

Zariadenie pre dlhodobé monitorovanie aktivity ľudského srdca

Gabriel Války

Katedra rádioelektroniky, Fakulta elektrotechniky a informatiky STU Bratislava
gabriel.valky@ynet.sk

Abstrakt

Dokument predstavuje komplexné riešenie pre dlhodobé monitorovanie ľudského srdca. Jednotka pre zber dát zahŕňa aktívne sondy, analógové spracovanie signálu, prevod na digitálnu formu a vyslanie prostredníctvom Bluetooth modulu. Jednotku spracovania tvorí Win32 aplikácia na PC alebo na mobilnom telefóne. Formou grafu zobrazuje sledovaný signál – aktivitu srdca. Aplikácia pre mobilný telefón ponúka možnosť odoslať na predvolené telefónne číslo varovnú SMS v prípade vyhodnotenia nebezpečnej situácie. Kladené ciele pri návrhu boli kompaktnosť, výdrž batérie aspoň 24 hodín, bezpečnosť a cenová dostupnosť.

1. Úvod

Elektrokardiografy sú zariadenia zaznamenávajúce elektrickú aktivitu srdca. Ich výstupom je elektrokardiogram (EKG), čiže graf závislosti nameraného elektrického potenciálu medzi zvolenými bodmi na tele od času. [1]. Návrhu týchto zariadení venujú veľkú pozornosť komerčné spoločnosti ako i individuálni návrhári [2,3,4]. Mojm cieľom bolo skombinovať výhody rôznych zapojení a konštrukcií a vyrobiť zariadenie, ktoré by spĺňalo všetky vytýčené ciele: rozmerová kompaktnosť, dostatočná výdrž batérie, bezpečnosť, použitie iba dostupných komponentov, nízka cena.

Podobné zariadenia dostupné na trhu sú často veľmi drahé a rozmerné. Súčasnú ponuku môžeme rozdeliť do troch kategórií. Prvú tvoria profesionálne zariadenia používané v nemocniciach a športových centrách, tieto sú pre bežných ľudí cenovo nedostupné a často je potrebný na interpretáciu výsledkov školený personál. Druhú skupinu tvoria prenosné zariadenia so záznamom na pamäťové médium, po pripojení tohto média ku počítaču je možná analýza záznamu. Tretiu skupinu predstavujú zariadenia rádioamatérov s množstvom nedostatkov. (napr. symetrické napájanie vyšším napätím, nízka bezpečnosť, využitie nákladných jednocelových prístrojových operačných zosilňovačov). Na spracovanie signálu je použitý špeciálny software, ktorý analyzuje prijatý signál zo zvukovej karty. Tento prístup často naráža na problém bezpečnej elektrickej izolácie pacienta od počítača. Ponuku môžeme rozdeliť aj podľa nasledovných kritérií: interaktivita – zariadenie okamžite spracováva

a zobrazuje namerané údaje (prvá a tretia kategória), alebo využíva záznam a následné spracovanie cez PC (druhá kategória). Druhé kritérium je mobilita – prvá a tretia kategória je nemobilná alebo mobilná len obmedzene, druhá kategória spĺňa toto kritérium. Podľa môjho prieskumu existuje iba obmedzené množstvo riešení, ktoré by boli interaktívne a mobilné zároveň. Túto medzeru na trhu sa snaží zaplniť moja konštrukcia.

