

# **Jednozvodový elektrokardiograf**

Praktická časť odbornej zložky maturitnej skúšky

Nové Zámky, 2019

riešiteľ: **András Zemes**  
ročník štúdia: **štvrty**

---

konzultant: Mgr. Peter Hudec

# **Praktická časť odbornej zložky maturitnej skúšky**

Zadanie úlohy pre komplexnú maturitnú skúšku:

<b>Meno a priezvisko:</b>	András Zemes
<b>Trieda:</b>	4. IT
<b>Konzultant:</b>	Mgr. Peter Hudec
<b>Školský rok:</b>	2018/2019
<b>Odbor:</b>	Informačné a sietové technológie
<b>Názov témy:</b>	Jednozvodový elektrokardiograf
<b>Úloha:</b>	Zhotoviť prístroj, <i>elektrokardiograf</i> , na snímanie a zachytenie elektrických potenciálov srdca.
<b>Praktický charakter úlohy:</b>	Návrh plošného spoja, programovanie mikrokontroléra, vytvorenie grafickej aplikácie.

---

András Zemes, riešiteľ

---

Mgr. Peter Hudec, interný konzultант

---

Zástupkyňa riaditeľa školy

V Nových Zámkoch dňa 01.03.2019

## **Čiastkové úlohy**

1. Naštudovanie a spracovanie potrebnej teórie
  - Elektrický potenciál srdca
  - Prehľad prístrojov EKG
  - Signál a jeho spracovanie
2. Vytvorenie a konštrukcia prístroja na meranie EKG
3. Vytvorenie elektronickej časti, práca s mikrokontrolérom
4. Vytvorenie PC aplikácie na grafické zobrazenie spracovaných údajov
5. Webové rozhranie k spracovaným dátam

## **Čestné vyhlásenie**

Ja, dolupodpísaný András Zemes, študent 4. IT triedy Strednej priemyselnej školy S. A. Jedlika v Nových Zámkoch, týmto vyhlasujem, že som túto prácu vyhotovil sám, s použitím uvedenej literatúry a podľa rád môjho konzultanta.

---

András Zemes

## **Podakovanie**

Tento cestou by som sa chcel podakovať všetkým, ktorí mi akýmkolvek spôsobom pomohli a povzbudzovali ma pri vypracovaní mojej komplexnej maturitnej práce. Predovšetkým však patrí moja vďaka konzultantom, Mgr. Petrovi Hudecovi, za jeho všeestrannú pomoc, za vedenie a cenné pripomienky pri záverečnom spracovaní práce.

# **Obsah**

<b>0 Úvod</b>	<b>7</b>
<b>1 Ciele</b>	<b>8</b>
<b>2 Problematika a prehľad literatúry</b>	<b>9</b>
2.1 Elektrofyziológia srdca . . . . .	9
2.2 Akčný potenciál . . . . .	10
2.3 Prehľad prístrojov EKG . . . . .	11
2.3.1 Druhy funkčných vyšetrení . . . . .	11
2.3.2 Časti klasického prístroja EKG . . . . .	12
2.3.3 Výdobytky modernej elektrokardiografie . . . . .	12
2.4 Umiestnenie elektród . . . . .	13
2.5 Signál a jeho spracovanie . . . . .	14
2.5.1 Sieťový brum . . . . .	14
2.5.2 Potlačenie driftu . . . . .	14
2.5.3 Myopotenciály . . . . .	14
2.5.4 Číslicové filtre . . . . .	15
<b>3 Metodika práce</b>	<b>16</b>
3.1 Návrh a konštrukcia hardvéru . . . . .	16
3.1.1 Zosilňovací obvod na vývojovej doske . . . . .	16
3.1.2 Spájkovaný obvod . . . . .	17
3.1.3 Finálny obvod a rozširovacie moduly . . . . .	18
3.1.4 Konštrukcia zariadenia . . . . .	20
3.2 Tvorba softvéru . . . . .	21
3.2.1 Hardvérové programovanie . . . . .	21
3.2.2 Grafické používateľské rozhranie (GUI) . . . . .	21
3.2.3 Webová stránka . . . . .	22
<b>4 Výsledky a diskusia</b>	<b>23</b>
<b>5 Závery práce</b>	<b>27</b>
<b>6 Zoznam použitej literatúry</b>	<b>28</b>
<b>7 Prílohy</b>	<b>29</b>

# 0 Úvod

Ľudské telo je zázračný živý organizmus, ktorý sa správa podľa zákonitostí prírody a biológie. Dnes známa podoba Homo sapiens je výsledkom prirodzeného evolučného výberu, ktorým prechádza už milióny rokov. Vďaka nemu sú naše orgány vyspelé a odolné, dokonale slúžia prežitiu. Ich rola a presný spôsob fungovania však dlho zostávali pred lekármi a vedcami v minulosti. Revolučné objavy a výdobytky v medicíne viedli k podrobnému zmapovaniu a poznaniu ľudského tela, i keď mnoho fenoménov je doposiaľ nevysvetlených. Choroby sa stali liečiteľnými a predĺžil sa predpokladaný vek dožitia.

V modernej dobe sa výrazne zmenil štýl, akým žijeme. Jeho dôsledky nesú naše telá, ktoré neboli stavané na rušný, uponáhlaný spôsob života a na zvládanie každodenného stresu. Ne-správna životospráva, zlé návyky a degradácia životného prostredia majú záporný vplyv na zdravotný stav obyvateľstva a prispievajú k šíreniu civilizačných ochorení. Jedná sa o degenерatívne ochorenia, ktoré patria medzi najpálčivejšie globálne zdravotnícke problémy. V rebríčkoch najčastejších príčin smrti sa často vyskytujú na prvých priečkach.

Škodlivé zvyklosti ako nezdravé stravovanie, nedostatok fyzickej aktivity, fajčenie a nadmerná konzumácia alkoholu sa odzrkadľujú aj na srdci a obebovej sústave. Tieto a mnoho ďalších faktorov zvyšujú riziko srdcovocievnych ochorení vrátane kôrnatenia tepien, infarktu myokardu, vysokého krvného tlaku, atď. Ľudia si veľakrát ani neuvedomujú, že sa u nich vyvíja takáto choroba, alebo si to uvedomia neskoro.

Riešenie môže poskytnúť bioinformatika a biomedicínske inžinierstvo. Sú to vedné disciplíny, ktoré sa zaoberajú zhromažďovaním a vyhodnocovaním biologických dát a konštrukciou klinických zariadení. Vo veľkej miere uľahčujú prácu lekárom vo včasnom rozpoznaní a liečbe zdravotných problémov. Klasickým príkladom biomedicínskeho prístroja je elektrokardiograf, alebo skratkou EKG.

V roku 1903 Willem Einthoven zstrojil prvý funkčný elektrokardiograf. Použil strunový galvanometer na snímanie elektrických potenciálov z končatín pacienta. Jeho vynález sa stal základným kameňom elektrokardiografie, za ktorý neskôr získal Nobelovu cenu za fyziológiu alebo medicínu. Vďaka Einthovenovi lekári dostali prvýkrát v historii možnosť nahliadnuť hlboko do srdca a odhalíť skryté defekty prevodového systému.

Myslím si, že najväčším nepriateľom ľudstva je neinformovanosť. Pokiaľ chceme predísť chorobám a žiť zdravý, plnohodnotný život, musíme poznáť možné následky rizikového správania. Zámerom tejto práce je šíriť povedomie o dôležitosti starostlivosti o zdravie a preukázať, že pozorovanie vnútrotelových javov nemusí byť tak zložité ako sa na prvý pohľad zdá.

# 1 Ciele

Hlavným cieľom práce je zhotoviť prístroj, elektrokardiograf, na snímanie a zachytenie elektrických potenciálov srdca. Zariadenie bude somatické ukazovatele získavať, zhromažďovať, filtrovať a poskytovať koncovému používateľovi v grafickej podobe na vyhodnotenie.

Kľúč úspešného zvládnutia projektu medzidisciplinárneho charakteru spočíva v dokonalej spolupráci jeho rôznych zložiek. Zámerom tejto práce je poukázať na to, že aj pomerne jednoduchými súčiastkami, ktoré sa navzájom dopĺňajú a spolupracujú medzi sebou, sa dajú vyriešiť zložité problémy.

Výstupom práce bude prehľad relevantnej teórie spracovaný v dokumentácii, funkčné zariadenie EKG s potrebným príslušenstvom, počítačový program a webová stránka, ktorá bude obsahovať dôležité informácie o projekte a ponúkať návštěvníkom možnosť zdieľania nahratých záznamov EKG.

