

Identifikácia QRS komplexu v EKG zázname

Identification of the QRS Complex in the ECG

Martin Paralič*

Abstrakt

Podľa svetovej zdravotníckej organizácie sú skupinou najčastejších chorôb, ktoré vedú k úmrtiu človeka kardiovaskulárne ochorenia. Symptómy ochorenia sa prejavujú rôznymi spôsobmi a obvykle s výrazným oneskorením pre včasnú liečbu. V tomto článku sa venujeme vývoju mobilnej aplikácie pre meranie elektrokardiogramu. Primárnou úlohou aplikácie má byť zber biometrických dát s pomocou inteligentného oblečenia. Na oblečení budú umiestnené suché elektródy pre galvanické meranie. Oblečenie bude komunikovať s mobilnou aplikáciou cez bezdrôtové rozhranie Bluetooth. Sekundárnou úlohou je manipulácia a spracovanie dát. V tomto článku sa zameriavame práve na túto analýzu dát – detekcie QRS komplexu, P-vlny a T-vlny v EKG signáloch. Zo sekvencie viacerých QRS komplexov nasledujúcich za sebou, možno detegovať rôzne choroby a arytmie srdca. V prípade nájdených anomálií, môže aplikácia odporúčať pacientovi návštevu lekára, skôr než začne pociťovať príznaky. Aplikácie je určená len pre vedecké účely a domácu zdravotnú starostlivosť. Nie je určená na klinickú diagnózu, ktorú musí vykonať odborný lekár s profesionálnym vybavením. Aplikácia exportuje a importuje dáta do formátu kompatibilného s MIT/BIH databázou arytmií.

Kľúčová slova: Monitorovanie EKG, QRS komplex, mobilná aplikácia, spracovanie signálu, EKG signál.

Abstract

The cardiovascular heart diseases are one of the most common causes of leading to death of man. Unfortunately, the symptoms vary and the most common reason for critical delays in medical treatment is lack of early warning and patient unawareness. In this paper, we present a development of the mobile application for Electrocardiogram measurements based on communication with a smart clothing using Bluetooth. The objectives of the application are a wireless data collection and analysis of ECG signal. The analysis is aimed for precise detection of QRS complex parameters plus detection of P-wave and T-wave. Measurement and evaluation of multiple PQRS parameters in a series allows detection of anomalies which leads to different heart diseases. Early warning system can help to make preventive actions to avoid severe heart disease. The recorded data are exported to format of the MIT/BIH arrhythmia database to be compatible with the professional medical software. This program will be devoted to the purposes of research and home healthcare instead of clinical diagnosis.

Keywords: ECG monitoring, QRS complex, Mobile application, Signal processing, ECG signal.

*Department of Telecommunications and Multimedia, Faculty of Electrical Engineering, University of Žilina,

Univerzitná 1, 01026 Žilina, Slovak Republic

✉ martin.paralic@fel.uniza.sk

1 Úvod

Podľa svetovej zdravotníckej organizácie WHO (*World Health Organization*) kardiovaskulárne ochorenia pokrývajú širokú paletu ochorení srdca, ktoré sú jednou z najčastejších príčin úmrtia človeka vo svete ako uviedol Nakajina et al. (1998) vo svojej výročnej správe. Pokiaľ je poskytnutá zdravotnícka starostlivosť do tzv. „zlatej hodiny“, existuje určitá šanca množstvo životov zachrániť. V prípade rizikových pacientov by mohol monitorovací systém EKG umiestnený na inteligentnom oblečení a prepojený s mobilným telefónom automaticky privolať pomoc. Navyše môže zaslať presnú pozíciu GPS, kde sa pacient nachádza. Dlhodobé meranie EKG by zase mohlo zbierať dáta počas celého dňa a odosielať ich na zdravotnícky server, pre následnú hlbšiu analýzu.

Páni Rasid a Woodward (2005) využili mobilné komunikačné technológie do zberu biomedicínskych dát, ktoré následne bezdrôtovo odoslali na server do nemocnice pre hlbšiu analýzu pomocou neupraveného mobilného telefónu. Lin et al. (2006) vytvoril systém monitorovania v reálnom čase pre ošetrovateľské centrum. Systém meral telesnú teplotu, tlak krvi a frekvenciu tepov srdca. Tieto dáta sa odosieli do počítača prostredníctvom bezdrôtovej a LAN siete, pričom využil lokálnu infraštruktúru. Z týchto dát sa následne analyzovali zmeny meraných parametrov v čase.

Pan a Tompkins (1985) vyvinuli algoritmus na presnú detekciu QRS komplexu. V svojej dobe pracoval v reálnom čase na jedno-čipovom procesore Z80 (*Zilog*). Al-Ziarjawey a Çankaya (2015) navrhli grafické rozhranie v prostredí programu *Matlab*, určenom hlavne pre matematické výpočty, aplikáciu pre detekciu parametrov P,Q,R,S,T zo signálu EKG. Belgacem a Bereksi-Reguig (2011) vytvorili miniatúrne bezdrôtové zariadenia pre meranie EKG. Pacient potrebuje okrem spomínaného zariadenia len mobilný telefón s *Bluetooth*.

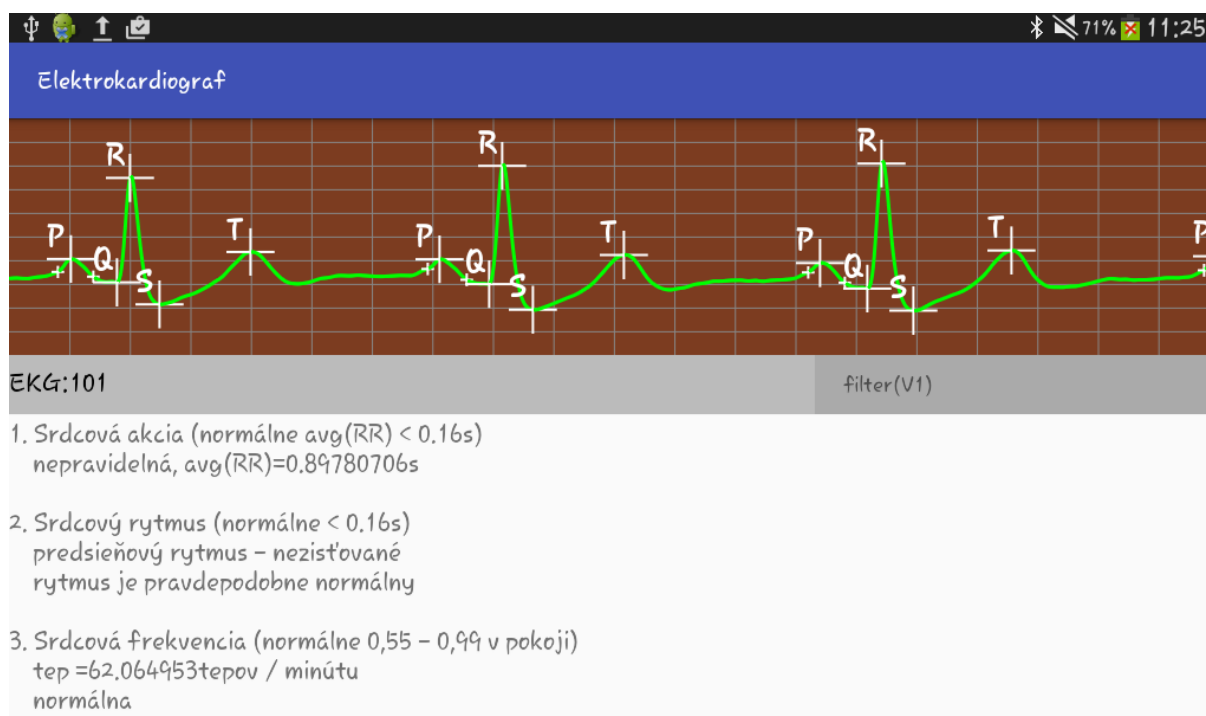
V tomto článku prezentujeme vývoj mobilnej aplikácie pre meranie EKG signálu a jeho analýzu. Zatiaľ nemáme dokončený hardvérový komunikačný modul pre zber dát. Komunikácia je zatiaľ simulovaná, odosielaním dát z PC, pričom dáta sa čerpajú z databázy arytmií MIT/BIH, ktorú vytvoril Goldberger et al. (2000, 2016) so svojím kolektívom. Zamerali sme sa na analýzu EKG signálu a export/import dát do formátu kompatibilného zo spomínanou databázou. Pod analýzou sa myslí presná detekcia QRS komplexu a vyhľadávanie P-vlny a T-vlny v okolí QRS. Vyššia vrstva analýzy potom spracováva detegované parametre a podľa desatora EKG sa analyzuje, či ich hodnoty sú v normálnom rozsahu zdravého človeka. Zistené skutočnosti sa zapisujú ako textová anotácia.

