

VIRTUELNI INSTRUMENT ZA MERENJE IMPEDANSE ELEKTRODA

Milica Piperski, Dragana Miljković
Elektrotehnički fakultet, Beograd

Nagrađeni rad mladog istraživača – komisija ME

Sadržaj – Impedansa elektroda direktno utiče na kvalitet snimanja elektrofizioloških signala. To je razlog što EEG uređaji imaju integrisanu funkciju za procenjivanje impedanse elektroda pre merenja. EKG i EMG uređaji nemaju ovu funkciju, a i kod njih impedansa elektroda jako utiče na kvalitet snimanja. Elektrofiziološki signali se danas skoro isključivo snimaju uređajima koji koriste računar sa A/D konvertorom, pa smo i mi odabrali da razvijemo merač impedanse na istoj hardverskoj osnovi. Koristili smo programski paket LabVIEW 6.1 (National Instruments, Austin, Texas) i A-D karticu sa analognim izlazom, a za izračunavanje impedanse odabrali metod razdelnika napona. Novi uređaj za merenje impedanse elektroda automatski menja učestanost pobudnog prosto-periodičnog signala, i istovremeno meri napon na krajevima elektroda. Na taj način se dobijaju uparene vrednosti napona i struja, i automatski izračunava impedansa u frekvencijskom opsegu od 0.01 Hz do 1 kHz s obzirom da je snaga elektrofizioloških signala koncentrisana u tom domenu. Evaluacija sistema je urađena poređenjem rezultata dobijenih novim instrumentom i laboratorijskim instrumentom Hewlett Packard 4263B LCR metar na setu otpornika i kondenzatora. Relativna greška pri poređenju sa tačnim vrednostima je bila manja od 6%, što je za merenje impedanse elektroda sasvim zadovoljavajuće.

1. UVOD

U Laboratoriji za Biomedicinsko inženjerstvo i u Inovacionom centru Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu u saradnji sa Fakultetom tehničkih nauka u Novom Sadu razvijaju se virtuelni instrumenti (VI) za akviziciju biomedicinskih signala. Za razliku od konvencionalnih instrumenata koji su specijalizovani i teško prilagodljivi za individualne nove zahteve korisnika virtuelni instrumenti koriste otvorenu arhitekturu personalnih računara i hardver akvizicionih ploča pa time daju mnogo veću fleksibilnost i direktnu mogućnost primene u integrisanim informacionim tehnologijama u zdravstvu. Uzimajući u obzir široku rasprostranjenost personalnih računara i njihovu cenu, razvoj VI se pokazao sa ekonomskog aspekta opravdanim. Mi već duže vreme radimo na razvoju VI sa medicinskim primenama (virtuelni EKG, virtuelni EMNG, itd), [10, 11, 12, 13]. Primenjujući neke od ranije projektovanih i realizovanih uređaja se pokazala potreba za procenom karakterizacije impedanse mernih elektroda, i to nas je navelo da razvijemo novi VI koji omogućuje merenje impedanse na različitim učestanostima.

2. METODA MERENJA IMPEDANSE

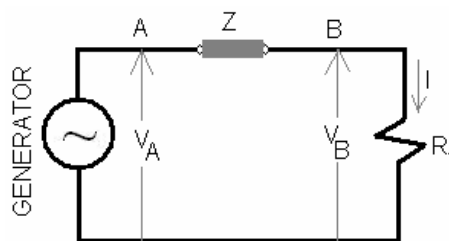
Impedansa je bitan parametar karakterizacije električnih kola i njihovih komponenti. Od posebnog interesa je poznavanje reaktivne i aktivne komponente jer ovi parametri direktno utiču na prenosne karakteristike kola. U medicinskim merenjima sa površinskim elektrodama, elektroda i koža imaju kapacitivno-otporne osobine kod kojih

i termogena otpornost R , i kapacitivnost C zavise od učestanosti [1, 2, 3, 8]. Elektrofiziološki signal ima dominantnu snagu u opsegu od približno 0.01 Hz to 1 KHz. Impedansa elektrode treba da bude što je moguće manja i da kapacitivnost na spoju bude što je moguće manja. Preciznije, merenje je moguće samo ako je impedansa u opsegu od 1 do 5 k Ω , a fazno kašnjenje zbog kapacitivnosti manje od 30°.

