



IKER
GAZTE
NAZIOARTEKO
IKERKETA EUSKARAZ

II. IKERGAZTE

NAZIOARTEKO IKERKETA EUSKARAZ

2017ko maiatzaren 10, 11 eta 12
Iruñea, Euskal Herria

ANTOLATZAILEA:
Udako Euskal Unibertsitatea (UEU)

INGENIARITZA ETA ARKITEKTURA

**Arnasketa eta bihotz-
maiztasunaren monitorizazioa
burmuineko oximetria seinaleak
erabiliz**

*Iraia Isasi, Unai Irusta eta
Elisabete Aramendi*

83-90 or.

<https://dx.doi.org/10.26876/ikergazte.ii.03.12>

ANTOLATZAILEA:



ELKARLANEAN:



LAGUNTZAILEAK:



Arnasketa eta bihotz-maiztasunaren monitorizazioa burmuineko oximetria seinaleak erabiliz

Isasi, Iraia ; Irusta, Unai ; Aramendi, Elisabete

Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU). Komunikazio Ingenieritza Saila.
Bilboko Ingeniaritza Goi Eskola Teknikoa, Urkixo zuzarkalea z/b, 48013, Bilbo.

Laburpena

Infragorri Hurbileko Espektroskopia (NIRS, Near InfraRed Spectroscopy) burmuineko oxigenazioa neurtzeko erabili ohi da, neurketak 2-4 segunduro eginez. Burmuineko oxyhemoglobina (O_2Hb) kontzentrazioa laginketa maiztasun handiagoz neurtzeak arnasketa eta bihotz-maiztasunaren monitorizazioa ahalbidetu dezake. Hipotesi hori frogatzeko, 39 subjektu hartu eta 40 min-ko grabaketa saioak egin dira, kopetan kokatutako NIRS sentsoreen bidez O_2Hb seinalea 50Hz-etako maiztasunarekin eskuratzeko. Algoritmoak garatu dira, lehenik, bihotz-taupadak, eta gero, arnasketa eta bihotz-maiztasunak automatikoki neurtzeko. Lan honetan frogatu da burmuineko NIRS sentsoreen bidez posible dela arnasketa eta bihotz-maiztasunak zehaztasunez monitorizatzea.

Hitz gakoak: NIRS, bihotz-maiztasuna, arnasketa maiztasuna, OKBBG, BBB

Abstract

Near InfraRed Spectroscopy (NIRS) is used to measure brain oxygen saturation, and measurements are taken every 2-4s. Measuring brain oxyhemoglobin (O_2Hb) concentration at higher sampling rates may allow monitoring cardiac and respiration rates. A total of 39 subjects were enrolled in 40min recording sessions in which NIRS sensors located in the forehead were used to acquire O_2Hb signals at a sampling rate of 50Hz. Algorithms were developed to automatically detect heart beats, and cardiac and respiration rates. This study showed that NIRS technology can be applied to accurately monitor cardiac and respiratory rates.

Keywords: NIRS, cardiac rate, respiration rate, OHCA, CPR

1 Sarrera eta motibazioa

Osptalez kanpoko bihotz biriketako geldialdia (OKBBG) osasun publikoko arazo larria da. Izan ere, urtero Euskal Autonomia Erkidegoan 900 kasu inguru ematen dira, biziraupen-tasa %10 inguru delarik (Ibarguren *et al.*, 2015). OKBBGaren biziraupen-tasak hobetze asmoz, European Resuscitation Council erakundeak berpizte-gidak argitaratzen ditu bost urtero. Gidek ebidentzietan oinarritutako OKBBGaren tratamenduari buruzko azken gomendioak biltzen dituzte (Soar *et al.*, 2015). Pazientearen biziraupenerako bi ekintza/tratamendu dira gako: bihotz-biriketako berpiztea (BBB) eta desfibrilatzea. Desfibrilatzearen helburua bihotza berpiztea da, pazienteak berezko pultsua berreskuratzeko, hain zuzen. BBBaren helburua odol-oxigenazio maila minimoa mantentzea da desfibrilagailua heldu bitartean, bular sakaden eta aireztapenen bidez, hain zuzen. Horretarako, berpizte-gidek kalitatezko BBBaren ezaugarriak finkatu dituzte, bular sakaden maiztasun eta sakontasun balio optimoak zehaztuz. Hainbat gailu ere garatu dira, suspertzailearen sakadak balio horietara atxikitzeko, baina ez dago ebidentziarik gailu horien erabilerak biziraupen-tasak handitzen dutenik. Izan ere, zehaztutako BBBaren balio optimoak orokorrak dira, eta ez dituzte pazientearen ezaugarri fisiologikoak kontutan hartzen. Horregatik, 2015eko berpizte gidek BBBak pazientearen erantzun fisiologikoan duen eragina monitorizatzearen alde egiten dute (Soar *et al.*, 2015).