V nasledujúcich kapitolách bude opísaná aktuálna verzia vyvinutej mobilnej aplikácie nasledovaná vysvetlením, čo elektrokardiogram predstavuje a ako vlastne vzniká. Potom nasleduje. Matematický popis použitých filtrov a ich aplikácia. Vzhľadom na to, že testovací experiment prebehol nezávisle od platformy Android, sú uvedené pôvodné zdrojové kódy v jazyku C++. Vzhľadom na komplexnosť celého riešenia implementovaného v grafickom rozhraní Androidu, bol vývoj a experimentálne overenie algoritmu detekcie QRS vykonaný nezávisle v jazyku C vo forme konzolovej aplikácie. Pri matematickom popise sú uvedené fragmenty C kódu, ktorý možno opätovne použiť na realizáciu podobného riešenia. Detekciu P a T vlny sme v tomto článku spomenuli len okrajovo vzhľadom na to, že použitá metóda dokáže spracovať len dáta zdravých ľudí a nie je dostatočne komplexná, na spracovanie abnormalít súvisiacich s rôznymi chorobami pacienta. V závere článku je vykonaný experiment na detekciu QRS komplexov. Tento experiment sme porovnali s výsledkami pánov Pan a Tompkins (1985), ktorý nás z citovanej literatúry najviac oslovili, pretože ich riešenie bolo realizované na jednoduchých čipoch s nízkym výpočtovým výkonom. Súčasné mobilné zariadenia (inteligentné telefóny, tablety a pod.) majú síce podstatne vyšší výkon, ale zároveň

s vyšším výkonom rastie aj spotreba energie. Aby sme mohli predĺžiť dobu merania pre celodenný monitoring, je potrebné minimalizovať výpočtovú záťaž na zariadenia. Alternatívou by mohlo byť presunutie výpočtov na server, to však taktiež vyžaduje prenos komunikačných dát, ktorý opäť vedie k zníženiu výdrže batérie.

2 Popis mobilnej aplikácie

Súčasná verzia prototypu mobilnej aplikácie pracuje ako prístroj elektrokardiograf, ktorý zobrazuje meraný elektrokardiogram z viacerých zvodov. Vzhľadom na obmedzené rozmery displeja sa zobrazuje vždy iba jeden zvod, podľa voľby používateľa. Aplikácia sa vyvíja na mobilnej platforme Android. Súčasná verzia je kompatibilná od verzie Android 4.0.0 API (*Ice Cream Sandwich*). Podľa spoločnosti Google to v súčasnosti predstavuje kompatibilitu s 98% používaných mobilných zariadení. Celý prototyp je navrhnutý ako modulárny systém, takže je možné jeho časti znovu použiť na vytvorenie podobnej aplikácie so špecifickým zámerom. Zobrazované dáta sú použité z databázy arytmií MIT/BIH. Používateľ sa môže spojiť cez Bluetooth s meracím zariadením (v súčasnosti emulované prostredníctvom PC), alebo môže pracovať s lokálnym záznamom uloženým v súborovom systéme. Formát súboru je kompatibilný so spomínanou databázou. Celá databáza v sebe zahŕňa niekoľko formátov v závislosti od počtu bitov na vzorku. V súčasnosti sú naprogramované moduly pre import vo formáte 212 pre dvojzvodové merania a formáte 16 pre N zvodové merania. Výber závisel od dát s ktorými sme pracovali, ale systém je v tomto smere otvorený pre ďalšie rozšírenia.



Obr. 1. Snímka hlavného okna navrhutej aplikácie, zobrazujúce EKG vybraného zvodu. V EKG sú vyznačené detekcie parametrov PQRST. Textový popis pod grafom vyjadruje vzťah medzi meranými a normálnymi hodnotami, podľa desatora EKG. Zdroj: Autor.

Používateľ si môže vybrať zdroj signálu vo forme toku dát cez Bluetooth rozhranie, alebo pracovať s lokálne uloženým záznamom. Na inteligentnom oblečení budú elektródy zvodov na iných pozíciách ako sa umiestňujú štandardne. Merané hodnoty by mali byť ekvivalentom pre štandardné zvody V1 a V2. Vzhľadom na otvorenosť systému pre prácu s uloženými záznamami aj z iných zariadení sa automaticky vyhľadáva zvod V2. Ak záznam tento zvod

neobsahuje, použije sa alternatívne zvod V1. Grafické aplikačné rozhranie umožňuje zobrazit' záznam. Pomocou jednoduchých gest a dotykom na displeji sa ovláda zobrazenie záznamu. Posunutím prsta po grafe sa záznam elektrokardiogramu posúva vľavo a vpravo. V prípade uloženého záznamu možno jednoduchým klepnutím na graf, spustiť prehrávanie signálu. Zoznam výsledkov analýzy zobrazené v textovej forme v spodnej časti, možno listovať posúvaním prsta v príslušnom smere. Funkcionalita je iba provizórna, pretože slúži na vývoj testovacieho prototypu. Prototyp sa skladá z jednotlivých funkčných modulov, ktoré je možné opätovne použiť pre vývoj podobných aplikácií so špecificky požadovanou funkcionalitou .