Pri posmatranju električnih kola u ustaljenom režimu sa prostoperiodičnim naponima i strujama se impedansa (Z) definiše kao odnos fazora napona i struje. Taj odnos je kompleksni broj:

$$Z = R + jX = |Z| \cdot e^{j\theta} \quad (1)$$

Za merenje impedanse u opsegu frekvencija do 1kHz odabrali smo jednostavni razdelnik napona i merenje napona u dve tačke (Sl. 1), [7].



Sl. 1: Šema električnog kola za merenje nepoznate impedanse elektrode Z

Jednačina koja određuje impedansu na osnovu merenih napona u tačkama A i B je:

$$Z = \frac{V_A - V_B}{I} = \frac{V_A - V_B}{V_B} R_1 \quad (2)$$

Pri ovome je pretpostavljeno da voltmetri imaju mnogo veću unutrašnju otpornost u odnosu na merenu impedansu i poznatu otpornost R_1 .

$$R = R_1 \left(\frac{V_A}{V_B} \cos \phi - 1 \right), \quad X = R_1 \frac{V_A}{V_B} \sin \phi \quad (3)$$

Vrednosti realnog i imaginarnog dela nepoznate impedanse se izračunavaju koristeći formule:

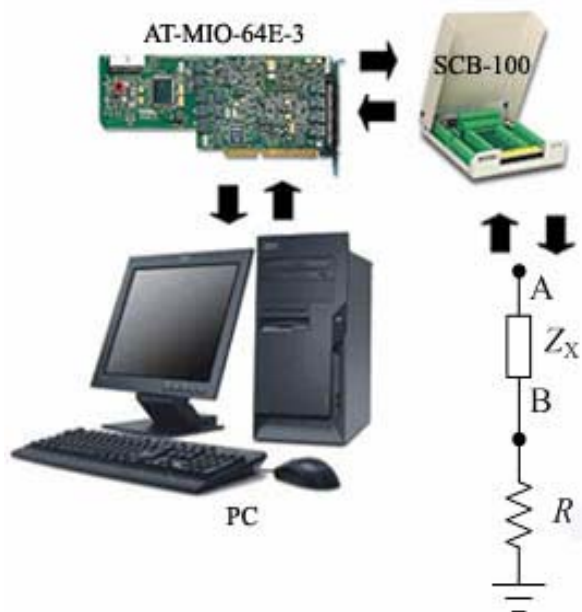
U prethodnoj jednačini je ugao ϕ fazna razlika između napona V_A i V_B . Konačno, vrednosti koje su od interesa su:

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2}, \quad \text{tg} \Theta = \frac{X}{R} \quad (4)$$

3. HARDVER VIRTUELNOG UREĐAJA

Šematski prikaz hardverskih komponenti virtuelnog merača impedanse (VMI) je prikazan na Sl.2. Generator na Sl. 1 je analogni izlaz sa A/D konvertora (AT-MIO-64E-3, National Instruments) koji je deo personalnog računara. Računar meri i memoriše napone u tačkama A i B kola na Sl.

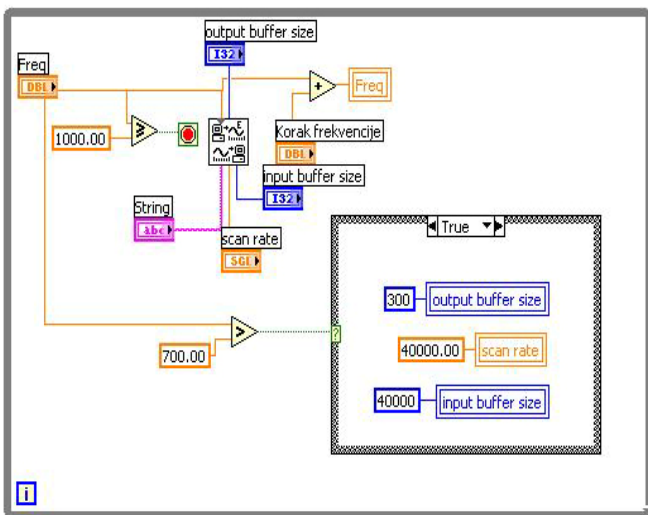
1 koristeći dva analogna ulaza na pomenutoj A-D ploči. Signali u tačkama A i B se dalje koriste za računanje impedanse na način opisan u prethodnoj tački.



Sl.2. Hardver VMI

4. PROGRAMSKA REALIZACIJA VMI

Virtuelni uređaj za merenje impedanse realizovan je u LabVIEW okruženju. LabVIEW 6.1 softverski paket omogućava modularno i hijerarhijsko programiranje i jednostavnu nadgradnju virtuelnih instrumenata, [9].



