

Binarizovana aproksimativna entropija diferencijalno kodovanih biomedicinskih signala

Tamara Škorić, Omer Mohamoud, Dragana Bajić
Univerzitet u Novom Sadu, Departman za energetiku,
elektroniku i telekomunikacije, Centar izvrsnosti CEVAS,
Fakultet tehničkih nauka
Novi Sad, Srbija
tamara.ceranic@gmail.com, dragana.bajic@gmail.com

Nina Japundžić-Žigon, Branislav Milovanović
Medicinski fakultet / KBC Bežanijska kosa,
Univerzitet u Beogradu,
Beograd, Srbija

nzigon@med.bg.ac.rs, branislav_milovanovic@vektor.net

Sažetak—Cilj ovog rada je postupak kojim se skraćuje vreme obrade potrebne za procenu aproksimativne entropije (*ApEn*) koja se u biomedicini koristi za dijagnozu i prognozu. To je od suštinskog značaja za celodnevne holter uređaje, ali i za subjekte koji sve češće samoinicijativno osmatraju fiziološke parametre nosivim mernim uređajima, tokom vežbanja, tokom sporta, tokom spavanja, tokom rada... Entropijska analiza ima kvadratnu kompleksnost pa obrada rezultata višesatnih i celodnevnih merenja troši mnogo procesorskog vremena i, ako treba da radi u realnom vremenu, zahteva skupe procesore i jake baterije. Pored toga, podaci nad kojima se aproksimativna entropija primenjuje moraju da budu stacionarni i prečišćeni od artefakata. Postupci automatske predobrade (koja takođe troši resurse) nisu pouzdani, a skladištenje podataka za pouzdanu naknadnu vizuelnu predobradu zahteva dodatne značajne memorijske resurse koji povećavaju potrošnju nosivog uređaja a, sa druge strane, remeti komoditet potencijalnih korisnika. Predložena postupak, binarizovana aproksimativna entropija (*BinEn*) prvo uradi binarno diferencijalno kodovanje (delta modulaciju) koja ne zavisi od stacionarnosti signala, niti od artefakata, pa predobrada nije potrebna. Postupak je ubrzan jer je broj različitih vektora drastično smanjen i opriše se nad histogramima, kojih ima $2m$, a ne sa pojedinačnim vektorima kojih ima $N-m+1$ i sa kojima radi *ApEn*. Pri tome treba imati na umu da je m po pravilu od 2 do 4, a N se meri desetinama hiljada.

Ključne riječi—*Aproksimativna entropija, Binarizovana entropija, prag*

I. UVOD

Aproksimativna entropija [1, 2, 3] je jedan od najpoznatijih i najčešće primenjivanih postupaka za analizu biomedicinskih podataka. Široko je prihvaćena za proračun ključnog biomedicinskog parametra – kompleksnosti biomedicinskih nizova. Promena kompleksnosti signala srčanog ritma ili pritiska ukazuju na neželjene pojave u organizmu pre nego što ih drugi analitički postupci registruju. Verovatno je zbog toga aproksimativna entropija postala najcitiraniji postupak za analizu neurokardioloških signala. Broj citata je veći od 4000, a rast broja citata na godišnjem nivou je čak zabeležen i grafički u radu [4]. Broj modifikacija *ApEn* metode je takođe spektakularan, da pomenemo samo najznačajnije [5-8]. *ApEn* ima svoju osnovnu varijantu, gde se kompleksnost procenjuje u

odnosu na sam niz, i unakrsnu varijantu, gde se procenjuje uzajamna kompleksnost jednog niza u odnosu na drugi. *ApEn* se koristi skoro isključivo u laboratorijskom okruženju jer ima kvadratnu kompleksnost pa procena troši značajne procesorske resurse.

'*Crowdsensing*' je novi concept prikupljanja podataka civilnim senzorskim uređajima [9,10]. Razlikuje se od klasičnih bežičnih senzorskih mreža jer koristi 'pametne' telefone – procenjuje se da više od 80% svetske populacije poseduje mobilni telefon, a više od polovine su 'pametni'. Svaki takav telefon ima procesorske, komunikacione i memorijske sposobnosti malog računara, i svaki ima niz nakačenih senzora (na primer, za merenje pulsno intervala, za temperaturu, za pokrete), tako da *crowdsensing* aplikacije transformišu telefon u sredstvo za prikupljanje informacija kojima mogu da pristupe svi.

