko (ezkerrean) eta kalitate baxuko (eskuinean) $s_{\text{BS}}(n)$ seinale segmentuen adibideak (lerro urdin jarraitua). Lerro berde etendunak bularreko inpedantzia seinalea erakusten du. BS denbora-uneak markatzeko erreferentzia-seinalea da.

3.2.3 Algoritmo espektrala

Hirugarren etapa honetan, BSen maiztasuna, f_{BS} , kalkulatu zen maiztasunaren eremuan. Horretarako, lehenik eta behin, 4096 puntuko Fourier-en transformatu azkarra kalkulatu zen, $X(f)$, aldez aurretik kalitate-kontrola gainditu zuten $s_{\text{BS}}(n)$ segmentuetarako. Ondoren, $f_{\text{BS}} (\text{min}^{-1}) = 60 \cdot f_0 (\text{Hz})$ formula erabilita, BSen maiztasuna kalkulatu zen, non f_0 :

$$f_0(\text{Hz}) = \arg \max\{|X(f)|\} \quad f_m \leq f \leq f_M, \quad (5)$$

zeinak $|X(f)|$ -ren argumentu maximoa adierazten duen intereseko maiztasunen bandan, non $f_m = 1 \text{ Hz}$ (60 min^{-1}) eta $f_M = 4 \text{ Hz}$ (240 min^{-1}) diren.



4. Irudia: Aztertutako leihoan, f_{BS} gaizki kalkulatu zen hasieran, espektroaren argumentu maximoa oinarritzko maiztasunaren bigarren harmonikoan kokatuta zegoelako (206 min^{-1} , puntu gorria). Ondoren, zuzenketa behar bezala aplikatu zitzaion, hau da, f_{BS} balioaren erdira murriztu (103 min^{-1} , puntu urdina). Erreferentziatzko maiztasuna $f_{GS} = 102 \text{ min}^{-1}$ da.

Batzuetan, espektro-anplituderik handiena, oker bada ere, $|X(f)|$ -ren bigarren harmonikoari dagokio, 4. irudian ikus daitekeen bezala. Errore horiek saihesteko, $f_{BS} \geq 170 \text{ min}^{-1}$ betetzen zuten segmentuentzat, metodoan honako aldaketa hau egin zen. Lehenik eta behin R_A kalkulatu zen, $f_{BS}/2$ eta f_{BS} -ren anplitude maximoen arteko arrazioa, alegia:

$$R_A = \frac{\max_{|f-f_{BS}/2| < \Delta f} |X(f)|}{\max_{|f-f_{BS}| < \Delta f} |X(f)|} \quad (6)$$

Ondoren R_a kalkulatu zen, $f_{BS}/2$ -ren eta f_{BS} -ren inguruko eremuen arteko erlazioa zenbatesten duena:

$$R_a = \frac{\sum_{|f-f_{BS}/2| < \Delta f} |X(f)|}{\sum_{|f-f_{BS}| < \Delta f} |X(f)|} \quad (7)$$

non $\Delta f = 5 \text{ (min}^{-1})$. Bi arrazioiek, R_A eta R_a , 0.3 balioko atalasea gainditzen zuten bakoitzean, zuzenketa bat aplikatzen zitzaion f_{BS} -ri, hasieran konputatutako balioaren erdira murriztuz.

3.3 Ebaluazioa

Metodoaren ebaluazioa f_{BS} maiztasunaren eta erreferentziatzko maiztasunaren, f_{GS} , arteko errore absolutuaren medianaren eta dezil arteko ibiltartearen (DAI) arabera egin zen. Erreferentziatzko maiztasuna hurrengo ekuazioaren bitartez kalkulatu zen:

