

# **STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST**

**CISMON – Monitor vitálních funkcí s dlouhodobým záznamem  
s mikrokontrolery PIC**

**Marek Novák**

**České Velenice 2013**

# **STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST**

**Obor SOČ: 10. Elektrotechnika, elektronika a telekomunikace**

**CISMON – Monitor vitálních funkcí s dlouhodobým záznamem  
s mikrokontrolery PIC**

**CISMON – PIC-based vital monitor with long-term data recording  
capability**

**Autor: Marek Novák**

**Škola: Gymnázium, České Budějovice, Jírovцова 8**

**České Velenice 2013**

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou práci vypracoval samostatně, použil jsem pouze podklady (literaturu, SW atd.) uvedené v příloženém seznamu a postup při zpracování a dalším nakládání s prací je v souladu se zákonem č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) v platném znění.

V Českých Velenicích dne 1. dubna 2013

podpis: .....*Novák*.....



## ANOTACE

Moderní doba přinesla do zdravotnictví mnoho nových léčebných postupů a možností, ale také chorob, které nelze nazvat jinak než civilizační. Právě zde se naskytá otázka, zda je chybějící kategorie „venkovských“ a „domácích“ lékařů, kteří se starali o celou generaci rodinných příslušníků a jejímž výsledkem byla vzájemná hluboká důvěra lékaře a pacienta, nahraditelná.

Podstatou technického řešení je integrace několika měřidel vitálních funkcí (konkrétně EKG, pulsní oximetrie, čidel tělesné teploty) a okolního prostředí (teploty a vlhkosti vzduchu) do jednoho zařízení kapesní velikosti o nízkém příkonu a širokém rozsahu napájecích napětí. Lze ho napájet z rozličných DC adaptérů i baterií.

Data ze zařízení je možné ukládat na SD kartu naformátovanou souborovým systémem FAT16. Tato data lze v počítači nebo mobilních zařízeních vizualizovat ve webové aplikaci (pro tento účel speciálně vyvinuté), která může sloužit i jako komunikační medium mezi pacientem a lékařem.

Zařízení je určeno jak k momentálnímu, tak i dlouhodobému (například ve spánku) monitorování zdravotního stavu pacienta. Měření lze provádět v pravidelných obdobích za účelem odhalení případných změn zjistitelných porovnáním archivních záznamů, nebo se záměrem zachytit momentální nestandardní stav, jako náhlý pocit úzkosti, bolesti na prsou, mdloby atp. Obojí se může stát včasným upozorněním pro návštěvu lékaře a pro lékaře důvodem k odbornému vyšetření.

**Klíčová slova:** Elektrokardiografie, pulsní oximetrie, vitální funkce, mikrokontroler PIC, grafický displej, dlouhodobý záznam, SD karta

## ANOTATION

A lot of new medical methods were developed in the modern era. But also a lot of so-called „lifestyle diseases“ came. The question is if it is possible to replace the category of “small-town“ or “home“ doctors who were looking after the whole generations of families and as a result, there was a deep confidence between a doctor and patient.

The motivation of the project was to integrate more instruments used in measuring vital parameters – ECG, pulsoximetry, body temperature, ambient temperature and humidity – to one pocket-size device with small power consumption and wide range of input voltages, making it possible to power from different DC adapters or batteries.

The data can be saved on FAT16 formatted SD card. This data can be visualized in a web application (specially developed for this project) in a PC or handheld device. This application can serve as a communication bridge between physician and patient.

The device can be used to both occasional and long-term monitoring (for example during sleep). The measurements can be made regularly to detect the changes by comparing the records with older ones or to capture temporary abnormal condition e.g. feeling anxiety, chest pain or faintness. For patient, these can be early warnings to go to the doctor. And for the doctor, the reason to do a check-up.

**Keywords:** Electrocardiography, pulse oximetry, vital functions, PIC microcontroller, graphic display, long-term recording, SD card

# OBSAH

1	Úvod.....	7
2	Podstata technického řešení.....	7
3	Hardware.....	8
3.1	Koncepce.....	8
3.2	Návrh DPS .....	8
3.3	Zdrojová část.....	9
3.4	Návrh analogových obvodů .....	11
3.4.1	EKG - elektrokardiografie .....	11
3.4.2	Pulsní oximetrie .....	11
3.4.3	Teploměry .....	13
3.5	Návrh digitálních obvodů.....	14
3.5.1	Mikrokontroler PIC18F4620 .....	14
3.5.2	TFT displej s řadičem HX8347D.....	14
3.5.3	Konektor a adaptér SD karty .....	14
3.5.4	Přídavná DPS .....	15
3.6	Návrh měřících sond .....	17
3.6.1	Elektrokardiografie .....	17
3.6.2	Pulsní oximetrie .....	19
3.6.3	Teploměry .....	21
4	Software .....	23
4.1	Základní popis.....	23
4.2	Ukládání dat na SD kartu .....	23
4.3	Použité matematické algoritmy.....	25
4.3.1	FIR filtr .....	25
4.3.2	Polynomická regrese.....	25
5	Uživatelské rozhraní .....	26
5.1	Zařízení .....	26
5.1.1	Grafický displej.....	26
5.1.2	Přídavná DPS .....	27
5.2	Webové rozhraní .....	27
6	Potenciál systému .....	30
7	Přehled parametrů .....	31
8	Závěr .....	31
9	Zdroje.....	32
10	Přehled použitého software.....	33
11	Seznam příloh .....	33

# **1 Úvod**

Kardiovaskulární onemocnění jsou nejčastější příčinou úmrtí v západním světě. Jednou z nich je chronické srdeční selhání (CHF), kterým se rozumí postupně vznikající selhávání funkce srdečního svalu a trpí jím jen v Evropě miliony lidí. Příčiny onemocnění jsou jednak srdečního rázu, jako neléčená hypertenze, ischemická choroba srdeční, srdeční vady a kardiomyopatie, nebo i některé mimosrdeční choroby, například plicní. Některé tyto nemoci se velice často dědí, přičemž potíží je v tom, že nemoc se u potomků může rozvinout kdykoliv v pozdější době. Chronické srdeční selhání bez včasného zjištění a léčení může významně zkracovat délku života i jeho kvalitu. Všeobecně se proto dnes doporučuje pravidelné sledování alespoň některých fyziologických parametrů v domácích podmínkách jako je tlak, tep a tělesná hmotnost. I když člověk ono doporučení respektuje, nedělá ani nutné minimum. Důvody mohou být následující. Pokud se jedná o vrozené onemocnění, které se může rozvinout kdykoliv, žádná prevence neexistuje. Bez pravidelného sledování činnosti srdce a tím i včasného zahájení léčby tak nelze minimalizovat svoji budoucí zátěž. Dále je to fakt, že v počátečních stádiích u některých nemocí nebyvají dlouho žádné obtíže. Proto o nemoci člověk ani nemusí vědět, anebo, což je velice časté, i když o nemoci již ví, mnohdy jí zpočátku nevěnuje pozornost, protože se cítí zdravý. Otázkou je, zda by cenově dostupné zařízení, které by na případné změny k horšímu pravidelně upozorňovalo, zasáhlo svědomí, posílilo pud sebezáchovy a alespoň částečně problém vysoké mortality vyřešilo.

## **2 Podstata technického řešení**

Předmětem řešení je integrace několika elektronických přístrojů do jednoho mobilního zařízení, které dokáže dlouhodobě monitorovat a zaznamenávat vitální funkce související s onemocněními vyvolávající chronické srdeční selhání. Způsob záznamu v mobilním zařízení je volen tak, aby nebyl ovlivněn chod jiných elektronických systémů. Je proto možnost provozu i v libovolných dopravních prostředcích. Data z mobilního zařízení je možno přenést několika způsoby do osobního počítače nebo mobilního telefonu za účelem archivace, dalšího zpracování a využití zaznamenaných průběhů vitálních funkcí. Případně zachycené změny mohou představovat informace o zlepšení, neměnnosti, nebo zhoršení a jsou určeny především



pro lékaře. Z podstaty technického řešení nevyplývá, že nahrazuje pravidelné lékařské prohlídky a že lékař není nepostradatelný. Záznamy z pravidelných domácích vyšetření ale mohou ovlivnit četnost a výsledky lékařských prohlídek i v případě, že se pacient dosud cítil naprosto zdrav a u lékaře momentálně změřený tlak krve i EKG byly v pořádku. Název **CISMON** vychází z anglického „**C**irculatory **S**ystem **MON**itor“.

