

Pasti zajema in obdelave znotrja srčnih elektrogramov s primeri iz klinične prakse

Jernej Štublar^{1,2}, Matevž Jan², David Žižek², Damijan Miklavčič¹, Tomaž Jarm¹

¹ Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška cesta 25, 1000 Ljubljana

² Univerzitetni Klinični center Ljubljana, Zaloška cesta 7, 1000 Ljubljana

jernej.stublar@gmail.com

Pitfalls of intracardiac electrograms recoding and processing with examples from clinical cases

Abstract. Proper recoding, processing and clinical interpretation of intracardiac electrograms (iEGMs) is the fundamental tool in electrophysiological studies. Electrophysiological laboratory is a very challenging environment with numerous electronic devices that could introduce noise into iEGMs. Thus, considerable effort should be made to identify the source and minimize its impact as much as possible.

With the presented clinical cases we would like to stress, that notch filter is an effective tool in minimizing 50 Hz power line noise, however, it can also significantly alter iEGM morphology. Altered iEGM morphology can lead to inaccurate clinical interpretation and consecutively in reduced clinical efficacy.

Understanding the fundamentals of iEGM recording and processing is mandatory while developing algorithms for automatic iEGM morphology analysis, that could enable electrophysiologist to assess and effectively treat tachycardias.

1 Uvod

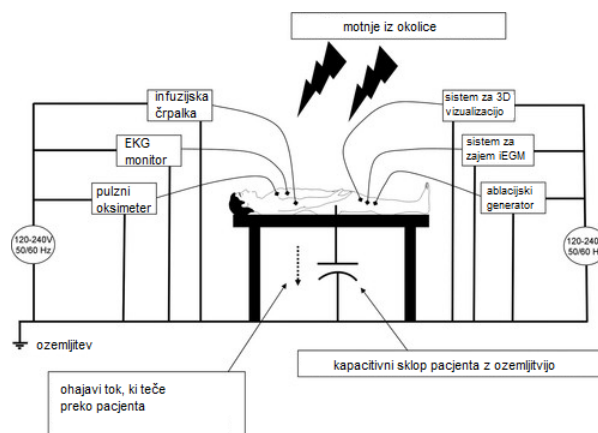
Za zdravljenje prehitrega srčnega ritma (tahikardij) je danes uveljavljena minimalno invazivna srčna elektrofiziološka (EF) preiskava. Pri EF preiskavi kardiolog elektrofiziolog z namenom diagnostike ali terapije s posebnimi EF katetri preko velikih žil dostopa do notranjosti srca. Te posege omogočajo zmogljivi računalniški sistemi za tridimenzionalno (3D) vizualizacijo EF katetrov znotraj srčnih votlin [1].

Kljub petim desetletjem tehnološkega razvoja na tem področju, ostaja teorija zajema, obdelave in interpretacije znotrja srčnih elektrogramov (iEGM) nespremenjena in še vedno predstavlja glavno orodje za razumevanje tahikardij ter posledično za klinično uspešnost vsake EF preiskave. Preko predstavljenih kliničnih primerov bomo tako poskušali opozoriti na težave, ki lahko sledijo nepravilni obdelavi ter posledično nepravilni interpretaciji signalov iEGM.

2 Elektrofiziološki laboratorij

EF laboratorij je zelo zahtevno območje za kvaliteten zajem in obdelavo signalov iEGM, saj je bolnik med

preiskavo priključen na različne elektronske naprave (slika 1), ki lahko povzročajo neželene uhajave električne tokove (angl. leakage currents) [2]. Uhajavi tokovi, ki tečejo skozi bolnika v zemljo, ustvarijo na svoji poti motilne padce napetosti, ki se na zajetem signalu kljub najkvalitetnejšim diferenčnim ojačevalnikom z velikim rejekcijskim faktorjem CMRR (angl. Common-Mode-Rejection-Ratio) odražajo kot nezanesmarljiv šum (reda vsaj nekaj 10 μV). Tako ustvarjen šum ima dominantno frekvenco pri omrežni frekvenci 50 Hz, kar je znotraj uporabnega frekvenčnega območja za signale iEGM. Klinično uporabni signali iEGM imajo na primer v področju brazgotine amplitudo reda 25 μV , kar ob prisotnosti šuma predstavlja velik izziv za kvaliteten zajem in nadaljnjo obdelavo signalov iEGM.