Medzi prioritami pri návrhu elektronických zložiek je na prvom mieste bezpečnosť, keďže sa pri prevádzke bude obvod bezprostredne a vodivo spájať s telom vyšetrovaného. Takýto kontakt je nevyhnutný kvôli potrebe snímania elektrických potenciálov.

Na základe výsledkov merania jednozvodovým EKG je možné určiť pulz, srdcový rytmus, ba aj odhaliť prítomnosť srdových arytmii a fibrilácie predsiení. Projekt môže taktiež slúžiť ako pomôcka pri výučbe elektroniky, programovania či informatiky. Znázorňuje fungovanie signálových filtrov, operačných zosilňovačov, mikrokontrolérov a grafických počítačových aplikácií.

Dôležité vlastnosti výslednej práce budú bezpečnosť, presnosť a viacúčelovosť. Prístroj by mal dokázať použiť každý bez zvláštneho vybavenia a bez podrobnej znalosti jeho fungovania. Riešenie má byť taktiež kompaktné, prenosné a miestom neviazané.

## 2 Problematika a prehľad literatúry

Kapitola uvádza základné poznatky a zaobera sa teoretickými východiskami, ktoré s nastolenou problematikou súvisia. Princípy elektrokardiografie tvoria základ pre pochopenie činnosti zariadenia a sú jeho neoddeliteľnou súčasťou.

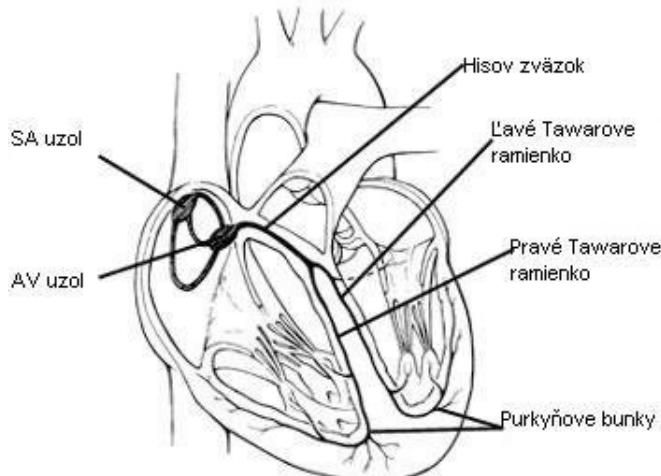
### 2.1 Elektrofyziológia srdca

Základom vnútorného fungovania srdca je jeho elektrická aktivita. Srdce je jedinečný orgán z pohľadu, že jeho elektrická činnosť nie je nervovo založená. Vykonávajú ju špecializované vodivé svalové bunky. Zväzky takýchto buniek určujú čerpaciu schopnosť srdca.

Svalové kontrakcie sú riadené elektrickými impulzmi, ktoré sa šíria po prevodovom systéme a pracovnom myokarde. Menia elektrické potenciály na rôznych bodoch pokožky približne o tisícinu voltu (1 mV). Táto elektrická aktivita skrýva v sebe neuveriteľné množstvo informácií, prostredníctvom ktorých získavame náhľad do fungovania srdca.

Zdrojom týchto impulzov je sinoatriálny (SA) uzol, ktorý sa nachádza v stene hornej časti pravej predsiene. Udáva frekvenciu kontrakcií myokardu (srdcového svalstva), ktorá je nominálne 70 tepov za minútu.

Signály sa ďalej šíria vodivými dráhami predsiení a stimulujú svalové kontrakcie. Pokračujú po srdcovej priečade, septe, ktorá oddeľuje dve polovice srdca. Blízko bodu spojenia štyroch dutín srdca sa nachádza zhluk špeciálnych buniek - atrioventrikulárny (AV) uzol. Uzol AV postup vzruchov mierne spomaluje a následne ich vysiela do Hisovho zväzku, ktorý sa delí na dve vetvy, tzv. Tawarove ramienka. Obidve vetvy vedú do siete Purkyňových vláken, ktoré aktivujú pracovný myokard.



Obrázok 1: Prevodový systém srdca

## 2.2 Akčný potenciál

Ako vyrába a prenáša srdcové tkanivo elektrické impulzy? Pre pochopenie tohto dej sa musíme preniesť až na úroveň atómov.

Atóm je *neutrálny*, ak má rovnaký počet protónov (kladne nabitých častíc) a elektrónov (záporne nabitých častíc).

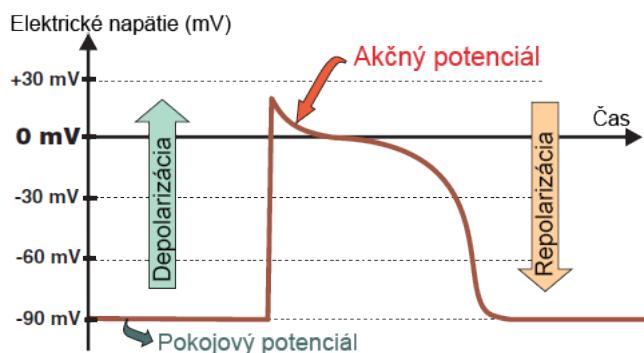
Ióny vznikajú z elektricky neutrálnych atómov pridaním resp. ubraním elektrónov.

V pokoji sa srdcová bunka nachádza v *polarizovanom stave*:

- mimobunkový priestor je elektricky pozitívny pre vysokú koncentráciu kladných iónov sodíka a vápnika
- vnútrobunkový priestor je oproti vonkajšej strane elektricky negatívny
- rozdiel potenciálov medzi vnútrobunkovým a mimobunkovým priestorom je 90mV

Keď pokojový membránový potenciál dosiahne určitú prahovú hodnotu (cca. 15 mV), tzv. *akčný potenciál*, tento pokojový stav sa náhle zmení. V membráne bunky sa otvoria prieduchy a kladne nabité ióny prúdia späť dovnútra bunky. Táto náhla strata polarizácie sa volá depolarizácia a vzniká pri nej elektrický prúd.

Po depolarizácii nastáva protikladný dej, repolarizácia, keď sa ióny znova prečerpávajú von mimo membránu. Depolarizačná vlna vyvolávaná uzlom SA sa šíri po prevodovom systéme srdca a uvádza svaly do pohybu. Proces, ktorý začal pumpovaním iónov takto končí pumpovaním krvi.



Obrázok 2: Akčný potenciál v grafickom vyobrazení

## **2.3 Prehľad prístrojov EKG**

### **2.3.1 Druhy funkčných vyšetrení**

Elektrokardiografia je jedným zo základných lekárskych vyšetrení. Najčastejšie sa využíva v núdzových situáciách pri podozrení na srdcový infarkt, na zistenie poruchy súvisiacej s kardiovaskulárnym systémom alebo ako preventívne vyšetrenie so zámerom odhaliť možný srdcový defekt.

Vyšetrenie EKG je neinvazívne a nevyžaduje žiadnu špeciálnu prípravu. Pri klasickom EKG sa elektródy pripievajú na hrudník, zápästia a členky pacienta. Elektrické signály zachytené z povrchu tela, ktoré sú spravidla veľmi slabé, v rádoch milivoltov, prístroj zosilní a zaznamená. Následne ich lekár vyhodnotí.

Existuje niekoľko rôznych druhov vyšetrení:

#### **Štandardné 12-zvodové EKG**

Je najčastejšie používaný zo všetkých typov EKG. Pozostáva zo 6 končatinových zvodov a 6 hrudných zvodov. Každý zvod je samostatne zapisovaný na priebežne sa posunujúci špeciálny záznamový papier, prípadne zobrazuje hodnoty na monitore.

#### **Záťažové EKG (ergometria)**

Ukáže správanie srdca a obehového systému pri námahovej aktivite. Na simuláciu sa väčšinou používa stacionárny bicykel alebo bežecký pás. Monitoruje sa záznam EKG v súvislosti s krvným tlakom. Na zázname sa pátra po zmenách, ktoré na EKG urobenom v pokoji nie sú viditeľné.

#### **Dynamické EKG**

Umožňuje sledovať srdcovú činnosť pri bežných aktivitách počas 12-48 hodín. Zvýšením doby monitorovania sa zvyšuje pravdepodobnosť nálezu nepravidelností rytmu alebo námahových ischémii myokardu<sup>1</sup> v zázname.

EKG určuje základné fyziologické hodnoty ako sú frekvencia srdcovej činnosti, rytmus, elektrická os srdca, prevodové časy a morfológia segmentov EKG krivky. Na základe týchto parametrov môže byť stanovená diagnóza a rozpoznaná porucha srdcového rytmu (arytmia), porucha prevodu elektrických vzruchov, ischemická choroba srdca a iné patologické zmeny v myokarde.

