

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Návrh společné EKG/PPG elektrody
Design of Common ECG/PPG Electrode

2016

Barbara Maludová

Zadání bakalářské práce

Student: **Barbara Maludová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Návrh společné EKG/PPG elektrody**
Design of Common ECG/PPG Electrode
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor měření biosignálů.
2. Rešerše dané problematiky.
3. Návrh a výroba EKG/PPG elektrody.
4. Testování elektrody a analýza naměřených signálů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] RATTFÄLT, Linda. *Smartware electrodes for ECG measurements: design, evaluation and signal processing*. Linköping: Linköping University Electronic Press, 2013. , 91 p. Linköping Studies in Science and Technology. Dissertations, ISSN 0345-7524 ; 1546. ISBN 9789175195070.
- [2] NEUMAN, Michael R. *Physical sensors for biomedical applications*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1980, 160 p. ISBN 08-493-5975-9.
- [3] PRUTCHI, David a Michael NORRIS. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. Hoboken: Wiley-Interscience, c2005, xv, 461 s. ISBN 978-0-471-67623-2.

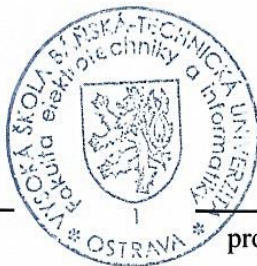
Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized name followed by a large, sweeping flourish. The signature is positioned above a horizontal dotted line.

Datum odevzdání práce: 29. 4. 2016

Tímto bych chtěla poděkovat především vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Lukáši Peterovi, za odborné konzultace, pomoc a za zodpovědný a pozitivní přístup k vedení této práce.

Abstrakt

Tématem této bakalářské práce je návrh společné EKG/PPG elektrody. První část je zaměřena na teoretický rozbor Elektrokardiografie a Fotopletysmografie. Práce dále obsahuje rešerši, která zpracovává různé studie související s těmito metodami měření biologických signálů. Praktická část je zaměřena na návrh a výrobu společné elektrody.

Cílem této práce je umožnit společné snímání, jak elektrické aktivity srdce, tak objemových změn v tkáních. Snímání EKG bylo provedeno pomocí dvou kovových destiček, a pro měření PPG byl využit reflexní typ senzoru. K sloučení obou typů senzorů byl využit textilní gumový pás, díky kterému je možno umístit senzory v různých vzdálenostech na různých částech těla. Hlavním přínosem práce je otestování různých umístění snímačů na těle, výběr toho nejvhodnějšího a dále možnost snímat společně oba signály EKG i PPG pro pozdější analýzu naměřených křivek.

Klíčová slova

Elektrokardiografie, Fotopletysmografie, EKG, PPG, umístění snímačů, signál, elektrody, reflexní

Abstract

The theme of this bachelor thesis is Design of Common ECG/PPG electrode. The first part is focused on the theoretical analysis of Electrocardiography and Photoplethysmography. Next part of this thesis is a search, which handles various studies associated with these methods of measuring biological signals. The practical part is focused on design and manufacture of common electrode.

The aim of this work is to enable the common sensing electrical activity of heart and volume changes in the tissue. For measuring ECG was used two little metal squares and for sensing PPG was used reflective type sensor. For merger both types of sensor was used textile rubber belt, which allow different placement of sensors on the body. The main contribution of this work is to test and evaluate different sensor location on the body, selection of the most appropriate and the chance to shoot together both ECG and PPG signals and determine their measured results.

Key words

Electrocardiography, Photoplethysmography, ECG, PPG, sensors placement, signal, electrodes, reflective