Emergentzia egoeretan, sistema kardiobaskularrak bihotzaren eta garunaren oxigenazioa lehenesten ditu, biziraupenerako ezinbestekoak baitira. Gaur egun, zenbait agertoki mediku kritikotetan, kirurgia kardiobaskularra edo zaintza intentsiboan, adibidez, infragorri hurbileko espektroskopia (NIRS, Near InfraRed Spectroscopy) erabiltzen da garunaren oxigenazioa monitorizatzeke (Ghosh *et al.*, 2012). Izan

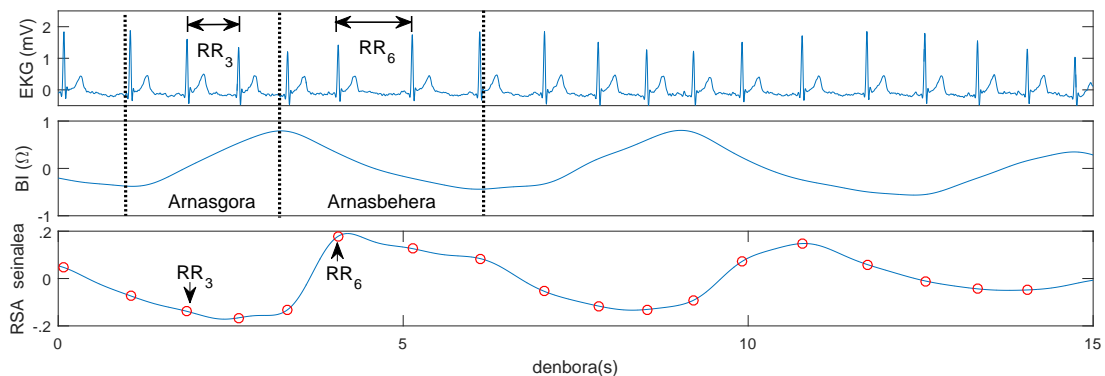
ere, azken berpizte-gidek NIRSa aipatzen dute BBBaren eragina monitorizatzeko etorkizuneko teknika bezela (Soar *et al.*, 2015). Ildo horretatik, lan honetan NIRS seinaleen gaitasuna aztertzen da aldagai fisiologikoak neurtzeko, arnasketa eta bihotz-maiztasuna hain zuzen ere.

2 Arloko egoera eta ikerketaren helburuak

Azken urteotan, lehen ikerketak burutu dira NIRSaren balioa OKBBGaren esparruan aztertzeko, paziente gutxiarekin (< 100) izan badira ere. Horrela frogatu da, besteak beste, burmuin oxigenazioa pulsurik gabeko pazienteetan neurtu daitekeela BBBan zehar (Meex *et al.*, 2013), oxigenazio maila handitu egiten dela BBBaren ondorioz (Kämäräinen *et al.*, 2012), eta berpiztearen ondorioz pultsua berreskuratzen duten pazienteek oxigenazio maila altuagoak dituztela (Genbrugge *et al.*, 2015; Sanfilippo *et al.*, 2015). Are gehiago, OKBBGko pazienteari ospitaleratzekoan neurtutako oxigenazio maila eta pazientearen biziraupena lotuta daudela frogatu da (Ito *et al.*, 2014; Nishiyama *et al.*, 2015).

Gaur egun, NIRS ekipoek burmuineko saturazioa 2-4 segunduro jasotzen dute, bereizmen hori nahikoa baita pazientearen garun-oxigenazioa monitorizatzeko. Pulsioximetroek, aldiz, oxigenazioa gorputz adarretan (atzamarretan, adibidez) neurtzen dute, beti ere, pertsona hemodinamikoki egonkorra badago, hots, BBGan ez badago. Pulsioximetroek oxigenazio maila erakustez gain odol bolumenaren aldiuneko aldaketak erakusten dituen photoplethysmografia (PPG) seinalea ere jasotzen dute. PPG seinalearen laginketa-maiztasuna NIRS ekipoena baino handiagoa izan ohi da (>100 Hz), eta PPG seinalean bihotz taupadekin bat datozen bolumen aldaketak ikus daitezke. Horrela PPGa zirkulazioa monitorizatzeko erabili daiteke (Reisner *et al.*, 2008), bihotz-maiztasuna neurtuz adibidez. Gainera, bihotz-maiztasuna eta arnasketa erlaxionatuta daude, arnasgoran bihotz maiztasuna handitu eta arnasbeheran txikitu egiten baita. Fenomeno horri arnasketa arritmia sinusala (RSA, Respiratory Sinus Arrhythmia) deritzo (Yasuma eta Hayano, 2004), eta 1. irudian ikus daiteke bihotz erritmoa elektrokardiograma (EKG) seinalean aztertuta. Ondorioz, PPG seinalea bihotz eta arnasketa maiztasun monitore gisa erabiltzeko metodoak eta algoritmoak proposatu dira (Lázaro *et al.*, 2013; Garde *et al.*, 2014).

1 Irudia: Arnasketak bihotz erritmoan duen eragina, goitik behera: elektrokardiograma (EKG), arnasketa neurtzeko bular inpendantzia (BI), eta EKGtik lortutako RSA seinalea. EKGan taupaden arteko tartearak (RR-tartearak) ikus daitezke, RSA seinalea kalkulatzeko erabili direnak. Bai BI bai RSA seinalean arnasketak antzeman daitezke.