2. Prezentované riešenie

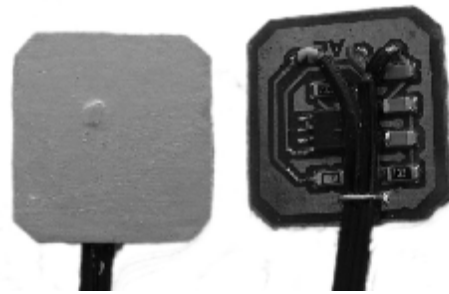
Celý projekt možno rozdeliť do nasledovných blokov: Jednotka pre zber dát a jednotka spracovania. Jednotka pre zber dát zahŕňa aktívne sondy, analógové spracovanie signálu, prevod na digitálnu formu a vysielanie údajov prostredníctvom Bluetooth modulu. Jednotku spracovania tvorí programové vybavenie na PC alebo mobilnom telefóne. Toto aplikuje na prijaté dáta rôzne výpočtové algoritmy pre spracovanie signálov (štatistické vyhodnocovanie, filtrácia, transformácia do frekvenčnej oblasti). Aplikácia pre PC ponúka možnosť zobrazit' Fourierovu transformáciu nameraného signálu (na overenie, či sa do vstupného signálu nenaindukovalo sieťové napätie, histogram hodnôt (hlavný ukazovateľ platnosti signálu), graf viacerých zosynchronizovaných pulzov vo vrstvách (vhodné na lokalizovanie charakteristických segmentov PQRST v EKG zázname), okamžitá hodnota a priebežný graf BPM (počet impulzov za minútu). V prípade aplikácie pre mobilný telefón je to graf nameraného signálu a BPM. Mobilná aplikácia ponúka možnosť odoslať na predvolené telefónne číslo varovnú SMS v prípade vyhodnotenia nebezpečnej situácie.

3. Jednotka pre zber dát

Táto jednotka (Obr.1) zahŕňa všetky analógové a digitálne obvody od kontaktných elektród cez mikropočítač vykonávajúci funkciu AD prevodníka po bluetooth modul, ktorý komunikuje s jednotkou spracovania. Použité sú bežné rail-to-rail operačné zosilňovače TL272C. Prenos signálu rádiovým kanálom je ideálne riešenie izolácie pacienta od počítača. Použité komponenty sú schopné pracovať v rozsahu 3 až 5 V, čo umožňuje priame napájanie článkom s hodnotou napätia 3,6 V.



Obr. 1. Jednotka pre zber dát



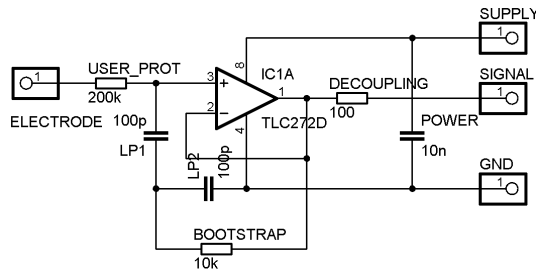
Obr. 4. Fotografia aktívnych elektród

3.1 Aktívne elektródy

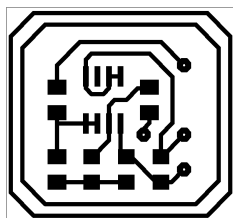
Aktívne elektródy [5] sú konkurenčné riešenie ku bežným jednorazovým elektródam. Ich výhoda spočíva v tom, že nie je nutné používať vodivé gély na zlepšenie ich kondukčných vlastností. Dotyková plocha je pokrytá lakom obsahujúcim striebro, ktorá zabraňuje oxidácii a umožňuje využívať sondy dlhodobo. Sonda obsahuje operačný zosilňovač v zapojení bootstrap, ktorý dosahuje výborné parametre z hľadiska vstupného odporu (Obr. 2).

Druhá strana DPS (dosky plošných spojov) je vedovo prepojená s bodom ELECTRODE na strane súčiastok. Cez rezistor USER_PROT je sledované napätie privádzané na neinvertujúci rail-to-rail zosilňovač. Kondenzátory LP1 a LP2 tvoria dolnopriepustný filter, spätnoväzbový rezistor BOOTSTRAP tvorí na zosilňovači v zapojení sledovač spätnú väzbu typu bootstrap. Rezistor DECOUPLING ochraňuje operačný zosilňovač pred poškodením.

Vyrobené elektródy (Obr. 4) z obojstrannej DPS s využitím komponentov v obale SOIC dosahujú rozmery 19x19 mm (Obr. 3). S hlavným modulom sú dve takéto elektródy prepojené tienenu dvojlinkou.



