

Bezkontaktný EKG monitorovací systém

Jurčišin Michal · Elektrotechnika

09.07.2014



Článok prezentuje zariadenie pre sledovanie elektrokardiogramu (EKG), ktoré nevyžaduje uzemnenie na nohe meranej osoby (ako je to pri konvenčných systémoch). Systém je možné jednoducho implementovať do odevu čo umožňuje jeho jednoduché použitie, neobmedzuje v pohybe a je vhodnejší pre dlhodobé meranie ako konvenčné systémy pre snímanie EKG signálu. Nie je nutné použitie elektrolytického gélu pre zabezpečenie vodivého kontaktu s kožou pacienta s nízkou impedanciou. Základom systému sú izolované kapacitne viazané elektródy nevyžadujú galvanický kontakt s telom pacienta.

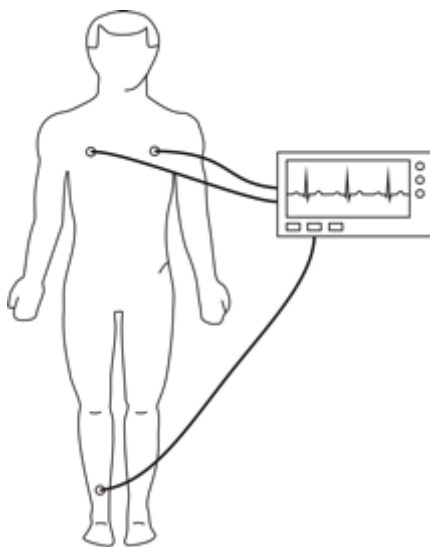
Úvod

Monitorovanie činnosti srdca prostredníctvom EKG patrí medzi najdôležitejšie a najbežnejšie medicínske vyšetrenia. EKG predstavuje grafické znázornenie časovej zmeny elektrického potenciálu spôsobeného časovou aktivitou srdca. Dlhodobý záznam srdečnej aktivity počas každodenného života pacienta umožňuje v lekárskej praxi stanoviť a odhadnúť vývoj jeho zdravotného stavu kardiovaskulárneho systému [1]. Dôsledkom činnosti srdca sú signály, ktoré je možné zachytiť na povrchu tela. Bežne používané EKG monitorovacie systémy zachytávajú signály z povrchu tela pacienta pomocou presne umiestnených elektród, ktoré však vyžadujú galvanické spojenie s pokožkou. Pre zlepšenie parametrov meraného EKG signálu sa medzi meracie elektródy a telo pacienta nanáša vodivý gél, ktorý slúži ako väzobné prostredie.

Použitie takýchto elektród je obmedzujúce, časovo náročné a použitie vodivého gélu môže spôsobiť alergické reakcie. Spoločnou vlastnosťou všetkých dnes používaných metód pre získanie EKG signálu, je meranie potenciálového rozdielu medzi dvoma bodmi vzťahnutých k spoločnému bodu (Obr. 1). Meracie elektródy sa umiestňujú na zápästia pacienta, alebo na hrud'. Spoločná elektróda sa najčastejšie umiestňuje na ľavú nohu pacienta [2, 3]. Pri zaznamenávaní EKG je nutné spracovávať signály, ktorých frekvencia sa pohybuje rádovo v jednotkách až desiatkach hertzov. Na takéto signály vo výraznej miere vplýva rušenie pochádzajúce z verejnej rozvodnej siete (50Hz a 150Hz).

S nárastom výpočtového výkonu výpočtovej techniky je možné pre spracovanie signálov využiť programových prostriedkov, ktoré sú schopné takéto rušenie odfiltrovať. V súčasnosti existuje viacero systémov využívajúcich bezkontaktné