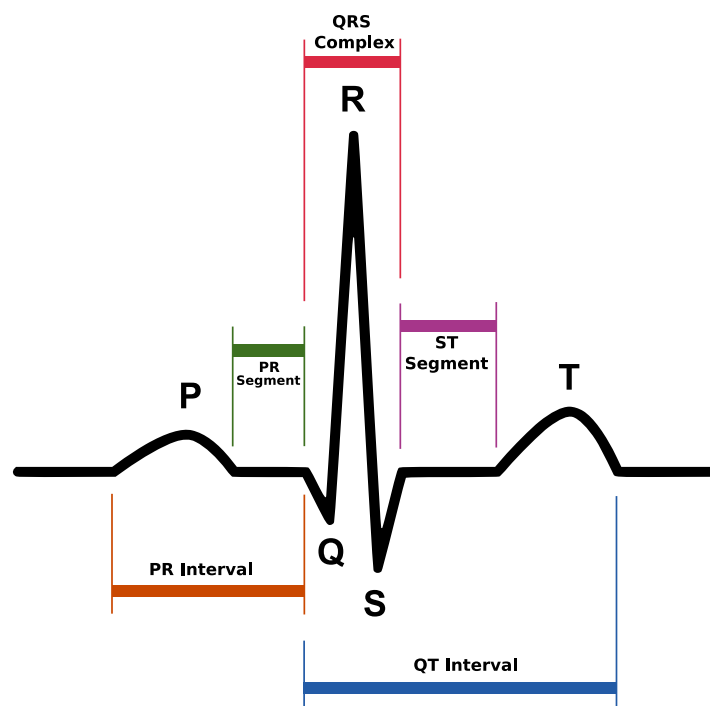
Analýza pozostáva z dvoch krokov. V prvom kroku sa presne lokalizujú QRS komplexy. Kľúčovým bodom detekcie je lokalizácia R oscilácie, ktorá je obvykle v EKG signál najviac viditeľným komponentom. Používa sa napríklad pri zistení frekvencie tepu, pravidelnosti srdcového rytmu a pod. Po stranách R sa pri zdravom jedincovi nachádzajú menšie kmity Q a S. V závislosti od rôznych srdcových ochorení a fyziológie môžu jednotlivé komponenty QRS komplexu chýbať, prípadne QRS môže byť vybudený s opačnou polaritou. Ak chýba niektorý komponent, detektor použije hrubý odhad jeho pozície. Postup získania odhadu ako aj presnej pozície samotných parametrov budú bližšie opísané v nasledujúcom texte. Vybudenie QRS komplexu začína P vlnou a návrat do polarizovaného stavu charakterizuje T vlna za QRS komplexom. Aplikácia deteguje P a T vlnu ako lokálne maximá z filtrovaného signálu medzi susediacimi QRS komplexmi.

Po úspešnej detekcii PQRST parametrov sa aplikuje vyššia vrstva analýzy, ktorá pracuje na báze základných meraní – desatoro EKG, ktoré v svojej práci popísali viacerí autori – napr. Borská et al. (2010) a Hampton (2005). Výsledky tejto analýzy sú zobrazené formou textového popisu nameraných hodnôt. Cieľom aplikácie nie je stanovenie klinickej diagnózy, avšak tieto parametre dokážu signalizovať odchýlky od parametrov EKG zdravého jedinca, prípadne aplikácia by mohla odporúčať návštevu lekára, ktorý by zhodnotil stav pacienta a prípadné by ho poslal na odborné vyšetrenie s profesionálnym lekársnym vybavením u špecialistu.

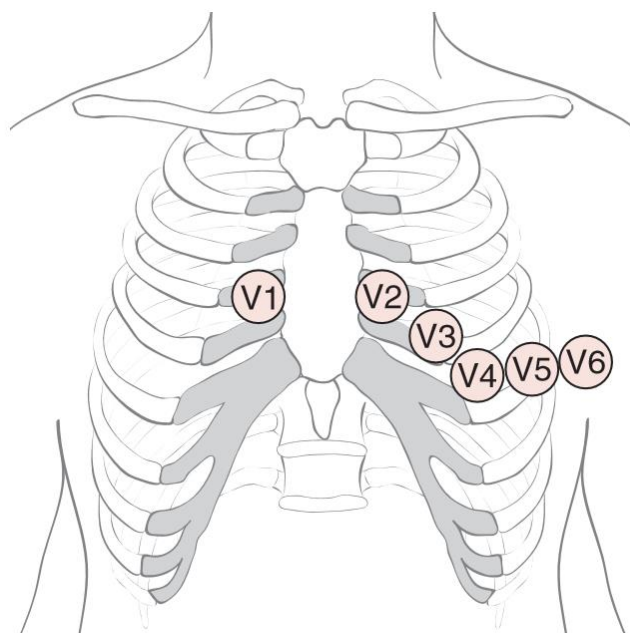
Cieľom aplikácie sú domáca zdravotná starostlivosť a vedecké účely, nie je zameraná na klinickú diagnózu. Nie je preto dôležité presne stanoviť klinickú diagnózu. Zameriava sa na detekciu rozdielov hodnôt parametrov, voči stavu zdravého človeka. V prípade zistenia arytmie prípadne iných anomálií môže aplikácia pacientovi odporúčať návštevu lekára. Ten zhodnotí požiadavku, prípadne podnikne sériu opatrení od prevencie až po klinickú diagnostiku.

3 Popis elektrokardiogramu

Khan napísal zaujímavú knihu (Khan, 2003), ktorá opisuje elektrickú aktivitu srdca a jej vyhodnotenie pre stanovenie diagnózy rôznych chorôb srdca v závislosti od meraného EKG. Popisuje srdce ako sval vytvorený z tisícov svalových elementov s elektrickou aktivitou. Každá repolarizácii a depolarizácii predchádza elektrický impulz, vytvorený veľkým množstvom buniek. Elektrická aktivita každého elementu predstavuje vektor sily. Súčet všetkých takýchto elementárnych vektorov vytvára elektrickú aktivitu celého srdca, ako je znázornené na obr. 2. Elektrokardiogram je grafické znázornenie merania tejto aktivity, ktorá sa realizuje pomocou galvanického merania na povrchu kože v špecifických pozíciách.



Obr. 2. EKG signál a jeho parametre PQRST. Zdroj: (Khan 2003; Hampton 2005).



Obr. 3. Pozície hrudných zvodov. Zdroj: (Khan 2003; Hampton 2005).

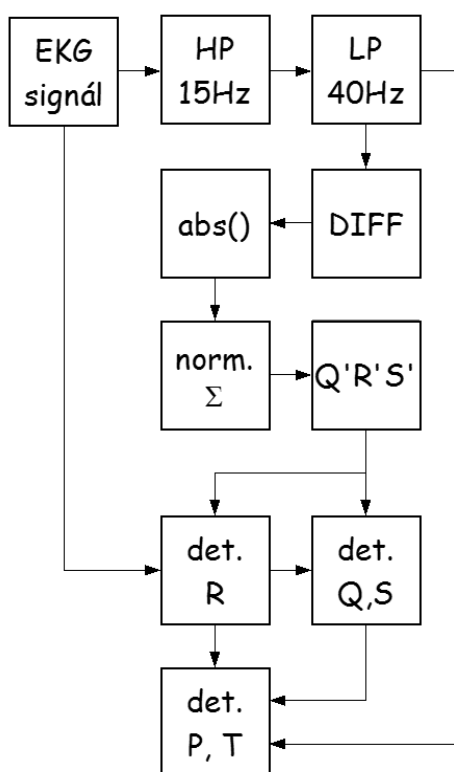
P-vlna je prvou výchylkou v EKG, ktorá predchádza prudkej oscilácii QRS. PR interval informuje o čase, ktorý potrebuje elektrický impulz až po depolarizáciu. QRS komplex zobrazuje postup elektrickej aktivácie komôr, elektrickej sily vznikajúcej pri depolarizácii komôr. QRS kmity môžu byť pozitívne (smerujú nahor) alebo negatívne (smerujú nadol). ST segment sa nachádza medzi koncom QRS komplexu a začiatkom T vlny. Reprezentuje časovú periódu konca depolarizácie a začiatku repolarizácie. Tie sa navzájom vyrušia a nastane polarizovaný stav. Proces repolarizácie charakterizuje T vlna.