Obr. 2. Schéma aktívnej elektródy

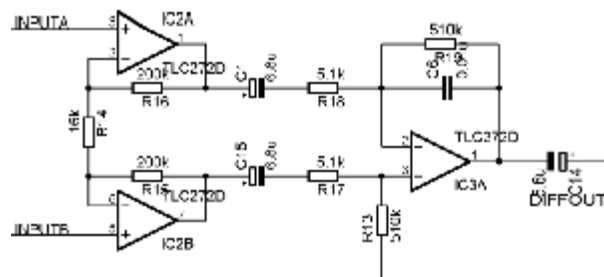


Obr. 3. Maska aktívnej elektródy

3.2 Diferenciálny zosilňovač

Meranie EKG je realizované bežnou trojbodovou metódou, kde dve aktívne elektródy merajú napätie na úrovni milivoltov voči tretej referenčnej elektróde. Referenčná elektróda je pripojená na napäťový delič 1:1 ku napájaciemu napätiu zariadenia vzhľadom na zem.

Dva signály z aktívnych elektród sú vedené na sústavu operačných zosilňovačov v modifikovanej konfigurácii prístrojového zosilňovača (Obr. 5) [11,12].



Obr. 5. Diferenciálny zosilňovač

Výstup diferenciálneho zosilňovača je vedený na vstup zosilňovača s reguláciou zisku potenciometrom v rozsahu -6 až +10 dB.

3.3 AD konverzia

Na konverziu analógového signálu a komunikáciu s bluetooth modulom slúži mikropočítač PIC16F683. Firmware je naprogramovaný v jazyku C. Keďže použitá rodina mikrokontroléra neobsahuje hardwarový UART, spracovanie sériovej linky je implementované softwarovo (tzv. bitbanging). Hlavná programová slučka pravidelne vyvoláva analógovo-digitálnu konverziu (ADC). Pre zvýšenie rozlíšenia je konverzia ADC vykonaná 4-krát za sebou a čiastkové výsledky sú sčítané. Takto vygenerované 14-bitové slovo je doplnené o dva špeciálne bity (Tab. 1), ktoré prenášajú prídavnú informáciu (stream).

Tab. 1. Prídavná informácia v rámci odosielaných slov

MSB		LSB													
1	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	1	0	1	1
0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	1	1	1
0	0	0	0	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1
0	1	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	1	1	1	0
0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1
0	1	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	1	1
1	1	0	0	0	1	0	1	1	0	0	0	0	1	1	1
stream		14 bitová informácia z AD prevodníka													

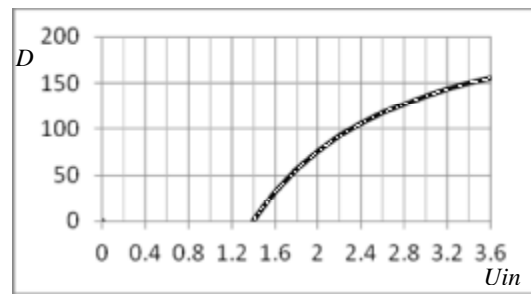
Kombinácia bitov [1,0] signalizuje začiatok streamu (prvý riadok tab.1). Nasleduje niekoľko blokov [0,1] alebo [0,0], ktoré kódujú samotné bity prenášanej informácie. Prenos je zakončený kombináciou [1,1] (posledný riadok tab.1). Tabuľka 1 znázorňuje prenos správy obsahujúcej znak G (znak G má podľa tabuľky ASCII hodnotu 71=01000111b). Algoritmus na generovanie prídavnej informácie je nasledovný:

```
WORD GetSync(void)
{
    BIT bFrameType = 0;
    BIT bFrameValue = 0;
    if ( nFrameIndex == -1 )
    {
        bFrameType = 1;
        bFrameValue = 0;
        nFrameIndex++;
    } else
    {
        if ( message[nFrameIndex >> 3] == 0 )
        {
            bFrameType = 1;
            bFrameValue = 1;
            nFrameIndex = -1;
            bNewFrame = 1;
        } else
        {
            if ( message[nFrameIndex >> 3] &
                ( 1 << (nFrameIndex&7) ) )
                bFrameValue = 1;
            nFrameIndex++;
        }
    }
    return ( bFrameType << 15 ) |
           ( bFrameValue << 14 );
}
```

