

GENERÁTOR BUDIACEHO SIGNÁLU KARDIOSTIMULÁTORA V PROSTREDÍ MATLAB

Ivana Gálová, Maroš Šmondrk, Mariana Beňová

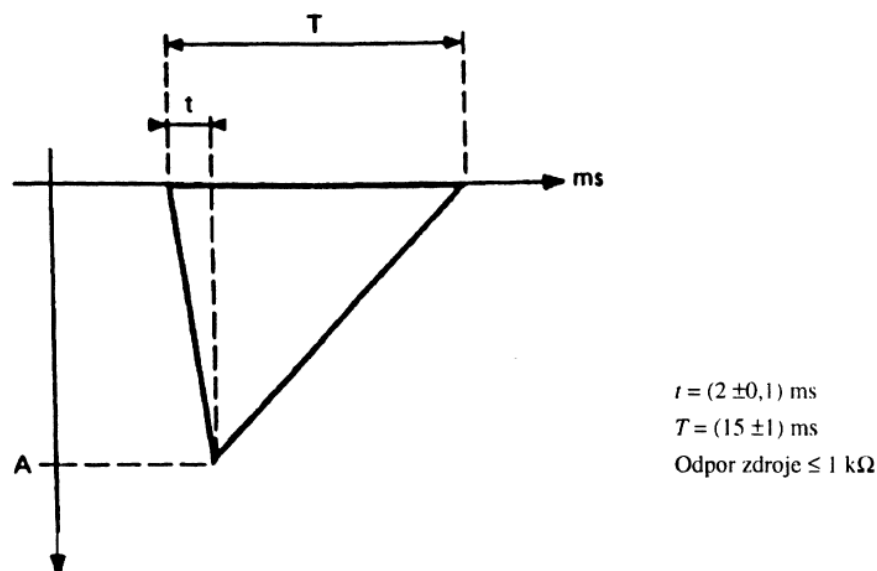
Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva, elektrotechnická fakulta, Žilinská univerzita v Žiline, Slovensko

Abstrakt

V oblasti liečby kardiologických ochorení má liečba kardiostimulačným zariadením nezastupiteľné postavenie. V prípadoch, keď medikamentózna liečba je nedostačujúca a pacient je čakaťom na transplantáciu srdca, predstavuje podpora funkcie myokardu kardiostimulátorom jediná možnosť pre zachovanie života pacienta. Článok sa zaoberá vytvorením softvérovej aplikácie v prostredí MATLAB, pomocou ktorej je možné namodelovať vhodný budiaci signál pre testovanie základných charakteristík implantabilných zariadení a vytvorením pracoviska pre ich meranie.

1 Úvod

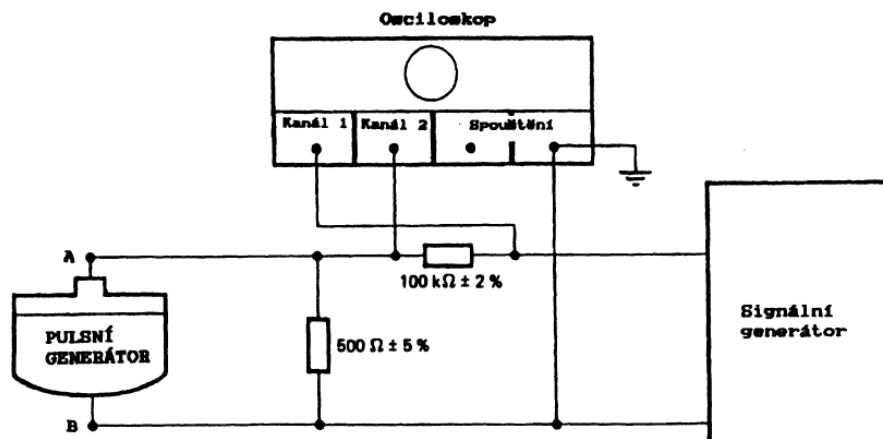
V oblasti liečby kardiologických ochorení má liečba kardiostimulačným zariadením nezastupiteľné postavenie. V prípadoch, keď medikamentózna liečba je nedostačujúca a pacient je čakaťom na transplantáciu srdca, predstavuje podpora funkcie myokardu kardiostimulátorom jediná možnosť pre zachovanie života pacienta. Množstvo kardiologických pacientov však nespĺňa kritéria na transplantáciu, čo podmieňuje využitie zariadenia, ktoré by nahrádzalo porušený vlastný prevodový systém srdca a zachovalo tak jednu z nevyhnutných vitálnych funkcií. Príslušné zariadenia sa nazývajú implantabilné kardiostimulátory a majú životnosť niekoľko rokov [1]. Článok pojednáva o možnostiach a spôsoboch overenia funkčnosti implantabilných stimulačných zariadení pomocou merania dôležitých charakteristík kardiostimulátorov. Dôležitým prvkom pri meraní charakteristík je budiaci impulz, ktorý sa používa na stimulovanie implantabilného stimulačného zariadenia. Budiaci impulz (Obr. 1) musí spĺňať parametre podľa normy „STN EN 45502-2-2, Aktívne implantovateľné zdravotnícke pomôcky“.