Seznam použitých zkratek

EKG Elektrokarografie

PPG Fotopletysmografie

PTT Čas přenosu pulzové vlny

DPS Deska plošných spojů

OZ Operační zesilovač

HP Filtr typu horní propust

DP Filtr typu dolní propust

Obsah

Úvod.....	9
1 Elektrokardiografie – EKG.....	10
1.1 Elektrokardiograf	10
1.2 Měření EKG.....	10
1.2.1 Vznik EKG signálu	10
1.2.2 Svody a typy zapojení v EKG	11
1.3 Elektrody pro snímání EKG.....	12
1.3.1 Tělo jako vodič.....	12
1.3.2 Suché elektrody	12
1.3.3 Vlastnosti elektrod.....	13
1.4 Detekce srdeční frekvence	13
2 Fotopletysmografie – PPG	14
2.1 Pulzová vlna	14
2.2 PPG – transmisní.....	15
2.3 PPG – reflexní	15
2.4 Místa pro snímání PPG	15
3 Artefakty.....	16
3.1 Technické artefakty	16
3.2 Biologické artefakty	16
4 Rešerše.....	17
4.1 Východiska rešerše.....	17
4.2 Předpokládané výsledky rešerše.....	17
4.3 Výsledky rešerše	26
5 Návrh a testování elektronických obvodů	28
5.1 Návrh blokového schématu měřicího řetězce	28
5.2 EKG obvod a jeho základní parametry	29
5.2.1 Vstupní zesilovač – napěťový sledovač	29
5.2.2 Předzesilovač.....	29
5.2.3 Filtr typu horní a dolní propust.....	30
5.3 Výběr PPG obvodu a jeho základní parametry	31
5.3.1 Transimpedanční zesilovač	31

5.3.2	Aktivní Notch filtr	31
5.4	Napájení obvodů	32
6	Analýza umístění EKG elektrod a PPG senzoru	33
6.1	Snímání EKG z jedné ruky.....	33
6.2	Snímání EKG z hrudi	34
6.3	Umístění PPG senzoru na prstu a zápěstí.....	34
6.4	Umístění PPG senzoru na hrudi	35
6.5	Vyhodnocení analýzy umístění	35
7	Realizace měřicího řetězce	36
7.1	Výroba DPS – desky plošných spojů	36
7.2	Prototyp společné EKG/PPG elektrody	37
7.2.1	Gumový pás.....	37
7.2.2	EKG snímače.....	37
7.2.3	PPG snímač	37
7.3	A/D převod signálů do PC	38
7.3.1	Zpracování signálu v programu LabView a důležité části vytvořeného software.....	39
7.3.2	Front panel – uživatelský panel.....	40
8	Analýza a porovnání naměřených křivek EKG a PPG.....	41
8.1	Měření společnou elektrodou	41
8.1.1	Analýza signálů měřených v klidovém stavu.....	42
8.1.2	Analýza signálů měřených po zátěži	42
8.2	Výsledky analýzy	44
9	Závěr.....	45
	Zdroje	46
	Seznam obrázků	49
	Seznam tabulek	51
	Seznam příloh.....	52

Úvod

Cílem této práce je návrh a vývoj společné EKG/PPG elektrody. Jedinečnost této elektrody spočívá zejména ve spojení běžných EKG elektrod a reflexního fotopletysmografického senzoru, a také ve způsobu snímání EKG, které je provedeno pouze dvěma elektrodami.

Spojení těchto metod umožní snímat z jedné malé oblasti na těle elektrickou aktivitu srdce a zároveň vyšetřovat objemové změny, činnost a reaktivitu cév. Zmíněné parametry jsou důležitými hodnotami pro zdravotní stav člověka. Tento způsob snímání je primárně určen pro dlouhodobé monitorování, kde je hlavním požadavkem pohodlí pacienta.

Teoretická část práce se skládá ze čtyř hlavních kapitol. První kapitola zahrnuje téma elektrokardiografie, zde je uveden základní princip měření pomocí této metody, vznik elektrokardiografického signálu, základní typy svodů využívaných v EKG a elektrody pro snímání EKG. Dále teoretická část obsahuje kapitolu o fotopletysmografii, ta se věnuje především dvěma základním typům snímačů a místům pro snímání PPG. Další kapitola se zabývá popisem technických a biologických artefaktů. Poslední kapitolou je rešerše, ta byla vypracována z důvodů rozšíření teoretických znalostí a praktických poznatků k daným tématům.

Další částí, je část praktická, ta obsahuje kapitolu o návrhu a testování elektronických obvodů, kde jsou provedeny analýzy různých umístění snímačů na těle a vyhodnoceno nejvhodnější místo. Následuje kapitola realizace měřicího řetězce, která se zabývá výrobou DPS, výrobou prototypu společné EKG/PPG elektrody, A/D převodu měřených signálů, výrobou software pro filtraci a zobrazení signálu a analýzou snímaných křivek.