Takéto včleňovanie správy do prebiehajúceho toku dát (vzorky ADC) je výhodné z dôvodu, že správa môže byť odosielaná transparentne spolu s tokom dát a nie je narušená homogenita časovania – každá vzorka je odoslaná s rovnakým časovým odstupom. Správa je nastavená na reťazec „ECG3.0,bat=xx“, pričom posledné dva znaky sú nahradené hexadecimálnou hodnotou AD prevodu napätia batérie, resp. napätia ktoré je prostredníctvom na to určeného pinu privedené z modulu napájania do hlavnej jednotky. Nesmieme zabúdať na skutočnosť, že na vstupný pin mikropočítača sa nesmie dostať napätie vyššie ako je

napájacie, inak nastáva skrat a hrozí poškodenie mikropočítača. V prípade napájania 9 V batériou sa javí ako vhodné viesť na pin napätie z napäťového deliča 20 kΩ : 20 kΩ. Maximálna hodnota napätia bude na danom pine 4,5 V. Pri napájaní DC/DC meničom môžeme viesť napätie batérie priamo na tento pin. Pri priamom napájaní článkom, je na pin vedené napätie o 1.4 V menšie, ako je napájacie. Toto je zabezpečené napäťovým deličom tvoreným dvomi kremíkovými diódami a 20 kΩ odporom. Obrázok 6 znázorňuje závislosť hodnoty AD prevodu od napätia článku podľa vzťahu (1), kde U_{in} je napätie batérie a D je celočíselná hodnota prevodu. Úloha modulu spracovania je aplikovať inverznú funkciu vzhľadom na použitý napájací modul a zobrazit' skutočné napätie článku.

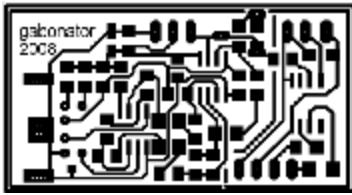
$$D = \left\lfloor 255 * \frac{U_{in} - 1,4V}{U_{in}} \right\rfloor \quad (1)$$



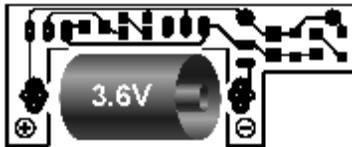
Obr. 6. Graf závislosti hodnoty AD prevodníka od napätia článku

3.4 Napájací modul

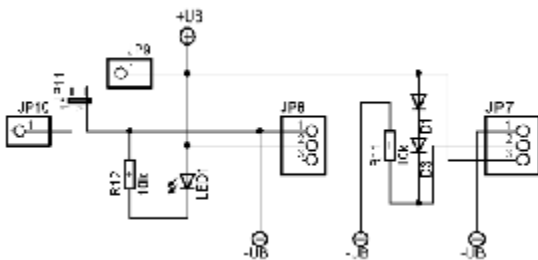
Napájací modul je prepojený s hlavným modulom (Obr. 7) prostredníctvom dvoch trojpinových konektorov. Dve napájacie cesty (nezávislé napájanie pre digitálne a analógové obvody) som zvolil podľa odporúčania výrobcu operačného zosilňovača. Podľa zvoleného typu napájania volíme vhodný napájací modul z možností: 9 V batéria so stabilizátorom MCP1700 [6, 9] (Obr. 12, Obr. 13), step-up DC/DC konvertor pracujúci od napätia 1,1 V s obvodom MAX1674 [7, 10] (Obr. 10, Obr. 11), alebo priame napájanie článkom 3,6 V (Obr. 8, Obr. 9). Popri napájaní hlavného modulu stabilným napätím, poskytuje napájací modul napäťovú referenciu signalizujúcu stav batérie. Rozmery a profil modulu je upravený tak, aby mohol byť uložený v priestore súčiastok hlavného modulu. Tento priestor je zdieľaný konektorom minidin na pripojenie elektród a modulom bluetooth. Vzhľadom na ideálne využitie priestoru som v konečnej forme zariadenia zvolil napájanie článkom. Tento obsahuje obslužný prepínač a stav zapnutia je signalizovaný diódou LED. Kapacita použitého článku SAFT LS14250 je 1100 mAh, čo pri priemernom odbere zariadenia 20 mA predstavuje 54 hodín prevádzky.