---

<sup>1</sup>Ischémia myokardu - nedostatočné prekrvenie srdcového svalu

## 2.3.2 Časti klasického prístroja EKG

### Tepelná tlačová hlava

Kreslí EKG krivku generovaním tepla.

### Termopapier

Prichádza do kontaktu s tlačovou hlavou. Na mieste dotyku sa farba papiera mení na čiernu, takto vzniká krivka EKG. Papier je tiež citlivý na tlak.

### Elektródy

Elektródy sú vyrobené z vodivého materiálu, ktorý dokáže zachytiť elektrické impulzy zo srdca. Signály odosielajú na spracovanie do meracieho prístroja cez pripojené káble.

### Zosilňovač

Zosilňovač je zariadenie, ktoré sa nachádza v elektrokardiografe a zvyšuje amplitúdu elektrického signálu. Signály prichádzajúce zo srdca sú relatívne slabé (0,0001V až 0,003V) a je potrebné ich zosilniť.

### Galvanometer

Premieňa prúd na mechanický pohyb.

### Sada EKG káblov

Slúžia na spojenie zvyčajne desiatich elektród<sup>2</sup> s hlavnou jednotkou prístroja EKG. Takáto konfigurácia umožňuje monitorovať srdce z 12 „pohľadov“. Vodiče medicínskych prístrojov bývajú spravidla chránené zvýšeným tienením pred vysokofrekvenčným rušením.

## 2.3.3 Výdobytky modernej elektrokardiografie

Moderné prístroje EKG disponujú zabudovanými mikroprocesormi, ktoré ich riadia a rozširujú ich diagnostické schopnosti. Vďaka sofistikovaným matematickým algoritmom a modelom sú schopné previesť zložitú analýzu signálu a automaticky ho vyhodnotiť. Sú kompaktné, prenosné a vhodné i na monitorovanie mimo zdravotníckeho zariadenia.

Prepojiteľnosť s počítačom je v dnešnej dobe takmer samozrejmosťou, niektoré dokonca komunikujú bezdrôtovo a aj na diaľku. Digitalizácia údajov môže byť výhodná napríklad z hľadiska archivácie alebo v prípade potreby zdieľať záznam so špecialistom.

Kardiologický monitor je častým rozšírením zariadenia EKG a umožňuje dlhodobo sledovať srdcovú aktivitu pacienta. Údaje zobrazuje v reálnom čase a ponúka náhľad kriviek ešte pred ich zápisom na papier.

---

<sup>2</sup>Kombináciou dvojíc elektród EKG prístroj na papier vygeneruje EKG zvody

## 2.4 Umiestnenie elektród

Tri končatinové elektródy (pravá ruka, ľavá ruka, ľavá noha) vytvárajú Einthovenov trojuholník. Vzniknú 3 *bipolárne zvody* reprezentované stranami trojuholníka. Každý zvod pozostáva z dvoch elektród, z jednej pozitívnej a z jednej negatívnej. Negatívna elektróda predstavuje depolarizovanú časť (-), pozitívna repolarizovanú časť (+) srdca. Pozitívny a negatívny pól spolu tvoria elektrický vektor, ktorý sa premieta na papier ako krivka EKG.

$$\text{Zvod I: } V_I = \phi_L - \phi_R$$

$$\text{Zvod II: } V_{II} = \phi_F - \phi_R$$

$$\text{Zvod III: } V_{III} = \phi_F - \phi_L$$

, kde:

$$V_I = \text{napätie zvodu I}$$

$$V_{II} = \text{napätie zvodu II}$$

$$V_{III} = \text{napätie zvodu III}$$

$$\phi_L = \text{potenciál na ľavej ruke}$$

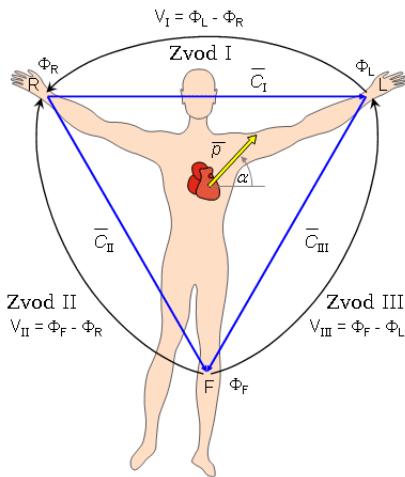
$$\phi_R = \text{potenciál na pravej ruke}$$

$$\phi_F = \text{potenciál na ľavej nohe}$$

Podľa Kirchhoffovho zákona platí, že veľkosť potenciálov (amplitúd na EKG zázname) vo zvode  $V_{II}$  je sumou potenciálov v zvodoch  $V_I$  a  $V_{III}$ :

$$V_I + V_{III} = V_{II}, \text{ z čoho vyplýva, že iba dva z troch zvodov sú nezávislé.}$$

Einthoven definoval rozdiely potenciálov medzi troma párami horeuvedených bodov ako základné končatinové zvody v elektrokardiografii.



Obrázok 3: Einthovenove končatinové zvody a Einthovenov trojuholník

## 2.5 Signál a jeho spracovanie

Po úspešnom zmeraní a zosilnení signálu je potrebné vysporiadať sa s určitými prekážkami, nepresnosťami v snahe zachytiť srdcový rytmus. Signál je sice zosilnený, ale nadálej obsahuje mnoho nežiaducích elementov vplyvom rušivých faktorov z okolia. Výsledkom je skreslený biosignál, ktorý je v tejto fáze nepoužiteľný.

Nepresnosti v meraniach odborne nazývame *artefakty*. Artefakty sa môžu prejavovať v menšej či väčšej miere v závislosti od nedokonalostí v priebehu vedenia signálu z pacienta do aparátury (prístroja). V elektrokardiografii rozoznávame tri základné druhy artefaktov:

- sieťový brum
- kolísanie nulovej línie (drift)
- myopotenciály

V minimalizácii nežiaduceho šumu nám napomáha súbor špecializovaných hardvérových i digitálnych filtrov.

### 2.5.1 Sieťový brum

Prvým krokom spracovania signálu je základná hardvérová filtrácia. Elektromagnetická interferencia (EMI) vzniká pôsobením elektromagnetického poľa z elektrickej siete. Pri tomto jave dochádza k vzniku indukovaného napätia ( $U_i$ ) a indukovaného prúdu vo vodiči. Šum opísaného druhu môžeme charakterizovať pri frekvencii 50 Hz sínusového rušenia. Na potlačenie sieťového brumu je účinná kombinácia hardvérového RC článku s digitálnym filtrom.

### 2.5.2 Potlačenie driftu

Drift alebo kolísanie nulovej línie opisuje skupinu elektrochemických a mechanických javov. Príkladmi elektrochemických sú potenie pod elektródami, nedostatočné odmastenie pokožky, malé množstvo kontaktného gélu. Dýchanie (do 0,8 Hz) a pomalé pohyby klienta (do 2 Hz) sú mechanické javy. Na odstránenie nízkofrekvenčnej rušivej zložky použijeme hornopriepustný filter.

### 2.5.3 Myopotenciály

Ďalší rušivý faktor pri vyšetrení EKG predstavuje svalová aktivita, najmä pri zátažovom EKG. Svaly počas pohybu vytvárajú elektrické impulzy, ktoré sa potom prejavujú vo forme musculoskeletálneho artefaktu<sup>3</sup>. Najväčším problémom v zdolaní účinku myopotenciálov je vzájomné prekrývanie frekvenčného pásma svalovej aktivity a užitočného pásma EKG. Na odstránenie tohto artefaktu nie je účinná pásmová prieplast. Vyžaduje sa pokročilejšie riešenie, napríklad pomocou adaptívnej filtrácie.