Jasno je da je količina tako prikupljenih podataka veoma velika. Kada bi se slala na centralizovanu obradu, zagušila bi telefonsku mrežu, tako da '*crowdsensing*' favorizuje concept obrade 'u lokalu' a šalju se samo rezultati. To je veoma nepraktično kada su u pitanju medicinski podaci kod kojih rezultati obrade imaju smisla samo ako izmereni signali ispunjavaju određene uslove (stacionarnost, kvalitet). Sa druge strane, korisnici '*crowdsensing*' aplikacije po pravilu žele da mere i vide rezultat pritiskom na dugme, a ne žele da ulažu dodatni napor za osiguravanje stacionarnosti i otklanjanje artefakata. Treba naglasiti da *crowdsensing* concept koristi senzore u postojećem komercijalnom uređaju a komunikacija je sa udaljenim korisnikom, za razliku od koncepta '*body area networks*' (BAN) koncepta [11], kod kojeg komuniciraju senzori smešteni na određenim lokacijama na telu.

U ovom radu se opisuje robusna modifikacija *ApEn* metode koja omogućava brzu, efikasnu i nenadgledanu primenu u biomedicinskim i '*crowdsensing*' aplikacijama. U osnovi metode je poznata osobina iz oblasti obrade govora – beskonačno klipovan signal zadržava razumljivost [12]. Drugim rečima, u [12] i u ostalim radovima na temu diferencijalne kodovane modulacije pokazano je da je informacioni sadržaj signala smešten u promena signala, a ne u apsolutnoj vrednosti signala. Iako je binarno diferencijalno kodovanje veoma grubo, naša hipoteza je da će binarizovana

entropija moći da uoči promene u signalu isto kao i originalna aproksimativna entropija [13]. Binarizacija uvodi sledeće korisne osobine: stacionarizuje signal, umanjuje uticaj artefakata i značajno smanjuje potrebne procesorske resurse.

II. UPOREDNI PRIKAZ APEN I BINEN

A. BinEn procedura

BinEn procedura počinje binarizacijom realnog signala od N odmeraka, $sx_i \in \mathbf{S}_X$, $i=1, \dots, N$:

$$x_i = \begin{cases} 0 & sx_{i+1} - sx_i \leq 0 \\ 1 & sx_{i+1} - sx_i > 0 \end{cases} \quad i=1, \dots, N-1, \quad x_i \in \mathbf{X}. \quad (1)$$

Novi niz \mathbf{X} se deli na binarne vektore $\mathbf{X}_m^{(i)}$ dužine $m \in \{1, 2, 3, 4\}$:

$$\mathbf{X}_m^{(i)} = [x_i, x_{i+\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}], \quad i=1, \dots, N-(m-1)\tau. \quad (2)$$

Kašnjenje τ međusobno udaljava elemente vektora. U većini aplikacija $\tau=1$.

U ApEn procedure vektori nisu binarni već realni. Svaki vektor je jedinstven, tako da je broj različitih vektora $N-(m-1)\tau$. U BinEn procedure vektori su binarni, tako da je broj različitih vektora 2^m . Svakom binarnom vektoru $\mathbf{X}_m^{(i)} = [x_i, x_{i+\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}]$ može da se pridruži decimalni broj k :

$$k = \sum_{n=0}^{m-1} x_{i+n\tau} \cdot 2^n. \quad (3)$$

Histogram vektora $N_X^{(m)}(k)$ je broj pojavljivanja određenog vektora u posmatranom vremenskom nizu:

$$N_X^{(m)}(k) = \sum_{i=1}^{N-(m-1)\tau} \mathbf{I}\left\{\sum_{l=0}^{m-1} x_{i+l\tau} \cdot 2^l = k\right\}, \quad k=0, 1, \dots, 2^m - 1. \quad (4)$$

Ovde $\mathbf{I}\{\cdot\}$ označava indikatorsku funkciju koja je ravna jedinici ako je uslov koji indicira ispunjen, I nuli ako nije. Očigledno, $\sum_{k=0}^{2^m-1} N_X^{(m)}(k) = N-(m-1)\tau$. Gustina verovatnoće procenjena iz histograma (“^” označava procenu) ravna je:

$$\hat{P}_X^{(m)}(k) = \frac{N_X^{(m)}(k)}{N-(m-1)\tau}, \quad k=0, 1, \dots, 2^m - 1, \quad (5)$$