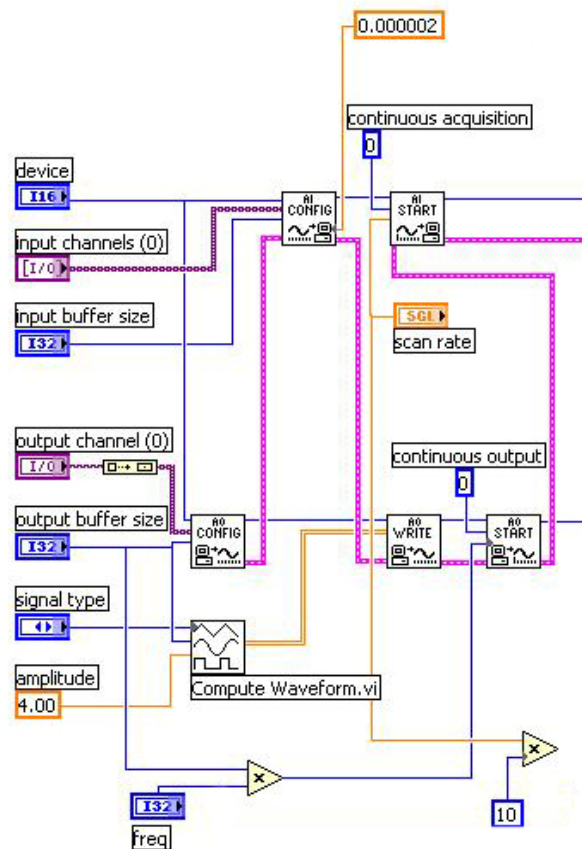
Sl.4. Dijagram dela programa za automatsko podešavanje frekvencije i parametara akvizicije

Softverska realizacija merača impedanse sastoji se iz dva dela: akvizicionog dela i offline obrade podataka. U akvizicionom delu snimaju se naponi u tačkama A (kanal 0) i B (kanal 1) za različite frekvencije generisanog sinusoidalnog signala u tački A. Podaci se smeštaju u datoteku radi kasnije offline analize. Za svaku frekvenciju generatora snimanje signala traje 5 sekundi. Statističkom analizom greške je utvrđeno da je minimalan broj ponavljanja merenja za svaku frekvenciju 50, da bi se dobila tačnost od 1%. Početna frekvencija na kojoj se snima impedansa se bira, a vrednost se zatim automatski povećava

sa frekvencijskim korakom koji korisnik takođe može podešava po želji. Merenje impedanse se na taj način obavlja od zadate početne vrednosti frekvencije do željene frekvencije u opsegu do 1 kHz (Sl.3).

U skladu sa promenom frekvencije podešena je automatska promena svih parametara važnih za akviziciju signala: frekvencija odabiranja, broj odbiraka koji se čitaju u jedinici vremena, veličina ulaznog i izlaznog bafera. Optimalne vrednosti parametara na svakoj frekvenciji određene su heurističkim putem.

Kontinualna akvizicija se obezbeđuje stavljanjem vrednosti 0 na ulaz "number of scans to acquire" funkcije označene ikonom AI START. Kao najmanja moguća vrednost kašnjenja između kanala (kanali 0 i 1), zadata je vrednost 2 μ s na ulazu "interchannel delay" funkcije označene ikonom AI CONFIG. U programu je podešeno da početna brzina čitanja podataka iz "kružnog" bafera bude 20000 odbiraka u sekundi. Ova brzina se povećava sa povećanjem frekvencije generisanog signala. Generisanje signala koji računar šalje na konektorsku ploču je realizovano pomoću funkcije označene ikonom COMPUTE WAVEFORM, Sl.5.