---

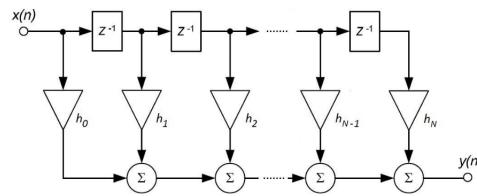
<sup>3</sup>nepresnosť merania spôsobená pohybom

## 2.5.4 Číslicové filtre

### Konečná impulzná odozva - FIR

„Filtre s konečnou impulznou charakteristikou (FIR – Finite Impulse Response) sú filtrami matematicky jednoduchšie opísateľnými ako IIR filtre, pretože sú väčšinou realizované nerekurzívne (nemajú spätnú väzbu). Pri nerekurzívnej realizácii má filter všetky póly v počiatku, čo mu zaručuje stabilitu. Medzi základné vlastnosti FIR filtrov je okrem stability aj možnosť získať lineárnu fázovú kmitočtovú charakteristiku v celom kmitočtovom rozsahu.“ [7]

(Tuka, 2015)

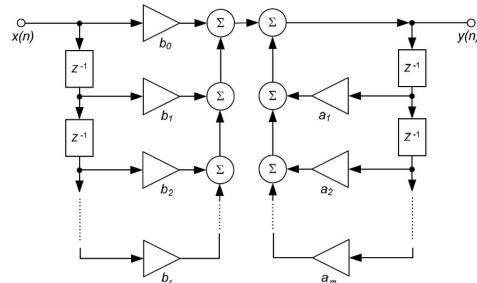


Obrázok 4: Bloková schéma FIR filtra

### Nekonečná impulzná odozva - IIR

„Filtre s nekonečnou impulznou charakteristikou (IIR – Infinite Impulse Response) vznikli ako číslicové varianty analógových filtrov. Sú matematicky zložitejšie ako FIR filtre, pretože sú realizované rekurzívne (vždy obsahujú spätnú väzbu). Oproti FIR filtrom však nie je treba tak veľký počet oneskorovacích členov a preto je možné ho použiť aj na kratšie dátá (inicjalizácia nie je tak dlhá). IIR filtrov majú všeobecne väčší počet zapojení ako FIR práve pre ich rekurzívnu časť.“ [7]

(Tuka, 2015)



Obrázok 5: Bloková schéma IIR filtra

### 3 Metodika práce

#### 3.1 Návrh a konštrukcia hardvéru

Proces návrhu hardvérových komponentov sa rozdelil do niekoľkých fáz kvôli systematickejosti. Takýto spôsob práce umožnil priebežné testovanie a odhalovanie možných chýb počas vývoja. Od začiatku až po finálny dizajn projekt prešiel tromi iteráciami.

Na návrh elektroniky a dizajn plošných spojov sa používal grafický počítačový editor Eagle (verzia 9.1.3).

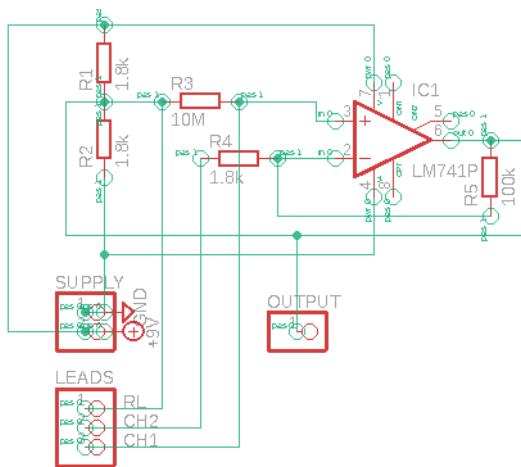
##### 3.1.1 Zosilňovací obvod na vývojovej doske

Prvý prototyp obvodu bol vyrobený podľa jednoduchej schémy. Pozostával iba z jedného operačného zosilňovača a zopár rezistorov. Z bezpečnostných dôvodov bola namiesto laboratórneho zdroja použitá 9V batéria na napájanie obvodu.

Operačný zosilňovač LM741 slúži na zosilnenie nízkonapäťového vstupu z elektród priložených na povrch tela. Je zapojený v diferenčnej konfigurácii, jeho invertujúci a neinvertujúci vstup predstavujú rozdielne napätia. Výstup je teda funkciou napäťovej diferencie medzi dvoma hrudnými elektródami. Faktor zisku je približne 50 podľa pomery R5:R4. Z dôvodu, že zosilňovač funguje optimálne pre stredové hodnoty (medzi maximom a minimom), je nutné jeho vstupy dostať do použiteľného pásma. Na tento účel slúži napäťový delič R1-R2.

Analógový výstup bol pripojený do 3,5mm mikrofónového rozhrania zvukovej karty počítača. Signál prešiel základnou softvérkovou filtráciou a bol graficky zobrazovaný pomocou počítačovej aplikácie.

Hlavným nedostatkom tohto návrhu bola všeobecná nespoľahlivosť a výskyt elektromagnetickej interferencie a iných artefaktov v meraných hodnotách. Dôvodom bola mimoriadna náchylnosť kovových dráh dosky k rušeniu.



Obrázok 6: Schéma zosilňovacieho obvodu

### 3.1.2 Spájkovaný obvod

Ďalším krokom bol návrh plošného spoja v Eagli podľa vyššej uvedenej schémy zosilňovacieho obvodu. Na základe počítačového návrhu bol zhodený druhý prototyp na spájkovateľnej vývojovej doske, ktorý už riešil väčšinu nedostatkov prvotného prototypu. Elektronické súčiastky boli osadené a pospájané vodivými cestami z cínu. Doska mala celkovo 6 vývodov:

- VCC (+5V) napájanie
- GND - zem
- OUT - analógový výstup
- Hrudný zvod č. 1
- Hrudný zvod č. 2
- Pravá noha

Signál bol meraný a spracúvaný za pomocí Arduina UNO. Výstup zo zosilňovača bol spojený s analógovým pinom Arduina A0 (ADC). Vykreslovanie krivky EKG sa zrealizoval zabudovaným nástrojom programu Arduino IDE, ktorý sa nazýva Serial Plotter.

Zobrazovaný signál bol do veľkej miery znečistený, preto bolo nutné použiť softvérový filter. Najjednoduchší filter vhodný na úlohu bol súčasťou oficiálnej knižnice Filters.h.<sup>4</sup>

Nasledovný kód je implementáciou dolnopriepustného filtra RC, ktorý slúži na vyhľadanie signálu. Filter je nastavený na frekvenciu 50 Hz. Obsahuje deklaráciu premenných a inicializáciu triedy FilterOnePole.

```
float filterFrequency = 5.0;  
  
FilterOnePole lowpassFilter(LOWPASS, filterFrequency);  
  
while(true) {  
    lowpassFilter.input(analogRead(INPUT_PIN));  
}
```

Filter funguje na báze nekonečnej impulznej odozvy (IIR). Hlavnou výhodou je, že riešenie kladie veľmi nízke nároky na pamäť a výpočtovú kapacitu. Veľké pozitívum znamená taktiež jednoduchosť implementácie do projektu. Onedlho sa však prejavili problémy spôsobené vlastnosťami spomínaného filtra. Po úvodnom zachytení impulzov amplitúda postupne klesala, až kým nedosiahla nulu. Takéto správanie je nepriaznivým vedľajším účinkom IIR filtrov.

---

<sup>4</sup>Dokumentácia knižnice je dostupná na webovom sídle [15] <https://playground.arduino.cc/Code/Filters>

### 3.1.3 Finálny obvod a rozširovacie moduly

Výsledný produkt zahŕňa niekoľko dôležitých komponentov. Ústrednú časť štruktúry zariadenia tvorí osobitne navrhnutý a na mieru vyrobený plošný spoj. Táto doska priamo spája analógovú časť aplikácie s digitálnym signálovým procesorom. Ďalej je doplnená o dva rozširovacie moduly a batérie.

#### Mikroprocesor

Mikroprocesor je centrálnym prvkom zariadenia. Zodpovedá za digitalizáciu a spracúvanie príchodzieho signálu, riadenie a koordináciu jednotlivých elektrických článkov v rámci aplikácie a odovzdávanie informácií počítaču.

Pri výbere mikroprocesora sa prihliadalo na výkon, úspornosť, počet vývodov a na veľkosť dostupnej programovej pamäte. Nakoniec sa uprednostnil 8-bitový mikroradič Atmega328P z rodiny megaAVR od firmy Atmel. Vyhovel všetkým požiadavkám projektu, je vhodný na úlohu DSP a disponuje kvalitnou dokumentáciou i komunitnou podporou zo strany vývojárov. Podrobnosti o mikroprocesore sú opísané v tabuľke nižšie.<sup>5</sup>

Parameter	Hodnota
Typ programovej pamäte	Flash
Veľkosť programovej pamäte (KB)	32
Max. rýchlosť CPU (MIPS)	20
Komunikačné periférie	1-UART, 2-SPI, 1-I2C
Tepelná tolerancia (C)	-40 až 85
Napájacie napätie (V)	1,8 až 5,5
Počet vývodov	28

Tabuľka 1: Parametre mikroprocesora

#### Napájanie zavádzacej

Zavádzací (angl. bootloader) mikroprocesora je prvý program, ktorý sa spustí pri každom štarte. Asistuje pri nahrávaní kódu do flash pamäte a čip sa stáva samoprogramovacím, čím zaniká potreba programátora.

Samostatný čip Atmega328P sa dodáva bez zavádzacej, tým pádom sa priamo nedá programovať. Proces napaľovania bootloadera riadi medzičlánok zvaný in-system program (ISP). Na túto rolu vyhovuje aj doska Arduino UNO.