Obr. 1: Priebeh budiaceho signálu používaného k presnému stanoveniu snímacieho prahu, signál môže byť kladný alebo záporný [2]

2 Meranie citlivosti

Pri meraní citlivosti je generátor pripojený k zaťažovaciemu rezistoru s hodnotou $500\ \Omega$ (Obr. 2). Skúšobný signál sa z generátora pomocou napájacieho rezistora s hodnotou $100\ \Omega$ pripojí k výstupu z implantabilného stimulačného zariadenia. Amplitúda budiaceho signálu sa postupne zvyšuje, pokiaľ sa impulz v prípade inhibovaného režimu úplne nestratí, alebo v prípade spúšťaného režimu sa impulz generátora neobjaví synchronne so skúšobným signálom [2].



Obr. 2: Meranie citlivosti implantabilného stimulačného zariadenia [2]

Snímanie musí byť vykonávané s vhodnou citlivosťou. Citlivosť je najmenšia amplitúda daného priebehu vstupného signálu, pri ktorej dochádza k vygenerovaniu odozvy prístroja (stimulačného impulzu kardiostimulátora). V prípade, že prístroj sníma s vysokou citlivosťou, zaznamenáva aj šum, alebo vonkajšie EMI (elektromagnetická interferencia), čím môže potlačiť generovanie impulzov samotného implantabilného zariadenia. Naopak, pri nízkej citlivosti sa môže stimulačný prístroj prepnúť do asynchronného režimu a generovať impulzy, bez ohľadu na činnosť srdca.

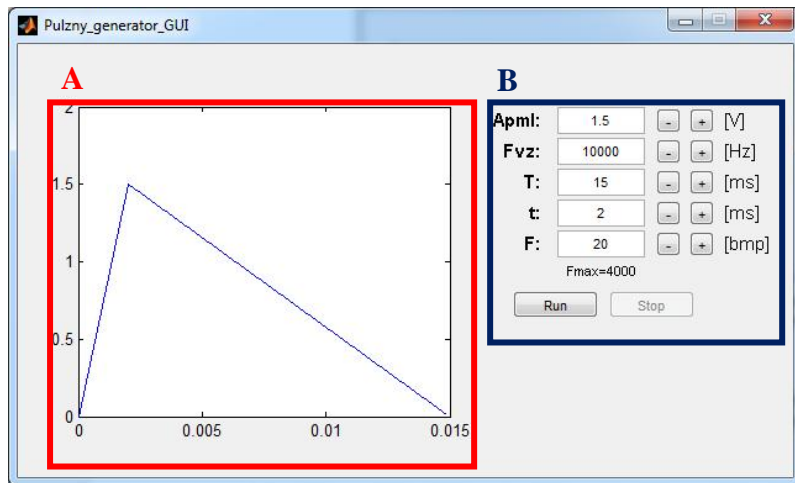
Citlivosť snímania je programovateľný parameter, jeho hodnota predstavuje minimálnu elektrickú amplitúdu, ktorú implantabilné stimulačné zariadenie vníma ako vlastnú aktivitu srdca.

3 Aplikácia pre modelovanie budiaceho signálu

V programovom prostredí MATLAB bol vytvorený nástroj pre modelovanie budiaceho impulzu, ktorý sa bude používať pri meraniach snímacieho prahu implantabilných stimulačných zariadení. Grafické rozhranie pozostáva z dvoch častí. Prvá časť zobrazuje výsledný tvar namodelovaného signálu (Obr. 3, časť A), ktorý sa pomocou digitálno-analógového prevodníka privedie do meracieho obvodu pre meranie citlivosti kardiostimulátora (Obr. 2)