## **3 Hardware**

### **3.1 Koncepce**

Vnitřní elektronika zařízení je rozdělena do čtyř DPS – základní desky, zdrojové desky, adaptéru SD karty a přídatné DPS. Na základní desce je umístěna většina elektroniky, hlavní mikrokontroler a konektor pro připojení displeje. Deska DC-DC měničů slouží ke generování symetrického napájení z přívodního nesymetrického. Adaptér SD karty provádí napěťovou translaci 5 V  $\Leftrightarrow$  3,3 V pro SD kartu a přídatná DPS je osazena audiovizuálními signalizačními prvky a čidlem vlhkosti.

Vzhledem k většímu počtu dílů bylo přistoupeno k řešení, které by všechny DPS a displej uspořádalo v jeden pevný mechanický celek. Desky plošných spojů (zdroj, adaptér SD karty a přídatná DPS) byly umístěny tak, aby vyplňovaly prostor pod základní deskou. S přihlédnutím k uvedenému řešení bylo nutno vložit nosnou desku, ke které byly jednotlivé DPS uchyceny pomocí distančních sloupků. Shora byla k této desce připevněna základní deska a zdola zbývající DPS. V nosné desce byly vyřezány průchody pro datové a napájecí vodiče, aby je nebylo nutné vést na bocích zařízení, kde by mohlo snadno dojít k jejich poškození.

Výsledkem je naprosto kompaktní zařízení, včetně konektorů, indikace a ovládacích prvků. Design krabičky je pak závislý pouze na umístění konektorů a indikačních prvků.

### **3.2 Návrh DPS**

Původně byla základní deska navržena jako jednostranná, s propojkami. Časem se toto řešení ukázalo jako nereálné. Z důvodu velkého množství přídatných obvodů a nutnosti implementovat všechny součásti (zdroje, mikrokontroler, konektory, analogové

frontendy) na jednu DPS bylo nutno přistoupit k oboustranné DPS. Jednou možností bylo nechat si prototypy vyrábět profesionální firmou, ale vzhledem k tomu, že nebylo známo, kolik prototypů bude nutné před vyrobením finálního výrobku zrealizovat, byla tato možnost zavrhnuta. Přicházela tedy v úvahu pouze možnost pokusit se zrealizovat oboustrannou DPS v domácím prostředí.

Největší problém u výroby oboustranné DPS formou fotocesty je nutnost přesného umístění obrazových předloh “nad sebe” tak, aby bylo možné zrealizovat průchody a propojit je – maximální tolerance může tedy být v řádech setin až desetin milimetru. Vzhledem k tomu, že by vytvoření oboustranné DPS na oboustranný cuprexit vyžadovalo vyvinutí naprosto nového technologického postupu (od matric až po leptání), bylo přistoupeno k jinému řešení. Obě vrstvy jsou vyrobeny nezávisle na sobě na cuprexitu tloušťky 0,7 mm a k jejich spojení dochází až po vyleptání a vyvrtání. Při spojování se vybere 4 až 8 průchodů tak, aby byl v každém rohu DPS vybrán minimálně jeden a propojí se drátovými propojkami. Poté se znovu převrtá zbytek otvorů již v obou deskách současně, aby se eliminovaly případné nepřesnosti při vrtání a následné letování průchodů bylo snadnější.

Z důvodu nejen velikosti zařízení, ale především menší kapacity vývodů a možnosti umístění těchto komponent pod klasické vývodové součástky (například pod mikrokontrolerem je umístěna velká část elektroniky pro úpravu EKG signálu) bylo přistoupeno k použití SMD komponent.

Pro návrh DPS byl použit software Eagle verze 5.60. DPS byla routována ručně, což umožnilo mnohem větší možnost kontroly separátního vedení analogových a digitálních signálů a určení signálů, které budou vedeny prioritně nejkratší možnou cestou. Minimální šířka spoje je 16 mil (cca. 0,4 mm), minimální mezera taktěž 16 mil, přičemž na některých místech je tolerováno 8 mil (typicky na místech, kde by vedení signálu jinou cestou nebylo zrealizovatelné nebo by mohlo způsobit zašumění signálů).

### **3.3 Zdrojová část**

Napájecí zdroje tvoří jednu z nejdůležitějších a klíčových součástí zařízení, protože jejich kvalita přímo ovlivňuje výslednou kvalitu měření. Z důvodu požadavku co nejvyšší účinnosti a zároveň co největší bezpečnosti mikrokontroleru a displeje byly zdroje rozděleny do třech dílčích částí.

První část tvoří vstup stejnosměrného napětí v rozsahu 8 – 40 V, zařízení lze tedy napájet z většiny komerčních napáječů, nabíječek notebooků, ale i akumulátorů a autobaterií. Takto velký rozsah vstupních napětí umožnilo použití DC-DC měničů MC33063A (Texas Instruments). Jedná se o univerzální spínané zdroje, jež lze v různých zapojeních používat jako step-down, step-up a invertující měniče. Mají v sobě integrován i výkonový driver v podobě dvou tranzistorů v Darlingtonově zapojení, tudíž se tím významně redukuje počet komponent na DPS. Pro potřeby zařízení byla vyvinuta DPS, na které jsou umístěny dva obvody měničů MC33063A. První je zapojen jako step-down měnič a jeho výstupem je napětí +8 V, které napájí kladnou větev. Druhý je zapojen jako napěťový invertor a jeho výstupem je napětí -6 V, které napájí zápornou větev. Za oběma měniči jsou zapojeny LC filtry (dolní propust) za účelem filtrace napěťových špiček, které každý spínaný zdroj při své funkci generuje. Toto provedení zdroje u tohoto typu zařízení je naprostou nutností pro to, aby byla odstraněna modulace kmitočtem 50/60 Hz.

Druhá část napájecího zdroje je integrována přímo na základní desce. Jde již o naprosto klasické řešení se stabilizátory 7805 a 7905. Práce s poměrně malými signály v řádu milivoltů a přítomnost digitálních obvodů s mnohavodičovými sběrnicemi (displej, SD karta) si vyžádaly naprosté oddělení napájení digitální a analogové části. Napájení digitální části je vyřešeno stabilizátorem 7805 (1 A; D2PAK), zatímco analogová část je napájena dvojicí stabilizátorů 78M05 a 79L05 (0,5 A; DPAK resp. 0,1 A, TO92). Toto řešení eliminuje vznik artefaktů a šumu v analyzovaném signálu.

Pro zajištění nízkého šumu při měření AD převodníkem integrovaném v PICu byl napájecí obvod doplněn o přesnou napěťovou referenci LM4041 (Texas Instruments) o napětí 2,048 V. Je využita ke generování referenčního napětí 2,048 V a 4,096 V. Protože není schopna dodávat velké proudy (maximálně v řádu miliampér), je její výstup posílen dvěma operačními zesilovači zapojenými jako oddělovací zesilovač, resp. neinvertující zesilovač se zesílením +2.

## 3.4 Návrh analogových obvodů

### 3.4.1 EKG - elektrokardiografie

Elektrokardiografie, dále jen EKG (ECG) je jedna ze základních diagnostických metod v kardiologii. Zkoumá elektrickou srdeční aktivitu a v průběhu času ji pravidelně zaznamenává. Existují invazivní i neinvazivní metody měření EKG a různé svody, v případě zařízení CISON jsou použity bipolární neinvazivní elektrody umístěné na vnitřních stranách obou zápěstí a na levé noze. Tato konfigurace umožňuje měření EKG I a se záměnou pozice elektrod (řešeno externím přepínacím modulem) i EKG II a EKG III.