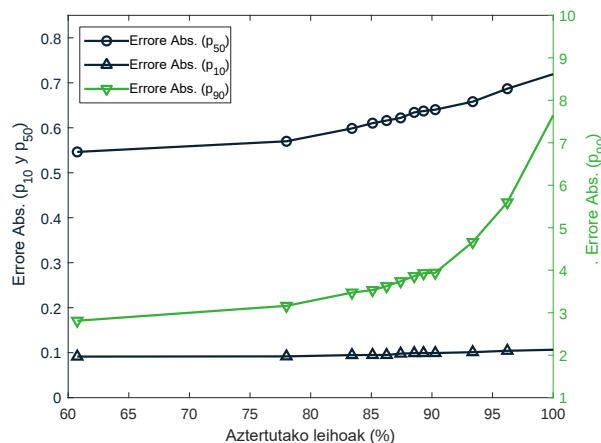
$$f_{GS}(\text{min}^{-1}) = 60/\overline{\Delta t_i} \quad (8)$$

non $\overline{\Delta t_i}$ parametroak BSen uneen arteko tarteen iraupenaren batez bestekoa adierazten duen (segundotan) BI seinalean (marra urdin argi etenak, BSen uneak nabarmentzen ditu 1 irudiko BI seinalean). Azkenik, metodoaren fidagarritasuna eta sendotasuna ebaluatzeko osagarri gisa, Bland-Altman-en grafikoa kalkulatu zen, bere % 90eko akordio mailarekin batera.

3.4 Emaizak

Bosgarren irudian (5), errore absolutuaren mediana (p_{50}), 10. pertzentila (p_{10}) eta 90. pertzentila (p_{90}) erakusten dira, aplikatutako kalitate-kontrolaren arabera aztertutako leihoen ehunekoaren arabera. Errore absolutuaren medianak behera egiten duela ikusten da kalitate-indizea eraginkorra izaten hasten den heinean, hau da,

kalitate-indizea errore absolutu handiak eragiten dituzten kalitate txikiko leihoak detektatzeko gai izaten hasten den heinean. Beherakada horren arrazoi nagusia p_{90} aren jaitsiera da; izan ere, beherakada hori oso nabarmena da metodoak leihoen % 90.27 kontsideratzen duen arte ($\hat{K} = 6.5$). Atalase balio horretarako, errore absolutuaren medianak (DAI) 0.64ko (0.10 – 3.945) min^{-1} balioa lortu zuen. p_{90} -eko beherakadaren magnitudea egonkortu egiten da aztertutako leihoen ehunekoa % 90etik beherakoa denean.

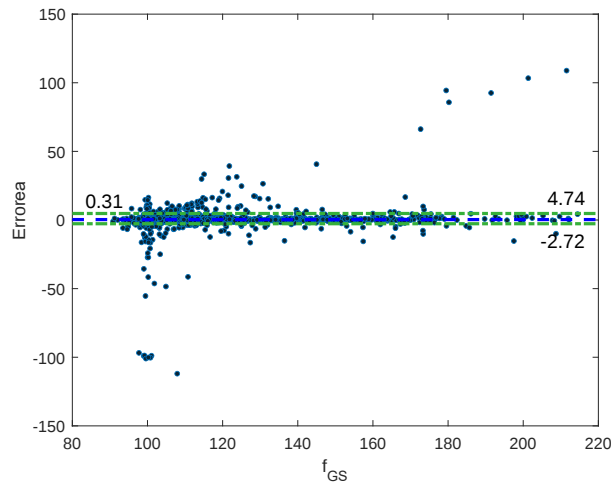


5. Irudia: Errore absolutuaren mediana (DAI) kalitate-kontrola gainditu zuten leihoen ehunekoaren arabera. Mediana (p_{50} , urdin koloreko zirkuluez adierazia) eta 10. pertzentila (p_{10} , urdin koloreko triangeluez irudikatua) ezkerreko ordenatuen ardatz urdinaren anplitudearekin bat datoz, eta 90. pertzentila (p_{90} , triangelu berde alderantzikatuz adierazia) eskuineko ordenatuen ardatz berdearen anplitudearekin bat dator.