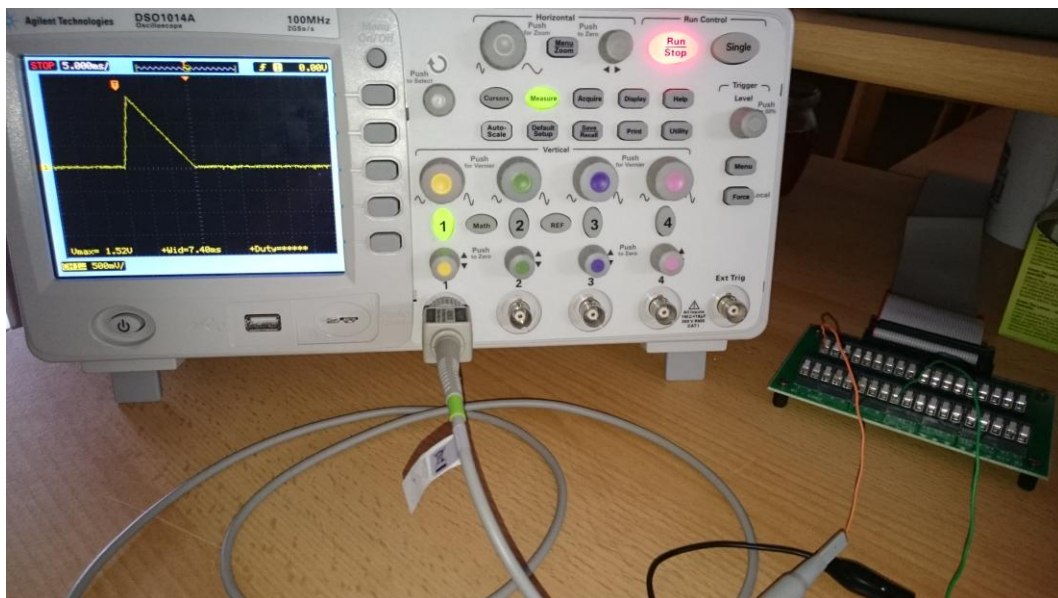
Druhá časť slúži na nastavenie parametrov budiaceho signálu (Obr. 3, časť B). Nastavovať je možné niekoľko parametrov ako napríklad:

- Amplitúda [V]
- Vzorkovacia frekvencia [Hz]
- Perióda impulzu [ms]
- Trvanie nábežnej hrany [ms]
- Frekvencia impulzov [bpm]



Obr. 3: Grafické rozhranie aplikácie pre modelovanie budiaceho signálu (AmpI – amplitúda impulzu, Fvz – frekvencia vzorkovania, T – perióda impulzu, t – doba nábežnej hrany impulzu, F – počet impulzov za minútu)

Parametre sú primárne prednastavené tak, aby spĺňali príslušnú normu. Aby bola aplikácia univerzálnejšia je možné tieto parametre meniť podľa požiadaviek užívateľa. Amplitúda signálu je obmedzená použitým D/A prevodníkom (AD622) na maximálne 10V. Po namodelovaní vhodného tvaru budiaceho signálu sa vytvorí sekvencia budiacich signálov a medzier (signál s nulovou amplitúdou) na základe nastavenia frekvencie impulzov. Frekvencia impulzov je obmedzená nastavením periódy impulzu. Po stlačení tlačidla „Run“ sa namodelovaný signál privedie na výstup prevodníka. Výsledný priebeh signálu je vidno na nasledujúcom obrázku.



Obr. 4: Výsledný priebeh signálu zobrazený pomocou osciloskopu

Pre výstup signálu z počítača bola použitá meracia karta AD622 od firmy Humusoft. K zabezpečeniu komunikácie medzi MATLABom a meracou kartou sme použili funkcie knižnice hudaqlib dodávané spolu s kartou. Ukážka kódu pre zabezpečenie komunikácie a odosielanie vzoriek signálu na výstup meracej karty je v nasledujúcej tabuľke (Tabuľka 1).