Vstup z pasivních sond je řešen přístrojovým zesilovačem (“instrumentation amplifier”, IC7A, IC7B, IC7D). Plní funkci impedančního převodníku a surový EKG signál zesílí koeficientem +4. Následuje střídavá vazba (RC horní propust) s oddělovacím stupněm (R17, C35, IC7C), která má za úkol eliminovat stejnosměrnou složku signálu. Ta pro analýzu srdeční akce není signifikantním ukazatelem, důležitá je pouze střídavá složka signálu. Následuje aktivní Chebychev filtr čtvrtého řádu (IC12A, IC12B) zapojený jako dolní propust o cut-off frekvenci okolo 40 Hz, který z původního silně zašuměného signálu odfiltruje hlavně 50 a 60 Hz šum, ale i vyšší frekvence. Posledním stupněm je dozesílení signálu (IC8B) a převedení signálu +-4V na 0-4V se středem ve 2 voltech (odporový dělič). Výsledný signál je přiveden do AD převodníku PICu.

### 3.4.2 Pulsní oximetrie

Pulsní oximetrie je další důležitou diagnostickou metodou vypovídající o stavu saturace krve kyslíkem. Naměřená data lze využít i pro zhodnocení stavu a pružnosti cév, analýzu tlakové vlny apod. Jedná se o neinvazivní optickou metodu. Využívá toho, že okysličený a neokysličený hemoglobin pohlcují různá spektra světla. Zatímco okysličený hemoglobin pohlcuje spíše infračervenou oblast, neokysličený hemoglobin pohlcuje spíše oblast červeného světla. Proto se pro samotné měření používají dva zdroje světla a citlivý snímač – PIN fotodioda. Při snímání se obě LED střídavě

rozsvicují a z AD vstupu se sejmou dva vzorky – první pro červené a druhý pro infračervené světlo.

Problémem u signálů z PIN fotodiody je to, že obsahují stejnosměrnou složku o úrovni 1-2 V (průchody a odrazy světla od běžné tkáně) a malou střídavou složku o amplitudě v řádu desítek milivoltů (odraz světla od hemoglobinu). Obě tyto složky jsou pro další zpracování důležité a musí být zpracovány nezávisle na sobě. S analýzou stejnosměrné složky není problém – s jistou přijatelnou mírou nepřesnosti stačí signál z fotodiody přivést přímo do AD převodníku – možný vliv střídavé složky zanedbáme. Daleko větším problémem je analýza střídavé složky. Použití střídavé vazby, podobně jako u EKG, v tomto případě není možné, protože deformace signálu by byla příliš vysoká a výrazně by ovlivnila další zpracování. Proto bylo nutné navrhnout obvod, který by aktivně a rychle dokázal eliminovat offset střídavé složky. Prakticky je tento problém vyřešen pomocí DA převodníku TLV5618A (Texas Instruments) ovládaného mikrokontrolerem a operačního zesilovače zapojeného jako rozdílový zesilovač. Zpětnou vazbu tvoří měření kompletního signálu z PIN fotodiody. Mikrokontroler na základě předdefinovaného vzorce vypočte napětí, které má převodník vygenerovat. Ve výsledku tedy na výstupu rozdílového zesilovače zůstane pouze střídavá složka (s akceptovatelným offsetem), která není nijak deformovaná a lze s ní dále pracovat. Následuje aktivní dolní propust druhého řádu, dozesílení signálu a převedení z rozsahu  $\pm 4$  V na 0-4 V se středem ve 2 V.

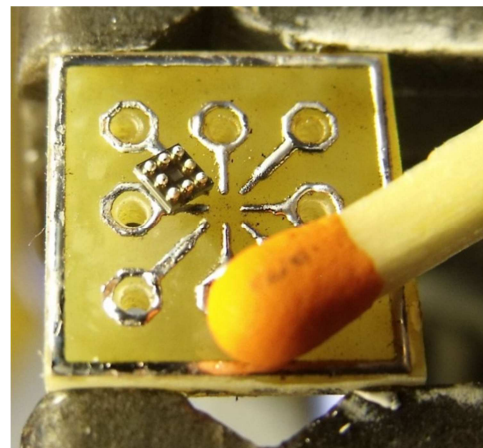
Proud, který teče do prosvětlovacích LED není konstantní a předem určený, ale plynule regulovatelný od 0 do 100 mA po cca. 500  $\mu$ A krocích. DA převodník TLV5625 (Texas Instruments) dle dat z mikrokontroleru generuje napětí, které se v operačním zesilovači (IC2A, IC2B) porovnává s napětím na snímacím rezistoru. Výstupy OZ jsou zapojeny do bází NPN tranzistorů (T1, T2). OZ se na základě principu své funkce snaží, aby byl rozdíl napětí mezi invertujícím a neinvertujícím vstupem roven nule. Tudiž nechá procházet snímacím rezistorem a tím pádem i LED právě takový proud, aby byl úbytek na snímacím rezistoru roven napětí z DA převodníku. Tím je LED napájena konstantním programově definovatelným proudem, který lze vypočítat jako  $I=U_{dac}/10$ .

Snímací sonda je na rozdíl od EKG sond aktivní, obsahuje aktivní oddělovací stupeň a RC dolní propust prvního řádu. Po neuspokojivých výsledcích při použití transimpedančního zesilovače bylo vybráno jednodušší zapojení – mezi vývody

PIN fotodiody je zapojeno plné napájecí napětí procházející přes rezistor o hodnotě v řádu několika MOhm. S tímto zapojením se podařilo dosáhnout mnohem větší citlivosti a menšího šumu, než u klasického zapojení s transimpedančním zesilovačem, ovšem na úkor toho, že část aktivní elektroniky musí být přítomna již na sondě – do signálu generovaného obvodem s vysokou impedancí by se po průchodu 2 metry dlouhým kabelem naindukovalo velké množství šumu. Takto není v přírodním signálu šum téměř vůbec přítomen a k jeho dodatečnému postačil filtr prvního nebo druhého řádu, vyzkoušen byl i jednoduchý digitální FIR filtr.

### 3.4.3 Teploměry

Zařízení disponuje dvoukanalovým vstupem pro analogový teploměr. Jednou z možností je realizace pomocí teplotních senzorů LM35 (Texas Instruments). Jejich výhodou je poměrně široký rozsah měřených teplot, nízká cena, jednoduchá aplikace a lineární výstup 10 mV / °C. Pro použití v zařízení CISMON je rozsah omezen na 0 až 100 °C. Teplotě 100 °C odpovídá napětí 1 V, proto je výstup obou teploměrů zesílen 4x (IC6A, IC6B), aby výsledný analogový výstup teploměru pokrýval téměř celý rozsah AD převodníku. Díky naprosté univerzálnosti a přítomnosti napájecího napětí +5 V přímo v konektoru je možné použít libovolný senzor s mikrokontrolerem a DA převodníkem, který bude zajišťovat konverzi na analogový signál. Na základě tohoto byl vyvinut modul bezkontaktního infračerveného teploměru TMP006. TMP006 (Texas Instruments) je kompletní obvod bezkontaktního teploměru s digitálním rozhraním. Jedná se o tzv. “chip-scale” obvod, má tedy velice malé rozměry (pouzdro 8DFBGA, velikost 1,6 mm x 1,6 mm a rozteč vývodů 0,5 mm). První



Obr. 1: Obvod TMP006



Obr. 2: Obvod TMP006 po naletování

technologickou výzvou bylo vyrobit DPS, která by splňovala všechny tyto požadavky. Postup vlastního osazování prvního prototypu je na obr. 1 a 2.

## **3.5 Návrh digitálních obvodů**

### **3.5.1 Mikrokontroler PIC18F4620**

Mikrokontroler PIC18F4620 je umístěn na základní desce v její horní části tak, aby byl co nejbližší konektoru pro displej a konektoru pro SD kartu a nedocházelo tedy k přenášení digitálního šumu do analogových obvodů. Navíc se tím zajistila i větší možná rychlost při zápisu na SD kartu. Je napájen z kladné digitální větve. Oscilátor tvoří standardní krystal 11,059 Mhz typu HC49-U se dvěma SMD kondenzátory o kapacitě 15 pF.