Ikerketaren helburuak

Gaur egungo zenbait NIRS sistemek garun-oxigenazioa 2-4 segunduro neurtzeaz gain, odol hemoglobina mailak laginketa maiztasun handiarekin neurtu eta gordetzen dituzte. Ikerketa lan honen helburua da, beraz, arnasketa eta bihotz-maiztasunak monitorizatzeko algoritmoak garatzea, horretarako NIRS ekipo batek laginketa maiztasun altuaz burmuinean neurtutako oxyhemoglobina (O_2Hb) kontzentrazio seinalea erabiliz.

3 Ikerketaren muina

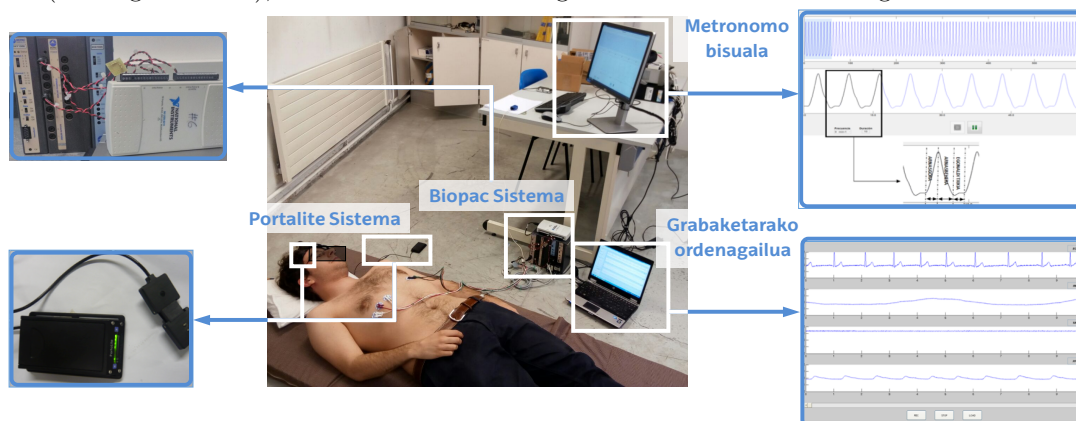
3.1 Materialak

Ikerketa lan hau burutzeko hainbat seinale grabatu ziren hainbat subjektu osasuntsurekin. Grabaketetarako neurketa protokolo bat finkatu zen, lau agertokiz (arnasketa moduz) osatua: arnasketa librea, geldoa (9 min^{-1}), normala (12 min^{-1}) eta azkarra (18 min^{-1}). Agertoki bakoitzean 10 min-ko saioak grabatu ziren subjektuak ahoz-gora zeudela, agertokien arteko 5-10 min-ko atsedean tartearrekin. Arnasketa maiztasuna kontrolatzeko subjektuek metronomo bisual bat jarraitu zuten pantaila batetan, 2. irudian ikusten den moduan. Saioan honako seinaleak grabatu ziren: EKG (bihotz taupadak ageri dituen), BI (arnasketak ageri dituen) eta NIRS sentsoretik lortutakoak. EKG eta BI eskuratzeko elektrodoak aurre-albo posizioan jarri ziren (desfibrilagailuetan bezela) eta NIRS sentsorea, kopetaren ezker aldean, buruaren ezker hemisferiotik hurbil. Ikerketak UPV/EHU-ko etika batzordearen onespena jaso zuen hasi aurretik.

Seinaleak eskuratzeko ordenadore bakarrarekin kontrolatutako bi sistema independente erabili ziren. Batetik, Portalite NIRS sentsore esperimentalak (Artinirs BV), hemoglobina kontzentrazioak 50 Hz-etako laginketa-maiztasunarekin grabatzen zituen. Bestetik, Biopac sistema eta digitalizazio-txartela (NI-6211, National Instruments), EKG eta BI seinaleak 250 Hz-etako laginketa-maiztasunarekin eskuratzeko erabiltzen zituztenak. Sistemetatik jasotako seinaleak sinkronizatzeko fitxategietan denbora markak jarri ziren. Sistema osoaren eta bere azpiatalen argazkiak 2. irudian ikus daitezke.

Guztira, 39 subjektu (26 emakumezko) bildu dira ikerketan. Subjektuen batez-besteko adina, pisua eta altuera, 23 urte (23-28), 65 kg (58-71.5) eta 168 cm (163-174.5) izan ziren, hurrenez hurren. EKGan benetako bihotz taupaden markak jarri ziren *wqrs* (Zong *et al.*, 2003) taupada-detektorea erabiliz. Ondoren, markak eskuz berrikusi eta ikuskatu ziren. Arnasketa uneak, aldiz, BI seinalean markatu ziren eskuz. Seinaleak eta ikuskatutako markak adibidea 3. irudian ikus daitezke. Taupada eta arnasketa marka horiek benetako bihotz eta arnasketa maiztasunak kalkulatzeko erabili ziren, erreferentzia-neurriak izango direnak, gero O_2Hb seinaletik lortutako balioekin alderatzeko.

2 Irudia: Grabaketa sistema osoa. Bere osagaiak: Biopac Sistema (EKG eta BI grabatzeko), Portalite Sistema (NIRS grabatzeko), metronomo bisuala eta guztia kontrolatzeko ordenagailua.