Obr. 7. Hlavný modul, strana plošných spojov



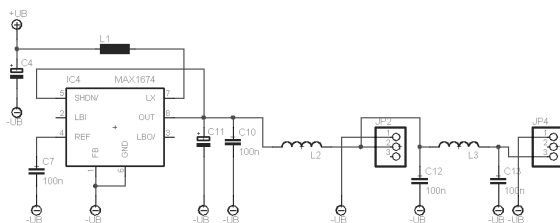
Obr. 8. Modul napájania článkom



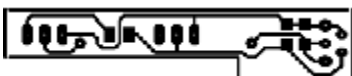
Obr. 9. Schéma modulu napájania článkom



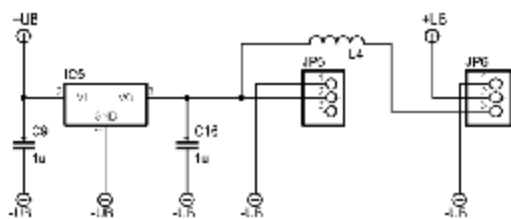
Obr. 10. Modul napájania DC/DC meničom



Obr. 11. Schéma DC/DC meniča



Obr. 12. Modul napájania stabilizátorom



Obr. 13. Schéma modulu napájania stabilizátorom

4. Jednotka spracovania

Údaje získané z modulu pre zber dát, sú prijaté prostredníctvom bluetooth rozhrania v PC alebo mobilnom telefóne. Pred úspešnou komunikáciou a vytvorením virtuálnej sériovej linky (profil SPP) je nutné spárovať zariadenia. Jednotka spracovania slúži na vizualizáciu a spracovanie nameraných dát, sú tu aplikované rôzne algoritmy na analýzu signálu.

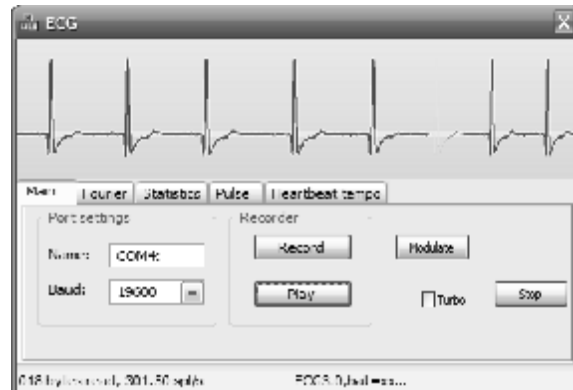
4.1 Aplikácia pre PC

Obslužný program pre PC je naprogramovaný v objektovom C++ s použitím knižnice MFC pre platformu Win32.

V aplikácii nakonfigurujeme parametre virtuálneho portu (názov portu, baudrate) a po otvorení portu (kliknutím na tlačidlo Start) vidíme grafickú reprezentáciu nameraných vzoriek (Obr. 14).

Spodná časť aplikácie je prehľadne rozdelená na 5 blokov. Prvý slúži na konfiguráciu sériového portu, otvorenie alebo zatvorenie portu. Poskytuje taktiež funkcie záznamu do súboru (tlačidlo Record), alebo spätné prehratie záznamu (Play). Pomocné tlačidlo Modulate slúži na vygenerovanie modulovaného alebo nedomulovaného zvukového súboru.

Stavový riadok aplikácie zobrazuje počet prijatých bajtov zo sériovej linky počas intervalu prekreslenia grafu, priemernú rýchlosť toku dát (približne 300 vzoriek za sekundu) a dekodovanú doplnkovú informáciu.