Slika 1. Ponazoritev običajnih zunanjih izvorov šuma v signalu iEGM. Poleg elektronskih naprav priključenih na bolnika so tu še vplivi iz okolice [2].

Za doseg ustreznega razmerja med uporabnim signalom in šumom (angl. Signal-Noise-Ratio SNR), moramo v EF laboratoriju zagotoviti ustrezno zaščito (angl. shielding) ter ozemljitev vseh elektronskih naprav. Zelo pomembno je tudi, da so napajalni ali komunikacijski kabli čim bolj oddaljeni od kablov za zajem signalov. V primeru, da kabel za zajem signalov ne more biti ločen od vira šuma (na primer kabel za dovajanje RF energije med ablacijo), moramo zagotoviti, da ne potekata vzporedno. V sodobnih sistemih za zajem signalov iEGM se uporabljajo instrumentacijski ojačevalniki z velikim CMRR, ki skupni motilni signal prisoten na obeh vhodih oslabijo za vsaj 100 dB v primerjavi s koristnim signalom

iEGM, ki ga predstavlja razlika med obema vhodoma [2].

3 Zajem znotrajsrčnih signalov

Signal srčne električne aktivnosti je zapis spreminjanja potencialne razlike med dvema elektrodama. Medtem ko signal površinskega elektrokardiograma (EKG), ki ga zajemamo s površine telesa, vsebuje prispevke električne aktivnosti celotne srčne mišice, je signal iEGM zapis lokalizirane električne aktivnosti srčnih mišičnih celic v neposredni bližini zajemalnih elektrod. Iz signala iEGM lahko razberemo 3 ključne klinično pomembne podatke za razumevanje prehajanja akcijskega potenciala iz ene vzdražne srčno-mišične celice na drugo, kar imenujemo tudi depolarizacijski val. Iz signala iEGM lahko tako določimo trenutek lokalne aktivacije (angl. Local Activation Time - LAT), kar predstavlja prehod depolarizacijskega vala tik pod elektrodo, smer potovanja depolarizacijskega vala ter kompleksnost oziroma homogenost širjenja depolarizacijskega vala [3].

Pri unipolarni konfiguraciji zajema signala iEGM je ena od elektrod v stiku s preiskovanim delom srčne mišice (aktivna ali merilna elektroda, vhod +), druga elektroda pa mora biti oddaljena od srca (referenčna elektroda, vhod -). Referenčna elektroda je lahko fizično ena od EKG elektrod, elektroda za zajem signala iEGM v veliki votli veni ali pa je to Wilsonov centralni potencial (angl. Wilson central terminal - WCT), ki je iz ekstremitetnih odvodov signala EKG (standardni odvodi I, II in III) izračunano električno središče srca. Ko depolarizacijski val potuje proti aktivni pozitivni elektrodi, vidimo na signalu pozitiven odklon. Ko depolarizacijski val potuje stran od elektrode, vidimo na signalu negativni odklon. Pri potovanju depolarizacijskega vala mimo aktivne elektrode ima tako unipolarni signal iEGM značilno obliko s pozitivnim in negativnim vrhom, kjer točka največje negativne strmine (največji $-dV/dt$) predstavlja LAT tkiva pod aktivno elektrodo [3]. Ker unipolarni signal iEGM zajema potencialno razliko med zelo oddaljenima elektrodama, je njegova največja pomanjkljivost velik prispevek električne aktivnosti oddaljenih področij (angl. far-field signal iEGM) ter večja prisotnost šuma.