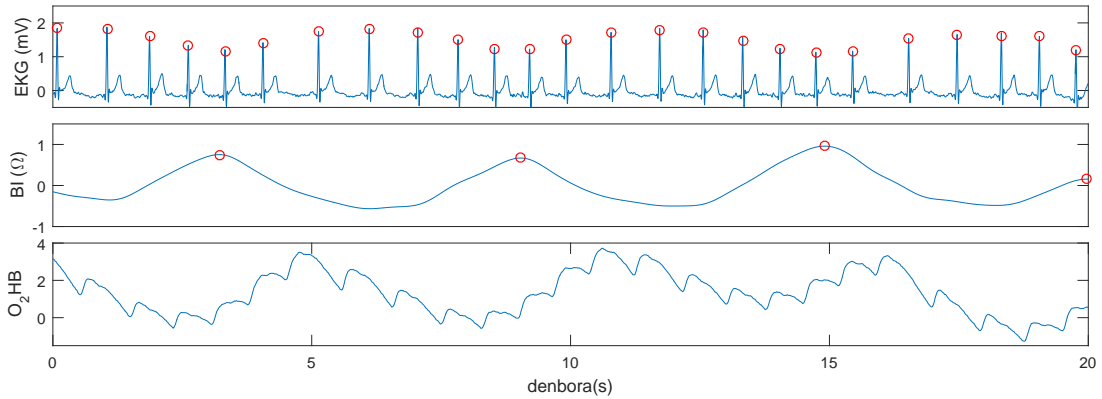
3.2 Metodoak

O_2Hb seinaletik bihotz-maiztasuna eta arnasketa maiztasuna kalkulatzeko, lehenik, bihotz-taupadak automatikoki detektatu dira, taupada bakoitzeko O_2Hb seinalean gorabehera bat gertatzen baita (ikus 3. irudia).

Taupada detektorea

Taupada detektorearen bloke diagrama, O_2Hb seinalearekin egindako prozesaketa azaltzen duena, 4. irudian erakusten da. Taupadak detektatu aurretik O_2Hb seinalea bandapasa iragazi da, behe-maiztasuneko artefaktoak (arnasketa, mugimendua) eta goi-maiztasuneko zarata garbitzeko.

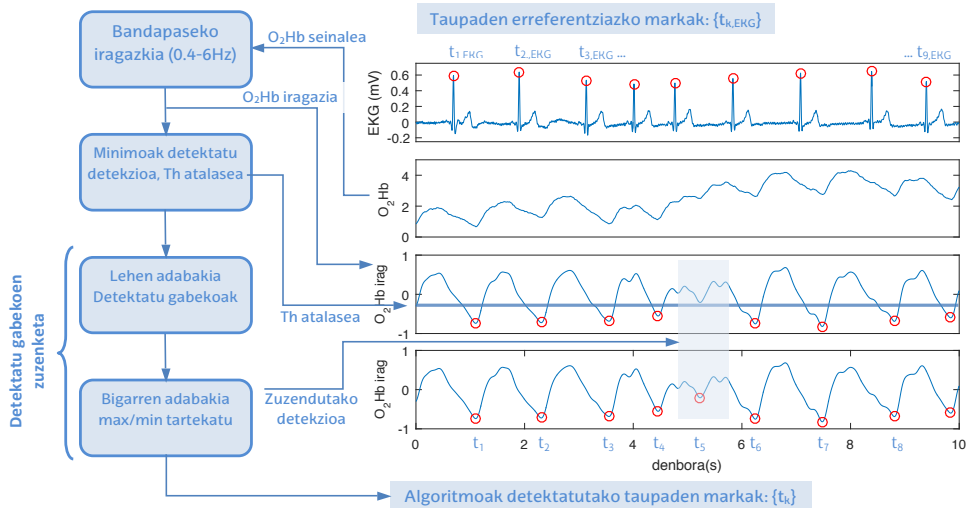
3 Irudia: Goitik behera: EKG (benetako bihotz-taupadak markatuta), BI (benetako arnasketak markatuta) eta O₂Hb seinalea.



Horretarako 8. mailako iragazki eliptikoa erabili da 0.4–6 Hz-eko paseko banda eta 1/40 dB-ko atenuazioa duena paseko eta ezabatutako bandetan, hurrenez hurren. Ondoren, minimo eta maximo lokalak detektatu dira 20s-tako seinale tartekak (leihoak) erabiliz.