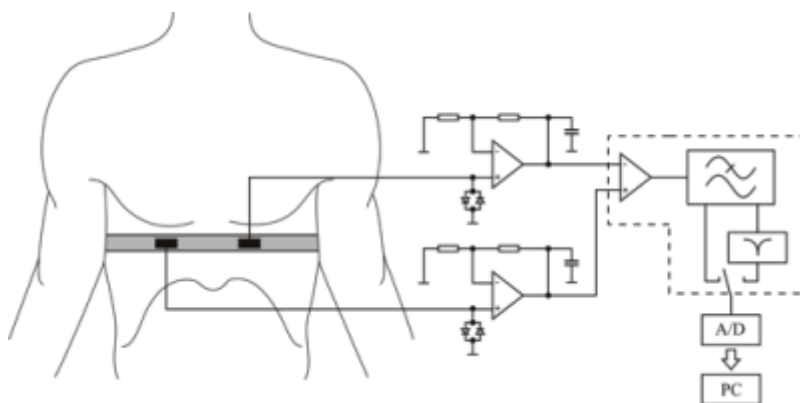
meranie EKG sú však pomerne rozmerné [7, 8], alebo vyžadujú prítomnosť vyššieho počtu elektród [9, 10]. Vzhľadom na spomenuté nedostatky dnes používaných systémov a nové možnosti vývoja, sa ďalšie kapitoly venujú návrhu a popisu realizovaných meraní vykonaných na systéme pre bezkontaktné monitorovanie EKG.



Obr. 1 Štandardný spôsob merania EKG kontaktnou metódou.

1. Všeobecný návrh meracieho systému

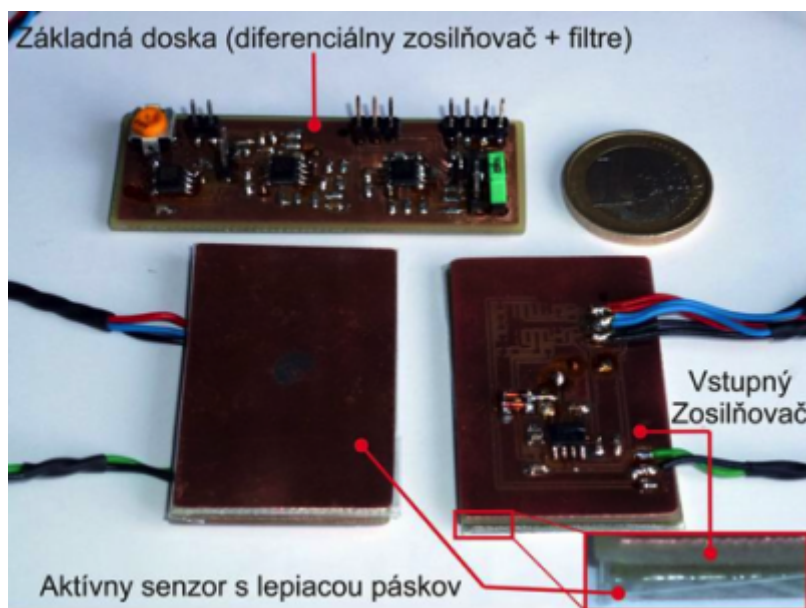
Pre realizáciu senzora bol vybraný kapacitný princíp snímania. Z tohto dôvodu bolo pre zhotovenie senzora nutné stanoviť optimálne geometrické rozmery snímacích platní kondenzátora. Pre experimentálne účely bola z dôvodu jednoduchosti použitá obojstranná doska plošných spojov (FR4). Tento senzor bol implementovaný v meracom systéme, ktorého bloková schéma je znázornená na Obr. 2. Z obrázku je zrejmé, že navrhovaný merací systém vyhodnocuje rozdielovú zložku snímaných signálov. Signál získaný z izolovaných kapacitných senzorov umiestnených na pružnom páse a zosilnený zosilňovačom s vysokou vstupnou impedanciou. Výstupný signál zo zosilňovačov je zosilnený diferenciálnym zosilňovačom a na výstupe sú zaradené filtre. Takto upravený signál je diskretizovaný A/D prevodníkom. Takto získaný EKG signál je ďalej možné spracovať pomocou PC a jeho softwarového vybavenia. Koncept návrhu neobsahuje spoločnú elektródu, ktorá sa využíva v pri konvenčnom kontaktnom meraní EKG.



Obr. 2 Principiálna bloková schéma bezkontaktného systému pre meranie EKG.