Sledeći korak je naći rastojanje između svakog para vektora. U strukturama definisanim nad binarnim poljem koristi se gotovo isključivo Hemingovo rastojanje:

$$\begin{aligned} d(\mathbf{X}_m^{(i)}, \mathbf{X}_m^{(j)}) &= \sum_{k=0}^{m-1} x_{i+k\tau} \oplus x_{j+k\tau} = \\ &= \sum_{k=0}^{m-1} \mathbf{I}\{x_{i+k\tau} \neq x_{j+k\tau}\}, \quad i, j=1, \dots, N-(m-1)\tau. \end{aligned} \quad (6)$$

Znak \oplus u (6) označava logičku funkciju ekskluzivno-ili a $\mathbf{I}\{\cdot\}$ je indikatorska funkcija. Obe funkcije su ravne jedinici ako je $x_{i+k\tau} \neq x_{j+k\tau}$, u suprotnom su ravne nuli. Rastojanje između vektora je diskretna promenljiva koja može da ima

jednu od $m+1$ vrednosti, odnosno $d(\mathbf{X}_m^{(i)}, \mathbf{X}_m^{(j)}) \in \{0, 1, \dots, m\}$.

Pošto je broj različitih binarnih vektora 2^m , broj parova vektora je $2^m \cdot 2^m$ i odgovarajuće Hemingovo rastojanje popunjava matricu $2^m \cdot 2^m$ označenu sa $\mathbf{H}^{(m)}$ čiji element $h_{kn}^{(m)}$ predstavlja rastojanje između vektora čiji je decimalni represent k i vektora čiji je decimalni represent n . Za svako m se definiše jedinstvena matrica i to samo jednom. U ApEn procedure, naprotiv, mora da se uradi m realnih oduzimanja i poređenja, i da se ta procedura ponovi $[N-(m-1)\tau]^2$ puta:

$$d_{\text{REAL}}(\mathbf{X}_{ApEn\ m}^{(i)}, \mathbf{X}_{ApEn\ m}^{(j)}) = \max_{k=0, \dots, m-1} \left[|sx(i+k\tau) - sx(j+k\tau)| \right] \quad (7)$$

$$i, j = N-(m-1)\tau.$$

Sledeći korak je procena verovatnoće $\hat{p}_k^m(r)$ da su posmatrana dva vektora na rastojanju manjem od praga r . Za to je dovoljno znati histogram vektora i Hemingovu matricu:

$$\begin{aligned} \hat{p}_k^m(r) &= \Pr\{d(\mathbf{X}_m^{(k)}, \mathbf{X}_m) \leq r\} = \\ &= \frac{1}{N-(m-1)\tau} \sum_{n=0}^{2^m-1} N_X^{(m)}(n) \cdot \mathbf{I}\{h_{kn}^{(m)} \leq r\} = \\ &= \sum_{n=0}^{2^m-1} \hat{P}_X^{(m)}(n) \cdot \mathbf{I}\{h_{kn}^{(m)} \leq r\}. \end{aligned} \quad (8)$$

U ApEn procedure iste verovatnoće se računaju na sledeći način:

$$\hat{p}_{ApEn\ i}^m(r) = \frac{1}{N-(m-1)\tau} \sum_{j=1}^{N-(m-1)\tau} \mathbf{I}\{d_m(\mathbf{X}_{ApEn\ m}^{(i)}, \mathbf{X}_{ApEn\ m}^{(j)}) \leq r\}, \quad (9)$$

$$i=1, \dots, N-(m-1)\tau.$$

Jednačine (8,9) pokazuju uštedu ostvarenu BinEn procedurom: dok je broj verovatnoća u (9) ravan $N-(m-1)\tau$ (tj. desetine hiljada) i za svaku treba uraditi $m \cdot (N-(m-1)\tau)$ oduzimanja i poređenja realnih amplituda, broj verovatnoća u (8) je ravan 2^m (maksimalno 64, a najčešće ne veće od 16) a rastojanja se povlače iz Hemingove matrice.

Na kraju i BinEn i ApEn procedure formira se suma Φ koja usrednjava logaritme procenjenih verovatnoća:

$$\hat{\Phi}^{(m)}(r, N, \tau) = \frac{1}{N-(m-1)\tau} \sum_{k=0}^{2^m-1} N_X^{(m)}(k) \cdot \ln(\hat{p}_k^m(r)) = \quad (10)$$

$$= \sum_{k=0}^{2^m-1} \hat{P}_X^{(m)}(k) \cdot \ln(\hat{p}_k^m(r)).$$

$$\hat{\Phi}_{ApEn}^{(m)}(r, N, \tau) = \frac{1}{N-(m-1)\tau} \cdot \sum_{i=1}^{N-(m-1)\tau} \ln(\hat{p}_i^m(r)), \quad (11)$$

Procedura se ponavlja za vektore dužine $m+1$ i entropija se u oba slučajeva procenjuje kao razlika:

$$\hat{X}BinEn(m, r, N, \tau) = \hat{\Phi}^{(m)}(r, N, \tau) - \hat{\Phi}^{(m+1)}(r, N, \tau). \quad (12)$$

Potrebni broj operacija za procenu sume Φ prikazan je u Tabeli 1.