Výsledkem bude výroba jednoho společného zařízení, ke kterému bude připojena společná elektroda, díky které bude možné snímat EKG i PPG signály. Tyto signály se poté budou analyzovat a vzájemně porovnávat, což umožní vytvořit poměrně kvalitní detektor srdeční frekvence. Vytvořená konstrukce zaručí vyšší komfort a rychlost aplikace obou senzorů na tělo. Vyroběný prototyp může také sloužit k neinvazivnímu měření krevního tlaku.

1 Elektrokardiografie – EKG

Elektrokardiografie (EKG) je často využívanou metodou v kardiologii, pro měření a analýzu funkčnosti srdce. Využívá se nejen v klinických podmínkách, ale i při dlouhodobém monitorování srdeční činnosti, s využitím srdečních monitorů.

1.1 Elektrokardiograf

EKG je také zkratkou pro přístroj elektrokardiograf, ten se využívá k snímání a záznamu elektrické aktivity srdce v čase, tato aktivita je přirozeně generována lidským tělem. Detekce těchto signálů probíhá pomocí biopotenciálových elektrod připevněných na tělo pacienta. První zařízení tohoto typu vzniklo již v 19. století a od té doby se stále inovuje pro snímání i těch nejnižších napětí produkovaných lidským srdcem. Výsledky měření jsou zaznamenány na elektrokardiogram. [1]

1.2 Měření EKG

Signál EKG je snímán mezi páry elektrod umístěnými na různých částech lidského těla, teoreticky lze EKG snímat z jakékoliv části těla. Nicméně tyto signály mohou mít různé tvary a velikosti napěťových amplitud v závislosti na tom, kde přesně jsou elektrody umístěny, tímto je také ovlivněn vznik artefaktů při měření.

Jeden pár elektrod nazýváme svod. V klinických podmínkách se využívá běžných elektrod s použitím vodivého gelu, ten pomáhá vytvořit rozhraní mezi kůží a elektrodou. V ambulantních srdečních monitorech se využívá spíše elektrod suchých. Z EKG křivky pak lze vyčíst nejen srdeční poruchy např. ischemické změny myokardu, ale i srdeční frekvenci. Pro zjištění srdeční frekvence je dostatečná pouze detekce R vlny, a to pomocí dvou elektrod, avšak pro zjištění složitějších diagnóz, například přítomnosti infarktu myokardu je zapotřebí zapojení s větším počtem elektrod, tudíž je patrné, čím složitější a kvalitnější má být křivka EKG tím je nutný větší počet elektrod. Srdeční frekvence je dnes častou hodnotou, která je vyhodnocována při fyzické zátěži, toto nám umožňují různá nositelná zařízení, hodinky, prsteny apod. [1], [2], [3]