### **3.5.2 TFT displej s řadičem HX8347D**

Zobrazovací jednotkou je TFT displej o rozlišení 320 x 240 px s řadičem HX8347D s názvem EasyTFT (Mikroelektronika) kompatibilní s již dříve zakoupenými vývojovými nástroji. S mikrokontrolerem je propojen paralelní sběrnicí – 8 datovými bity a 5 ovládacími piny. Byly použity funkce zakoupené společně s kompilerm mikroC PRO for PIC, které byly upraveny pro použití v dané aplikaci. Vlastní funkce nebyly programovány z toho důvodu, že by je nebylo možné v krátkém čase otestovat natolik, aby mohly být prohlášeny za spolehlivé i v aplikaci, ve které se požaduje bezchybný běh i po dlouhou dobu.

### **3.5.3 Konektor a adaptér SD karty**

Konektor pro připojení SD karty je umístěn v rohu základní desky tak, aby bylo propojení s HW SPI sběrnicí na mikrokontroleru co nejkratší a umožnilo vysoké přenosové rychlosti. Dále je po něm vedeno napětí +5 V z digitální větve pro napájení SD karty.

Protože je PIC napájen napětím +5 V, ale SD karty tolerují 3,3 V (některé jsou schopny pracovat v rozsahu 1,8 až 3,3 V), bylo nutné zkonstruovat napěťový překladač 5 V  $\Leftrightarrow$  3,3 V. Z hlediska miniaturizace bylo rovněž výhodné vyvést ze základní desky pouze 5 V signály + napájení 5 V a jejich propojení s odpovídajícími piny na konektoru SD karty a napěťovou translaci společně s generováním napětí 3,3 V pro SD kartu pomocí low-drop stabilizátoru provést až na adaptéru, který je vhodně umístěn pod základní deskou. Hlavními požadavky při výběru metody translace a nabízených integrovaných obvodů byla nízká cena, ale zároveň i stoprocentní bezchybnost. Po prvních experimentech byla vyloučena metoda high-to-low translace pomocí odporového děliče. V důsledku toho, že se rezistory i vodiče chovaly jako kondenzátory, překládaný signál byl zpožděn o více než 4 RC konstanty, což ve výsledku způsobilo nefunkčnost sběrnice už při frekvencích okolo 500 kHz (cílová frekvence je 10 Mhz). Dále bylo nutné vyřadit i high-to-low a low-to-high konverzi realizovanou pomocí RTL logiky, sice se signál zpožďoval v porovnání s odporovým děličem méně, ale byly značně deformovány náběžné, ale hlavně sestupné hrany, což nenapravilo ani přidání pull-down rezistorů. Zbývala možnost translace pomocí logických obvodů. Na jedné straně byly specializované obvody (např. SN74LVCC4245 od Texas Instruments), ale jejich cena a pro tuto aplikaci předimenzovanost (nutnost dvou osmikanálových obvodů pro translaci čtyř datových signálů) je vyřadila ze hry. Nakonec byla vybrána možnost použití obvodu 74HC4050 pro high-to-low translaci a zapojení dvou invertorů 74HC04 pro low-to-high translaci (tento logický obvod má při napájení 5 V prahovou hodnotu v 2,5 V, tudíž napětí 3,3 V detekuje jako logickou jedničku, narozdíl od PICu, který má vzhledem k Schmitt-trigger vstupům tuto prahovou hodnotu až na 4 V). Toto zapojení má i tu výhodu, že lze danou konstrukci následně využít i pro mikrokontrolery napájené 3,3 V, stačí pouze přemostit 3,3 V stabilizátor, zbytek obvodu zůstane kompatibilní a funkční.

### **3.5.4 Přídavná DPS**

K vyrobení přídavné DPS bylo přistoupeno proto, aby mohlo zařízení disponovat dalšími funkcionalitami. Je osazena mikrokontrolerem PIC16F88 v provedení SOIC. DPS je osazena 4 indikačními LED diodami, piezo měničem a kapacitním senzorem vlhkosti HS1101.



Piezo měnič slouží k zvukové indikaci pulzu a změn v nastavení (zapnutí / vypnutí záznamu na SD kartu). Umožňuje tak uživatelům například s poruchami vidění snažší a efektivnější používání zařízení. Indikační LED mají podobnou funkci.

Kapacitní senzor vlhkosti HS1101 umožňuje měření vlhkosti v rozsahu 1% až 99%. V zařízení je umístěn na přídavné DPS a zapojen jako oscilátor s časovačem 555. Výsledná frekvence je tedy závislá na kapacitě senzoru => na vlhkosti. Tato frekvence je opakovaně měřena mikrokontrolerem a přepočítávána na ekvivalent relativní vlhkosti. Po vyžádání příkazem z hlavního PICu jsou tato data odeslána do základní desky.

Komunikace mezi hlavním a přídavným PICem probíhá po asynchronní sběrnici OWAP, která byla úspěšně otestována a podrobně popsána v loňské práci „PROTEUS“. Struktura dat, které odesílá hlavní PIC do přídavného:

B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0
Vlhkost	Typ zvuku			Stavové LED			

**B0 – B3** – stavové LED

**B4 – B6** – typ zvuku – celkem 8 kombinací:

**000** = žádný zvuk

**001** = jednoduché krátké pípnutí

**010** = dlouhé pípnutí + dvě krátká – při zapnutí zařízení

**011** = 2 krátká pípnutí – úspěšná inicializace SD karty + začátek zápisu nebo pouze začátek zápisu

**100** = 2 krátká pípnutí + jedno dlouhé – konec zápisu na SD kartu

**101** = nevyužito

**110** = krátké pípnutí – rezervováno jako možnost “alarmu”

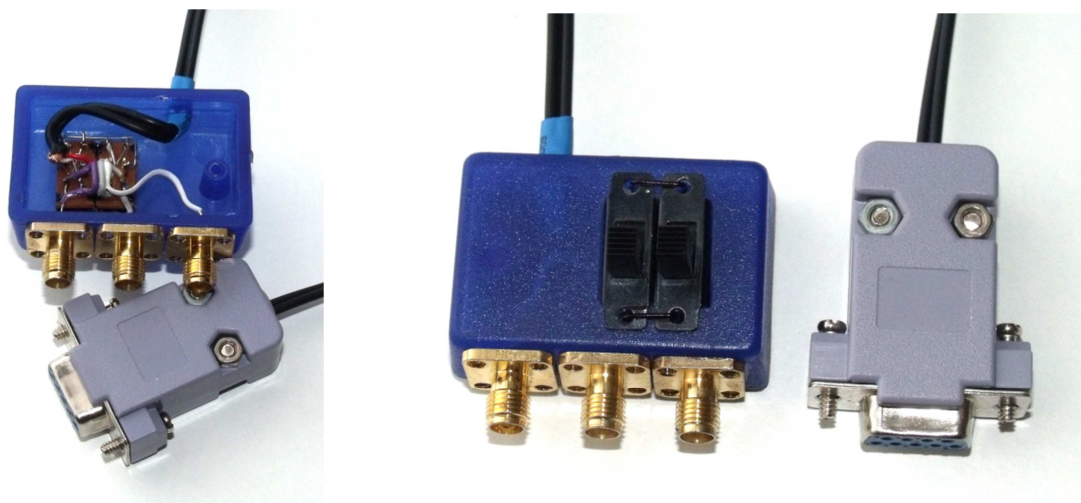
**111** = nepřerušovaný tón – rezervováno jako možnost “alarmu”

**B7** – pokud je 1, obratem se odešlou data o vlhkosti (7 bitů), pokud 0, neodešle se nic a ihned se přistoupí ke změně stavu LED a generování zvuků.