Prvým krokom bolo nahrať šablónu ArduinoISP na dosku. Potom sa prepojil mikročip s Arduinom podľa špecifickej schémy zapojenia (viď. prílohu C). V nastaveniach sa zvolil typ dosky „Arduino Duemilanove alebo Nano“ pre 16 MHz konfiguráciu. Za programátor sa vybrať možnosť „Arduino as ISP“.

Po dôkladnej kontrole všetkých nastavení sa spustilo nahrávanie zavádzacej (Tools → Burn Bootloader).

<sup>5</sup>Informácie boli čerpané zo stránky výrobcu [11] <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATmega328p>

## FT232RL programátor s Mini USB

Adaptér USB–serial zabezpečuje programovanie čipov a komunikáciu s nimi. Komunikácia prebieha cez UART, tj. cez Rx a Tx piny. Úspešné nahratie programu má jednu podmienku: na čipe sa musí nachádzať zavádzací. Modul je kompatibilný s napäťami 3.3V a taktiež 5V, ladenie sa umožňuje pomocou prepínača. Zapojenie musí byť doplnené o kondenzátor (0.1 µF) a o pull up rezistor na vývode DTR, aby resetovanie mohlo správne prebehnuť.

FT232RL	Atmega328
DTR	RESET
TXD	RX
RXD	TX
5V	VCC
CTS (clear to send)	patrí do štandardu FT232, nie je nutné ho použiť
GND	GND

Tabuľka 2: Definície pinov

## Slot pre Micro SD kartu

Slot umožňuje čítanie a zapisovanie údajov na Micro SD kartu. Prenos údajov sa uskutočňuje cez štandardné SPI rozhranie. Modul funguje s logickým napäťom 3.3V, avšak vďaka zabudovanému regulátoru toleruje aj 5V. Tým pádom je plne kompatibilný so všetkými Arduino doskami a s príslušnou natívou knižnicou *SD.h* z ponuky Arduino IDE.

## Výroba integrovaného plošného spoja

Hotový digitálny návrh skompletizovaného plošného spoja bol odoslaný do výroby profesionál-nemu výrobcovi. K objednávke bol priložený súbor *.brd* vyexportovaný z projektu Eagle (viď. prílohu A). Špecifikácie objednannej dosky:

*Jednostranný plošný spoj so spájkovateľným ochranným lakom*

**Hrubka dosky a medenej vrstvy:** 1.5 mm, 35 µm

**Rozmery PCB:** 65x50 mm

**Počet otvorov:** 87 ks

Po doručení objednanej dosky nasledovalo manuálne osadenie súčiastok. Ako prvé boli prispájkované päťice integrovaných obvodov: DIP28 pre mikroprocesor a DIP8 pre operačný zosilňovač. Použitie päťíc sa odporúča v prípade citlivých komponentov z dôvodu, aby sa predišlo ich možnému poškodeniu pri vysokých teplotách počas spájkovania.

Dalej boli postupne osadené ostatné súčiastky ako kryštál 16 MHz, cievka, rezistory a keramické kondenzátory. Pri osadzovaní bipolárnych súčiastok (napr. svetelné diódy, elektrolytické kondenzátory) sa nesmie zabúdať na správne smerovanie kladných, resp. záporných pólsov.

Naposledy boli prispájkované napájacie a vstupno-výstupné piny pre rozširovacie moduly a elektródové vodiče.

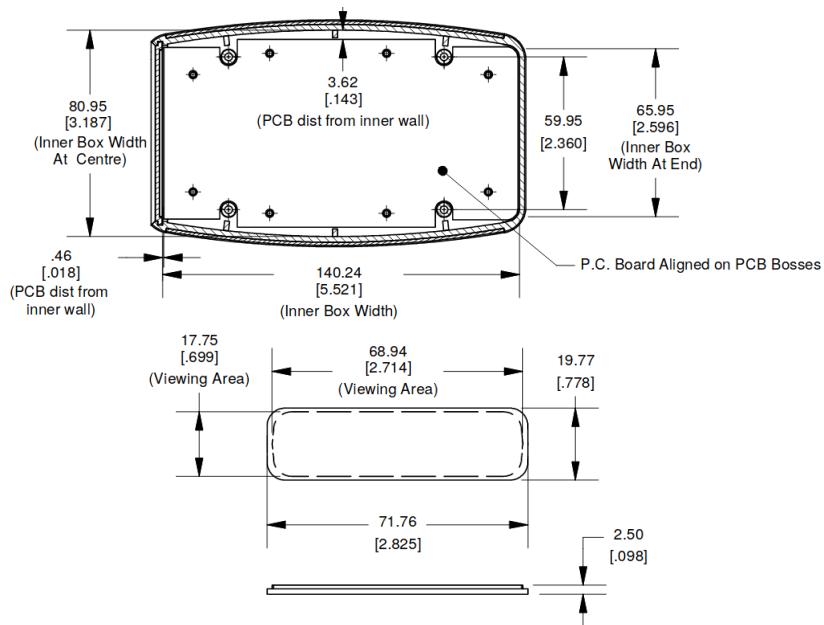
### 3.1.4 Konštrukcia zariadenia

Posledným krokom v práci s hradvériom bolo umiestniť všetky komponenty do škatuľky. Na tento účel padla voľba na univerzálny kryt HM-1553DGY<sup>6</sup> od Hammondu s rozmermi 89x147x24 mm v tmavosivom prevedení. Výrobný materiál je plast ABS. Kryt sa skladá z troch časťí: z predného panelu a z vrchnej a spodnej časti, ktoré sa uzatvárajú štyrmi skrutkami.

Napájacie puzdro na tri AA batérie bolo uložené pozdĺžne v zadnej časti krytu. K nemu bol pripevnený zvisle polohovaný USB—Serial modul. Na zadnej stene bol taktiež vytvorený otvor na rozhranie Micro USB.

Okraje hlavného plošného spoja boli upravené a tvarované tak, aby sa doska mohla prichytiť o jeden z podporných stĺpikov. Následne bola vyvŕtaná diera pre svetelnú indikačnú diódu a vytvorený obdlžnikový otvor pre vypínač. Na prednom paneli boli vyvŕtané diery s väčším priemerom na vsadenie troch laboratórnych konektorov.

Nakoniec boli všetky komponenty upevnené obojstrannou lepiacou páskou. Rozširovacie moduly, vypínač a konektory boli zapojené do riadiacej dosky či už priamo alebo prepojovacími káblami. Prepojovacie káble museli byť vyrobené na mieru kvôli požiadavkám na dĺžku a počet vodičov a tvar prípojky.



Obrázok 7: Nárys a pôdorys škatuľky s rozmermi

<sup>6</sup>Technický výkres krytu so špecifikáciami a rozmermi sa nachádza na stránke distribútoru [16]  
<https://www.tme.eu/sk/Document/bd6787db93f837d8972974413558d5cd/HM-1553DBK.pdf>

## 3.2 Tvorba softvéru

Softvérová zložka tvorí druhú navýznamnejšiu časť tejto práce. Z hľadiska spracúvania, zobrazovania, vyhodnocovania a eventuálnej použiteľnosti signálu zohrávajú programové prostriedky dôležitú a nenahraditeľnú úlohu. Vývoj softvéru predstavoval komplexný proces, ktorý zahŕňal zužitkovanie možností rôznych programovacích jazykov a prostredí.

Každý stupeň práce so signálom má za úlohu riešiť samostatný problém a zároveň komunikovať s ostatnými jednotkami. Aplikačná vrstva projektu sa delí na tri hlavné časti:

1. Hardvérové programovanie
2. Grafické používateľské rozhranie (GUI)
3. Webová aplikácia

### 3.2.1 Hardvérové programovanie

Prvá fáza sa zaobera primárnym filtrovaním na úrovni mikroprocesora. Pozostáva z potláčania sieťovového brumu, kolísania nulovej línie a iných artefaktov (viď. podkapitolu 2.5 *Signál a jeho spracovanie*). Na tento účel boli použité zdrojové kódy z voľne dostupného internetového repozitára<sup>7</sup>, keďže návrh filtrov nespadá do sféry pôsobnosti tejto odbornej práce. V kóde sú implementované knižnice filtrov FIR a IIR. Obsahuje taktiež matematicky odvodene koeficienty, ktoré určujú charakteristiky filtrov zvlášť prispôsobené elektrokardiografii. Softvér bol doplnený o algoritmus, ktorý popri filtrovaní súčasne riadi vysokorychlosné zaznamenávanie údajov na pripojenú pamäťovú kartu MicroSD.