Pre vyhodnotenie EKG je potrebné analyzovať

- Vlny: P-vlna, QRS komplex, T-vlna.
- Dĺžku trvania PR intervalu.
- ST segment – abnormality v ST segmente umožňujú včasnú diagnózu akútneho infarktu a ischémiu myokardu.
- Pravidelnosť výskytu QRS komplexu.

V medicíne sa štandardne využíva 12 zvodov pre meranie EKG. To umožňuje dvanásť rôznych pohľadov na elektrickú aktivitu srdca. Zvody sa umiestňujú na končatiny, zápästia, ramená a 6 zvodov sa umiestňuje na hrud', ako je znázornené na obr. 3.

Aplikácia preferuje zvody V2 a V1, pretože elektródy budú umiestnené na inteligentnom oblečení budú práve na miestach, kde pohľad signálu najbližšie zodpovedá práve uvedeným elektródam. Sú to významné zvody, pretože umožňujú diagnostikovať väčšinu ochorení srdca. EKG signál je periodický a skladá sa z viacerých komponentov, ktoré reprezentujú parametre PQRST. Pri analýze nás okrem pozície parametrov, zaujímajú aj vzájomné intervaly a periodicita QRS komplexov nasledujúcich za sebou.



Obr. 4. Bloková schéma navrhnutého algoritmu. Zdroj: Autor.

4 Metódy analýzy

Prvým krokom pri analýze EKG signálu je detekcia kmitu R, ktorý predstavuje výrazný skok QRS komplexu. Tento kmit s výrazne vyššou amplitúdou ako zvyšok signálu zjednodušuje detekciu parametra R. Pan a Tompkins (1985) navrhli algoritmus pre detekciu QRS komplexu v reálnom čase. To znamená, že dáta prichádzajúce zo zvodu sa okamžite spracujú a môžu napríklad zobraziť. V skutočnosti dochádza k malému oneskoreniu rádovo desiatky vzoriek, pretože pri digitálnom spracovaní signálu dochádza k oneskoreniu v závislosti od rádu použitých filtrov. Parameter R je dôležitý pri zisťovaní frekvencie srdcového tepu aj jeho

periodicity. V navrhnutej aplikácii sme sa inšpirovali týmto algoritmom, aj keď z pôvodného algoritmu zostal nezmenený len derivačný filter. Pri spracovaní EKG signálu sa použila kaskáda filtrov schematicky znázornená na obr. 4. Pre hornú a dolnú priepust sa použili filtre prvého rádu, s možnosťou prispôbiť rezonančné frekvencie filtrov rôznym vzorkovacím frekvenciám vstupného signálu.

4.1 Príprava dát

Pre testovacie účely bola použitá databáza arytmií MIT/BIH. Digitálne celočíselné vzorky boli prepočítané na čísla s pohyblivou desatinnou čiarkou, tak aby zodpovedali pôvodnému napätiu v jednotkách [mV]. Pre tento algoritmus zatiaľ nie je dôležité poznať presné fyzikálne hodnoty veličín, ale pri vyššej vrstve analýzy sa už vyhodnocuje aj výška amplitúdy a pod. Databáza obsahuje pre tento účel dodatočné informácie ako sú zisk, pozícia nulovej hodnoty a pod.

4.2 Horná priepusť

Prenosová funkcia $H(Z)$ filtra hornej priepuste je daná vzťahom

$$H(Z) = \frac{\alpha(1 - Z^{-1})}{1 - \alpha Z^{-1}}, \quad (1)$$

kde Z je operátor Z -transformácie (v rozličnej literatúre označený tiež ako z , pri návrhu filtrov sa tiež používa operátor s -Laplaceova transformácia). Parameter α upravuje rezonančnú frekvenciu filtra. Vypočíta sa zo zlomovej frekvencie f_c a vzorkovacej frekvencie f_s podľa vzťahu

$$\alpha = \frac{1}{2\pi \frac{f_c}{f_s} + 1}. \quad (2)$$

Z toho je odvodená rovnica pre výpočet hodnoty v diskretnom čase

$$y[n] = \alpha y[n-1] + \alpha(x[n] - x[n-1]), \quad (3)$$

kde $y[n]$ predstavuje diskretný signál na výstupe filtra v diskretnom čase n -prakticky vyjadruje číslo vzorky. Na vstupe filtra je diskretný signál $x[n]$. Zlomová frekvencia hornej priepuste bola $f_c = 15\text{Hz}$, vzorkovacia frekvencia testovaných EKG dát bola $f_s = 360\text{Hz}$. Keďže filtre sú zapojené do kaskády, výstupný signál filtra $y[n]$ slúži ako vstup pre nasledujúci filter. S ohľadom na zachovanie prehľadnosti, sme použili všeobecné označenie vstupov $x[n]$ a výstupov $y[n]$ pre každý filter.

Zdrojový kód pre hornú priepusť spracováva celý signál vstupný signál vyjadrený polom x , ktorý obsahuje celkovo N vzoriek. Vzorkovaciu a zlomovú frekvenciu predstavujú premenné f_s a f_c .

```
double* filter_hp(double* x, int N, double fs, double fc) {
    double* y = NULL;
    if (N <= 0) return y;
    y = new double[N];
    memset(y, 0, N*sizeof(double));
    double b = 2*pi*fc/fs;
    double a = 1 / (b+1);
    for (int n=1; n<N; n++) {
        y[n] = a*y[n-1] + a*(x[n]-x[n-1]);
    }
    return y;
}
```

Prvé štyri riadky alokujú a vynulujú pamäť pre výstup filtra y . Premenná a predstavuje rezonančný parameter α . Vzhľadom, že filter oneskoruje signál o jednu vzorku, iterácie cyklu začínajú až druhou vzorkou, aby výraz $n-1$ indexoval prvú v vzorku. Pozn.: v jazyku C je pole indexované od nuly.

4.3 Dolná priepusť

Prenosová funkcie dolnej priepuste je daná vzt'ahom

$$H(Z) = \frac{\alpha}{1 - (1 - \alpha)Z^{-1}}. \quad (4)$$

Parameter α je vyjadrený vzt'ahom

$$\alpha = \frac{2\pi \frac{f_c}{f_s}}{2\pi \frac{f_c}{f_s} + 1}. \quad (5)$$

Z toho je odvodená rovnica pre výpočet hodnoty v diskretnom čase

$$y[n] = (1 - \alpha)y[n - 1] + \alpha x[n], \quad (6)$$

kde zlomová frekvencia DP filtra bola 40Hz. Vzhľadom na to, že filtre sú zapojené do kaskády, tak diskretný vstupný signál dolnej priepuste $x[n]$, je získaný výstupného signálu predchádzajúceho filtra – hornej priepuste.