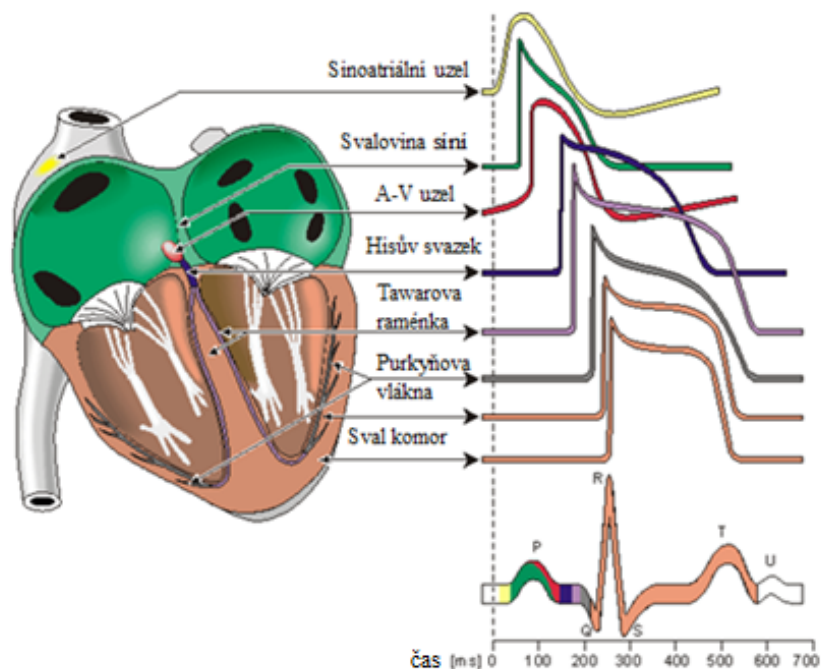
1.2.1 Vznik EKG signálu

Výhodou elektrického signálu, který produkuje myokard¹ je, že se dokáže šířit všemi směry do celého těla bez výraznějšího zeslabení a díky vodivosti lidského těla můžeme snímat signál i na jeho povrchu. Napěťová amplituda srdečních vzruchů se pohybuje v jednotkách až desítkách mV, což znamená, že je potřeba tyto signály dostatečně zesílit. Kontrakce myokardu je vyvolána v místě sinoatriálního (SA) uzlu, který leží v oblasti pravé předsíně, odtud se signál šíří myokardem dále. Prvotně vyvolaný impuls však nelze pomocí elektrokardiografu zaznamenat, a tak je první zaznamenanou vlnou, kterou můžeme na elektrokardiogramu vidět, vlna P. Tato vlna je následkem depolarizace² předsíní.

¹ Srdeční sval

² Obvykle prudká ztráta napětí na buněčné membráně

Repolarizace³ předsíní nelze rozpoznat, z důvodů zastínění daleko vyšším signálem pocházejícím od depolarizace komor, tento signál charakterizuje komorový komplex nazývaný QRS komplex, který se skládá ze tří kmitů Q, R a S. Vlna následující za QRS komplexem se nazývá T a značí repolarizaci komor, viz *Obrázek 1*. [3], [6], [7]



Obrázek 1 Elektrofyziologie srdce [13]

1.2.2 Svody a typy zapojení v EKG

V elektrokardiografii se běžně pro kvalitní záznam EKG využívají tři základní typy svodů Einthovenovy (končetinové), Goldbergovy (končetinové) a Willsonovy (hrudní). Standardním typem zapojení je 12 – svodové EKG, ke kterému je potřeba 9 elektrod, z toho 3 končetinové a 6 hrudních.

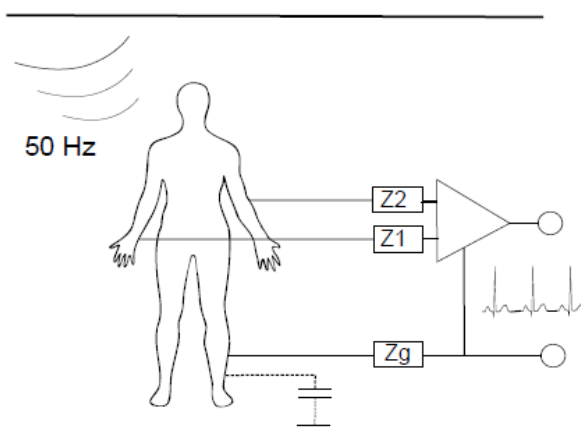
Existují dva základní typy zapojení elektrod, a to je bipolární a unipolární způsob. Při bipolárním zapojení jsou vždy obě elektrody aktivní a měřením se zjišťuje rozdíl potenciálů mezi těmito elektrodami. Naopak u unipolárního způsobu se jedná o typ zapojení, kdy je aktivní pouze jedna ze dvou elektrod a zjišťuje se potenciál jednoho místa (aktivní elektroda) oproti druhému (indiferentní⁴ elektroda). [5], [8]

³ Obnovení napětí polarizace na buněčné membráně

⁴ V tomto případě myšleno jako typ elektrody, která by měla mít neustále nulovou hodnotu

1.3 Elektrody pro snímání EKG

Pro dosažení spolehlivého měření bioelektrických signálů z těla hrají elektrody velmi významnou roli. Typický se měřicí systém pro záznam EKG skládá alespoň ze dvou biopotenciálových elektrod, nebo více elektrod připojených na přístrojový zesilovač, viz *Obrázek 2*. U zapojení se dvěma elektrodami se využívá třetí elektroda, která slouží jako zemní, dnes už však existují i zapojení, kde se zemní elektroda úplně vynechává a měření probíhá jen pomocí 2 elektrod. [1], [2]



Obrázek 2 Zapojení 2 elektrod + zemní elektroda [1]

1.3.1 Tělo jako vodič

Lidské tělo je vodičem 2. řádu, je tvořeno z 50 % vodou, dokáže tedy vést elektrický proud za pomoci volných iontů. Ionty jsou částice větší než elektrony a mají menší pohyblivost, a proto je jejich vodivost elektrického proudu nižší než u kovů, což jsou vodiče 1. řádu. [4], [11]