### 3.2.2 Grafické používateľské rozhranie (GUI)

Na zobrazenie zmeranej krvky EKG existujú tri možnosti. Jedna z nich je mechanický spôsob, čiže tepelná tlač na papier. Ďalšie sú integrovaná obrazovka alebo externé zariadenie s displejom. Najuniverzálnejšie a najekonomickejšie riešenie je signál spracovať na počítači. Pri volbe vhodného prostredia na tvorbu softvéru sa prihliadalo i na multiplatformovosť.

Processing 3 je voľne dostupná grafická knižnica a vývojové prostredie (IDE), ktoré disponuje prostriedkami umožňujúcimi vykreslovanie grafov a priamu komunikáciu s mikrokontrolérom. Processing funguje na základe programovacieho jazyka Java a obsahuje ďalšie rozšírené technické a matematické nástroje.

Sériová komunikácia prebieha pomerne vysokou prenosovou rýchlosťou 115200 bps pre dosiahnutie čo najväčšieho rozlíšenia. Prichádzajúce údaje odchytáva **sledovač udalostí (event listener)**, ktorý má za úlohu ich transformovať do zobraziteľného rozsahu.

O samotné vykreslovanie grafu sa stará natívna funkcia **draw()**, ktorá sa opakovane vykonáva počas behu programu. Definuje nové súradnice krvky grafu a spája ich s posledným známym bodom grafu.

Grafické užívateľské rozhranie zabezpečuje knižnica ControlP5 zvlášť určená pre vývojové prostredie Processing. Úpravou a rozšírením jej tried boli na mieru vytvorené ovládacie prvky.

---

<sup>7</sup>Repozitár sa nachádza na adrese [14] <https://github.com/tttapa/Filters>

Funkcie programu zahŕňajú výber vstupného portu, ukladanie snímok grafu a exportovanie zaznamenaných hodnôt. Výber portu funguje pomocou rolovacieho menu (dropdown menu), ktoré obsahuje všetky dostupné rozhrania. Po zvolení portu, ak bol úspešne otvorený, sa začne vykresľovať graf na obrazovke. Naľavo od tejto lišty sa nachádza tlačidlo na zosnímanie obrazovky. Snímka sa následne uloží do predvoleného adresára. Tretia možnosť je nahrávanie meraných hodnôt prostredníctvom prepínača „REC“. Po ukončení záznamu - opäťovným kliknutím na prepínač - sa vygeneruje súbor CSV.

### 3.2.3 Webová stránka

Webová stránka bola vytvorená pomocou frontendového nástroja Bootstrap. Je plne responzívna, prispôsobuje sa obrazovke na mobilných zariadeniach. Okrem poskytovania základných kontaktných údajov a stručného popisu projektu umožňuje aj vizualizáciu zaznamenaných dát EKG. Pracuje so súborovým formátom CSV, ktorý je totožný s typom exportovaným z počítačovej aplikácie a ukladaným na SD kartu z mikročipu. Po nahratí súboru sa dáta posielajú prostredníctvom JavaScript API internetovej službe na vyhotovenie grafu<sup>8</sup>, ktorý sa nakoniec zobrazí používateľovi.

---

<sup>8</sup>Oficiálna stránka API je <https://canvasjs.com/>

## 4 Výsledky a diskusia

Komplexná odborná práca sa zaobera zhotovením zariadenia na získavanie, zhromažďovanie a spracúvanie somatických ukazovateľov, presnejšie elektrických impulzov srdca. Prezentuje funkčné riešenie prejednávanej problematiky a vzťahujúcej sa teórie. Výstupy projektu sú výsledkom niekoľkomesačného výskumu, dizajnu, prototypovania a testovania rôznych technických alternatív.

Výstupy práce sú nasledovné:

### Kvantitatívne

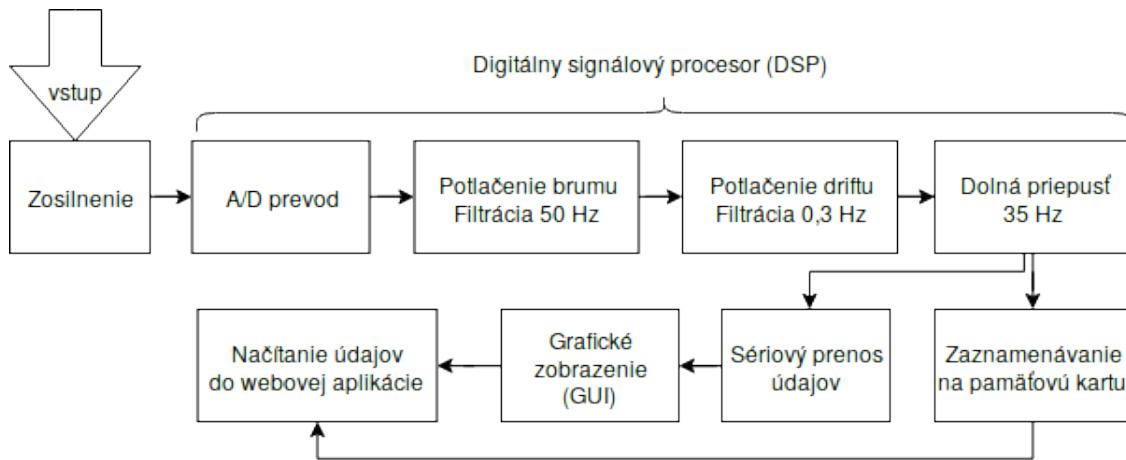
1. Tvorba a návrh nezávislého, účelového hardvéru
2. Grafická počítačová aplikácia
3. Interaktívne webové rozhranie
4. Podrobňa dokumentácia problematiky a pracovného postupu

### Kvalitatívne

1. Dostupné riešenie komplexného problému
2. Prospešné premostenie rôznych odborov: zdravotníctva, elektroniky a informatiky
3. Aplikácia a presadenie teórie EKG do praxe
4. Oboznámenie verejnosti s možnosťami EKG

**Úlohou zariadenia je sledovanie srdcového rytmu.** Kombináciou rôznych postupov a úprav vzniká žiadaný graf. Prvotne musí zosnímaný signál prejsť niekoľkonásobným zosilnením. Následne je prevedený do digitálnej podoby na ďalšie spracovanie. Prijíma ho signálový procesor, ktorý má na starosti odfiltrovanie rušivých činiteľov. Tento účinok sa dosahuje za pomocí číslicových filtrov a matematických modelov. Výsledok sa buď priamo zapisuje na dátový nosič, alebo sa prenáša do počítača. V prípade druhej alternatívy dátá v reálnom čase vykresluje počítačová aplikácia. Taktiež rozširuje možnosti práce so signálom vďaka dostupným programovým prostriedkom. Užívatelia budú mať príležitosť dátá prehliadať a zdieľať cez webové rozhranie.

Vizuálna schéma popísaného postupu je uvedená nižšie v podobe blokového diagramu. Vstupné údaje sú na ňom znázormené šípkou v ľavom hornom rohu. Šípka smeruje k prvému rámcu (bloku), ktorý zastupuje samostatný krok v reťazi úkonov. Tento sled úkonov zabezpečuje premenu údajov na informácie a vedie k výstupným bodom, akými sú napríklad pamäťová karta a grafické rozhranie počítačovej alebo webovej aplikácie.



Obrázok 8: Bloková schéma spracovania signálu

## Bezpečnosť

Zariadenie nie je určené na masové použitie, preto jeho bezpečnosť nie je oficiálne zaručená. Pri návrhu boli zohľadnené možné riziká pri prevádzke zariadenia a implementovali sa primerané bezpečnostné opatrenia.

Najdôležitejšou ochranou je vylúčenie napájania laboratórnym zdrojom. Pri nesprávnom nastavení alebo poruche zdroja by sa nebezpečný prúd mohol dostať do kontaktu s telom vyšetrovaného. Aby sa podobnému scenáru zabránilo, obvod napájajú tri AA články (4,5V).

Pri jednosmernom prúde má najväčší význam elektrolytický účinok, pretože väčšie elektro-chemické zmeny dráždia pohybové nervy, čím spôsobujú kŕčovité stiahnutie svalov. Pri veľkých prúdoch sa zastavuje životná činnosť buniek.

Jednosmerné prúdy do 3 mA nevyvolávajú obyčajne žiadny pocit. Pri 5-10 mA sú sprievodné znaky svrbenie a pocit tepla. Ak prúd prechádza hrudníkom, pri prúdoch 80-100 mA je dýchanie takmer nemožné, komory srdca sa začnú kŕčovito stiahovať (fibrilácia komôr) a dochádza k zástave krvného obehu.