O bipolarnem signalu iEGM govorimo takrat, ko sta pozitivna in negativna elektroda blizu skupaj in je tako zajeti signal iEGM razlika električne aktivnosti tkiva med obema elektrodama. Ključna prednost tako zajetega signala je, da je šum bolje odstranjen. Bližje kot sta obe elektrodi (v klinični praksi se uporablja razdalja 2 mm ali manj), bolj je v takem bipolarnem signalu iEGM izražena lokalna komponenta (angl. near field signal iEGM), ki je ključna za pravilno klinično interpretacijo signalov iEGM in razumevanje različnih tahikardij.

Amplituda bipolarnega signala iEGM je zelo odvisna od smeri aktivacije glede na smer zveznice med obema elektrodama in je največja v primeru širjenja

aktivacije vzdolž te zveznice (od ene elektrode proti drugi) ter je enaka nič v primeru širjenja aktivacije pravokotno na smer zveznice med elektrodama. Poleg tega vplivajo na amplitudo bipolarnega iEGM tudi hitrost širjenja aktivacije, masa aktiviranega mišičnega tkiva ter razdalja med elektrodama. Kljub temu, da na amplitudo bipolarnega iEGM vpliva toliko faktorjev, je prav razlika amplitude med najnižjim ter najvišjim vrhom (angl. peak-to-peak voltage) najpogosteje uporabljen objektivni parameter v klinični praksi. Na primer, če je v nekem področju prekata napetost med obema vrhoma bipolarnega signala iEGM večja kot 1,5 mV, je to najverjetneje področje normalne električne aktivnosti in s tem zdrave srčne mišice. To je splošno sprejeto pravilo v trenutni klinični in raziskovalni praksi [3]. V primeru bipolarnih signalov iEGM zajetih v predvorih pa je področje brazgotine definirano s peak-to-peak amplitudo manjšo kot 0,1 mV [4].

4 Obdelava znotrajsrčnih signalov

Vsi trenutno dostopni sistemi za zajem signalov iEGM omogočajo sočasen zajem vsaj 40 signalov iEGM, njihovo analogno-digitalno pretvorbo z vzorčno frekvenco vsaj 1.000 Hz. Naprave imajo vgrajene različne filtre za izločitev motenj ter omejitev pasovne širine signala samo na območje s koristno elektrofiziološko vsebino. Velja namreč, da prispevek različnih vrst šuma v zajetem signalu narašča s širjenjem pasovne širine [5]. V trenutni klinični praksi velja, da je glavnina uporabne informacije signala iEGM v območju od 0 Hz do 300 Hz (tabela 1) [3].

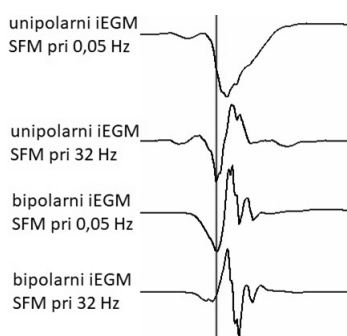
4.1 Vpliv visokoprepustnega filtra

V nizkofrekvenčnem delu spektra signala iEGM se poleg uporabne informacije nahaja tudi šum zaradi premikanja srčnega katetra (mehanska motnja zaradi dihanja in utripanja srca), kar povzroči nizkofrekvenčno premikanje osnovnega nivoja signalov (angl. baseline drift) [2]. Postavitev spodnje frekvenčne meje pasovno prepustnega filtra za unipolarni signal iEGM je v klinični praksi tako vedno kompromis med iskano uporabno informacijo (slika 2) in stabilnostjo prikaza signala iEGM. Omenili smo že, da bipolarni signal iEGM nima toliko uporabne informacije pri nizkih frekvencah, saj ga ne uporabljamo za določitev smeri širjenja depolarizacijskega vala, zato se je za spodnjo mejo uporabnega frekvenčnega območja bipolarnih signalov iEGM uveljavila meja pri 30 Hz (tabela 1).