Faza obrade	<i>ApEn</i>	<i>BinEn</i>
Predobrada	Pregledanje signala i poluautomatsko uklanjanje artefakata; Uklanjanje sporopromenljive komponente; Testiranje stacionarnosti;	Nema;
Početak	Procena standardne devijacije: $N \cdot$ (sabiranja, oduzimanja i množenja); $N \cdot$ (deljenja, sabiranja i oduzimanja);	Binarno diferencijalno kodovanje: $N \cdot$ (oduzimanja i poređenja);
Histogram vektora	Nema;	(4): $2 \cdot (N - (m - 1)) \cdot \tau$ (m sabiranja i m množenja, poređenja, deljenja);
Razlika	(7): $m \cdot (N - (m - 1)) \cdot \tau^2 \cdot$ (oduzimanja i poređenja);	Nema; za dato m Hemingova matrica je uvek ista;
Verovatnoća	(9): $(N - (m - 1)) \cdot \tau^2$ poređenja;	(8): $2^m \cdot 2^m \cdot$ (množenja, sabiranja i poređenja);
Suma Φ	(12): $(N - (m - 1)) \cdot \tau$ (logaritmovanja i sabiranja);	(10): $2^m \cdot$ (logaritmovanja, množenja i sabiranja).

Tabela 1. Upporedni prikaz broja operacija potrebnih za procenu sume Φ u *ApEn* i *BinEn* postupku

B. Signali

Opisana *BinEn* procedura je proverena na signalima laboratorijskih Vistar normotenzivnih, i BHR granično hipertenzivnih pacova izloženih stresu. Izabrali smo da testiramo uticaj stresa na entropiju jer je ciljna korisnička grupa zdrava i pretpostavlja se da je stress osnovni factor koji remeti njihovo zdravstveno stanje. Korišćeni signali su izvedeni iz talasnih oblika pritiska, snimljenog senzorima sa bežičnim predajnikom TA11PA-C40, DSI, Transoma Medical, USA, ugrađenim u abdominalnu aortu. Učestanost odmeravanja bila je 1 kHz. Na prijemu su izdvajani signali za dalju analizu putem Dataquest A.R.T. v.4.0 softvera za analizu kardiovaskularnih signala. Sistolni pritisak definisan je kao lokalni maksimum talasnog oblika krvnog pritiska, a pulsni interval je interval između dve tačke u vremenu u kojima je rastuća promena signala najveća.

Životinje su podvrgnute stresu ‘treskanja’: stavljene su na platformu koja se tresla 200 puta u minuti. Drugi stres je ograničenje, životinje su stavljane u cevi od pleksiglasa. Eksperimenti su urađeni u skladu sa European Communities Council Direktivome of 24 novembra 1986 (86/609/EEC). Eksperiment je odbrio etički komitet Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu (odobrenje br. 1306/1–3).

III. REZULTATI

Entropija se po pravilu posmatra kao relativna mera u odnosu na ravnotežni položaj (baseline), u ovom slučaju stanje pre početka stresa. Relativne promene *BinEn* i *ApEn* prokazane su na slici 1, pri čemu *BinEn* radi sa originalnim signalom, a za *ApEn* signali se prethodno proveravaju, artefakti i sporo promenljiva komponenta se uklanjaju, i testira se stacionarnost. Može se zaključiti da relativne promene entropije zbog podvrgavanja životinja stresu ostaju statistički identične kod obe metode.

Slika 2 prikazuje relativnu promenu entropije za signale životinja, ali takođe i za tri vrste veštačkih kontrolnih signala iste srednje vrednosti i varijanse: signal sa slučajno permutovanim sadržajem (takozvani izodistributivni surogati) i pseudoslučajni signali sa uniformnom i normalnom raspodelom. Na prvi pogled rezultati obe metode (slike 2a i 2b) izgledaju isto. Tek kada se pogleda razmera na ordinati uočava se da je dinamički opseg *BinEn* oko 15%, a da je

dinamički opseg *ApEn* oko 40%. Iz toga sledi da *BinEn* neće reagovati na male promene signala koje *ApEn* može da detektuje. Ova osobina, smanjena osetljivost zbog grubog binarnog kodovanja predstavlja osnovni nedostatak *BinEn* metode.