Prípojné miesta tela na EKG:

- Pravá noha - bod uzemnenia. Sám o sebe nepredstavuje nebezpečenstvo. Má rovnaký efekt ako napríklad použitie antistatického náramku.
- Hrudný zvod č. 1 - spojený s vysokoimpedančným vstupom zosilňovača a s batériou cez  $10 \text{ M}\Omega$  rezistor (chráni pred nebezpečným prúdom).
- Hrudný zvod č. 2 - okrem vysokoimpedančného vstupu zosilňovača je tiež spojený s výstupom cez  $100 \text{ k}\Omega$  rezistor. Treba si však uvedomiť, že tento prúd ani pri maximálnych hodnotách (4,5V) nepresahuje 0,045mA.

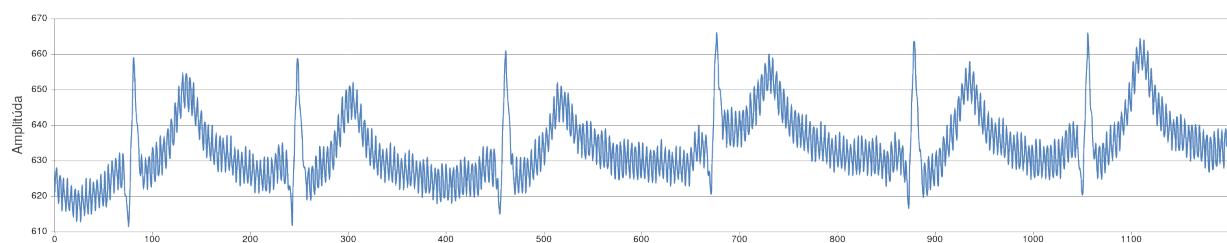
Bezpečnosť zariadenia by sa ďalej mohla vylepšiť oddelením optočlánkom. V tom prípade by sa dosiahla úplná separácia vstupných elektród od elektrickej časti.

## Očistenie signálu od nežiaducich faktorov

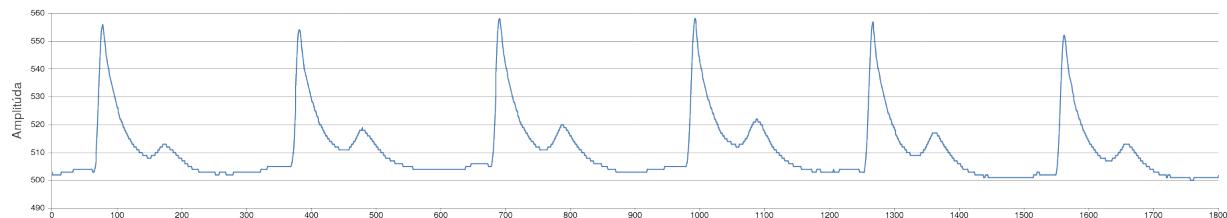
Vďaka kombinácii hardvérových a softvérových filtrov sa podarilo dosiahnuť vyhovujúci výsledok. Signál prechádza viacstupňovým filtrovaním. V rade filtrov vystupuje Butterworth, lineárny filter a dve pásmové priepluste.

Ďalšie spôsoby znižovania dopadu rušivých faktorov sú mechanického druhu. Pri meraní máme možnosť aplikovať vodivý gél, ktorý znižuje odpor medzi pokožkou a snímacími elektródami. Pokojová poloha v ľahu, dĺžka a tienenie kálov a zdroj napájania taktiež dokážu ovplyvniť konečný signál.

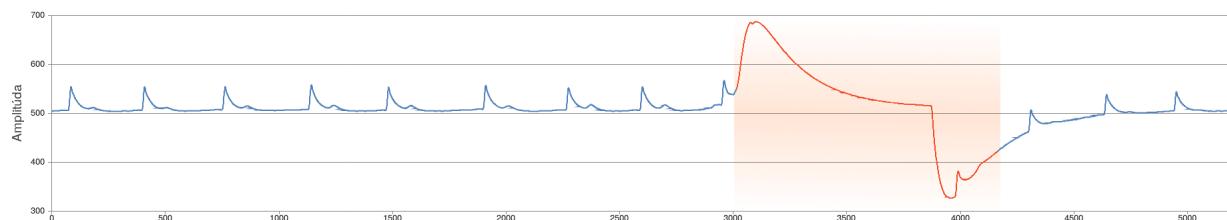
Spoločným efektom vymenovaných prevenčných prostriedkov je eliminácia artefaktov rôzneho pôvodu. Na grafoch nižšie je zobrazená podoba signálu pred procesom filtrovania a po ňom.



Obrázok 9: Krivka EKG pred filtrovaním



Obrázok 10: Krivka EKG po viacstupňovom filtrovaní



Obrázok 11: Artefakt na zázname EKG

## **Prínosy projektu a možnosti využitia**

Projekt svedčí o tom, že aj pomerne zložité oblasti, ako elektrokardiografia, môžu byť relevantné pre stredoškolskú úroveň. Jednou zo sfér, kde môže byť úžitočný je práve vzdelávanie. Práca sa zaoberá teóriou EKG a jej praktickým využitím. Demonštruje základné princípy fungovania dôležitého druhu zdravotníckeho príslušenstva.

Okrem toho umožňuje laikom sledovať pulz, odhaliť prítomnosť arytmii v pohodlí domáceho prostredia. Tým otvára nové možnosti na nelekárské použitie EKG. V prípade potreby sa výsledky dajú jednoducho zdieľať s odborníkom cez internet.

## **Obmedzenia riešenia**

Riešenie má samozrejme aj svoje nevýhody. Jedným z hlavných nevýhod je limitovanie počtu zvodov na jeden, čo výrazne obmedzuje množstvo informácií potrebných na stanovanie presnej diagnózy. Ďalej, keďže je hardvér minimalistický, rozlíšenie a kvalita merania nedosahuje úroveň komerčných lekárskych prístrojov.

## **Diskusia**

V akademickej sfére existuje nemálo študií a odborných prác, ktoré sa venujú práve téme elektrokardiografie. Toto medicínske odvetvie prešlo od jeho založenia pred vyše sto rokmi mnohými výraznými zmenami a vylepšeniami vďaka rozsiahlemu výskumu.

Tento projekt je praktického charakteru, nesnaží sa prekonať súčasné technológie a poznatky, ale prezentuje ich principiálnu podstatu dostupnými prostriedkami. Zadané ciele boli splnené: (1) *spracovanie vzťahujúcej sa teórie*, (2) *návrh a konštrukcia prístroja EKG*, (3) *programovanie mikrokontroléra*, (4) *digitálne spracovanie údajov*.

Opísané riešenie merania EKG úvodným požiadavkam vyhovelo. Všetky nálezy sú zreprodukované na základe dokumentácie pracovného postupu. Skutočnú výzvu týkajúcu sa danej problematiky však predstavuje navrhnutie prístroja spoloahlivého za každých okolností. Splnenie takéhoto nároku si vyžaduje robustnejšie medicínske riešenie a naďalej zostáva mimo dosahu používateľských aparátov - či už smart hodiniek alebo dosiek Arduino.

Funkcionalita EKG napriek tomu v poslednej dobe nadobúda popularitu a čoraz častejšie sa stáva súčasťou nositeľných zariadení, ktoré sledujú a vyhodnocujú každý náš krok. Stávame sa svedkami prekrývania záujmov technologického sektora a fitness priemyslu. Vďaka novým technologickým výmoženosťiam sú nám informácie o zdraví a každodenných pohybových aktivitách dostupnejšie ako kedykoľvek predtým. Voľba, či sa vydáme smerom k zdravšej životospráve, je v našich rukách.

## 5 Závery práce

Príležitosť na učenie sa ponúka každou ľudskou interakciou. Nové poznatky sa preverujú a ďalej utvrdzujú presadením do praxe. Je všeobecne známe, že sa človek najefektívnejšie učí skúšaním, z vlastných úspechov a chýb. Práve tieto vzostupy a pády sprevádzajúce naše pokusy nás večne ženú dopredu po ceste celoživotného vzdelávania.

Táto odborná práca možno nie je jediná svojho druhu, ale je výnimočná svojou mnohomiestnosťou. Zjednocuje diametrálne odlišné oblasti - zdravotníctvo a informatiku - a svedčí o prospechu ich prepojenia. Čerpá z vedomostných rezerv obidvoch odborov a opakovane poukazuje na množstvo križovatiek, ktoré ich spájajú. Práve tieto spoločné body ustanovujú predpoklady interdisciplinárneho dialógu.

Kľúčovou motiváciou k výberu témy bola i potreba upriamiť pozornosť na dôležitú rolu, ktorú hrá prevencia v zdraví jedinca. Napriek tomu, že mnohým chorobám sa predísť nedá, správna životospráva má dalekosiahly dopad na imunitu a obranyschopnosť tela. Nepripúšťajme si apaticosť, neoddávajme sa škodlivým návykom, veď zodpovednosť za životný štýl aký vedieme nesieme sami.