## 3.6 Návrh měřících sond

### 3.6.1 Elektrokardiografie

Hlavním aspektem pro návrh sond pro elektrokardiografii (dále jen „EKG sondy“) byl komfort při dlouhodobém nošení. Přísavkové elektrody jsou v tomto ohledu zcela nevyhovující, používají se pouze pro krátkodobá sledování. Klešťové elektrody se jeví jako vhodnější varianta, ale například při záznamu při sportu nebo jiné zátěži by byly nepohodlné a mohly by se snadno poškodit. Proto byly vyvinuty sondy sestávající z kovové součásti s klasickou zdířkou pro „banánek“ pro zachování maximální univerzálnosti a kompatibility a elastickou textilní páskou s přezkou. Použití elastické tkaniny zajišťuje prodyšnost a při vhodném napnutí téměř konstantní přítlak bez otlaků i po dlouhé době připojení. Pokud by byl použit nepružný materiál, mohlo by postupem času dojít ke vzniku otlaků, protože se nepružný materiál na rozdíl od pružného nepřizpůsobuje tvaru ruky. Kovová elektroda je vyrobena z jednoho kusu plechu tloušťky 0,6 mm ohýbáním. Tudiž je velmi jednoduchá a levná na výrobu a lze jí snadno galvanicky pokovit – například stříbrem. Domnívám se, že jde o zcela novou koncepci, zde poprvé zveřejněnou. Nenašel jsem, že by bylo něco podobného někdy někde publikováno a navíc, pokud jde o citlivost, je srovnatelná s běžně používanými přísavkovými nebo gelovými elektrodami, což jsem prakticky ověřil.



Obr. 3: Redukce EKG Canon 9 -> 3x SMA + přepínač svodů EKG I, II, III



Obr. 4: Stíněný kabel SMA <-> "banánek"



Obr. 5: Konstrukční díly navržených EKG sond -  
upínací pásky, vpravo nahoře soubor dílů kontaktů,  
vlevo dole již zkompletované kontakty



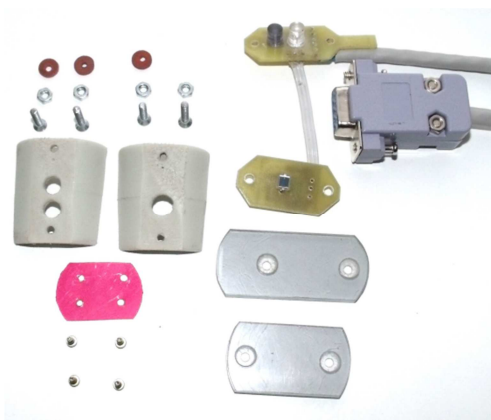
Obr. 6: Kompletní realizace



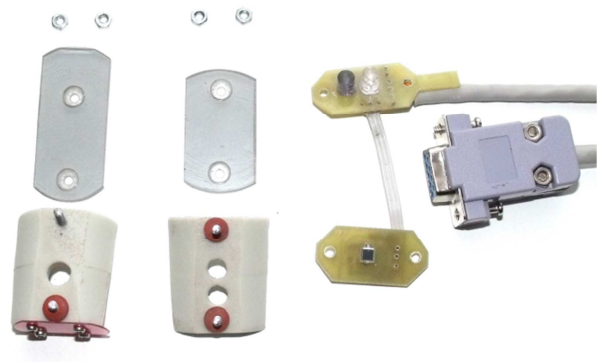
Obr. 7: Boční pohled na elektrody

### 3.6.2 Pulsní oximetrie

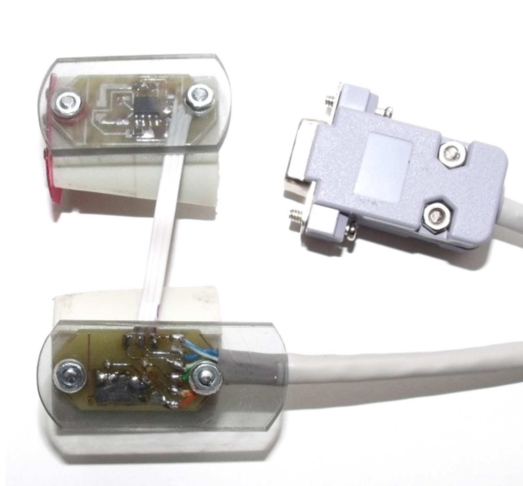
U pulsí oximetrie je prioritou zajistit, aby sonda pevně (ale zároveň pohodlně) obepínala prst a umožnila jen minimální pohyb tak, aby ho mohla elektronika snadno korigovat. Podobně jako u EKG byla požadavkem maximální jednoduchost. Sonda byla vyrobena z plastové trubky o vnitřním průměru 19mm. Obě poloviny byly podélně zkoseny a opatřeny ploškami s otvory pro montáž diod a fotodiody. Použitím různých průměrů použité trubky lze docílit různých velikostí sondy. Jedná se tedy, podobně jako u EKG sond, o vlastní koncepci s možností snadného přizpůsobení konkrétním požadavkům pacienta.



Obr. 8: Montážní díly SPO2 sondy



Obr. 9: Zkompletování nosných prvků DPS



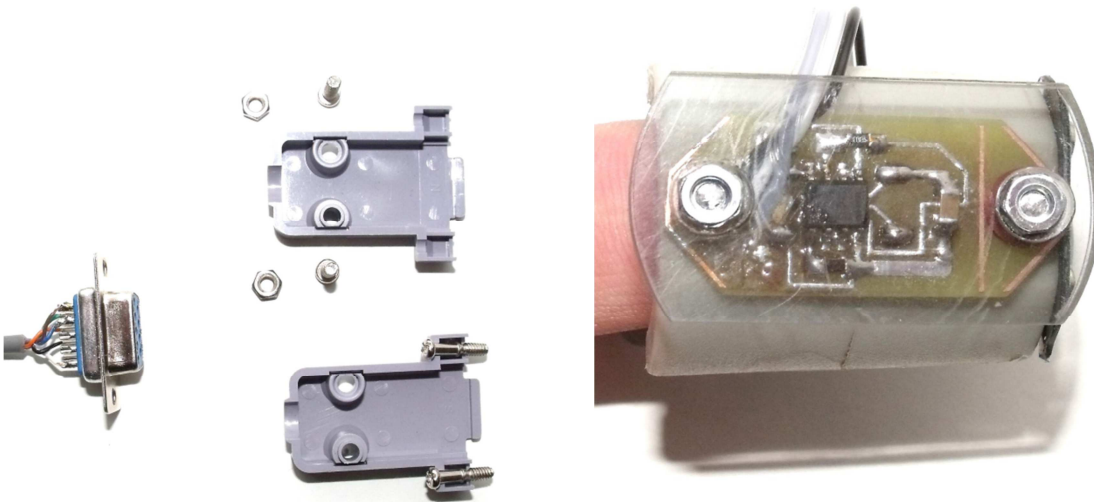
Obr. 10: Obě zkompletované poloviny SPO2 sondy



Obr. 11: Kompletní sonda

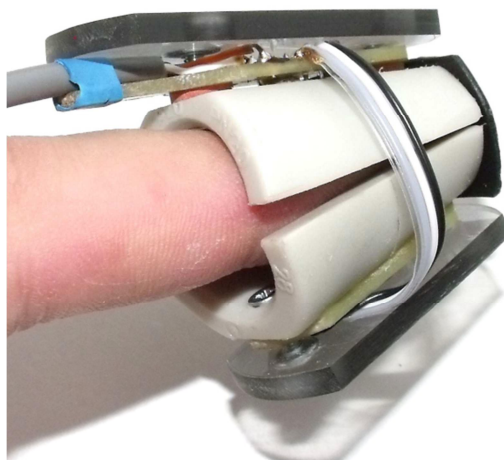


Obr. 12: Dvě kompletní SPO2 sondy



Obr. 13: Detail CANON9 konektoru

Obr. 14: Detail aktivní části sondy – obvodu pro úpravu signálu z PIN fotodiody



Obr. 15: Sonda nasazená na prst

### 3.6.3 Teploměry

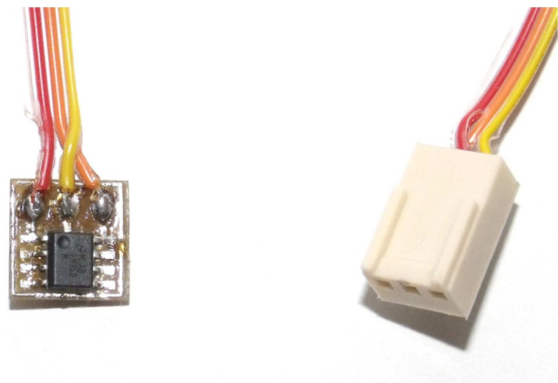
Zařízení disponuje dvoukanálovým vstupem pro dva teploměry. Na trhu existuje mnoho různých senzorů určených pro různé aplikace. Záměrem tedy bylo vytvořit alespoň částečně univerzální rozhraní, které by umožnilo připojení libovolného teplotního čidla s použitím minimálního množství přídavné elektroniky. Na pravém boku zařízení je konektor typu miniDIN4, do kterého se připojí speciální redukce, jejímž výstupem jsou dva třípinové konektory, na kterých je zemnicí vodič, napájení +5 V a vstup signálu. Primárně je přístroj připraven pro teplotní čidlo LM35 (Texas Instruments), vstup je analogový s rozlišením 10mV / °C, kde napětí 0 V odpovídá 0 °C. Ve výsledku lze s použitím jednoduché operační sítě u čidel s analogovým nebo mikrokontroleru s DA převodníkem u čidel s digitálním výstupem připojit k zařízení téměř libovolné teplotní čidlo. Do budoucna se plánuje separátní vyvedení digitálního vstupu nebo autodetekce digitálního/analogového teploměru na jednom vstupu. Poté by u digitálních čidel nebylo nutno převádět číslicový výstup na analogový ekvivalent, stačilo by pouze vytvořit most mezi sběrnici u čidla a sběrnici (např. OWAP), kterou zařízení používá.