2. Praktická realizácia meracieho systému

Merací systém je navrhnutý ako diferenciálny, teda, na meranie boli použité dva senzory, ktorých výstupný signál je privádzaný k operačnému zosilňovaču navrhnutému ako diferenciálny zosilňovač. Obvod pozostáva zo senzora so zosilňovačom umiestneným v tesnej blízkosti senzora. Zosilňovač signálu zo senzora je zapojený ako neinvertujúci s hodnotou zosilnenia 100. Na vybíjanie elektród bolo využité antiparalelné zapojenie diód, ktoré umožňuje vybíjanie vzniknutého náboja iba v prípade prekročenia difúzneho napätia diód čím dochádza k odizolovaniu elektródy. Keďže systém pracuje na kapacitnom princípe a vybíjanie elektród je zabezpečené antiparalelným zapojením diód dochádza k vytvoreniu derivačného obvodu, ktorý ovplyvňuje meraný signál. Tento nedostatok bol vyriešený použitím integračného článku zapojeného v spätnej väzbe zosilňovača.



Obr. 3 Principiálna bloková schéma bezkontaktného systému pre meranie EKG.

Senzor je tvorený štvorcovou obojstrannou doskou plošných spojov s rozmermi 3 x 5 cm. Pre zabezpečenie oddelenia senzora od tela pacienta bola na senzor umiestnená lepiaca páska s hrúbkou 35-50 μm . Za senzorom sa nachádza zosilňovač, ktorého úlohou je zosilniť nameraný signál. Tento zosilňovač bolo nutné so senzorom spojiť tak, aby bol v čo najväčšej možnej miere eliminovaný vplyv rušenia okolitého prostredia. Z tohto dôvodu bolo prepojenie senzora so zosilňovačom realizované pomocou drôtu, ktorého dĺžka bola optimalizovaná počas návrhu. Dĺžka drôtu bola postupne skrátená na dĺžku niekoľkých milimetrov tým, že obvod vstupného zosilňovača bol umiestnený na zadnej strane snímacej elektródy ako vyplýva z Obr. 3.

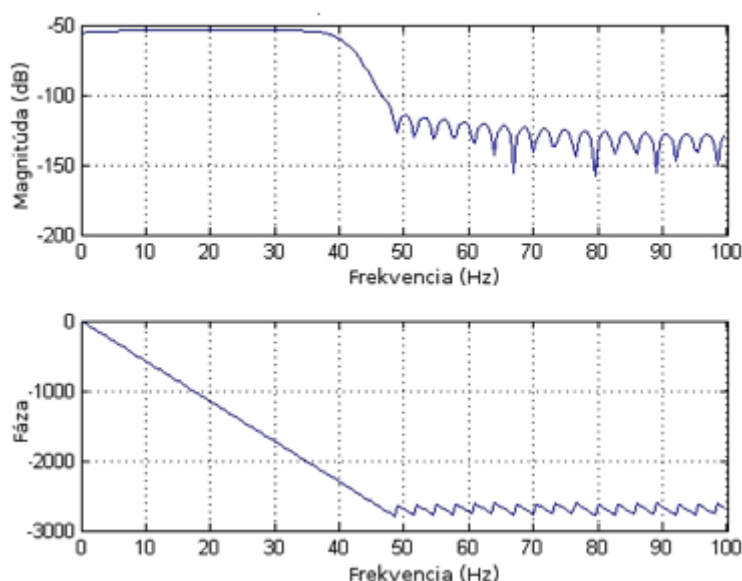
Signál snímaný dvojicou senzorov so zosilňovačom, je následne privedený do diferenciálneho zosilňovača, ktorý je tvorený prístrojovým zosilňovačom INA128. Výstupný signál z diferenciálneho zosilňovača je bez zosilnenia rozdielovej zložky filtrovaný Besselovým filtrom 6. rádu. Besselov filter je navrhnutý ako dolný priepusts medznou frekvenciou 150 Hz. Signál je následne možné konvertovať na diskkrétne hodnoty AD prevodníkom alebo filtrovať pásmovou zádržou na ladenou na frekvenciu sieťového napätia za účelom jej potlačenia. Pre obmedzenie rušenia zo siete bolo napájanie systému zabezpečované laboratórnym zdrojom s oddelovacím transformátorom.