4.2 Vpliv nizkoprepustnega filtra

V trenutni klinični praksi lahko zajemamo signale iEGM z vzorčno frekvenco 4.000 Hz ter zgornjo mejo pasovno prepustnega filtra pri 2.000 Hz. S frekvenčno analizo zajetega iEGM signala smo podobno kot sledi iz iz literature [3] potrdili, da je večina uporabnega signala iEGM pri frekvencah nižjih od 300 Hz. V klinični

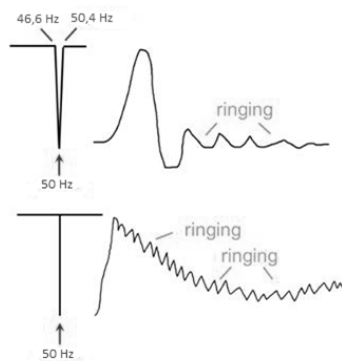
praksi smo tako obdržali splošno uveljavljeno vzorčno frekvenco pri 1.000 Hz ter zgornjo mejo pasovno prepustnega filtra pri 500 Hz (tabela 1) kar izpolnjuje tudi zahteve Shannon-Nyquistovega teorema, kjer mora biti vzorčna frekvenca dvakrat višja od željene frekvenčne vsebine zajetega signala.



Slika 2. Ponazoritev oblike unipolarnega in bipolarnega signala ter vpliva spodnje frekvenčne meje (SFM) pasovno prepustnega filtra. Črta predstavlja točko LAT. (Prirejeno po: slideshare.net, 2019)

4.3 Vpliv pasovno zapornega filtra

Za izločitev šuma omrežne frekvence 50 Hz ima vsak sistem za zajem signalov iEGM možnost uporabe dodatnega pasovno zapornega filtra (angl. notch filtra), ki iz signala odstrani vsebino v ozki okolici nastavljeve centralne frekvence (pri nas 50 Hz). Z vklopom notch filtra pa žal neizogibno odstranimo tudi del koristnega signala iEGM ter vnesemo popačitve v signal zaradi faznega zamika ter tako imenovanega ringing efekta (slika 3) [6].



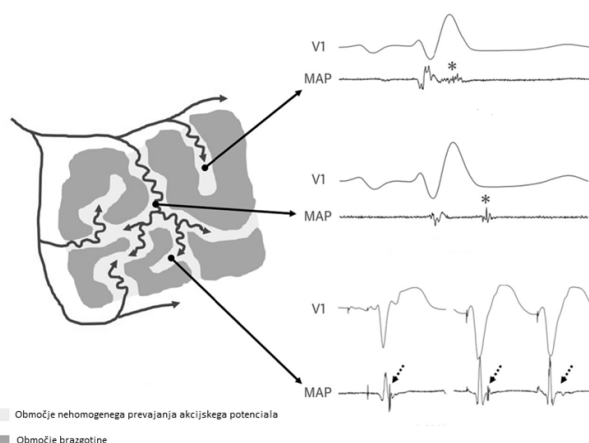
Slika 3. Prikaz vpliva realnega notch filtra na zvonjenje (zgoraj). Teoretični prikaz vpliva idealnega notch filtra, ki lahko zvoni v neskončnost (spodaj) (Prirejeno po: [6]).

Tabela 1. Pregled uporabljenih spodnjih in zgornjih mej pasovno prepustnih filtrov pri zajemu elektrofiziološke aktivnosti srca v trenutni klinični praksi.

	Zgornja meja	Spodnja meja
Signal EKG	0,5 Hz	100 Hz
Bipolarni signal iEGM	30 Hz	500 Hz
Unipolarni signal iEGM	0,5 – 2 Hz	500 Hz
Nefiltrirani unipolarni signal iEGM	0,05 Hz	500 Hz

5 Primeri iz klinične prakse

V okolici frekvence 50 Hz imajo največ uporabne informacije signali iEGM pljučnih ven ter tudi nizko-amplitudni kompleksni fragmentirani signali iEGM (signali z več kot dvema vrhovoma), ki so posledica nehomogenega širjenja depolarizacijskega vala v področju brazgotine (slika 4) in povzročajo t.i. krožečo tahikardijo [2, 7, 8]. V klinični praksi je odkritje in odprava kompleksnih fragmentiranih signalov iEGM ključna za klinično uspešnost vsake EF preiskave, vendar je kompleksen fragmentiran signal iEGM lahko tudi posledica popačitve ob nepravilnem zajemu teh signalov [8].