Zdrojový kód pre dolnú priepusť je principiálne podobný hornej priepusti, z rozdielom výpočtu parametru α a inej prenosovej funkcie.

```
double* filter_dp(double* x, int N, double fs, double fc) {
    double* y = NULL;
    if (N <= 0) return y;
    y = new double[N];
    memset(y, 0, N*sizeof(double));
    double b = 2*pi*fc/fs;
    double a = b / (b+1);
    for (int n = 1; n < N; n++) {
        y[n] = a * x[n] + (1.0-a)*y[n-1];
    }
    return y;
}
```

4.4 Derivačný filter

Za pásmovou priepusťou zlozenej z HP a DP filtra nasleduje derivačný člen vyjadrený prenosovou funkciou

$$H(Z) = \frac{1}{8}(-Z^{-2} - 2Z^{-1} + 2Z^1 + Z^2). \quad (7)$$

Rovnaký derivačný filter použili v svojich prácach pán Ligtenberg (1983) a páni Pan a Tompkins (1985). Vyjadrenie v diskretnom čase

$$y[n] = \frac{1}{8}(-x[n - 2] - 2x[n - 1] + 2x[n + 1] + x[n + 2]). \quad (8)$$

Zdrojový kód:

```
double* filter_diff(double* x, int N) {
    double* y = NULL;
    if (N <= 0) return y;
    y = new double[N];
    memset(y, 0, N*sizeof(double));

    for (int n = 2; n < N-2; n++)
        y[n] = (-x[n-2] - 2*x[n-1] + 2*x[n+1] + 2*x[n+2]) / 8.0;
    return y;
}
```

4.5 Absolútny filter

Absolútny filter zabezpečí, aby všetky číselné hodnoty boli po derivovaní kladné, čo je dôležité hlavne v prípade negatívnej polarizácie QRS komplexu

$$y[n] = |x[n]| \quad (9)$$

Zdrojový kód:

```
double* filter_abs(double* x, int N) {
    double* y = NULL;
    if (N <= 0) return y;
    y = new double[N];
    memset(y, 0, N*sizeof(double));
    for (int n = 0; n < N; n++)
        y[n] = abs(x[n]);
    return y;
}
```

4.6 Integračný filter

Integračný filter je zrealizovaný ako integrátor s posúvajúcim oknom. Slúži pre nájdenie vrcholu R. Výstup integrátora vytvára obálku okolo QRS komplexu za predpokladu, že vykompenzujeme oneskorenie spôsobené zapojením filtrov v kaskáde. Rovnica pre túto operáciu je

$$y[n + s] = \frac{1}{N} \sum_{m=n-\frac{N}{2}}^{n+\frac{N}{2}} x[m], \quad (10)$$

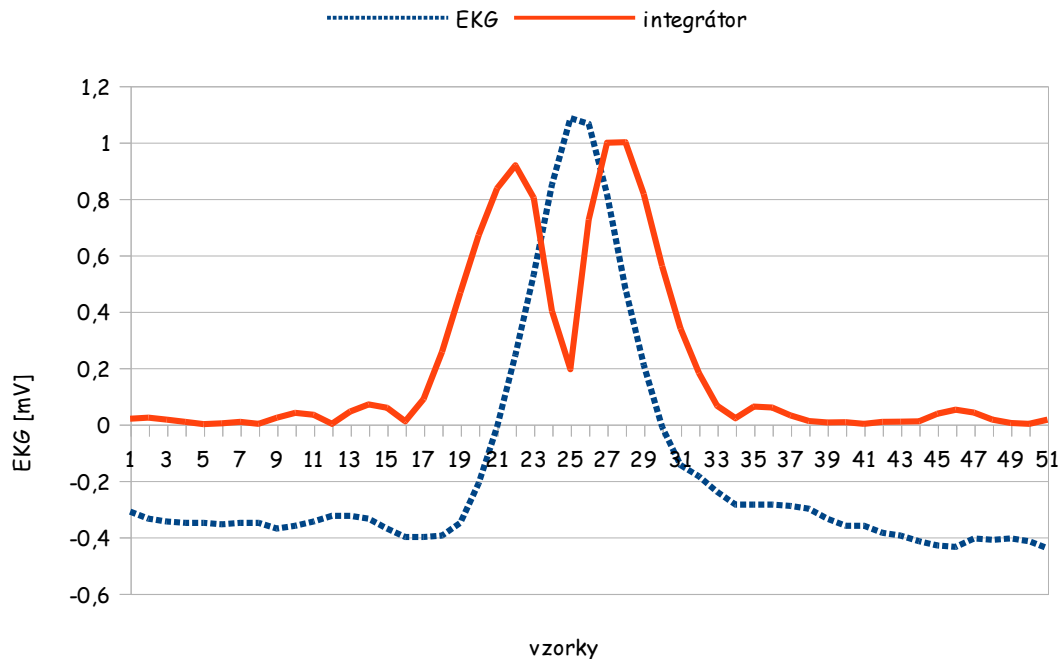
kde N je počet vzoriek, resp. dĺžka integračného okna. Dĺžku oknovej funkcie bola zistená empiricky. Bolo použitých 50 vzoriek, čo približne predstavuje dvojnásobok dĺžky QRS komplexu. Premenná s slúži na kompenzáciu oneskorenia filtrov HP, DP, ako aj samotného integračného filtra. Jej hodnota je vypočítaná

$$s = \frac{N}{2} + 2. \quad (11)$$

Výstup integrátora sa ešte normalizuje na jednotkový rozsah rovnicou

$$y[n] = \frac{y[n]}{\operatorname{argmax}(y[n])}. \quad (12)$$

Vzťah medzi výstupom normalizovaného integračného filtra s vykompenzovaným oneskorením a EKG signálu je znázornený na obr. 5.

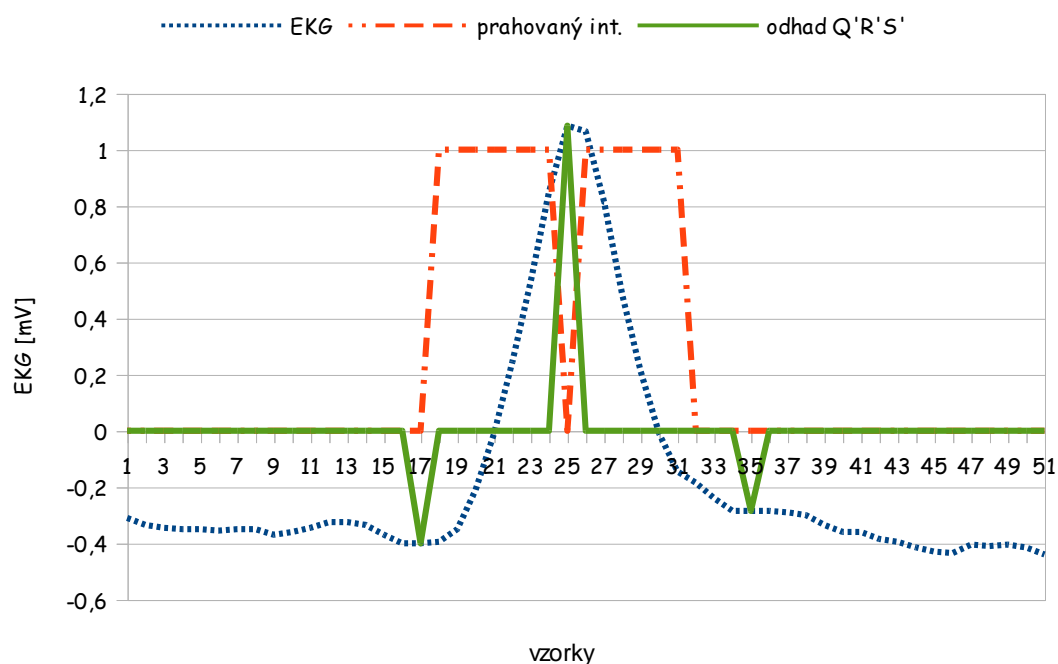


Obr. 5. Výstup integrátora Bloková schéma navrhnutého algoritmu. Zdroj: Autor.