Obr. 14. Aplikácia jednotky spracovania

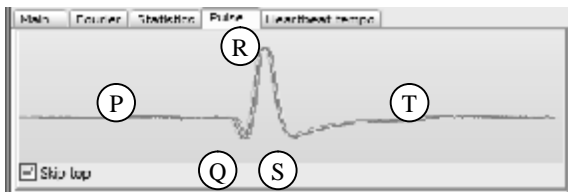
Druhý blok s názvom „Fourier“ (Obr. 15) zobrazuje Fourierovu transformáciu (FFT) nameraných vzoriek v lineárnej mierke v rozsahu zobrazenom v hornej časti okna. Praktická funkcia FFT je z hľadiska identifikácie rušivých vplyvov – či sa do sledovaného signálu nenaindukovalo sieťové napätie (50 Hz alebo 60 Hz v závislosti od krajiny), alebo či DC/DC menič vplyvom nedostatočnej stabilizácie neovplyvňuje meranie.



Obr. 15. Zobrazenie Fourierovej transformácie

Blok „Pulse“ (Obr. 16) zobrazuje zosynchronizované viaceré pulzy. Synchronizácia je s pomocou sledovania, kedy nábežná hrana signálu prekročí určitú hranicu. Táto hranica je určená ako -10 % od maxima zobrazeného grafu v hornej časti aplikácie. Účelom je sledovanie charakteru elektrickej aktivity srdca (či je tvar pulzu stabilný) a lokalizácia charakteristických segmentov srdca PQRST. Do budúcnosti sa počíta s algoritmom na určenie korelácie medzi nameranými priebehmi a priebehmi uloženými v databáze srdcových ochorení [8].

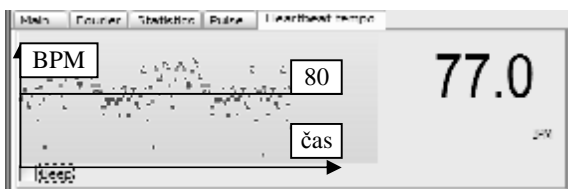
V ukážke sú doby P a T nevyrazné vzhľadom na nevhodné rozmiestnenie elektród.



Obr. 16. Zobrazenie bloku „Pulse“

Na zobrazenie aktuálnej hodnoty rytmu srdca slúži blok „Heartbeat tempo“ (Obr. 17). V pravej časti zobrazuje hodnotu BPM a naľavo graf priebehu tejto hodnoty. Pri manuálnej aktivite hodnota BPM rastie, čo sa na grafe zobrazí ako vyššie položený bod. Výrazná disperzia signalizuje nepresnosť tepu, pričom monotónnosť grafu stabilný a pravidelný rytmus.

Nová hodnota je pridaná v okamihu nastatia synchronizačnej podmienky popísanej v bloku „Pulse“. Tento okamih je signalizovaný krátkym zvukovým tónom ktorý je možné vypnúť kliknutím na prepínač „Beep“.



Obr. 17. Zobrazenie bloku „Heartbeat tempo“

Blok štatistiky „Statistics“ slúžil na vypisovanie pomocných údajov, podľa ktorých bol navrhnutý algoritmus na analýzu platnosti vstupného signálu.

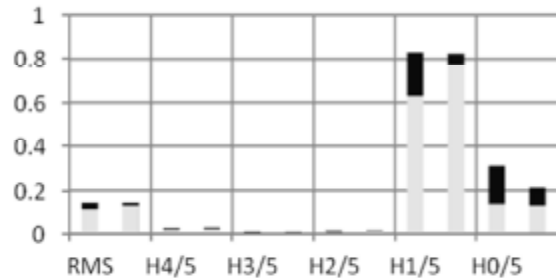
Zvolenie správneho kritéria je dôležité pre funkčnosť mobilnej aplikácie.