Seinalearen minimoak atalase baten azpitik dauden tontor negatiboak dira, atalasea aurreko leihoko minimoen medianaren %10ean hartuz. Minimoen anplitudeak oso aldakorak direnez minimo batzuk ez dira detektatzen. Kasu horiek zuzentzeko adabaki bat gehitu zaio algoritmoari, elkarren segidako minimoen tartea 2 s-tik gorakoa denean detektatugabeak detektatzeko (bihotz-maiztasuna > 30 min⁻¹). Bi minimo horien arteko tartean seinale tontor negatiboa bilatzen da, atalasea minimo horien balioaren batez bestekoaren %50-ean jarrita. Bukatzeko, bigarren adabaki bat gehitu zaio, elkarren segidako bi maximoen artean minimo bakarra dagoela bermatzeko. Prozesu osoan bermatu da elkarren segidako minimoen arteko gutxieneko tartea 0.45 s-takoa dela (bihotz maiztasuna < 130 min⁻¹). Minimo lokalen unek, {t_k}_{k=1,...,N} zenbaki segida osatzen dute, non k azpiindizeak detektatutako k. taupada adierazten duen, eta guztira N taupada detektatu diren. 4. irudian ikus daitezke O₂Hb seinalean algoritmoak detektatutako minimoak, {t_k}, lehen hurbilketan (hirugarren grafikoa) eta adabakiak aplikatu eta gero (laugarren grafikoa).

4 Irudia: Taupada detektorearen bloke diagrama eta jarraitutako pausuen eragina O₂Hb seinalean.



Arnasketa eta bihotz-maiztasunaren kalkulua

Behin $\{t_k\}$ taupada unean segida kalkulatu behin bihotz eta arnasketa maiztasuna kalkulatu daitezke. Maiztasun hauek kalkulatzeko analisi-tartea (t_a) eta berrelikatze-tartea (t_b) definitzen dira. Analisi-tartea da maiztasun balio bakoitza kalkulatzeko erabiltzen den denbora tartea, gure kasuan bihotz eta arnasketarako aukeratutako analisi tartea $t_a = 10$ s eta $t_a = 60$ s izan dira, hurrenez hurren. Horrela bermatzen da analisi-tartean taupada edota arnasketa kopuru nahiko hartzen direla maiztasuna kalkulatzeko, 10 taupada, bihotz-maiztasuna 60 min^{-1} bada, eta 10 arnasketa, arnasketa maiztasuna 10 min^{-1} bada. Berrelikatze-tartea definitzen du zenbatero eguneratzen den maiztasunaren balioa medikuak jarraipena egiteko duen monitorean. Gure kasuan bihotz eta arnasketarako aukeratutako tartea $t_b = 5$ s eta $t_b = 15$ s izan dira, hurrenez hurren. Hori lortzeko, denbora tartea gainjarri egiten dira (%50 bihotz-maiztasunerako eta %75 arnasketa maiztasunerako).

Bihotz-maiztasuna kalkulatzeko taupaden arteko denbora-tartea kalkulatu dira:

$$\Delta t_k = t_{k+1} - t_k, \quad k = 1, \dots, N - 1 \quad (1)$$

eta denbora analisi tarte bakoitzeko bihotz-maiztasuna (HR, Heart Rate) honela kalkulatu da:

$$\text{HR}(\text{min}^{-1}) = \frac{60}{\widetilde{\Delta t_k}(\text{s})}, \quad t_i < t_k \leq t_i + t_a \quad (2)$$

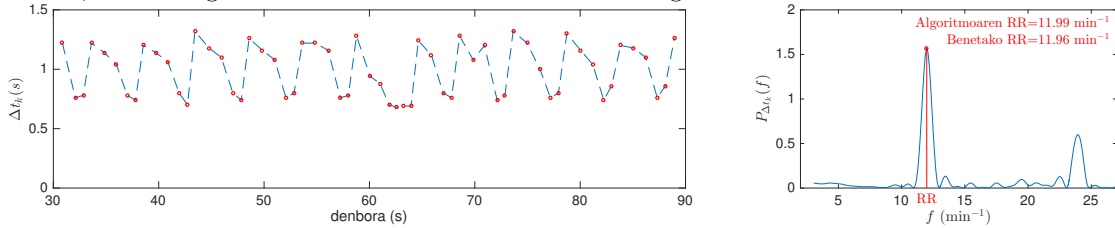
non $\widetilde{\Delta t_k}$ analisi-tarteko taupaden iraupenen mediana den.

Arnasketa maiztasunaren kalkulua RSA oinarritzen da. 5. irudian RSA seinalea ageri da, non $\{t_k, \Delta t_k\}_{k=1, \dots, N}$ balioek arnasketek eragindako oszilazioak azaltzen dituzten. Seinalearen potentzia-dentsitatearen espektroak, $P_{\Delta t_k}(f)$, potentzia maiztasunean nola banatzen den adierazten du, 5. irudiko eskuin aldean ageri den bezala. Espektroaren tontorrek arnasketa maiztasuna erakusten du (RR, Respiration Rate) eta honela kalkulatu da:

$$\text{RR}(\text{min}^{-1}) = 60 \cdot \arg \max_{0.1 < f(\text{Hz}) < 0.5} \{P_{\Delta t_k}(f)\} \quad (3)$$

non balio maximoa 5-25 min^{-1} tartean bilatzen den (Hz-etik min^{-1} pasatzeko 60-ko faktorea aplikatzen da). Bihotz-taupadak iraupen berdina ez dutenez, $\{t_k, \Delta t_k\}$ seinalea ez dago uniformeki lagindua, horregatik espektro-analisia egiterakoan Lomb-Scargle-ren (Scargle, 1982) metodoa erabili da.