Elektrokardiografia si v medicíne za posledných sto rokov jej existencie získala nespochybniateľný rešpekt. V zdravotníckych zariadeniach, ambulanciach, nemocniciach i v teréne zachraňuje životy každý deň. Dúfajme, že snahy o odkrytie niektorých nuáns za mechanizmom jej fungovania a o nález prieniku medzi odbornosťou a praktickosťou boli v konečnom dôsledku úspešné.

Odkaz tejto práce dokonale vystihujú slová Reného Descarta: „Poznávanie pravdy je zdravie ľudského ducha.“

## Resumé

The objective of this project was to create a working single lead EKG. The work process was divided into several stages to provide clarity and a productive development framework. Firstly, the hardware had to be laid out, manufactured and constructed. Then followed the phase of software design, development and deployment on different application layers. The finished product encompasses both physical and intellectual components.

The device measures biopotentials using body-surface electrodes. After amplification the signal is processed and filtered by a programmable microchip. Next, the filtered data gets transferred into the computer, where a program plots out the resulting graph. The input stream can be saved for later use either as a visual snapshot or as a data file.

A lot can be learned from such a comprehensive, theoretically and practically challenging undertaking. Let the subject of this project be a testimony to the importance of interdisciplinary research and exchange of knowledge.

## 6 Zoznam použitej literatúry

- [1] GEMINI, spol. s.r.o. 1991. Ľudské telo - Komplexný sprievodca po ľudskom tele a jeho funkciách. Bratislava. ISBN 80-85265-12-5.
- [2] IAIZZO, Paul A. 2005. Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices. New Jersey. Human Press, Inc. ISBN 1-59259-835-8.
- [3] HANÁČEK, Ján, PLEVKOVÁ, Jana. 2009. Elektrokardiografia - Základné mechanizmy porúch elektrickej funkcie srdca a ich manifestácia na Ekg krvke. Martin. Ústav patologickej fyziológie JLF UK.
- [4] MALMIVUO, Jaakko, PLONSEY, Robert. 1995. Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Oxford. Oxford University Press.
- [5] BÓRIKOVÁ, Ivana. 2016. Funkčné vyšetrenie respiračného, kardiovaskulárneho a močového systému. Portál Jesseniovej lekárskej fakulty Univerzity Komenského. ISSN 1337-7396.
- [6] MIŠČÍK, Peter. 2011. Zpracování elektrokardiogramu. Vysoké učení technické v Brně.
- [7] TUKA, Marián. 2015. Potlačení aditívного šumu. Vysoké učení technické v Brně.
- [8] HARDEN, Scott. DIY ECG with 1 op-amp. SWHarden, [cit. 10. nov. 2018].  
URL: [www.swharden.com/wp/2016-08-08-diy-ecg-with-1-op-amp/](http://www.swharden.com/wp/2016-08-08-diy-ecg-with-1-op-amp/)
- [9] BLAHÚT, Peter. Akčný potenciál. TECHmED, [cit. 19. dec. 2018].  
URL: <https://www.techmed.sk/akcny-potencial/>
- [10] HERMAN, Petř. Rušení biosignálů a artefakty. Wikiskripta, [cit. 19. dec. 2018].  
URL: [www.wikiskripta.eu/w/Rušení\\_biosignálů\\_a\\_artefakty](http://www.wikiskripta.eu/w/Rušení_biosignálů_a_artefakty)
- [11] Microchip Technology Inc. ATmega328P Device Overview. [cit. 14. jan. 2019].  
URL: <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATmega328p>
- [12] KURNOTA, Marek. FT232RL programátor. Techfun, [cit. 21. jan. 2019].  
URL: <https://techfun.sk/produkt/ft232rl-programator-s-mini-usb-5v-3-3v/>
- [13] KURNOTA, Marek. Slot pre Micro SD kartu. Techfun, [cit. 21. jan. 2019].  
URL: <https://techfun.sk/produkt/slot-pre-micro-sd-kartu/>
- [14] PAS, Pieter. Filters. Github, [cit. 31. jan. 2019].  
URL: <https://github.com/tttapa/Filters>
- [15] A realtime digital signal processing (DSP) library. Arduino, [cit. 4. feb. 2019].  
URL: <https://playground.arduino.cc/Code/Filters>
- [16] Hammond Manufacturing. HM-1553DBK. TME, [cit. 14. feb. 2019] URL:  
<https://www.tme.eu/sk/Document/bd6787db93f837d8972974413558d5cd/HM-1553DBK.pdf>

## **7 Prílohy**

### **Príloha A (obsah CD)**

- Schéma zapojenia a návrh plošného spoja vyexportované z Eaglu
- Program nahratý na mikroprocesor a použité knižnice
- Zdrojový kód počítačovej aplikácie a spustiteľný súbor
- Zdrojový kód webovej stránky

### **Príloha B**

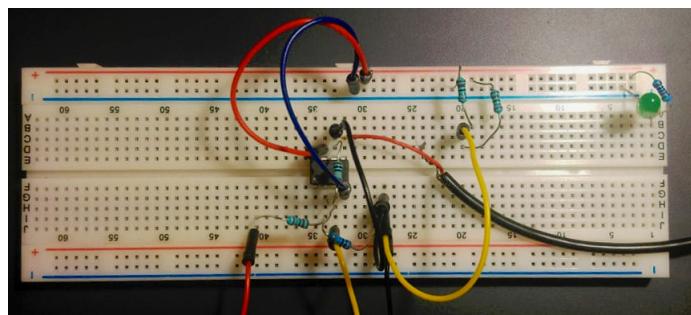
- Fotodokumentácia projektu

### **Príloha C**

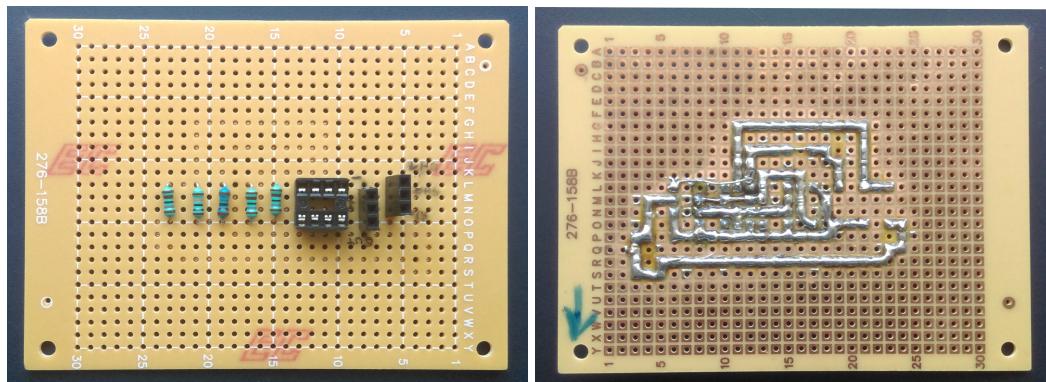
- Schéma zapojenia Arduina pri nahrávaní zavádzacej

## Príloha B

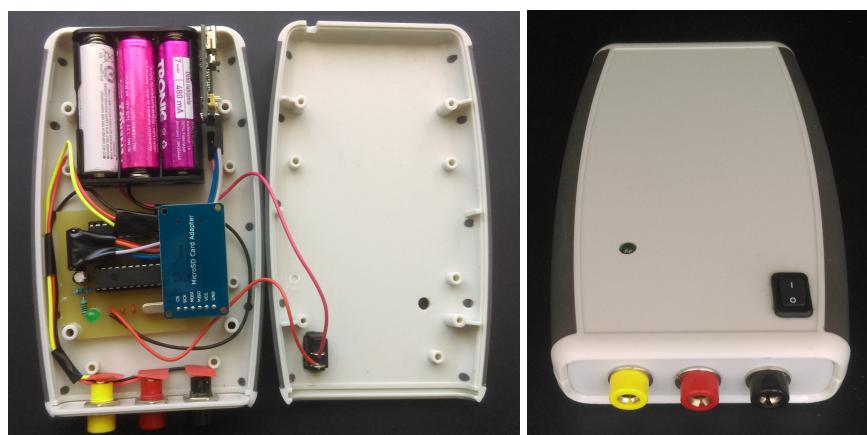
Fotodokumentácia projektu



1. prototyp: Zosilňovací obvod na vývojovej doske



2. prototyp: Spájkovaný obvod



3. prototyp: Finálny obvod

## Príloha C

Schéma zapojenia Arduina pri nahrávaní zavádzca