Analýza signálu spočíva vo výpočte normovanej RMS hodnoty z nameraných hodnôt podľa vzťahu (2), kde $a[i]$ sú vzorky zobrazené v grafe hornej časti okna, $aMax$ je maximum zo vzoriek, $aMin$ je minimum, n je počet vzoriek.

$$RMS = \frac{1}{aMax - aMin} \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n a^2[i]} \quad (2)$$

Ďalšie použité údaje sú relatívne početnosti jednotlivých vzoriek pri rozdelení celého rozsahu $aMin \sim aMax$ do piatich rovnomerných pásiem. Celý štatistický model je teda definovaný šiestimi reálnymi číslami (Obr. 18). Hodnota RMS sa pohybuje v rozsahu 0,115~0,144. Do najvyššieho rozsahového intervalu H4/5 spadajú približne 2% všetkých vzoriek (doba srdca R), intervaly H3/5 a H2/5 nepresahujú hodnotu 1% (vzostupná a zostupná hrana doby R), interval H1/5 zasahuje centrálnu líniu grafu s relatívnou početnosťou 76%, a najnižší interval H0/5 20% (doby Q a S).

Tieto údaje boli získané sledovaním dvoch dobrovoľníkov počas troch minút (Obr. 18). Tmavé oblasti histogramu sú pracovný rozsah jednotlivého parametra.

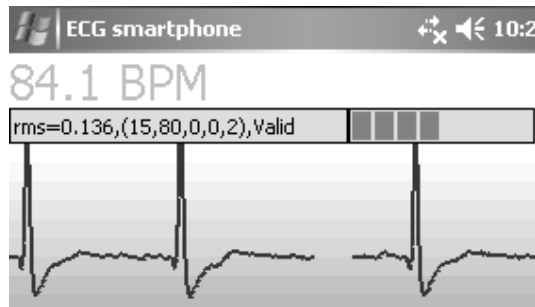


Obr. 18. Štatistický model dvoch dobrovoľníkov

4.2 Aplikácia pre mobilný telefón

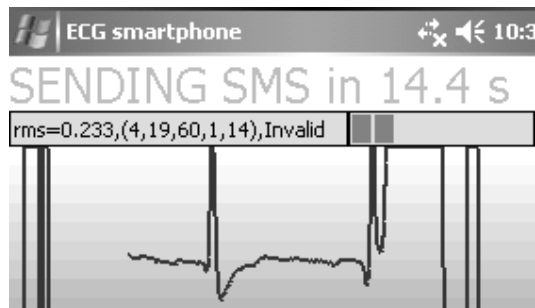
Aplikácia pre mobilný telefón je naprogramovaná podobne ako PC aplikácia s použitím knižnice MFC, čo výrazne zjednodušilo portovanie aplikácie na prenosné zariadenia. Podmienkou pre spustenie programu je telefón s operačným systémom Windows.

Program v normálnom stave zobrazuje graf nameraných hodnôt a priemernú hodnotu BPM (Obr. 19). Štatistické údaje a rozsah naplnenia vyrovnávacej pamäte sériovej linky slúžia na odlaďovacie účely. Jednou z funkcií programu je automatické rozpoznanie prekríženia elektród (invertovaný signál). Štatistické testy sú vykonávané každé dve sekundy na vzorkách prijatých počas posledných troch sekúnd (3*300 vzoriek).



Obr. 19. Ukážka aplikácie pre mobilný telefón

Od okamihu registrovania platného signálu algoritmus čaká, kedy nastane abnormálna srdcová aktivita alebo odpojenie elektród. Pri vyhodnotení tejto situácie začne odpočítavanie 15 sekúnd (Obr. 20), ktoré je možné zrušiť stlačením príslušnej klávesy telefónu. Po uplynutí odpočítania, je na zvolené telefónne číslo odoslaná SMS správa s preddefinovaným textom.



Obr. 20. Rozpoznanie kritického stavu

5. Záver

Zostavenie a odladenie popísaného zariadenia vyžadovalo naštudovať množstvo odbornej literatúry. K pochopeniu mnohých elektro-fyzikálnych javov mi pomohli odborné predmety na fakulte elektrotechniky a priame konzultácie s pedagógmi. Ku navrhnutiu softwarového riešenia mi pomohli osobné a pracovné skúsenosti.