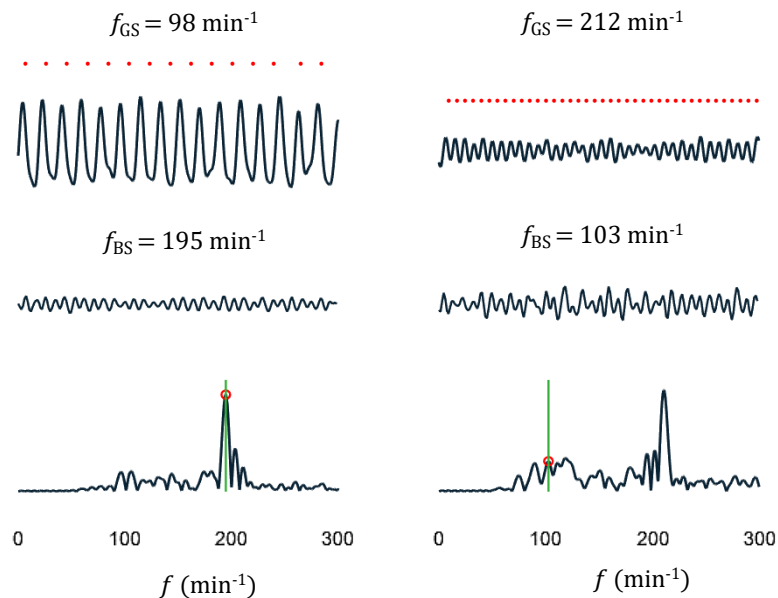
Seigarren irudian (6), Bland-Altman-en grafikoa erakusten da, % 90eko konfiantza-tartearekin batera, aztertutako leihoen ehunekoa % 90.27koa izanik. Batez besteko errorea, $f_{GS} - f_{CC}$, 0.31 min^{-1} ekoa izan zen, % 90eko konfiantza-tartea $-2.72 - 4.74 \text{ min}^{-1}$ -koa izanik. Ikus daitekeenez, erroreen ehuneko oso handi bat berpizte-gidek gomendatutako $100-120 \text{ min}^{-1}$ tartean kontzentratuta dago, eta ondorioz, errorerik handienak tarte horretan kontzentratuta daude. Tarte horretan badira -100 min^{-1} -rainoko erroreak dituzten leihoak, hala nola, 7. irudiko ezkerreko panelean erakusten dena. Adibide honetan $f_{GS} = 98 \text{ min}^{-1}$ da, baina s_{BS} osagaiak lehenengo harmoniko oso markatua erakusten du, eta ondorioz, maiztasunean oinarritutako algoritmoak BSen maiztasuna gaizki estimatzen du, $f_{BS} = 195 \text{ min}^{-1}$ izanik. Beraz, algoritmoak -97 min^{-1} -eko errorea egiten du, 97.5 min^{-1} -eko zuzenketa (hasierako balioaren erdia) aplikatzeko baldintzak betetzen ez direlako. Zazpigarren (7) irudiko eskuineko panelean, 109 min^{-1} -eko errorea duen leiho bat ageri da ($f_{GS} = 212 \text{ min}^{-1}$ eta $f_{BS} = 103 \text{ min}^{-1}$); izan ere, espektroaren argumentu maximoa 211 min^{-1} -ekoa bada ere, maiztasunean oinarritutako algoritmoak oker aplikatzen du 103 min^{-1} -erako zuzenketa, R_a eta R_A parametroek gainditu egiten baitute balio erdiko zuzenketa aplikatzeko 0.3 ko atalasea.

4 Ondorioak

Ikerketa honen helburua, bereizmen altuko burmuineko oximetria-seinalearen wavelet analisisian oinarritutako metodo bat proposatzea izan da, BBBan zehar emandako BSen maiztasuna detektatzeko. Lehendabizi, metodoak WGTa erabiltzen du oximetria-seinaletik BSei eragindako osagaia, $s_{BS}(n)$, ateratzeko. Ondoren, algoritmoak kalitate-kontrola egiten du $s_{BS}(n)$ seinalearen gain, seinale-kalitate eskasak eta/edo zarata-presentzia handiak eragindako errore garrantzitsuenak saihesteko. Azken etapan, maiztasun-eremuan oinarritutako algoritmo bat garatu da, BSen maiztasuna $s_{BS}(n)$ seinalearen espektroko argumentu maximo gisa zenbatesten duena $60 - 240 \text{ min}^{-1}$ -eko maiztasun-bandan. Batez besteko errore absolutuaren magnitude txikiak (0.62 min^{-1}) eta % 90eko konfiantza-tarte estuak ($-2.72 - 4.74 \text{ min}^{-1}$) (biak aztertutako leihoen % 90.27rako kalkulatuak) proposatutako metodoaren sendotasuna eta zehaztasuna agerian uzten dute. Proposatutako metodo hau bereizmen altuko burmuineko oximetriako ekipoetan inplementatu daiteke, eta horrek software-aldaketak baino ez lituzke beharko, hardwarean aldaketarik egin gabe. Horri esker, erreskatatzaileak BSen kalitatea dela-eta pazientean eragiten dituen aldaketa hemodinamikoei buruzko feedbacka jaso dezake, eta, horrela, pazientearen premietara egokitu dezake