1.3.2 Suché elektrody

Suché elektrody jsou takové, které jsou využívány bez vodivého gelu a bez přípravy pokožky pro měření. Zesilovače obsažené v elektrodě mají velmi vysokou impedanci. Jsou využívány u měření při fyzické zátěži a u dlouhodobého monitorování. Nejsou však využívány v klinických podmínkách. Největším problémem těchto elektrod jsou pohybové artefakty. Mohou být vyrobeny z kovů, keramických materiálů nebo flexibilní gumy či pěny. Rozdělují se na suché izolované a suché neizolované elektrody. Suché, neizolované mají s kůží elektrický kontakt (chybí vrstva elektrolytu). Suché izolované elektrody jsou ve své podstatě kondenzátorem, který se skládá z elektrody pokryté vrstvou dielektrika⁵, a tímto dielektrikem jsou přiloženy na kůži. [1], [2], [4]

1.3.2.1 Kapacitní elektrody (suché izolované elektrody)

Snímání pomocí kapacitních elektrod může být zcela nenápadné, jelikož je u tohoto typu elektrod odstraněno rozhraní kůže – elektroda. Vznikají zde však jiné zdroje rušení měřeného signálu např.

⁵ Izolant, jenž má schopnost být polarizován

statická elektřina. Tyto elektrody pracují na principu registrování posuvného proudu namísto galvanického kontaktu. Velikost impedance na vstupu zesilovače by mělo dosahovat rozsahu až jednotky $G\Omega$. [1], [2]

1.3.3 Vlastnosti elektrod

Při snímání EKG je potřeba dbát i na vlastnosti použitých elektrod. Důležitou vlastností je impedance, u které chceme dosahovat co nejnižších hodnot. Tuto vlastnost můžeme ovlivnit využitím elektrod 2. druhu (např. Ag / AgCl), elektrody z toho materiálu mnohem méně podléhají polarizaci při nízkých kmitočtech, dále tuto vlastnost ovlivňuje také velikost plochy daných elektrod, čím větší plocha, tím nižší impedance. Co nejnižší impedanci nepožadujeme pouze u elektrod, ale i u lidské tkáně, toho docílíme pomocí využitím vodivých gelů, past apod. Zapotřebí je také čistota ploch elektrod, pokud jsou znečištěny, může to mít vliv i na zvýšenou impedanci. [12], [13]

1.4 Detekce srdeční frekvence

Jak v rámci dlouhodobého monitorování, tak i diagnostického snímání je srdeční frekvence důležitou veličinou, ze které lze zjišťovat různé změny v krevním oběhu, a další informace o srdeční činnosti. Srdeční frekvenci můžeme vyhodnocovat více metodami například z EKG signálu, kdy dochází ke změnám elektrické aktivity srdce a detekci R – R intervalu, dále pomocí PPG signálu, kde se při změnách v oběhovém systému mění i objem tkáně nebo akustického signálu, z impedančních směn apod. v této práci je využito vyhodnocení z EKG a PPG.

Tuto veličinu můžeme vyhodnocovat v mnoha případech. Před a po fyzické zátěži, ránu v klidovém stavu, během každodenních činností, tyto situace nám poté při vyhodnocení pomáhají určit trénovanost a zdravotní stav člověka. Z těchto důvodů jsou vyvíjeny různá nositelná zařízení, jako hodinky, náramky, prstýnky apod. Tyto zařízení se stávají velmi moderními, jelikož jsou navrhovány pro komfort člověka. Snímání pomocí těchto zařízení nedosahuje takové kvality jako při standardním EKG, ale i tak nachází své uplatnění v medicíně i komerčním využití.