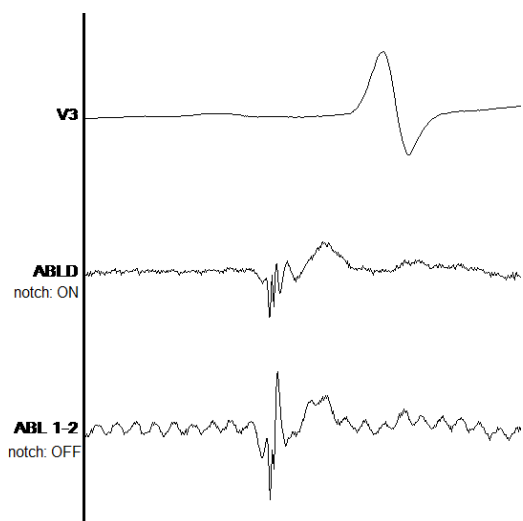


Slika 4. Prikaz zajetega signala iEGM na različnih področjih brazgotine. Z zvezdico je označen kompleksen fragmentiran signal iEGM. S puščico je prikazano razkritje (zakasnitev) lokalne komponente signala iEGM ob stimulaciji. (Prirejeno po: [6]).

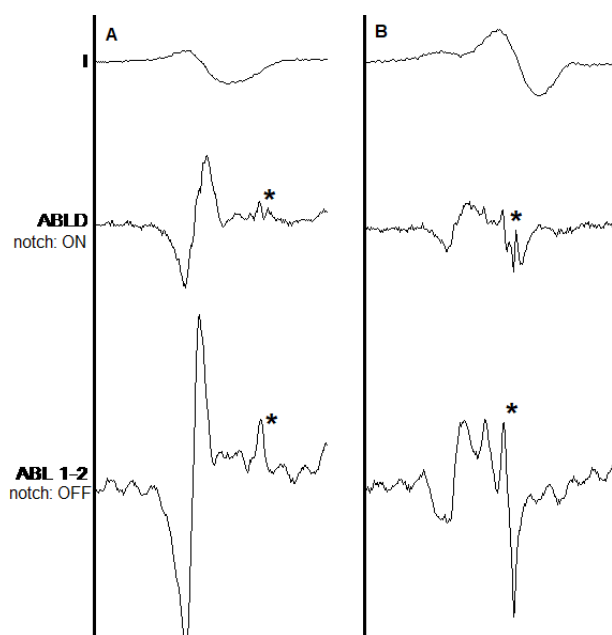
Popačitve so lahko neusklajene z utripanjem srca, na primer kot posledica premikanja (dihanja), medsebojnega dotikanja dveh merilnih elektrod EF katetra ter električne aktivnosti okoliških mišic (ne srčne mišice) [8]. Te popačitve lahko v klinični praksi dokaj enostavno prepoznamo, saj mora biti opazovani signal iEGM ponovljiv preko več utripov ob stabilni legi EF katetra. Za klinično interpretacijo so tako bolj problematične popačitve, ki so usklajene z utripanjem srca in se pojavljajo ob vsakem utripu.

Uporaba notch filtra nam v rutinski klinični praksi izboljša razmerje med uporabnim signalom in šumom v signalu iEGM, vendar se moramo hkrati zavedati pasti take obdelave. Zaradi faznega zamika, ki ga vnaša uporabljeni filter, se lahko zelo spremeni oblika signala iEGM, kjer se lahko amplituda zmanjša tudi za polovico in se pojavijo dodatni vrhovi, ki spominjajo na prej opisane patološke kompleksne fragmentirane signale iEGM (slika 5) [8, 9].

Oblika preučevanega signala iEGM se lahko spremeni tudi zaradi že omenjenega ringing efekta, ki ob uporabi notch filtra vnaša popačitve levo in desno od maksimalnega vrha preučevanega signala iEGM, kar nas lahko zavede, da normalen signal iEGM zamenjamo za patološki (slika 6) [9], kar ima za posledico neustrezno klinično interpretacijo.