5 Irudia: Ezkerrean, RSA seinalearen minutuko tartea irudikatu da, 12 arnasketekin. Eskuinean, $P_{\Delta t_k}(f)$ espektroa, tontor nagusia $\text{RR} = 11.96 \text{ min}^{-1}$ maiztasunean ageri duena.



3.3 Ebaluaketa

O_2Hb seinalean oinarritutako taupada detektorea ebaluatzeko $\{t_k\}$ unak EKGan ikuskatutako markekin alderatu dira. Horrela taupada bakoitzeko detekzio bat badago benetako positiboa da (TP), bat baino gehiago dagoenean bat TP da eta besteak faltsu positiboak (FP), eta detekziorik ez dagoenean faltsu negatiboa (FN). Horrela 10 min-ko saio bakoitzeko lortutako TP, FP eta FNak hartuta saio horretan detektorean duen sentsibilitate (SE) eta auresate balio positiboa (PPV, Positive Predictive Value) kalkulatu dira:

$$\text{SE}(\%) = 100 \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}} \quad \text{PPV}(\%) = 100 \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FP}} \quad (4)$$

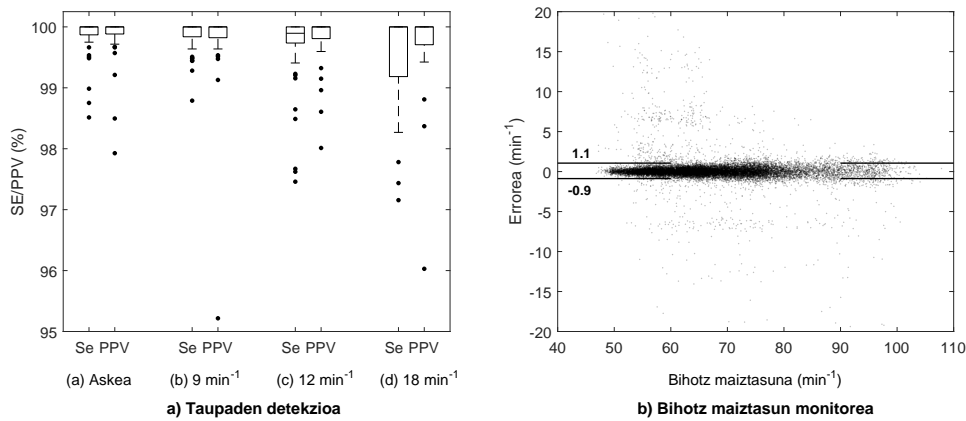
SE-ak benetako taupadetatik zenbat topatu diren neurtzen du, eta PPVak, berriz, detektoreak topatutako taupadetatik zenbat diren benetakoak.

Algoritmoak kalkulaturako bihotz eta arnasketa maiztasunak EKGtik eta BITik kalkulaturako erreferentzia balioekin konparatu dira. Horretarako, Bland-Altman grafikoak erabili dira, non abszisa ardatzean benetako balioa jartzen den eta ordenatuen ardatzean errorea. Grafika hauetan %90-eko akordio maila tarreak ere kalkulatu dira, hau da, aztertutako kalkuluen %90en erroreek gaituzten ez dituzten mailak.

3.4 Emaitzak

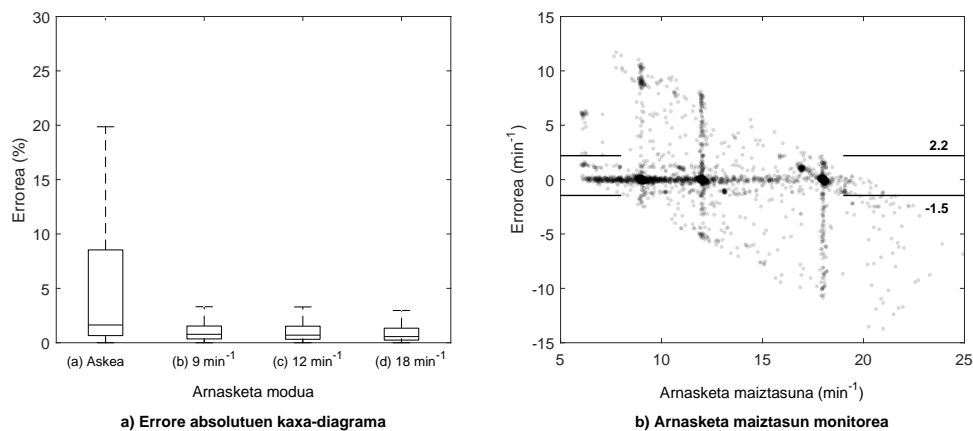
Taupaden detekzioarako algoritmoa 39 subjektuetatik jasotako 104746 taupadekin ebaluatu da eta SE eta PPV balioak %99.7 eta %99.85 dira. Subjektu bakoitzeko (600 bat taupada dituen) lortzen diren SE eta PPVak kaxa-diagramen bidez aztertu dira, 6. irudian ageri dira arnasketa moduaren arabera sailkatuta. Ikusten denez, SE eta PPV balioak oso onak dira kasu guztietan, gehinetan %99-tik gora baitaude. Bihotz-maiztasunaren analisia Bland Altman bidez egiterakoan (6 (b) irudia) ere oso akordio maila onak lortu dira, %90 kasuetan errorea 1 min^{-1} baita.