#### 3.6.3.1 Kontaktní teploměr

Kontaktní teploměr je u zařízení CISMOM řešen pomocí obvodu LM35 (Texas Instruments). Pro danou aplikaci bylo vybráno pouzdro 8SOIC, pro měření tělesné teploty je výhodné zajistit velkou styčnou plochu při minimální tloušťce senzoru. Proto je samotný senzor umístěn na cuprextitu tloušťky 0,7 mm. Přívodní kabel je pro zachování malé tloušťky páskový, třívodičový.



Obr. 16: Adaptér CISMOM <-> 2x teploměr



Obr. 17: Naletované čidlo LM35 s konektorem

### 3.6.3.2 Bezkontaktní teploměr

Vzhledem k návrhu konektoru teploměru lze s použitím menšího mikrokontroleru jako „datového mostu“ používat téměř libovolný senzor. V současné době provádím experimenty s čidlem TMP006 (Texas Instruments), což je bezkontaktní infračervené čidlo teploty. Jeho hlavní výhodou je téměř okamžitá reakční doba – není nutno čekat na prohřátí celého obvodu jako u kontaktních čidel. Pracuje na principu vyzařování černého tělesa. Senzor obsahuje dvě nezávislá čidla – konvenční kontaktní měřící teplotu integrovaného obvodu ( $T_{die}$ ) a senzor vyzařování tělesa ( $V_{obj}$ ). Obě čidla generují napětí, které je AD převodníkem v čipu převedeno na digitální ekvivalent. Postup výpočtu výsledné teploty je následující (čerpáno z datasheetu):

- 1) Rovnice pro popis citlivosti infračerveného senzoru v závislosti na teplotě. Tato rovnice obsahuje klíčovou konstantu  $S_0$ , kterou je třeba určit experimentálně.

$$S = S_0 \left( 1 + a_1(T_{die} - T_{ref}) + a_2(T_{die} - T_{ref})^2 \right)$$

- 2) Rovnice pro popis offsetu, který v čidlu vzniká vlivem nenulového tepelného odporu a zahřívání obvodu.

$$V_{os} = b_0 + b_1(T_{die} - T_{ref}) + b_2(T_{die} - T_{ref})^2$$

- 3) Rovnice, ve které jsou zakomponovány Seebeckovy koeficienty

$$f(V_{obj}) = (V_{obj} - V_{os}) + c_2(V_{obj} - V_{os})^2$$

- 4) Finální rovnice, ze které lze určit teplotu měřeného předmětu

$$T_{obj} = \sqrt[4]{T_{die}^4 + \left( \frac{f(V_{obj})}{S} \right)}$$

Řešením této soustavy rovnic dospějeme k teplotě předmětu  $T_{obj}$ . Hodnoty konstant jsou následující:

$S_0$  – kalibrační konstanta – nutno experimentálně zjistit

$$a_1 = 1,75 \times 10^{-3} \quad a_2 = -1,678 \times 10^{-5}$$

$$T_{ref} = 298,15 \text{ K}$$

$$b_0 = -2,94 \times 10^{-5} \quad b_1 = -5,7 \times 10^{-7} \quad b_2 = 4,63 \times 10^{-9}$$

$$c_2 = 13,4$$

## 4 Software

### 4.1 Základní popis

Mikrokontroler je programován v ANSI C upraveném pro mikrokontrolery PIC. Jako vývojové prostředí bylo zvoleno mikroC PRO for PIC na základě předchozích kladných zkušeností. Tento vývojový nástroj je též kompatibilní s vývojovou deskou EasyPIC6, která byla pro vývoj použita.

Program je rozdělen do několika podcelků, které běží nezávisle na sobě. Jako generátor pomalého hodinového signálu pro SPI ve fázi inicializace SD karty je vyhrazen časovač TMR2. TMR3 je nakonfigurován na frekvenci přerušení 125 Hz a probíhá v něm sběr vzorků, příprava dat pro SD kartu a čtení z tlačítek. V hlavní programové smyčce běží obsluha displeje a SD karty. Priority jsou nastaveny tak, že hlavní prioritu má sběr vzorků, poté záznam na SD kartu a nejmenší prioritu má zobrazování na displeji. Zamezí se tak nepřesnostem ve vzorkovací frekvenci a tím pádem k znehodnocení signálu pro další analýzu.

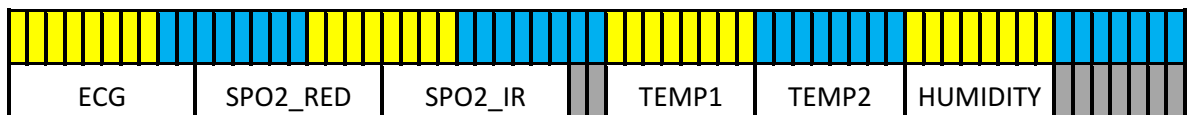
### 4.2 Ukládání dat na SD kartu

Data jsou na SD kartu ukládána do souborů, přičemž jeden soubor tvoří 1 minutu záznamu (7500 vzorků při vzorkovací frekvenci 125 Hz). Velikost jednoho souboru je 60000 bajtů. Názvy těchto souborů jsou Dxxxxx.DAT, kde xxxxx je číslo souboru. V souboru LASTNUM.DAT je uloženo číslo posledního datového souboru, z něhož se určuje číslo následujícího souboru. Při použití karty pro několik záznamů nebo dokonce při použití v různých zařízeních tedy nedochází k přepisování dat. Inkrementování názvu souborů s časově na sebe navazujícím záznamem probíhá po jedné (D00000.DAT, D00001.DAT atd.) Aby se jasně rozlišily dva přímo na sebe nenavazující záznamy, první soubor nového záznamu má proto oproti předchozímu své číslo větší o 2 (např. je-li první souvislý záznam ukončen v souboru D00042.DAT, další záznam bude mít první soubor pojmenován D00044.DAT).

V programu jsou data na SD kartu ukládána po 16 vzorcích (ne samostatně po jednotlivých vzorcích), tedy po 1 024 bitech. Tento způsob je výhodný z toho důvodu, že příprava pro samotný zápis na SD kartu tvoří výraznou část času vykonávání celého procesu ukládání.



Podobně jako u displeje byly použity ověřené funkce dodávané s kompilerm, protože se jedná o kritickou část celého systému. V případě, že by při zápisu došlo k jakékoliv chybě, by mohlo dojít k poškození souborového systému. Navíc FAT16 nemá na rozdíl od FAT32, NTFS a dalších souborových systémů žádné ochranné mechanismy (záložní MFT apod.), ztráta naměřených dat by pak byla pravděpodobně už definitivní a bez šance na obnovu. Upravené knihovny jsou schopny práce jak s SD, tak i s SDHC kartami, kvůli omezením souborového systému a mikrokontroleru (resp. funkcí pro práci s SD kartou) je možno zapisovat pouze na oddíly o velikosti do 4 GB a pouze do prvního, hlavního oddílu, na který odkazuje MBR. Knihovny pro podporu souborového systému FAT32 jsou též v rámci kompilermu k dispozici, kvůli jejich větší náročnosti ale přichází jejich implementace v úvahu až s výkonnějšími mikrokontrolery. Podrobná struktura vzorku uloženého na SD kartu:



Barevně (žlutě a modře) jsou rozlišeny jednotlivé bajty, šedě jsou zvýrazněny bity, které jsou nevyužité nebo připravené k pozdějšímu rozšíření funkcí.