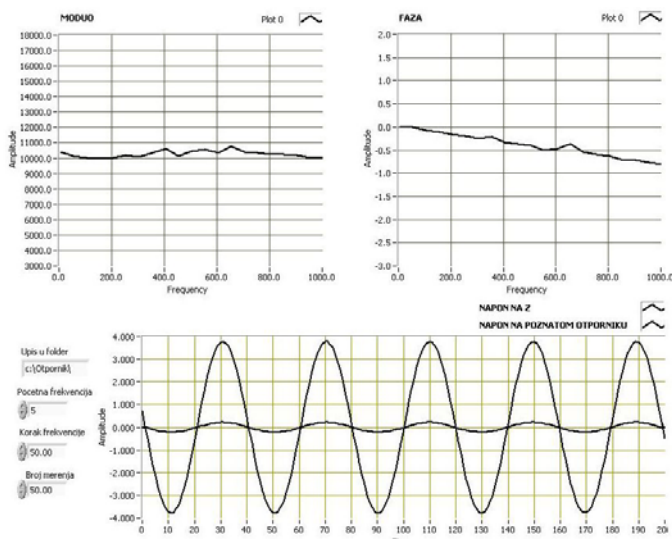


Sl. 5. Dijagram dela programa za podešavanje parametara akvizicije

Offline obrada snimljenih podataka uključuje sledeće korake:

- pozivanje odgovarajućih datoteka sa snimljenim vrednostima napona u tačkama A i B;
- računanje modula i faze za svaku od zadatih frekvencija prema napred ranije napisanim formulama;
- određivanje srednje vrednosti Z i Θ za svaku frekvenciju na osnovu 50 izvršenih merenja.

Interfejs za obradu podataka i grafički prikaz amplitudske i fazne karakteristike impedanse dat je na Sl.5. Osim prikaza karakteristika impedanse, korisnik može off-line da prati i talasne oblike napona na nepoznatoj impedansi Z i poznatom otporniku R , Sl. 6.



Sl. 5. VMI interfejs

5. REZULTATI MERENJA

Za test merenja odabrani su jedan otpornik ($10\text{ k}\Omega$) i jedan kondenzator (95 nF). Početna frekvencija je 5 Hz . Merenje je izvršeno sa korakom od 50 Hz do frekvencije 1 kHz . Naponski sinusoidalni signal koji generiše personalni računar ima amplitudu 4 V . Na svakoj frekvenciji je izvršeno 50 merenja, i izračunata srednja vrednost sa ciljem dobijanja što preciznijih rezultata, Tabela 1 i Tabela 2. Poznati otpornik ima vrednost $590\ \Omega$. Tačne vrednosti su na frekvencijama 100 Hz i 1 KHz izmerene na Hewlett Packard 4263B LCR-metru. Uočeno je linearno opadanje faze koje se posledica sistematske greške.

Tabela 1. Rezultati eksperimentalnih merenja ($R=10\text{ k}\Omega$)

frekvencija (Hz)	moduo (Ω)	faza ($^\circ$)
5	10376	0.007
55	10230	-0.11
105	10170	-0.077
155	9989	-0.102
205	10025	-0.155
255	10174	-0.196
305	10063	-0.249
355	10338	-0.209
405	10597	-0.326
455	10136	-0.376

505	10441	-0.401
555	10538	-0.505
605	10357	-0.476
655	10556	-0.374
705	10414	-0.551
755	10348	-0.589
805	10260	-0.623
855	10235	-0.720
905	10179	-0.716
955	10052	-0.771
1005	10105	-0.810

Tabela 2. Rezultati eksperimentalnih merenja – kondenzator ($C=95\text{ nF}$)

frekvencija (Hz)	moduo (Ω)	faza ($^\circ$)
5	198567	-7.800
55	28662	-84.816
105	15093	-86.697
155	10435	-87.753
205	7951	-88.098
255	6342	-88.271
305	5378	-88.500
355	4570	-88.562
405	4003	-88.678
455	3596	-88.735
505	3280	-88.716
555	2953	-88.837
605	2710	-88.918
655	2548	-88.960
705	2303	-88.056
755	2175	-88.899
805	2053	-88.946
855	1931	-88.956
905	1834	-89.004

955	1737	-89.028
1005	1640	-89.063

Vrednosti izmerene na Hewlett Packard RLC-metru na frekvencijama 100Hz i 1kHz su prikazane u Tabeli 3 i 4:

Tabela 3: Otpornik ($R=10\text{ k}\Omega$):

frekvencija (Hz)	moduo (Ω)	faza ($^\circ$)
100	10003	-0.01
1000	10003	-0.01

Tabela 4: Kondenzator ($C=95\text{ nF}$):

frekvencija (Hz)	moduo (Ω)	faza ($^\circ$)
100	16636	-89.32
1000	1687	-89.18

6. ZAKLJUČAK

Realizovani virtuelni merač impedanse radi u opsegu frekvencija od 0.01 Hz do 1 kHz. Najveća greška merenja u je 6 %. Ovaj rezultat je potpuno zadovoljavajući za snimanje elektrofizioloških signala (EKG; EEG; EMG, i slično). Dalji razvoj ovog uređaja je usmeren na minimizaciju parazitnih efekata, ubrzavanje postupka, i mogućnost merenja impedanse na višim učestanostima. Merenja impedansi na višim učestanostima imaju poseban značaj u nizu ispitivanja tkiva i kože. Ovim proširenjem frekvencijskog opsega merenja omogućila bi se primena ovog uređaja na određivanje količine intracelularne i ekstracelularne tečnosti u tkivima što je od značaja u nutricionističkim istraživanjima, [4, 5, 6].