6 Irudia: Taupada detektorearen subjektuko SE/PPV balioen kaxa-diagramak (a), eta Bland-Altman grafika (b).



Arnasketa maiztasuna kalkulatzeko algoritmoari dagokionez, berriz, ohikoak diren maiztasun tartean, $5\text{-}25 \text{ min}^{-1}$ tartean, %90 akordio maila $(-1.4, 2) \text{ min}^{-1}$ da, 7 (b) irudian ikusten denez. Kontutan izan behar da arnasketa maiztasunak bihotz-maiztasunak baino 5-6 aldiz txikiagoak izan ohi direla, beraz,

7 Irudia: Arnasketa monitorearen errorea erreferentzia fidagarriekin konparatuta (a), eta Bland-Altman grafika (b).



akordio maila tartea bihotz maiztasunerako lortu denaren magnitude ordena bat handiagoa da. Erroreen banaketa estatistikoa, aldiz, 7 (a) irudian aztertzen da. Errore absolutuen balio erlatiboak irudikatu da kaxa-diagramen bidez, eta arnasketa librean erroreen mediana adibidez, %1.6 da, eta 75- perzentila %8.5 da. Arnasketa librea da errore erlatiborik handiena eman duena.

4 Ondorioak

Ikerketa lan honetan frogatu da burmuineko O₂Hb kontzentrazio seinaletik abiatuta posible dela bihotz eta arnasketa maiztasunak lortzea. Horretarako ezinbestekoa da NIRS sentsoreek laginketa maiztasun handia izatea (50 Hz gure azterketan), egun oximetro komertzialek ematen duten laginketa maiztasuna baino handiagoa. Bihotz-taupadak eta bihotz-maiztasuna oso zehaztasun handiarekin detektatu dira, arnasketa maiztasunerako lortutako maiztasuna, berriz, magnitude ordena bat txarragoa izan da. Arnasketa maiztasunaren estimazioa ez da zuzeneko izan, RSA seinalean oinarritzen da, eta horretarako Δt_k tartean detekzioak oso zehatza izan behar du. Gainera, arnasketa kontrolatuan emaitzak hobeak izan dira, arnasketa librean aldakortasun handiagoa baitago eta zenbait kasutan minutuko tartean arnasketa modu desberdinetan gerta daiteke. Azkenik, aipatu, ikerketa hau subjektu gazteekin egin dela, eta kasu horiek direla gure algoritmoentzat egokienak, RSA fenomeno nabarmenagoa baita gaztetan.

5 Etorkizunerako planteatzen den norabidea

Etorkizunerako nire ikerketaren helburua da laginketa-maiztasun handiko NIRS sistemak berpiztearen eremuan erabiltzea. Frogatu dugunez laginketa maiztasunak handituz posible da hainbat gertaera ikustea, 2-4 segunduro lortutako saturazio mailetan ikusten ez direnak. Horrela, BBBan gerta daiteke bular sakadak eraginkorrak direnean O₂Hb seinalean gorabeherak ikustea (Koyama *et al.*, 2013). Bestetik ikusi dugu berezko zirkulazioa dagoenean, subjektu osasuntzetan behintzat, O₂Hb seinaleak taupaden ondorioz sortutako gorabeherak ere badituela. Beraz, burmuinean neurtutako O₂Hb seinalea erabilgarria izan daiteke gaur egun ondo ulertzen ez diren bi galdera hauei erantzuteko: (1) nola neurtu eta monitorizatu BBB suspertze-masajearen eraginkortasuna, eta (2) noiz berreskuratzen du OKBBGko pazienteak berezko zirkulazioa.

Erreferentziak

- GARDE, AINARA, WALTER KARLEN, J MARK ANSERMINO, eta GUY A DUMONT. 2014. Estimating respiratory and heart rates from the correntropy spectral density of the photoplethysmogram. *PLoS one* 9.e86427.
- GENBRUGGE, CORNELIA, INGRID MEEEX, WILLEM BOER, FRANK JANS, RENÉ HEYLEN, BERT FERDINANDE, JO DENS, eta CATHY DE DEYNE. 2015. Increase in cerebral oxygenation during advanced life support in out-of-hospital patients is associated with return of spontaneous circulation. *Crit Care* 19.112.
- GHOSH, ARNAB, CLARE ELWELL, eta MARTIN SMITH. 2012. Review article: cerebral near-infrared spectroscopy in adults: a work in progress. *Anesth Analg* 115.1373–83.
- IBARGUREN, KARLOS, JOSE MARÍA UNANUE, DANIEL ALONSO, ITSASO VAQUERIZA, UNAI IRUSTA, ELISABETE ARAMENDI, eta BEATRIZ CHICOTE. 2015. Difference in survival from pre-hospital cardiac arrest between cities and villages in the basque autonomous community. *Resuscitation* 96 (S1).114.
- ITO, NORITOSHI, KEI NISHIYAMA, CLIFTON W CALLAWAY, TOMOHIKO ORITA, KEI HAYASHIDA, HIDEKI ARIMOTO, MITSURU ABE, TOMOYUKI ENDO, AKIRA MURAI, KEN ISHIKURA, NORIYUKI YAMADA, MASAHIRO MIZOBUCHI, HIDEKI ANAN, KAZUO OKUCHI, HIDETO YASUDA, TOSHIYUKI MOCHIZUKI, YUKA TSUJIMURA, TAKEO NAKAYAMA, TETSUO HATANAKA, KEN NAGAO, eta J-POP REGISTRY INVESTIGATORS. 2014. Noninvasive regional cerebral oxygen saturation for neurological prognostication of patients with out-of-hospital cardiac arrest: a prospective multicenter observational study. *Resuscitation* 85.778–84.
- KÄMÄRÄINEN, ANTTI, MARKO SAINIO, KLAUS T OLKKOLA, HEINI HUHTALA, JYRKI TENHUNEN, eta SANNA HOPPU. 2012. Quality controlled manual chest compressions and cerebral oxygenation during in-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 83.138–42.