## 4.3 Použité matematické algoritmy

### 4.3.1 FIR filtr

FIR filtr („Finite Impulse Response“ – filtr s konečnou impulzní odezvou) je jeden z typů číslicových filtrů. Jeho použití v dané aplikaci bylo zvoleno kvůli jednoduchosti algoritmu a stabilitě (oproti IIR filtru není numericky nestabilní). Stabilita je dána tím, že nemá zpětnou vazbu, tudíž se chyba při výpočtech nekumuluje a nedochází k nepřesnostem nebo dokonce k úplné nefunkčnosti. FIR filtr je použit přímo v zařízení k filtrování EKG a SPO2 signálů. Je naprogramován jako dolní propust s mezní frekvencí 30Hz. Slouží k filtraci 50/60 Hz šumu, ale zároveň je zvolen nižší řád z toho důvodu, aby nebyl zkreslen QRS komplex u EKG. Díky nízkému řádu je zpoždění signálu způsobené průchodem

filtrem téměř nezpozorovatelné. Konkrétní implementace v jazyce PHP, kterou jsem si napsal, odladil a použil ve webové aplikaci, je v šedě šrafovaném poli výše. Dodatečná filtrace signálu FIR filtrem výrazným způsobem zjednodušuje návrh DPS a množství použitých komponent. Konkrétně se jedná o 4 operační zesilovače, 8 kondenzátorů a 8 rezistorů (tvořících dva filtry 4. řádu).

```
function fir($i,$ecg)
{
    $filtertaps = 7;

    $filterconsts = array(
        -0.049452770839559235,
        0.06712920057611226,
        0.3052155636416968,
        0.4398877116004948,
        0.3052155636416968,
        0.06712920057611226,
        -0.049452770839559235
    );

    $y = 0;
    $s = 0;
    for($a=0;$a<$filtertaps;$a++)
    {
        $s = 0;
        for($b=0;$b<$filtertaps-$a;$b++)
        {
            $s+=$ecg[$i-$b];
        }
        $y+=$s*$filterconsts[$a];
    }

    return $y;
}
```

### 4.3.2 Polynomická regrese

Výstupním signálem z pulsní oximetrie je dvojice nespojitých signálů. Odstranění těchto nespojitostí funguje na principu toho, že program prochází všechny vzorky a jakmile objeví mezi aktuálním a následujícím velký rozdíl („skok“), je tento rozdíl přičten k aktuální rozdílové konstantě, která je odčítána od každého vzorku. Tímto způsobem je získán spojitý signál, který je ale namodulován na signál o velké

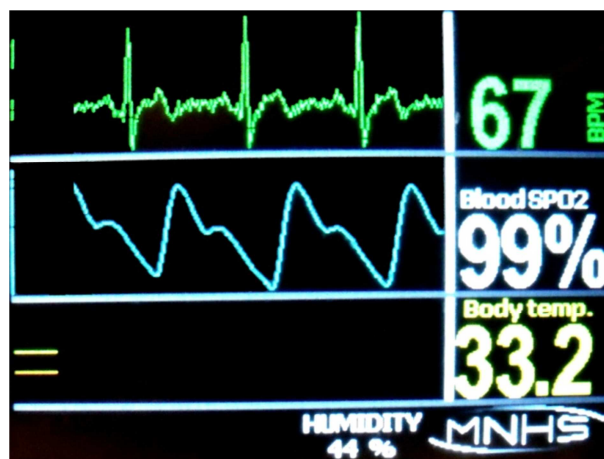
amplitudě, tudíž nemůže být přímo vykreslen na obrazovku. Tvar tohoto „nepravidelného“ průběhu je ovlivněn pohybem prstu a sondy, ale vypovídá taky o změnách krevního tlaku. Proto je nutno separátně zachovat obě složky. Jednou z možností bylo aplikovat na signál číslicový filtr, vzhledem k nepoměrně větší výsledné výpočtové náročnosti pro stejný výsledek a nutnost zpětného dopočítávání „nepravidelného“ průběhu ale byla tato možnost vyloučena. Druhou možností bylo spočítat polynomickou regresní křivku a odečíst ji od původního signálu. Jsou tím zachovány oba průběhy v dobré výsledné kvalitě. Algoritmus v prvním kroku spočítá dílčí regresní křivky 10. řádu pro menší úseky signálu, naváže je na sebe a odečte od původního signálu. Pro samotný výpočet regresních polynomických funkcí je použita maticová metoda výpočtu.

## 5 Uživatelské rozhraní

### 5.1 Zařízení

#### 5.1.1 Grafický displej

Použití barevného grafického displeje umožnilo na rozdíl od původně plánovaného monochromatického displeje mnohem větší názornost a jemnost zobrazení detailů. Graficky je prostor na displeji rozdělen do 4 částí – EKG, pulsní oximetrie, teploměry a spodní stavová lišta. Z důvodu snadné čitelnosti i pro osoby s poruchami zraku byly voleny jasné barvy a přehledný design, ve kterém se jednotlivé zobrazovací celky navzájem nepřekrývají na neutrálním černém podkladu.



Obr. 18: Rozvržení prvků na displeji

V budoucnu se plánuje implementace více jazyků, angličtina byla pro první prototyp zvolena z důvodu toho, že se jedná v oblasti medicínských zařízení o standard a většina celosvětově známých zkratk existuje v angličtině (např. BPM – „beats per minute“).

## 5.1.2 Přídavná DPS

Přídavná DPS v levé horní straně přístroje doplňuje grafický displej. Obsahuje 4 stavové LED, které uživateli sdělují informace o aktivitě zařízení a zápisu na kartu. Při chodu zařízení pravá stavová LED jednou za přibližně 3 sekundy krátce problikne. Pokud probíhá zápis na SD kartu, trvale svítí druhá LED zprava. Pro osoby s vážnějšími zrakovými potížemi lze software samozřejmě dovybavit i zvukovými signály vydávanými prostřednictvím již integrovaného piezo měniče.

## 5.2 Webové rozhraní

Koncepce webového rozhraní byla vytvářena s cílem navrhnout přehlednou internetovou aplikaci, kterou by mohli plnohodnotně používat i méně zkušení uživatelé. Dalším cílem bylo umožnit bezproblémový chod aplikace kromě počítačů i na mobilních telefonech, tabletech a dalších zařízeních. Proto není používán Javascript, AJAX a další dynamické programovací jazyky, jejichž použitím by mohlo dojít k částečné nebo úplné nefunkčnosti aplikace na určitých platformách. Dalším aspektem je nízká datová náročnost. Všechny prvky jsou řešeny textově nebo pomocí CSS, design neobsahuje jediný obrázek.

Layout webové aplikace je rozdělen do dvou sloupců – v levém sloupci je menu, v pravém data a vstupy pro uživatele. Při prvním vstupu na webovou stránku si uživatel založí svůj účet, kde mimo jiné vyplní ID svého lékaře. Vyplněním tohoto ID dává danému lékaři svolení nahlížet do jeho záznamů, nejedná se však o povinný údaj. Pokud lékař nemá na webové stránce svůj “lékařský” účet, stále mu může pacient odeslat naměřené průběhy jinou cestou. Registrace lékařského účtu tedy není nutnost, avšak jeho využívání výrazně usnadňuje a urychluje práci s pacientem.

Po vytvoření uživatelského účtu a přihlášení vstoupí uživatel do tzv. “uživatelské sekce”. V této části webu může měnit své uživatelské údaje a nahrávat průběhy ze zařízení (soubory .DAT). K nahranému souboru je přidána časová značka (uživatel může předvyplnit, pokud zůstane nevyplněno, uloží se čas nahrání) a textový komentář / popis. Po úspěšném nahrání se průběh zobrazí v tabulce pod nahrávacím formulářem. Tam je možné nechat si buď vykreslit .png obrázek s vykreslením průběhů nebo vyexportovat surová číselná data do tabulky.