Integračný filter má z použitých filtrov najvyššie oneskorenie, ktoré závisí od dĺžky okna N_{win} . Toto oneskorenie bolo vykompenzované posunutím celého indexovania podľa vzťahu uvedeného v rovnici (11). V druhom cykle sa signál normalizuje podľa vzťahu (12), kde maximálna hodnota max bola získaná ešte v prvom cykle.

```
double* filter_integ(double* x, int N, int Nwin) {
    double* y = NULL;
    if (N <= 0) return y;
    y = new double[N];
    memset(y, 0, N*sizeof(double));
    int M = Nwin / 2;
    double max = 0.0;

    for (int n = M; n < N - M - M; n++)
    {
        double sum = 0.0;
        for (int i = n - M; i < n + M; i++) {
            sum = x[i];
        }
        y[n + M - 2] = sum;
        max = (max < sum) ? sum : max;
    }
    for (int n = 0; n < N; n++)
        y[n] /= max;
    return y;
}
```



Obr. 6. Lokalizácia QRS komplexu. Zdroj: Autor.

4.7 Detekcia QRS komplexu

Parametre QRS sa zisťujú v dvoch krokoch. V prvom kroku sa vykoná odhad pozícií Q' , R' , S' . Použitím prahu na výstup integrátora sa vytvorí binárna obálka okolí QRS komplexu, obr. 6. Začiatok tejto obálky predstavuje odhad parametra Q' , koniec je odhadom pre S' . Priehlbina v obálke sa obvykle vyskytuje v blízkosti vrcholu R-oscilácie. Presná pozícia R sa deteguje ako lokálne maximum EKG signálu nájdené v rozsahu $Q' - S'$. Pozície parametrov Q a S sa vyhľadávajú ako lokálne minimá v blízkosti odhadnutých parametrov Q' a S' . V prípade chýbajúceho kmitu Q alebo S sa použijú odhadnuté parametre pre určenie pozície.

Celá kaskáda vzniká zret'azením filtrov ako znázorňuje nasledujúci kód:

```
double* yhp = filter_hp(xn, length, fs, 15.0);
double* ylp = filter_dp(yhp, length, fs, 40.0);
double* ydiff = filter_diff(ylp, length);
double* ysqr = filter_abs(ydiff, length);
double* yint = filter_integ(ysqr, length, 50);
double* ybool = filter_bool(yint, length, 0.1);
double* yb2 = filter_b2(xn, ybool, length, 50);

print2raw(rawdata, ylp, yb2, length);
```

Posledné dva filtre predstavujú prahovanie a vyhľadávanie lokálneho maxima a minima ako je uvedené v tejto podkapitole a znázornené na obrázku 6. Posledná funkcia slúži na vygenerovanie výstupu podobného zvukovej nahrávke vo forme RAW. Vzhľadom na rozsiahlosť kódu sú tieto funkcie dostupné v prílohe označenej ako doplnkové súbory. Súčasťou balíka sú aj vstupné a výstupné dáta a triedy pre parsovanie dát z pôvodnej databázy. V zdrojové kódy tiež obsahujú funkcie na export výsledok do textovej formy vo formáte CSV (*Comma Separated Value*). Prvý kanál predstavuje pásmovo filtrovaný signál (výstup dolnej priepuste). Druhý kanál predstavuje binárnu detekciu QRS komplexu. Takýto súbor možno

importovať ako zvukovú nahrávku, ktorú možno importovať pomocou *OpenSource* softvéru *Audacity*. Tento softvér nám následne umožnil manuálne kontrolovať správnosť detekcie. V princípe možno použiť ľubovoľný softvér, ktorý podporuje import zvukové nahrávky vo forme RAW.

4.8 Detekcia P-vlny a T-vlnu

Detekcia P-vlny a T-vlny spočíva v hľadaní lokálnych maxím medzi susednými QRS komplexmi. Pre detekciu sa používa signál filtrovaný pomocou hornej a dolnej priepuste. Príklad takto filtrovaného tohto signálu je znázornený na obr.1. Pozície parametrov PQRST sú označené križikom a príslušným písmenom. Detekcia P a T vlny sú iba v počiatočnom štádiu vývoja vo verzii pre Android. Vzhľadom na fyzikálnu povahu a variabilitu týchto vln, nie je dostatočným riešením hľadanie lokálnych maxím a miním ako používame v demonštračnej verzii.

5 Experiment

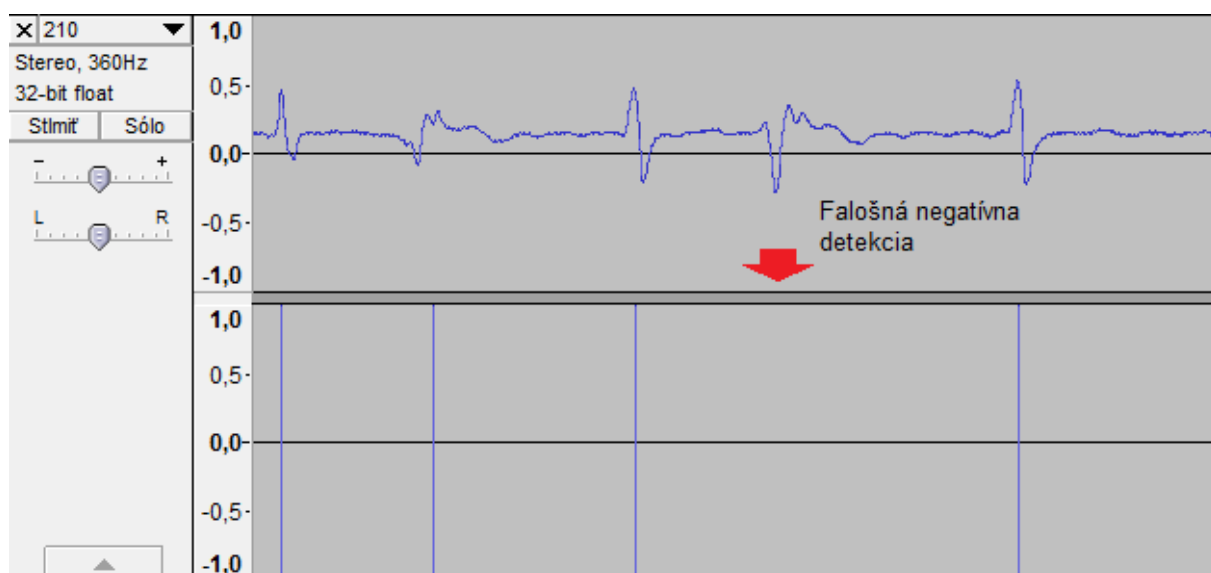
V experimente sme testovali chybovosť navrhnutého algoritmu. Použili sme 10 náhodne vybraných záznamov z MIT/BIH databázy. Každý záznam predstavoval 30 minútové meranie EKG. Teda spolu 5 hodín EKG záznamov od desiatich pacientov. Spolu to predstavuje skontrolovanie 23859 tepov. Analyzovali sa dáta zo zvodu označeného V1. Kontrolovala sa úspešnosť detekcie QRS komplexov. Na realizáciu experimentu sme vyexportovali dáta vo forme zvukovej nahrávky (16bit, little-endian, 360Hz, stereo), aby sme mohli použiť na anotáciu otvorený softvér *Audacity*, ktorý za normálnych okolností slúži na spracovanie zvuku. Prvý kanál obsahoval upravený EKG signál. Účelom úpravy bolo zlepšenie viditeľnosti - použili sme pásmovú filtráciu (v kaskáde je to signál za dolno-priepustným filtrom) a normalizáciu amplitúdy podľa maximálnej hodnoty, čím sme dosiahli maximálne zosilnenie bez prebudenia signálu. Druhý kanál predstavoval detekcie navrhnutého algoritmu v binárnej forme, kde logická 1 zodpovedá hodnote 1,0 a logická nula hodnote -1,0. Táto metóda umožnila kontrolovať signál nielen vizuálne, ale aj akusticky v režime prehrávania. Praktický výsledok je, že po spustení prehrávania človek priamo počuje tlkot srdca podobne ako cez stetoskop a zároveň môže vizuálne kontrolovať a počítať chybné detekcie. V prípade, nahromadenia viacerých chýb možno prehrávanie pozastaviť a dôsledne skontrolovať každú chybnú detekciu.