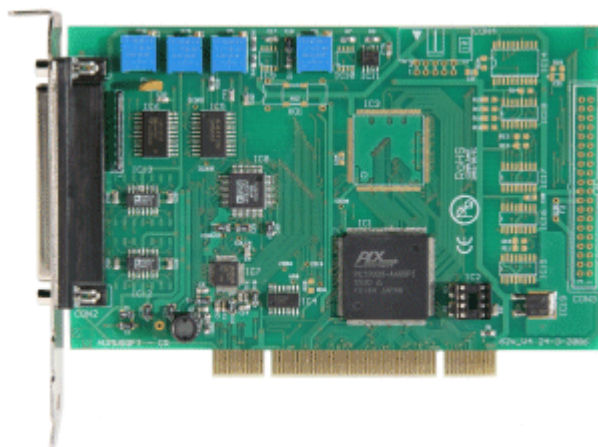
Tabuľka 1: ČASŤ SKRIPTU PRE VYTvoreNIE BUDIACEHO SIGNÁLU A ODOsLANIE NA VÝSTUP MERACEJ KARTY AD622

```
dev = HudaqDevice('AD622');
p_pil=handles.p_pil;
NaN_impulz=60*handles.Fvz-(p_pil*handles.T)*handles.Fvz;
NaN_impulz_interval=round(NaN_impulz/(p_pil+1));
ciara=zeros(1,NaN_impulz_interval);
signal=ciara;
for a=1:handles.p_pil
    if a<handles.p_pil
        signal=[signal pila ciara];
    else
        signal=[signal pila];
    end
end
stav=0;
a=1;
while 1
    if stav==1
        break
    end
    AOwrite(dev, 1, signal(a))
    if a==length(signal)
        a=0;
    end
    a=a+1;
    drawnow
end
```

3.1 Meracia karta AD622

Ako výstup bola použitá meracia karta AD622 (Obr. 5) s možnosťou programovania napätových výstupov v rozsahu ± 10 V. Medzi základné vlastnosti použitej meracej karty patrí:

- Osem single-ended 14-bitových analógových vstupov
- Osem 14-bitových analógových výstupov
- Krátka doba prevodu
- 8 digitálnych vstupov, 8 digitálnych výstupov
- Nízka spotreba
- 32 ako aj 64-bitové C programovanie [3]

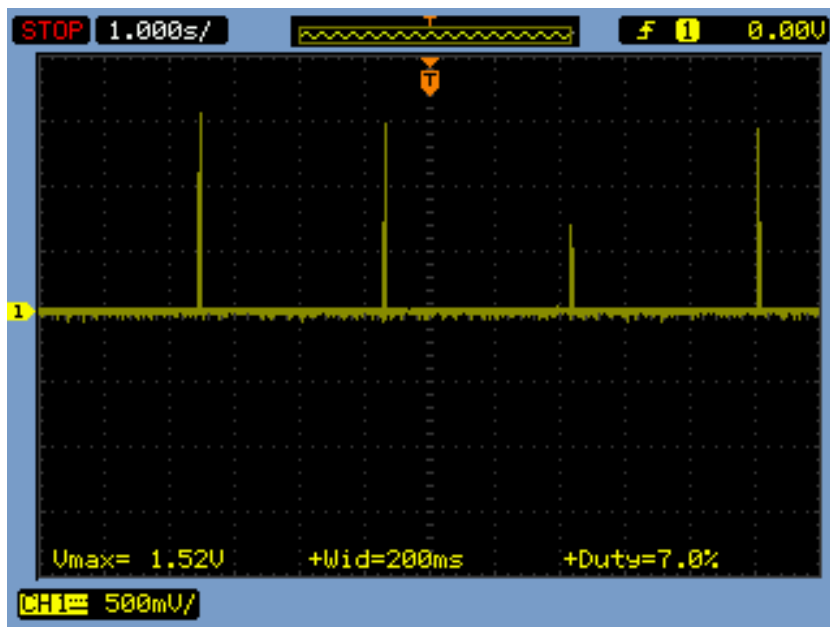


Obr. 5: Meracia karta AD622

V našom prípade bol použitý jeden analógový výstup. V budúcnosti taktiež uvažujeme o použití analógových vstupov pre simultánne zaznamenávanie odoziev kardiostimulátora na budiaci impulz.

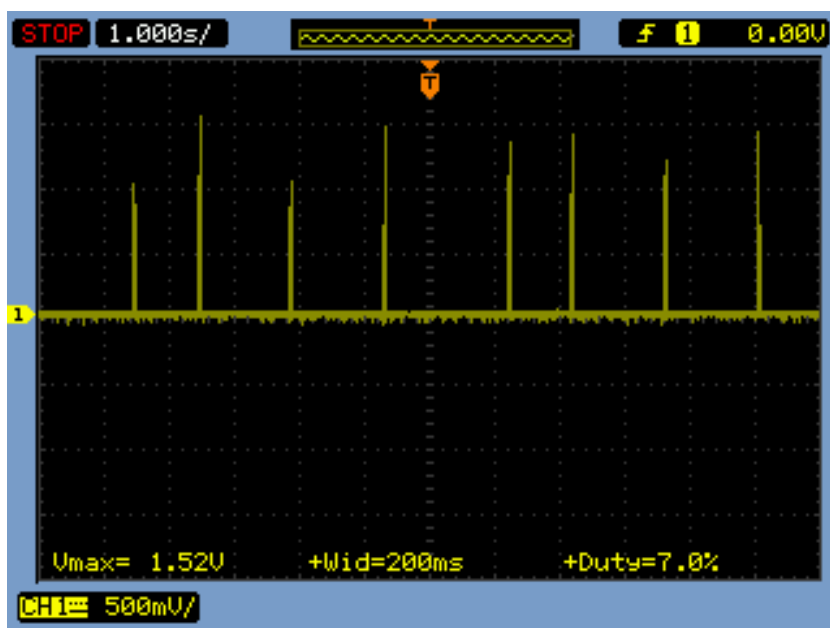
4 Testovanie generátora budiaceho signálu