3. Spracovanie diskretného signálu

Výstupný spojitý EKG signál bol diskretizovaný [4] diskretizačnou frekvenciou 2kHz a následne kvantovaný pomocou 24 bitového kvantizátora. Implementácia tejto diskretizácie a kvantizácie bola prevedená A/D prevodníkom. Podstatná časť spektra EKG signálu je v rozsahu od 0 do 40Hz. Z toho vyplýva, že pre analýzu EKG signálu nie je potrebné spracovávať signál s tak malou diskretizačnou periódou. Preto bol diskretný EKG signál pre urýchlenie výpočtu filtrácie decimovaný [5] faktorom 10. Po decimácii mal signál diskretizačnú frekvenciu 200Hz. Táto frekvencia stále spĺňa Shannon-Kotelnikovú podmienku. Jednosmerný zdvih bol odstránený pomocou vzťahu (1).

$$S(n) = X(n) - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (1)$$

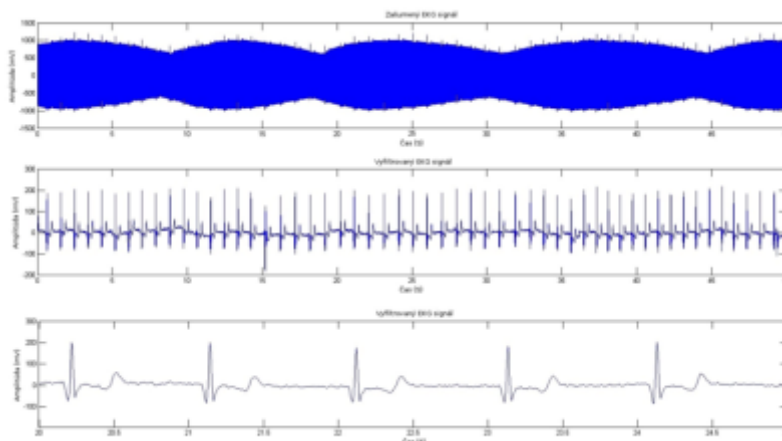
kde S je vektor reprezentujúci výstupný diskretný signál X je vektor reprezentujúci vstupný diskretný signál a x_i sú jednotlivé vzorky. N je celkový počet vzoriek vstupného signálu. Samotná filtrácia bola dosiahnutá využitím číslicového filtra 64. rádu s konečnou impulznou odpoveďou [4]. Pri filtrácii bola využitá Gaussova oková funkcia. Šum bol zo signálu odstránený implementáciou spomínaného filtra ako dolnej priepuste s hraničnou frekvenciou 40Hz a možné artefakty spôsobené pohybom svalov a dýchaním boli odstránené implementáciou hornej priepuste s hraničnou frekvenciou 0,4 Hz. Na Obr. 4 je amplitúdová frekvenčná charakteristika dolno-priepustného číslicového filtra FIR rádu 64.



Obr. 4 Amplitúdová frekvenčná charakteristika dolno-priepustného číslicového filtra FIR 64. Radu.

4. Výsledky merania

Merania boli realizované tak, že senzory meracieho systému boli upevnené na hruditestovanej osobe pomocou flexibilného pásu. Testovanou osobou bol 25 ročný zdravý muž.



Obr. 5 Časový priebeh EKG signálu a) bez filtrácie b) s filtráciou c) detail ECG piatich úderov srdca po filtrácii.

Meranie bolo realizované bez pripojenia pásmovej zádrže. Namerané signály boli vplyvom rušenia okolitého prostredia silno zašumené. Napriek tomu, že napájanie systému bolo zabezpečované laboratórnym zdrojom, pripojeným k sieťovému napájaniu cez oddelovací transformátor, bol meraný signál rušený sieťovou frekvenciou 50Hz. Z toho dôvodu bol výstupný diskretný EKG signál spracovaný v pomocou číslicového spracovania signálov. Toto spracovanie bolo vykonané pomocou programového prostredia MATLAB. Softwarovým spracovaním bola zo signálu odstránená jednosmerná zložka, a následne bol signál decimovaný a filtrovaný oknovou funkciou, čím sa z nameraného signálu odstránilo rušenie. Výsledný nameraný priebeh a jeho postupné spracovanie je znázornené na Obr. 5.

5. Záver

V článku bol popísaný priebeh realizácie systému pre bezkontaktné meranie EKG signálu. Z nameraných údajov je zrejmé, že pre meranie bezkontaktnou metódou je potrebné použitie ďalšieho spracovania, pomocou ktorého je možné potlačiť rušenie okolitého prostredia. Napriek tomu, že pre napájanie celého systému bol použitý laboratórny zdroj s pripojením do verejnej siete, bola do meracieho systému značná časť rušenia privedená práve touto cestou. Toto rušenie je možné do značnej miery potlačiť použitím akumulátorových batérií. Vyvíjaný merací systém bol podrobený kontrolným meraniam, ktorých úlohou bolo overenie funkčnosti pri rôznych stupňoch zaťaženia systému. V prípade merania v kludovom stave (t.j. subjekt bol v pokoji), je možné zreteľné rozpoznanie jednotlivých zložiek ECG signálu.