Do chybovosti sa započítala každá falošná pozitívna detekcia, ktorá predstavuje nájdenie QRS komplexu v mieste kde sa nenachádza. Príklad falošnej pozitívnej detekcie je znázornený na obrázku 7. Falošná negatívna detekcia predstavuje zlyhanie detekcie v mieste kde sa QRS komplex nachádza, ale algoritmus ho nedeteguje, ako je znázornené na obrázku 8. Chybovosť každého záznamu je vypočítaná ako percentuálny podiel súčtu falošných pozitívnych i negatívnych detekcií voči skutočnému celkovému počtu tepov. Celková chybovosť bola vypočítaná ako ich priemerná hodnota.

Falošné pozitívne detekcie predstavujú detekciu QRS v mieste, kde sa v skutočnosti QRS nenachádza. Sú spôsobené prevažne krátkym šumom s vysokými osciláciami, ktoré sú veľmi podobné QRS kmitom. Falošné negatívne detekcie predstavujú chýbajúce detekcie v miestach, kde sa QRS nachádza. Prevažne sa vyskytujú v miestach, kde je buď slabo vybudovaný QRS komplex, zriedkavo sa vyskytujúci jav chýbajúcej R-oscilácie alebo negatívne vybudenie QRS. Nedostatkom navrhnutého algoritmu je práve zlá schopnosť detegovať negatívne vybudenie QRS kmit.



Obr. 7. Príklad falošnej pozitívnej detekcie – detekcia v mieste, kde sa QRS nenachádza. Zdroj: Autor.



Obr. 8. Falošná negatívna detekcia - chýbajúca detekcia v mieste kde sa QRS nachádza. V tomto konkrétnom prípade nastala u pacienta negatívna polarizácia. Zdroj: Autor.

Táto chyba sa početne vyskytuje pri pacientovi so záznamom č. 210, kde v pravidelných intervaloch je QRS vybudovaný s negatívnou polarizáciou, ako je znázornené na obrázku 8. Zvýšená chybovosť je aj pri pacientovi zo záznamu 105, kde je časť záznamu (rádovo niekoľko sekúnd) silne zašumená a nie je možné jednoznačne určiť ani ľudskému pozorovateľovi prítomnosť QRS. V prípade, že sa z ľudského pozorovania dala odhadnúť pozícia QRS, zlyhanie algoritmu bolo započítané ako chyba. Odhad sa vykonal podľa frekvencie predchádzajúcich kmitov.

Číslo EKG záznamu	Skutočný počet tepov	Počet falošných pozitívnych detekcií	Počet falošných negatívnych detekcií	Celkový počet chybných detekcií	Chybovosť záznamu [%]
101	1865	4	7	11	0,59
105	2572	38	17	55	2,14
109	2532	2	8	10	0,39
115	1953	0	0	0	0,00
124	1619	8	15	23	1,42
209	3004	21	22	43	1,43
210	2647	3	154	157	5,93
215	3363	8	13	21	0,62
220	2048	0	3	3	0,15
230	2256	11	1	12	0,53
Celkovo					1,3

Tab. 1. Vyhodnotenie chybovosti navrhnutého algoritmu na databáze arytmií MIT/BIH. Zdroj: Autor.

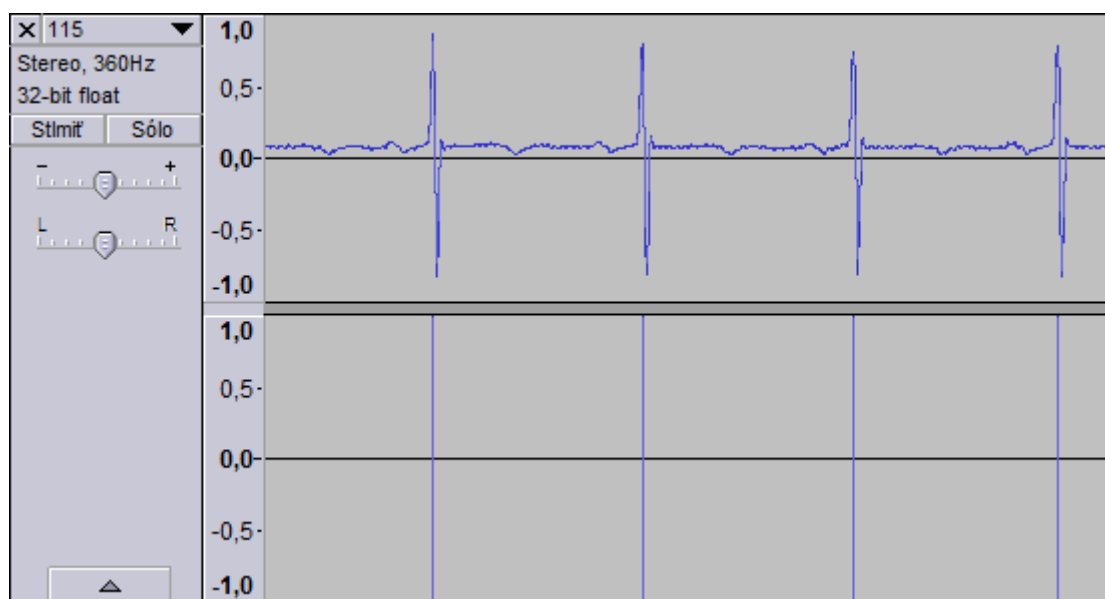
Číslo EKG záznamu	Skutočný počet tepov	Počet falošných pozitívnych detekcií	Počet falošných negatívnych detekcií	Celkový počet chybných detekcií	Chybovosť záznamu [%]
101	1865	5	3	8	0,43
105	2572	67	22	89	3,46
109	2532	0	1	1	0,04
115	1953	0	0	0	0,00
124	1619	0	0	0	0,00
209	3004	3	0	3	0,1
210	2647	2	8	10	0,38
215	3363	0	1	1	0,03
220	2048	0	0	0	0,00
230	2256	1	0	1	0,04
Celkovo					0,448

Tab. 2. Výsledky podobného experimentu pánov Pan a Tompkins na rovnakých záznamoch. Zdroj: (Pan & Tompkins, 1985).