<b>Introduction</b>
<b>Register</b>
<b>Log in</b>
<b>Contact</b>

## Register

Your E-mail:

Password:

Password again:

Name:

Surname:

Title(s) \*:

Born (mm/dd/yyyy) \*:

Doctor ID \*:

DeviceID \*:

\* not required

Obr. 19: Webové rozhraní – registrační formulář

<b>Introduction</b>
<b>Account</b>
<b>Medical data</b>
<b>Contact</b>
<b>Log out</b>

## Medical data

### Upload new

Data file:  

Date and time (mm/dd/yyyy hh:mm):

Text comment:

### Uploaded record

Date and time	Text comment	Link to generate image
03/17/2013 21:26:18	Text comment	<a href="#">Link to generate image</a>

Obr. 20: Webové rozhraní – nahrávání souborů s daty



Obr. 21: Webové rozhraní – ukázka exportu .png – záznam při zátěži

Řádek 1: EKG	Řádek 6: Derivace pulsoximetrie (LED2)
Řádek 2: Pulsní oximetrie – LED1 (červená)	Řádek 7: Detekce pulsů a čas mezi nimi
Řádek 3: Pulsní oximetrie – LED2 (IR)	Řádek 8: Tělesná teplota
Řádek 4: Derivace EKG	Řádek 9: Teplota a vlhkost okolí
Řádek 5: Derivace pulsoximetrie (LED1)	Řádek 10: Časová osa

## **6 Potenciál systému**

Hlavní doménou použití jsou uživatelé, kteří jsou obklopeni tzv. “rizikovými faktory”. U těchto uživatelů je obzvláště potřebná pravidelná kontrola zdravotního stavu. Pokud se jakákoliv odchylka od normy zachytí včas, je možno nasadit účinnou léčbu. Dále, u některých chorob se obtíže a odchylky vitálních funkcí nevyskytují trvale, ale formou “příhod” - např. tachykardie a fibrilace síní. V tomto případě stačí, pokud se pacient po dobu, kdy se necítí dobře, připojí k zařízení CISMON, nahraje několik minut záznamu a odešle lékaři k analýze. Navíc, některá onemocnění se mohou projevit pouze v určitých prostředích – například v teplých místnostech s velkou vlhkostí vzduchu. Integrované měřidlo vlhkosti společně s dvoukanálovým teploměrem umožňuje přesně zaznamenat i tyto parametry, jinak snadno přehlédnutelné nebo pacientem považované za nepodstatné.

Zařízení ale samozřejmě může užívat kdokoliv, navíc může sloužit i ke vzdělávání, zpestření nebo doplnění hodin biologie. Součástí prevence je totiž i uvedení široké veřejnosti do problematiky. Kardiovaskulární onemocnění jsou v dnešním tzv. “civilizovaném” světě hlavní příčinou úmrtí, jejich podíl tvoří okolo 50% a trend nenasvědčuje tomu, že se situace v příštích letech výrazně zlepší.

## 7 Přehled parametrů

Rozměry	97 mm x 72 mm x 60 mm
Hmotnost	240 g
Špičkový příkon	2,5 W
Vzorkovací frekvence	125 Hz
Maximální možná délka kontinuálního záznamu (4 GB)	přes 48 dní
Rozsah měřených teplot	25-50 °C, 0-100 °C
Rozsah měření vlhkosti	1 % - 99 %
Výčet funkcí zařízení a webového rozhraní	Měření EKG I, II, III
	Měření oximetrických křivek
	Měření tělesné teploty
	Měření okolní teploty
	Měření okolní vlhkosti
	Výpočet okamžité saturace
	Výpočet okamžité tepové frekvence
	Výpočet derivace EKG
	Výpočet derivace oximetrických křivek

## 8 Závěr

Cílem projektu bylo navrhnout a zrealizovat zařízení, které by plnilo funkci monitoru vitálních funkcí pro domácí použití s možností dlouhodobého sledování. Hlavními výhodami jsou univerzální vstupy, po kterých je vedeno v případě teploměru napájení +5 V, v případě ostatních vstupů symetrické napájení +-5V. To umožňuje rychlý a flexibilní vývoj aktivních sond, které by mohly vylepšit stávající kvalitu měření. Dalším pozitivem zařízení je možnost ukládání dat na standardní SD kartu s multiplatformně podporovaným souborovým systémem FAT16. Ruku v ruce se zařízením jde i webová aplikace, která umožňuje přehledné třídění a zobrazení záznamů.

Ačkoliv se může zdát, že je prvním prototypem vývoj ukončen, není tomu tak. Návrh v sobě skrývá mnoho možných vylepšení. Mezi prvními bude implementován výkonnější mikrokontroler, který umožní přidání dalších funkcionalit a odvození dalších informací z naměřených signálů. Například z tlakové vlny a stejnosměrné složky křivek pulsní oximetrie lze poměrně přesně odečíst nejen změny krevního tlaku, ale i další důležité parametry.



## 9 Zdroje

- 1) HOROWITZ, Paul a Winfield HILL. The Art of Electronics. 2nd ed. New York: Cambridge University Press, 1989, 1125 s. ISBN 05-213-7095-7.
- 2) Chapter 2: FIR filters - Digital Filter Design. MIKROELEKTRONIKA. MikroElektronika: Chapter 2: FIR filters - Digital Filter Design [online]. 2013 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.mikroe.com/chapters/view/72/chapter-2-fir-filters/>
- 3) MIKROELEKTRONIKA. MikroElektronika • Index page [online]. 2013 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.mikroe.com/forum/>
- 4) Electrocardiography. Wikipedia, the free encyclopedia [online]. 2013 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- 5) A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430. In: Texas Instruments [online]. [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: [www.ti.com/lit/an/slaa274b/slaa274b.pdf](http://www.ti.com/lit/an/slaa274b/slaa274b.pdf)
- 6) PIC18F2525/2620/4525/4620 Data Sheet. In: PIC18F4620 [online]. Rev. C. 2006 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39626e.pdf>
- 7) PIC16F87/88 Datasheet. In: PIC16F88 [online]. Rev. D. 2013 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/30487D.pdf>
- 8) Digital to Analog Converter - Precision DAC ( $\leq 10$ MSPS) - TLV5625. In: TLV5625: 2.7-V to 5.5-V Low-power Dual 8-bit Digital-to-analog Converter with Power Down [online]. Rev. D. 2002 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/gpn/tlv5625>
- 9) Digital to Analog Converter - Precision DAC ( $\leq 10$ MSPS) - TLV5618A. In: TLV5618A: 2.7-V to 5.5-V Low-power Dual 12-bit Digital-to-analog Converter

with Power Down [online]. Rev. H. 2002 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/gpn/tlv5618a>

- 10) Local Temperature Sensors - Analog Output - LM35. In: LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors [online]. Rev. B. 2002 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/gpn/lm35>
- 11) HS1101 Relative Humidity Sensor (#27920). In: HS1101 Humidity Sensor [online]. 2009 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/sens/27920-HS1101-v1.0.pdf>
- 12) Infrared Thermopile Sensor in Chip-Scale Package. Temperature Sensors and Control ICs - Contactless IR Temperature Sensors - TMP006 [online]. Rev. C. 2012 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/gpn/tmp006>
- 13) TMP006 User Guide. Temperature Sensors and Control ICs - Contactless IR Temperature Sensors - TMP006 [online]. 2011 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.ti.com/litv/pdf/sbou107>

## **10 Přehled použitého software**

- 1) Eagle 5.60 – návrh schémat a DPS
- 2) mikroC PRO for PIC v6.00 – vývoj software pro PICy
- 3) PSPad – psaní PHP skriptů
- 4) Corel Draw 9 – návrh popisků a příprava fotografických matric pro tisk

## **11 Seznam příloh**

- 1) Schémata a návrhy plošných spojů
- 2) Fotografie zařízení
- 3) Oponentský posudek doc. Mgr. Ing. Petra Klána, CSc.
- 4) Oponentský posudek Ing. Michala Šerého