Slika 5. Prikaz zajetega signala iEGM z EF ablacijskim katetrom v stiku z zdravo srčno mišico. ABLD z vključenim notch filtrom, ABL 1-2 brez vključenega notch filtra pri istih nastavitvah pasovno prepustnega filtra (30 Hz - 500 Hz).



Slika 6. Prikaz zajetega signala iEGM z EF ablacijskim katetrom v področju brazgotine, kjer je z zvezdico označena pozna komponenta signala iEGM. A: oddaljena komponenta signala iEGM se zaradi notch filtra spremeni v patološki signal iEGM. B: lokalna komponenta signala iEGM normalnih amplitud se zaradi notch filtra spremeni v patološki signal iEGM.

6 Zaključek

Pri klinični interpretaciji se zanašamo na specifične vzorce in obliko signala iEGM, ki se lahko povsem spremeni ob neustrezni obdelavi signala iEGM. V tem pogledu je najbolj problematična uporaba notch filtra, kar smo pokazali na treh kliničnih primerih, ki so po našem mnenju dovolj nazorni, da se notch filter preneha

uporabljati v klinični praksi. V vsakem EF laboratoriju moramo tako storiti vse, da zmanjšamo 50 Hz šum iz omrežja in tako odpravimo potrebo po uporabi notch filtra.

V zadnjem obdobju se razvijajo avtomatski algoritmi za analizo oblike signalov iEGM s pomočjo katerih bi lahko razlikovali med lokalno in oddaljeno komponento signala iEGM, kar bi bistveno pripomoglo k razumevanju in klinični uspešnosti zdravljenja tahikardij. Pri razvoju teh avtomatskih algoritmov je ključno poznavanje osnovnih zakonitosti zajema in obdelave signalov iEGM, pri čemer mora biti analiza osnovana na realnih surovih signalih iEGM brez vnesenih umetnih popačitev.

Literatura

- [1] J. Štublar, T. Jarm: Zdravljenje motenj srčnega ritma, Življenje in tehnika 11/19, november 2019.
- [2] KL. Venkatachalam, JE. Herbrandson, SJ. Asirvantham: Signals and Signal Processing for the Electrophysiologist Part I: Electrogram Acquisition. Circ Arrhythm Electrophysiol. 2011;4:965-973.
- [3] ZF. Issa, JM. Miller, DP. Zipes: Clinical Arrhythmology and Electrophysiology 2nd edition, 2012.
- [4] NMS. De Groot, MJ. Schalij, K. Zeppenfeld, et al.: Voltage and Activation Mapping How the Recording Technique Affects the Outcome of Catheter Ablation Procedures in Patients With Congenital Heart Disease. Circulation 2003; 2099-2106.
- [5] Northrop, R. (2018). Non-Invasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis. Boca Raton: CRC Press, <https://doi.org/10.1201/9781315117690>
- [6] SS. Po: Warren Jakman's Art of War: A Sniper's Approach to Catheter Ablation, 2019.
- [7] SR. Dukkupati, JS. Koruth, S. Choudry, et al.: Catheter Ablation of Ventricular Tachycardia in Structural Heart Disease Indications, Strategies, and Outcomes—Part II. Journal of the American College of Cardiology. 2017, 70(23), 2924–2941. doi:10.1016/j.jacc.2017.10.030.
- [8] JMT. De Bakker, FHM. Wittkampf: The Pathophysiologic Basis of Fractionated and Complex Electrograms and the Impact of Recording Techniques on Their Detection and Interpretation. Circulation : Arrhythmia and Electrophysiology. 2010, 3(2), 204–213. doi:10.1161/circep.109.904763.
- [9] M. Martínez-Iniesta, J. Rodenas, R. Alcaraz, JJ. Rieta: "Application of the stationary wavelet transform to reduce power-line interference in atrial electrograms," 2017 Computing in Cardiology (CinC), Rennes, 2017, pp. 1-4, doi: 10.22489/CinC.2017.112-049.