Záznam číslo 115 obsahoval čistý EKG signál, bez výrazného zašumenia alebo anomálií srdca. V našom experimente sme tu dosiahli nulovú chybovosť rovnako ako páni Pan a Tompkins. Opakujúci sa priebeh EKG a bezproblémovej detekcie QRS je znázornený na obrázku 9.

Číslo EKG záznamu	Chybovosť navrhutej metódy	Chybovosť algoritmu Pan a Tompkins
101	0,59	0,43
105	2,14	3,46
109	0,39	0,04
115	0,00	0,00
124	1,42	0,00
209	1,43	0,1
210	5,93	0,38
215	0,62	0,03
220	0,15	0,00
230	0,53	0,04
Celkovo	1,3	0,448

Tab. 3. Porovnávací tabuľka dosiahnutých výsledkov navrhutej metódy a algoritmu pánov Pan a Tompkins, pričom experiment bol uskutočnený na rovnakých záznamoch. Zdroj: Autor.



Obr. 9. Príklad signálu, v ktorom algoritmus detegoval správne všetky QRS komplexy. Prispeli k tomu ideálne podmienky ako sú výrazné QRS kmity, nízke zašumenie signálu a EKG bez anomálií. Zdroj: Autor.

Záznamy 124 a 220 obsahovali relatívne čistý priebeh, ale s krátkymi extrémne zašumenými úsekmi. Z praktického hľadiska nás skôr zaujíma celková spoľahlivosť systému, preto sme tieto zlyhanie započítali tiež ako chybu algoritmu pri hodnotení. Tieto šumy sa budú vyskytovať v našom systéme omnoho častejšie. Problémom je, že vznikajú pri pohybe pacienta – totiž každý sval generuje elektrickú aktivitu. Dá sa logicky predpokladať, že páni Pan a Tompkins podobné

úseky nezapočítali do hodnotenia algoritmu. Vzhľadom na celkový počet tepov (23859) sú počty chýb uvedených algoritmov ako aj subjektívneho hodnotenia (rádovo desiatky tepov) zanedbateľné. Výsledku navrhnutého algoritmu vykazujú vo väčšine prípadov malé zvýšenie chybovosti. Je to spôsobené čiastočne použitím filtrov s nižším rádom oneskorenia. Tiež sme použili jednoduchšie prahovanie, ktoré zlyháva pri negatívnych polarizáciach QRS komplexu. To sa prejavilo vysokým počtom falošných negatívnych detekcií v zázname číslo 220. Pri ostatných záznamoch sme dosiahli porovnateľnú úspešnosť a prípade záznamu 105 aj o málo menšiu chybovosť.

6 Zhrnutie a záver

Navrhli sme prototyp mobilnej aplikácie pre zber biomedicínskych dát, do ktorého sme implementovali algoritmus pre detekciu parametrov PQRST, ktoré sa využívajú pri analýze EKG signálu. Aplikácia beží na mobilnej platforme Android. Celé riešenie je postavené ako modulárny systém, pričom jednotlivé moduly možno opakovane použiť na vytváranie podobných aplikácií, podľa požiadaviek zákazníka. Obsahuje moduly pre export, import a konverziu dát do formátov používaných databázou MIT/BIH. Modul na spracovanie EKG implementuje algoritmus opísaný v tomto článku. Ďalšie moduly slúžia na zobrazovanie signálu, grafické používateľské rozhranie. V súčasnosti pracujeme na vývoji komunikačnej jednotky, ktorá bude odosielať mobilnej aplikácii dáta pozbierané pomocou inteligentného oblečenia.

V blízkej dobe by sme chceli otestovať algoritmus na dátach získaných pomocou inteligentného oblečenia, na ktorom budú umiestnené suché elektródy. Súčasné dáta pochádzajú MIT/BIH databázy, ktoré boli pozbierané v klinických podmienkach. Čakajú nás ďalšie výzvy v podobe problematiky, ako udržať elektródu na jednom mieste, dosiahnuť čo najlepší kontakt, ako vyriešiť rušenie vzniknuté pohybom pacienta. Plánujeme implementovať ďalšie senzory ako akcelerometre a gyroskopy, ktoré umožnia zistiť, či sa pacient pohybuje alebo je v kludovom stave.

Poznámka

Zdrojové kódy s dátami sú k stiahnutiu tu:
<http://aip.vse.cz/download/j-aip-91-data.zip>

Podakovanie

Táto práca vznikla za finančnej podpory Slovenskej agentúry pre podporu vedy a výskumu – grant APVV-14-0519 a Európskeho fondu regionálneho rozvoja číslo ITMS: 26220220022.

Zoznam použitej literatúry

- Al-Ziarjawey, H. A. J., & Çankaya, I.** (2015). Heart rate monitoring and PQRST detection based on graphical user interface with Matlab. *International Journal of Information and Electronics Engineering*, 5(4), 311-316. doi: [10.7763/IJIEE.2015.V5.550](https://doi.org/10.7763/IJIEE.2015.V5.550)
- Belgacem, N., & Bereksi-Reguig, F.** (2011). Bluetooth portable device for ECG and patient motion monitoring. *Nature & Technology*, 4, 19-23. Retrieved from http://www.univ-chlef.dz/revuenatec/art_04_03.pdf
- Borská, L. et al.** (2010). *Desatero EKG*. 2. ed. Brno: MSD.
- Goldberger, A. L., et al.** (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation*, 101(23), e215-e220. doi: [10.1161/01.CIR.101.23.e215](https://doi.org/10.1161/01.CIR.101.23.e215)

- Goldberger, A.L., et al.** (2016). PhysioNet the research resource for complex physiologic signals. *WEB - ECG database and toolkit*. Retrieved from <https://physionet.org/>
- Hampton, J.** (2005). *EKG stručně, jasně, přehledně*. 6th edition. Praha: Grada.
- Khan, M. G.** (2003). *Rapid ECG interpretation*. 3rd edition. New York: Elsevier.
- Ligtenberg, A., & Kunt, M.** (1983). A robust-digital QRS-detection algorithm for arrhythmia monitoring. *Computers and Biomedical Research*, 16(3), 273-286. doi: [10.1016/0010-4809\(83\)90027-7](https://doi.org/10.1016/0010-4809(83)90027-7)
- Lin, B. S., Lin, B. S., Chou, N. K., Chong, F. C., & Chen, S. J.** (2006). RTWPMS: A Real-Time Wireless Physiological Monitoring System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(4), 647-656. doi: [10.1109/TITB.2006.874194](https://doi.org/10.1109/TITB.2006.874194)
- Nakajima, H., et al.** (1998). *World Health Organization, Life in the 21st Century - a Vision for All, World Health Report*. Geneva: World Health Organization.
- Pan, J., & Tompkins, W. J.** (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3), 230-236. doi: [10.1109/TBME.1985.325532](https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532)
- Rasid, M. F. A. & Woodward, B.** (2005). Bluetooth telemedicine Processor for multichannel biomedical signal transmission via mobile cellular networks. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 9(1), 35-43. doi: [10.1109/TITB.2004.840070](https://doi.org/10.1109/TITB.2004.840070)