6. Irudia: Bland-Altman diagrama, algoritmoak egindako errorea erreferentziazko BS maiztasunaren arabera erakusten duena. Kanpoko lerro berdeek % 90eko akordio maila adierazten dute, eta erdiko lerro urdinak batez besteko errorea adierazten du.



7. Irudia: Magnitude handiko erroreak dituzten 10 segundoko leihoen bi adibide. Goitik behera, honako hauek irudikatzen dira: $s_{BI}(n)$, $s_{BS}(n)$ eta $s_{BS}(n)$ -ri dagokion Fourier transformatuaren modulua, $|X(f)|$.

terapia denbora errealean.

5 Etorkizunerako planteatzen den norabidea

Etorkizunerako nire ikerketaren helburua da pulstua detektatzea bihotz-geldialdia duten pazienteetan burmuineko oximetria erabiliz. Ikusi dugu OKBBG pazienteak zirkulazioa berreskuratzen duenean, oximetria-seinaleak bihotz taupadekin korrelatutako fluktuazioak islatzen dituela. Beraz, burmuinean neurtutako oximetria-seinalea erabilgarria izan daiteke bi helburu hauetarako: (1) terapiaren eraginkortasuna neurtzeko, eta (2) OKBBGko pazienteak zirkulazioa noiz berreskuratzen duen identifikatzeko.

Erreferentziak

- J. Soar, J. P. Nolan and B. W. Böttiger et al., “European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015,” *Resuscitation*, vol. 95, pp. 100–147, Oct. 2015.
- P. A. Meaney, B. J. Bobrow and M. E. Mancini et al., “Cardiopulmonary Resuscitation Quality: Improving Cardiac Resuscitation Outcomes Both Inside and Outside the Hospital,” *Circulation*, vol. 128, no. 4, pp. 417–435, Jul. 2013.
- F. S. Stecher, J.-A. Olsen, R. E. Stickney, and L. Wik, “Transthoracic impedance used to evaluate performance of cardiopulmonary resuscitation during out of hospital cardiac arrest,” *Resuscitation*, vol. 79, no. 3, pp. 432–437, Dec. 2008.
- S. O. Aase, Myklebust, et al. Compression depth estimation for CPR quality assessment using DSP on accelerometer signals. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 3, March 2002.
- C. Genbrugge, I. Meex and W. Boer et al., “Increase in cerebral oxygenation during advanced life support in out-of-hospital patients is associated with return of spontaneous circulation,” *Crit Care*, vol. 19, no. 1, p. 112, 2015.
- Y. Koyama, T. Wada and B. D. Lohman et al., “A new method to detect cerebral blood flow waveform in synchrony with chest compression by near-infrared spectroscopy during CPR,” *The American Journal of Emergency Medicine*, vol. 31, no. 10, pp. 1504–1508, Oct. 2013.

6 Eskerrak eta oharrak

Lan honek partzialki finantzatu du Zientzia, Berrikuntza eta Unibertsitate Ministerioak PID2021-122727OBI00 proiektuaren bidez, Europako Eskualde Garapenerako Funtzarekin (ERDF) batera, Eusko Jaurlaritzak IT1717-22, 2023333042, eta 2024333037; eta Euskal Herriko Unibertsitateak (UPV/EHU) EHU-N23/01 dirulaguntza emanda.