2 Fotopletysmografie – PPG

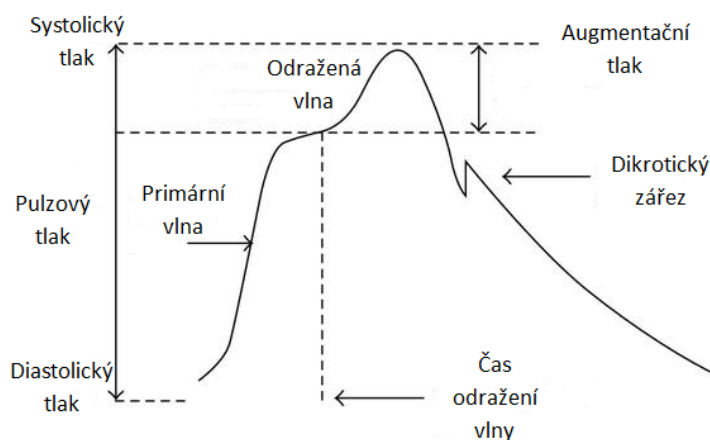
Díky fotopletysmografii vyšetřujeme převážně objemové měření průtoku krve (např. při ateroskleróze), dále se vyšetřuje i tepová frekvence. Naměřené křivky mohou být porovnávány s EKG, pro lepší analýzu činnosti srdce. [4]

Princip metody se zakládá na průchodu světla kapilárním řečištěm. Díky elasticitě arteriální soustavy a činnosti srdce se mění objemy kapilár, což způsobuje změnu v absorpci, odrazu a rozptylu světla. Tento způsob vyšetření má však jednu velkou nevýhodu, a tou je náchylnost a citlivost senzorů na pohyb, toto vede ke vzniku pohybových artefaktů. Optoelektronický snímač, který dané změny v krvi vyhodnocuje, nesmí být citlivý na změny nasycení krve kyslíkem. Způsobem jak potlačit tento efekt je použití zdroje světla, které pracuje v oblasti infračerveného záření, to se pohybuje v okolí vlnové délky 940 nm. Proto se pro toto měření využívá infračervená LED dioda, která má možnost nastavení takovéto vlnové délky. Detektor musí obsahovat prvky, které jsou dostatečně citlivé na infračervené oblasti, jako jsou fototranzistory nebo fotodiody. [4], [9], [10]

2.1 Pulzová vlna

V okamžiku vypuzení krve při probíhající srdeční systole dochází ke zrychlení proudění tepenné krve, což způsobuje napnutí arteriální stěny. Rychlost pulzové vlny se s rostoucím věkem zvyšuje, jelikož je ovlivněna tlakovým gradientem a viskozitou. Tepenný tlak nikdy neklesá k 0. Existuje pulzová vlna centrální (primární vlna) a periferní (odražená vlna).

Křivka aortické pulzní vlny, systolický a diastolický tlak jsou maximální a minimální amplitudy signálu. Augmentační tlak vzniká přidáním odražené vlny k primární vlně, definuje jej augmentační index, což je poměr odražené a primární tlakové vlny. Dikrotický zářez prezentuje dolů orientovaný hrot na sestupném rameni, odpovídá uzavěru aortálních chlopní a je využit pro výpočet délky vypuzení. Čas odražení vlny se určí jako počáteční čas vypuzení do počátku odražené vlny, viz *Obrázek 3*. [3], [14]



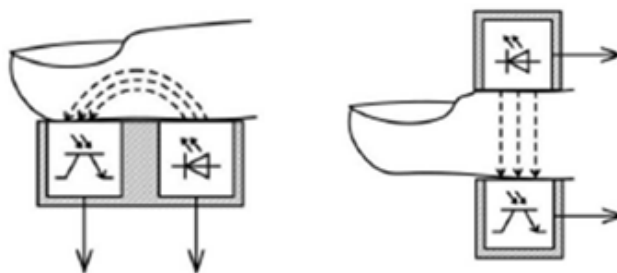
Obrázek 3 Pulzová vlna [14]

2.2 PPG – transmisní

Transmisní PPG využívá fotoelektrický pleťsmograf. Princip metody spočívá v průchodu světelných paprsků tkání. Ze světelného zdroje, který je umístěn na jedné straně prstu, jsou vysílány paprsky do tkáně. Na druhé straně prstu se nachází snímač – fototranzistor, díky kterému je možno paprsky prošlé tkání zaznamenat. Při diastole je pohlceno menší množství paprsků, a tak jich projde k fototranzistoru větší množství než při systole. [4]

2.3 PPG – reflexní

U tohoto typu fotopleťsmografie se využívá oproti transmisnímu PPG, měření množství odraženého světla. I zde závisí množství paprsků odražených od tkáně na množství krve v tkáni. Metodu můžeme využít teoreticky na kteroukoliv část těla, avšak paprsek do tkáně prostupuje přibližně jen 0,5 cm, což může způsobit, že při libovolném pohybu kůže může reflexní pleťsmograf ztratit kontakt s kůží, a to způsobí neprostoupení paprsků k fototranzistoru nebo fotodiodě a vznikne tím artefakt. [4], [10]