Paradoksalno, nedostatak može da preraste u prednost, i neosetljivost na fine promene može da ublaži nedostatak koji je karakterističan za *ApEn*, a to je flip-flop efekat, odnosno eksperimentalna nekonzistentnost ove metode. To je pokazano na slici 3, koja za nekoliko skupova parametara prikazuje promenu *BinEn* i poredi nizove različitih dužina, $N = 3000$ i $N = 6000$. Pokazuje se da je ponašanje entropije identično za obe dužine. Na zasenčenom delu iste slike prikazana je i promena *ApEn*, na kojoj se opadanje entropije u stresu uočava za $N=6000$. Kada je kada je $N=3000$ *ApEn* konstatuje porast entropije u stresu, što je pogrešno i predstavlja izvanredan primer flip-flop efekta koji karakteriše kontradiktorne rezultate.

IV. ZAKLJUČAK

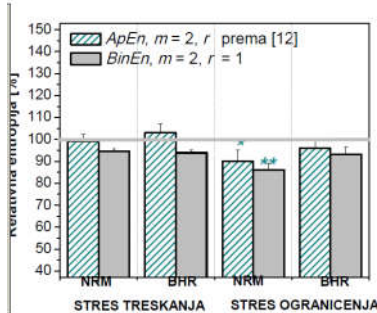
Sa brzim razvojem senzora, komunikacionih uređaja i protokola, praćenje kardiovaskularnih parametara prestalo je da bude privilegija isključivo lekara. Permanentno samoposmatranje nosivim uređajima tokom fitnesa, rekreacije, sporta, pešačenja, spavanja, rada postalo je način života. Količina signala koja se skupi tokom takvog dnevnog monitoring prilazi granicama “big data” koncepta. Ovi signali bi mogli da predstavljaju vredan izvor dijagnostičkih i prognostičkih informacija, ali se, po pravilu, iz njih procenjuju samo srednje vrednosti i varijanse, a parametri kao što je aproksimativna entropija se ne rade iz više razloga. Prvo, treba uraditi predobradu signala koja podrazumeva aktivno učešće subjekta, za šta prosečni korisnici komercijalnih fitnes i sličnih nosivih uređaja nisu zainteresovani. Drugo, potrebno CPU vreme veliko je i predstavlja izazov za bateriju. Treće, za naknadnu obradu potrebno je zapamtiti podatke, što znači da su potrebni veliki memorijski resursi što povećava potrošnju i opet zahteva naknadno učešće nezainteresovanog korisnika.

Problem koji treba rešiti je sledeći – treba proceniti aproksimativnu entropiju u realnom vremenu bez apriorne predobrade signala, treba ostvariti značajne uštede u procesorskom vremenu i potrošnji baterije, i treba obezbediti

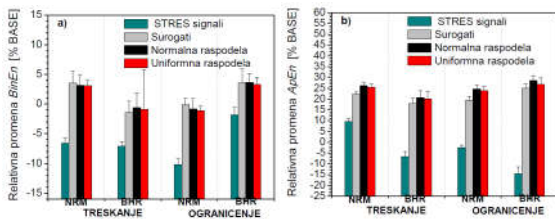
da se sve odvija automatski, kako se krajnji komercijalni korisnik, zainteresovan samo samo za rezultat, ne bi opterećivao.

Rešenje problema je binarizovanje podataka i diferencijalno kodovanje koje se i inače primenjuje kao način za stacionarizaciju signala, a binarno kodovanje eliminiše uticaj artefakata. i značajno smanjuje broj procesorskih operacija.

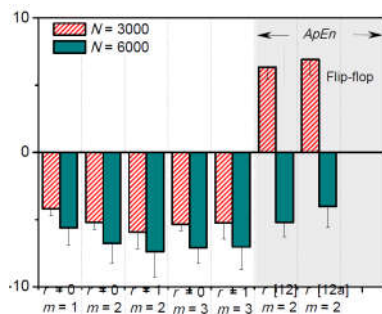
Rezultati procene entropije pomoću postupaka *ApEn* i *BinEn* praktično ekvivalentni, ali neželjena nestabilnost *ApEn* metode (flip-flop efekat) nije prisutna u *BinEn* metodi.