Zariadenie spĺňa sledovaný účel – aplikáciou zobrazený signál je dostatočne „čistý“ a vhodný na štatistickú analýzu. Počas návrhu týchto štatistických algoritmov som objavil jednoduchý, matematicky nenáročný algoritmus, ktorým možno rýchlo a dostatočne presne ohodnotiť platnosť signálu. Tento by mohol byť priamo implementovaný vo firmwari mikropočítača. Takéto riešenie by zmenilo charakter komunikácie medzi oboma popisovanými jednotkami. Jednotka pre zber dát by vyslala prostredníctvom bluetooth modulu signál iba v prípade registrovania nebezpečnej situácie. Rádiový kanál by bol takto výrazne menej vyťažovaný, taktiež nároky na spotrebu by boli nižšie, keďže modul bluetooth sa podieľa viac ako 95% na spotrebe celej jednotky. Ďalšia možnosť zníženia spotreby je nahradenie bluetooth modulu záznamovou jednotkou na SD kartu.

Zaujímavým pozorovaným javom bola výrazná synchronizácia srdcovej aktivity pri počúvaní elektronickej hudby so 4/4 rytmom, kedy sa srdce správalo ako biologický fázový záves a sledovalo rytmus hudby. Aplikácia tejto vedomosti v spojení so syntézou hudby v reálnom čase by mohli slúžiť na korekciu nepravidelnosti srdcového rytmu alebo iných defektov.

Uplatnenie zariadenia je široké, jednak môže slúžiť ako jednoduchá náhrada profesionálnych EKG zariadení v rozvojových krajinách (jedným PC sledovať viac pacientov). Alebo môže pomôcť v prípade diaľkového sledovania pacientov bez dohľadu prostredníctvom aplikácie v mobilnom telefóne. Ďalšia možnosť využitia je ako pedagogická pomôcka v rôznych oblastiach: analógové spracovanie signálu, problematika napájania analógových obvodov nízkym nesymetrickým napätím, aplikácia štatistických modelov, mikropočítačová technika, asynchrónna sériová komunikácia, ovládanie moderných bluetooth modulov...

Rozpočet: hlavný modul 130 Sk, napájací modul 40 Sk, batéria 145 Sk, aktívna elektróda 50 Sk, bluetooth modul (connectBlue OEMSPA310) 1200 Sk, celkovo približne 1635 Sk.

6. Použitá literatúra

- [1] Wikipedia, Electrocardiogram, [online] Publikované 27.03.2008, [citované 12.04.2008], Dostupné z <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiogram>
- [2] Valečko, Z., et. al, "Bioelektronika", BEN, Praha 2005, pp. 61-79
- [3] OpenEEG community, OpenEEG, [online] [citované 12.04.2008], Dostupné z <http://openeeg.sourceforge.net/doc/>
- [4] www.e-dsp.com, How to build your own heart monitoring device, a simple ECG ?, [online] Publikované 02.02.07, [citované 12.04.2008], Dostupné z <http://www.e-dsp.com/how-to-build-your-own-heart-monitoring-device-a-simple-ecg/>
- [5] OpenEEG community, Active Electrodes for the modularEEG, [online] [citované 12.04.2008], Dostupné z <http://openeeg.sourceforge.net/doc/hw/ae.html>
- [6] Microchip, "MCPI1700: Low Quiescent Current LDO", 2007, [online] Dostupné z <http://www1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21826b.pdf>
- [7] Maxim-IC, "MAX1674/MAX1676/MAX1675: High-Efficiency, Low-Supply-Current, Compact, Step-Up DC-DC Converters", [online] Dostupné z http://www.maxim-ic.com/getds.cfm?qv_pk=1878
- [8] I.A.C. van der Bilt, "Clinical Disorders", [online], [citované 12.04.2008], Dostupné z http://en.ecgpedia.org/wiki/Clinical_Disorders
- [9] Krejčířík, A., "Lineární napájecí zdroje", BEN, Praha 2001, pp.67-87
- [10] Humlhans, J., "Nábojové pumpy", BEN, Praha 2002, pp. 63-64
- [11] Belza J., "Operační zesilovače", BEN, Praha 2004, pp. 26-27
- [12] Doleček J., "Moderní učebnice elektroniky: 5.Operační zesilovače a komparátory", BEN, Praha 2007, pp. 136-141, pp. 155-173