LITERATURA

- [1] A. Ivorra, J. Aguilo, "New Five – Electrode Method for Impedance Measurement", *Proc. XI International Conference on Electrical Bio-Impedance*, pp. 263-266, Oslo, 2001.
- [2] L.M. Livshitz, J. Mizrahi, P.D. Einziger, "Interaction of Array of Finite Electrodes With Layered Biological Tissue: Effect of Electrode Size and Configuration", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, pp. 355–361, 2001.
- [3] R.J. Liedtke, "Principles of Bioelectrical Impedance Analysis", http://www.rjlsystems.com/docs/bia_info/principles/
- [4] B.L. Heitmann, "Prediction of body water and fat in adult Danes from measurement of electrical impedance. A validation study", *Int J Obes*, Sep 1990.
- [5] B.L. Heitmann, S.S. Sorensen, B. Isaksson, "The use of the body impedance measurement technic for calculating body fat mass. A validity study", *Ugeskr Laeger*, vol.151, pp. 2588-91, 1989.

- [6] C.J. Barok, D.A. Schoeller, "Validation of bioelectric impedance spectroscopy for body water component modeling in simulated microgravity", Department of Nutritional Sciences, University of Wisconsin, Madison, WI 53706.
- [7] *Impedance Measurement Handbook*, Agilent Technologies, December 2003.
- [8] D.B. Popović, M.B. Popović, *Biomedicinska instrumentacija i merenja*, Nauka, Beograd, 1997.
- [9] *Labview User Manual*, National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA, 1998.
- [10] R. Petrović, N. Jorgovanović, S. Došen, "Praćenje i snimanje EKG signala na računaru", Zbornik XLVII konf. ETRAN 2003, Herceg Novi, 2003.
- [11] R. Petrović, D. B. Popović, D. Bojanić, "Telemonitoring EKG signala preko lokalne računarske mreže", Zbornik XI konf. Telfor, Beograd, 2003.
- [12] M. Piperski, D. B. Popović, "Virtuelni instrument za merenje evociranih potencijala površinskih nerava: elektroneurografija i EMG refleksologija", Zbornik IX konf. Informacionih tehnologija 2004, Zabljak, 2004.
- [13] M. Piperski, D. B. Popović, "Audio virtuelni instrument za merenje elektromiografskih signala i manuelnu detekciju potencijala motornih jedinica", Zbornik XLVIII konf. ETRAN 2004, Čačak, 2004.

ZAHVALNICA

Realizaciju ovog projekta je delimično pomoglo Ministarstvo za nauku i zaštitu životne sredine Srbije, Beograd. U toku razvoja virtuelnog uređaja, veliku pomoć je pružio prof. Dejan Popović sa Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu.

Abstract – The electrode impedance directly affects the quality of electrophysiological measurements. This is why all EEG recording systems integrate an electrode assessment device that is used before each recording. The ECG and EMG recorders do not have this feature, although the high impedance greatly reduces the quality of recordings. The electrophysiological data acquisition systems today typically use a PC-based computer and A/D card. This was the reason that we selected the same configuration as the platform. We applied the LabVIEW 6.1 software and an A/D card with the analog output. The voltage divider composed of the unknown impedance and known resistor was used as the interface for this virtual instrument. The new virtual instrument automatically changes the frequency and works in the range form 0.01 Hz to 1 kHz since the power content of electrophysiological signals is within this range. The evaluation of the system was performed by comparing the results obtained with the new virtual instrument and the laboratory system Hewlett Packard 4263B LCR meter. The relative error between the exact and VI measurements was bellow 6% , being good enough for the assessment of electrophysiological electrodes.

VIRTUAL INSTRUMENT FOR IMPEDANCE CHARACTERIZATION OF ELECTRODES

Dragana Miljković, Milica Piperski