Slika 1. *ApEn* i *BinEn* primenjene na signalima NRM i BHR laboratorijskih pacova u stresnim uslovima.



Slika 2. *BinEn* (a) i *ApEn* (b) primenjeni na realnim i na veštačkim signalima; dinamički opseg *BinEn* metode je manji.



Slika 3. Relativna promena *ApEn* i *BinEn* u stresu: poslednja dva skupa parametara r i m kod *ApEn* metode (zasenčeni deo grafika) prikazuju izraženi flip-flop efekat koji kod *BinEn* ne postoji

ZAHVALNICA

Ovaj rad je delimično finansiran projektima Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja TR32040 i III41013. Autori zahvaljuju EU COST akciji CA15104, grupi za Body Communications, na podršci.

LITERATURA

- [1] Pincus, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. Proc. Natl Acad. Sci. U.S.A. 88:2297–2301, 1991.
- [2] Pincus, S. M. Approximate entropy (*ApEn*) as a complexity measure. Chaos 5:110–117, 1995.
- [3] Pincus, S. M. and B. H. Singer. Randomness and degrees of irregularity. Proc. Natl Acad. Sci. U.S.A. 93:2083–2088, 1996.
- [4] Yentes, J. M., N. Hunt, K. K. Schmid, J. P. Kaipust, D. Mcgrath, and N. Stergiou. The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. Ann. Biomed. Eng. 41: 349–365, 2013. (Annals of Biomedical Engineering)
- [5] Richman, J. S., and J. R. Moorman. Physiological time series analysis using approximate entropy and sample entropy. Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. 278:H2039–H2049, 2000.
- [6] Chen, W., Z. Wang, H. Xie, and W. Yu. Characterization of surface EMG signal based on fuzzy entropy. IEEE Trans. Neural Syst. and Rehabil. Eng. 15:266–272, 2007. (IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering)
- [7] Costa, M., A. L. Goldberger, and C. K. Peng. Multiscale entropy analysis of biological signals. Phys. Rev. E 71:021906-1-18, 2005. (PHYSICAL REVIEW E)
- [8] Castiglioni, P., Di Rienzo, M. How the threshold “R” influences approximate entropy analysis of heart-rate variability, Proceedings of Computers in Cardiology, Bologna, Italy, 2008, 561-564.
- [9] Ganti, R.K. Mobile crowdsensing: current state and future challenges, IEEE Communications Magazine, 49(11), (2011), 32 – 39, doi: 10.1109/MCOM.2011.6069707
- [10] Chessa, S., Corradi, A., Foschini L., Girolami, M. Empowering Mobile Crowdsensing through Social and Ad Hoc Networking IEEE Communications Magazine, 54(7), 2016, 108-114, doi: 10.1109/MCOM.2016.7509387
- [11] Arie Reichman, Jun-Ichi Tacada, Dragana Bajic, Kamyaz Yazdandoost, Wout Jozeph, Luc Martens, Christophe Roblin, Raffaele d’Errico, Carla Oliveira, Luis Correia and Matti Harmalainen: Body Communications, in: Roberto Verdone; Alberto Zanella, (Eds.): Pervasive Mobile & Ambient Wireless Communications, Springer, 2012, Hardcover, pp 609-660, ISBN 978-1-4471-2314-9
- [12] Fawe A, Interpretation of infinitely clipped speech properties, 1966, IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, VOL 14–4: 178–183.
- [13] T. Škorić, O. Mohamoud, B. Milovanović, N. Japundžić-Žigon, D. Bajić: Binarized Cross-Approximate Entropy in Crowdsensing Environment, Computers in Biology and Medicine 80C (2017) pp. 137-147

ABSTRACT

Personalised monitoring in health applications has been recognised as part of the mobile crowdsensing concept, where subjects equipped with sensors extract information and share them for personal or common benefit. Limited transmission resources impose the use of local analyses methodology, but this approach is incompatible with analytical tools that require stationary and artefact-free data. This paper proposes a computationally efficient binarised entropy *BinEn* for unsupervised cardiovascular signal processing in environments where energy and processor resources are limited. The procedure is tested on rats under shaker and restraint stress, and compared to the existing *ApEn* results.

BINARIZED APPROXIMATE ENTROPY OF DIFFERENTIALLY CODED BIOMEDICAL SIGNALS

Tamara Škorić, Omer Mohamoud, Branislav Milovanović, Nina Japundžić-Žigon, Dragana Bajić