Okrem QRS komplexu je tiež možné rozpoznať T vlnu, čím je možné v súčasnom stave použiť systém aj pre medicínske účely. Zaradením iných techník softwarového číslicového spracovania signálu je predpoklad rozpoznania aj P vlny EKG signálu. V ďalšom vývoji by mali byť podrobené analýze senzory. Táto analýza by mala byť zameraná hlavne na technológiu výroby a geometrický tvar prípadne rozmery senzorov. Pre tieto účely by mala byť využitá tenkovrstvová technológia. Ďalším zlepšením by malo prejsť softvérové filtrovanie, ktoré by malo umožňovať elimináciu vplyvu pohybu subjektu na meraný signál. Výhodou prezentovaného riešenia je, že v súčasnom stave nebolo riešené tienenie systému, preto je predpoklad ďalšieho zlepšenia meraného signálu v prípade vyriešenia tienenia.

Podakovanie

Táto práca bola podporovaná projectom IPID (International Doctorate in Germany) zastrešovaného DAAD (German Academic Exchange Service).

Literatúra

1. KORHONEN, J. P. , GILS, M. V.: Health monitoring in the home of the future, IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol. 22, pp. 66-73, May/Jun. 2003.
2. MALMIVUO, J. PLONSEY, R.: Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Oxford University Press, New York, 1995..
3. LEE G. J.: ECG Techniques and Technologies, MD Emergency Medicine Clinics of North America 24, pp.209-225, 2006.
4. MIHALÍK, J., ZAVACKÝ, J.: Diskrétné spracovanie signálov, LČSOV FEI TU, Košice, 2012, ISBN 978- 80-553-0730-5.
5. CROCHIERE, R., RABINER, L.: Interpolation and a Decimation of Digital Signals-Tutorial, Review proceedings of the IEEE, Vol. 69, no. 3, 1981.
6. KOMENSKÝ, T., JURČIŠIN, M., RUMAN, K., KOVÁČ, O., LAQUA, D., HUSÁR, P.: Ultra-wearable capacitive coupled and common electrode-free ECG monitoring system, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE
7. RASENACK E. C. L, et al.: Evaluation of a novel portable capacitive ECG system in the clinical practice for a fast and simple ECG assessment in patients presenting with chest pain: FIDET (Fast Infarction Diagnosis ECG Trial), Clinical Research in Cardiology, Volume 102, Number 3, 179-184, ISSN: 1861-0684, 2013
8. Van de Werf F, Bax J, Betriu A, Blomstrom-Lundqvist C, Crea F, Falk V, Filippatos G, Fox K, Huber K, Kastrati A, Rosengren A, Steg PG, Tubaro M, Verheugt F, Weidinger F, Weis M, ESC Committee for Practice Guidelines (CPG) Management of acute myocardial infarction in patients presenting with persistent ST-segment elevation: the Task Force on the Management of ST-Segment Elevation Acute Myocardial Infarction of the European Society of Cardiology. Eur Heart J. 2008;29:2909-2945. doi: 10.1093/eurheartj/ehn416.
9. ALEKSANDREOWICZ A., LEONHARDT S.: Wireless and Non-contact ECG Measurement System – the “Aachen SmartChair”, Acta Polytechnica Vol. 47 No. 4-5/2007, ISSN 1210-2709, 2007.
10. CHI Y. M., CAUWENBERGHS G.: Wireless Non-contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks, Body Sensor Networks (BSN), 2010, p. 297 – 301, ISBN: 978--4244-5817-2, 2010 ALEKSANDREOWICZ A., LEONHARDT S.: Wireless and Non-contact ECG Measurement System – the “Aachen SmartChair”, Acta Polytechnica Vol. 47 No. 4-5/2007, ISSN 1210-2709, 2007.

Spoluautormi článku sú Ing. Kornel Ruman z Katedry technológií v elektronike a Ing. Ondrej Kováč z Katedry elektroniky a multimediálnych telekomunikácií, Fakulty elektrotechniky a informatiky, Technická univerzita v Košiciach.