- KOYAMA, YASUAKI, TAKAFUMI WADA, BRANDON D LOHMAN, YUKA TAKAMATSU, JUNICHI MATSUMOTO, SHIGEKI FUJITANI, eta YASUHIKO TAIRA. 2013. A new method to detect cerebral blood flow waveform in synchrony with chest compression by near-infrared spectroscopy during cpr. *Am J Emerg Med* 31.1504–8.
- LÁZARO, JESÚS, EDUARDO GIL, RAQUEL BAILÓN, ANA MINCHOLÉ, eta PABLO LAGUNA. 2013. Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width. *Med Biol Eng Comput* 51.233–42.
- MEEH, INGRID, CATHY DE DEYNE, JO DENS, SIMON SCHEYLTJENS, KEVIN LATHOUWERS, WILLEM BOER, GUY VUNDELINCKX, RENÉ HEYLEN, eta FRANK JANS. 2013. Feasibility of absolute cerebral tissue oxygen saturation during cardiopulmonary resuscitation. *Crit Care* 17.R36.
- NISHIYAMA, KEI, NORITOSHI ITO, TOMOHIKO ORITA, KEI HAYASHIDA, HIDEKI ARIMOTO, SATORU BEPPU, MITSURU ABE, TAKASHI UNOKI, TOMOYUKI ENDO, AKIRA MURAI, TAKESHI HATADA, NORIAKI YAMADA, MASAHIRO MIZOBUCHI, HIDEO HIMENO, KAZUO OKUCHI, HIDETO YASUDA, TOSHIKI MOCHIZUKI, KAZUHIRO SHIGA, MIGAKU KIKUCHI, YUKA TSUJIMURA, TETSUO HATANAKA, KEN NAGAO, eta J-POP REGISTRY INVESTIGATORS. 2015. Regional cerebral oxygen saturation monitoring for predicting interventional outcomes in patients following out-of-hospital cardiac arrest of presumed cardiac cause: A prospective, observational, multicentre study. *Resuscitation* 96.135–41.
- REISNER, ANDREW, PHILLIP A SHALTIS, DEVIN MCCOMBIE, eta H HARRY ASADA. 2008. Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *Anesthesiology* 108.950–8.
- SANFILIPPO, FILIPPO, GIOVANNI SERENA, CARLOS CORREDOR, UMBERTO BENEDETTO, MARC O MAYBAUER, NAWAF AL-SUBAIE, BRENDAN MADDEN, MAURO ODDO, eta MAURIZIO CECCONI. 2015. Cerebral oximetry and return of spontaneous circulation after cardiac arrest: A systematic review and meta-analysis. *Resuscitation* 94.67–72.
- SCARGLE, JEFFREY D. 1982. Studies in astronomical time series analysis. ii. statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data. *Astrophysical Journal* 263.835–853.
- SOAR, JASMEET, JERRY P NOLAN, BERND W BÖTTIGER, GAVIN D PERKINS, CARSTEN LOTT, PIERRE CARLI, TOMMASO PELLIS, CLAUDIO SANDRONI, MARKUS B SKRIFVARS, GARY B SMITH, KJETIL SUNDE, CHARLES D DEAKIN, eta ADULT ADVANCED LIFE SUPPORT SECTION COLLABORATORS. 2015. European resuscitation council guidelines for resuscitation 2015: Section 3. adult advanced life support. *Resuscitation* 95.100–47.
- YASUMA, FUMIHIKO, eta JUN-ICHIRO HAYANO. 2004. Respiratory sinus arrhythmia: why does the heartbeat synchronize with respiratory rhythm? *Chest* 125.683–90.
- ZONG, W, GB MOODY, eta D JIANG. 2003. A robust open-source algorithm to detect onset and duration of QRS complexes. In *Computing in Cardiology*, volume 30, 737–740.

6 Eskerrak

Lan hau posible izan da Eusko Jaurlaritzak eskainitako PRE-2016-1-0012 bekari eta honako diru-laguntzei esker: UPV/EHU-ko EA15/01 proiektua (UFI11/16 unitatearen bitartez), Eskualdeen Garapenerako Europako Funtsa (FEDER, gaztelaniaz) eta TEC2015-64678-R proiektua.