Aplikáciu sme testovali pre rôzne kombinácie nastavenia parametrov budiaceho impulzu. Obmedzením je skutočnosť, že aplikácia nevyužíva real-time toolbox, čím dochádza k skresľovaniu výstupného signálu. Skreslenie budiaceho signálu sa prejavilo v zmene tvaru signálu, ktorý tak nezodpovedal príslušnej norme „STN EN 45502-2-2, Aktívne implantovateľné zdravotnícke pomôcky“, išlo najmä o nedodržanie nastavenej amplitúdy (Obr. 6) a periódy budiaceho signálu.



Obr. 6: Deformácia budiaceho signálu prejavujúca sa rôznou amplitúdou budiaceho signálu

Ďalším problémom, s ktorým sme sa stretli bolo nedodržanie frekvencie impulzov za minútu, čo je dôsledkom nedodržania nastavenej periódy signálu (Obr. 7) ako bolo spomenuté vyššie.



Obr. 7: Rôzna perióda budiacich signálov

5 Záver

Článok pojednáva o jednoduchej aplikácii pre modelovanie budiaceho signálu pre účely testovania citlivosti implantabilných stimulačných zariadení (kardiostimulátorov) podľa normy „STN EN 45502-2-2. *Aktívne implantovateľné zdravotnícke pomôcky*“. Budiaci signál je do napäťovej podoby transformovaný pomocou meracej karty AD622. Výsledný signál však v aktuálnom stave riešenia nespĺňa parametre, ktoré by mal spĺňať podľa vyššie uvedenej normy. Z toho dôvodu bude potrebné vykonať optimalizáciu navrhnutej aplikácie, pravdepodobne aj za použitia simulačného nástroja Simulink. Prepojenie Simulink Desktop Real-Time s našou vytvorenou aplikáciou by nám malo umožniť namodelovaný signál v reálnom čase pomocou meracej karty dodávať do meracieho obvodu pre testovanie citlivosti kardiostimulátora. Ak by sme pomocou daného prepojenia odstránili problém so skreslovaním budiaceho signálu, bolo by možné realizovať prípravok pre študentov, ktorí by mohli v rámci svojho vzdelávacieho procesu vykonávať merania citlivosti implantabilných stimulačných zariadení.

Bibliografia

- [1] GÁLA, M., VAJDÍKOVÁ, I. *Systém pre monitorovanie a vyhodnocovanie stavu batérie implantabilného kardiostimulátora*. In *Trendy v biomedicínskom inžinierstve 2013: proceedings*. [CD-ROM]. Košice: Technická univerzita v Košiciach, 2013, s. 188-191. ISBN 978-80-8086-208-4.
- [2] STN EN 45502-2-2. *Aktívne implantovateľné zdravotnícke pomôcky*. Bratislava : Slovenský ústav technickej normalizácie, 2008.
- [3] HUMUSOFT. [Online] [12.10.2015] <http://www.humusoft.cz/produkty/datacq/ad622/>

Autor1

Ing. Ivana Gálová (rod. Vajdíková)
Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva
Elektrotechnická fakulta
Žilinská univerzita v Žiline
Univerzitná 1
010 26 Žilina
Slovensko
ivana.galova@fel.uniza.sk

Autor2

Ing. Maroš Šmondrk
Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva
Elektrotechnická fakulta
Žilinská univerzita v Žiline
Univerzitná 1
010 26 Žilina
Slovensko
maros.smondrk@fel.uniza.sk

Autor3

doc. Ing. Mariana Beňová, PhD.
Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva
Elektrotechnická fakulta
Žilinská univerzita v Žiline
Univerzitná 1
010 26 Žilina
Slovensko
mariana.benova@fel.uniza.sk