Obrázek 4 Reflexní a transmisní typ PPG snímače [4]

2.4 Místa pro snímání PPG

Pro snímání PPG při dlouhodobém monitorování je vhodnější reflexní typ snímače, jelikož má nižší citlivost na pohybové artefakty. V porovnání s transmisním snímačem má mnohem větší šanci pro zachycení emitovaného světla. Hlavní nevýhodou transmisního snímače je, že má omezení pro aplikaci pouze na periferní části těla, jako jsou prsty na ruce a nohách nebo ušní lalůčky. Oproti tomu reflexní typ snímače může být aplikován kdekoli na lidském těle. Nejvhodnější místo na těle pro snímání PPG je však čelo, jelikož bylo prokázáno, že signál má zde nejvyšší amplitudu a je zde nejnižší citlivost na pohybové artefakty, signál snímáný z čela má velmi podobnou amplitudu jak v klidových podmínkách, tak i při pohybu. Bohužel při celodenním snímání je umístění snímače na čele poněkud nevhodné. [9]

3 Artefakty

V lékařské diagnostické technice se při měření různých biosignálů může objevit chybně vzniklá část záznamu tzv. artefakt. Ten nemá fyziologický původ vzniku ve vyšetřovaném orgánu. Tyto artefakty mohou být technické a biologické. Převážně u dlouhodobého monitorování je vznik artefaktů velmi četný, tudíž se snažíme je co nejvíce redukovat pomocí filtrů atp. [4], [11]

3.1 Technické artefakty

Jsou přítomny převážně při zpracovávání bioelektrických signálů např.

- elektrostatické potenciály – mohou vznikat vlivem špatného kontaktu elektrody s kůží, změnami zásobení tkáně kyslíkem, či změnou jejího prokrvení, dále při elektrostatických výbojích
- rušení elektrorozvodnou sítí – nazývané také síťový brum, způsobený vazbou mezi tělem vyšetřovaného a jeho okolím atd., můžeme jej eliminovat pomocí filtrace
- rušivá elektromagnetická pole – při měření biomagnetických signálů
- šum elektronických prvků a obvodů
- impulsní rušivé signály

další typy artefaktů se liší podle jednotlivých vyšetřovacích metod. U neelektrických signálů se často projevují biologické artefakty (pohybové, které vznikají vzájemným vlivem různých orgánů), nebo artefakty ovlivněné biologickými rytmy.

3.2 Biologické artefakty

Pokud pohybujeme rozhraním elektroda – elektrolyt, dojde k porušení na rozhraní vytvořené dvouvrstvy elektrického náboje. Koncentrace iontů se změní a tím způsobí dočasnou změnu půlčlánkového potenciálu, z tohoto stavu vzniká chyba měření tzv. pohybový artefakt.

Další artefakty se mohou tvořit při vzájemném vlivu různých orgánů, u EKG je to konkrétně dýchací pohyb. [4]

4 Rešerše

4.1 Východiska rešerše

Elektrokardiografie (EKG) a fotopletysmografie (PPG) jsou základní vyšetřovací metody používané ve zdravotnictví. Jak EKG, tak i PPG jsou metodami neinvazivními. Princip EKG spočívá ve snímání elektrické aktivity srdce a výsledkem tohoto snímání je grafický záznam – elektrokardiogram. PPG je jednou z hlavních měřících metod pletysmografie, při vyhodnocení tohoto měření vycházíme opět, podobně jako u EKG, z grafického záznamu – fotopletysmogramu. Hlavní funkcí PPG je objemové měření průtoku krve (např. při ateroskleróze, kdy je lze podle propustnosti cév odvodit jejich tuhost), další jeho funkcí je vyhodnocování tepové frekvence.

Rešerše byla uskutečněna pomocí zdrojů vědecké databáze ScienceDirect a digitální knihovny IEEEExplore.

4.2 Předpokládané výsledky rešerše

Níže je uvedeno shrnutí publikací týkajících se problémů, jako jsou materiály, tvar a umístění EKG elektrod, dále představení nového typu reflexního PPG snímače a výčet jeho kladů a záporů.

Z odborných publikací je patrné, že se mnozí odborníci snaží o zdokonalení těchto vyšetřovacích metod, a to jak po stránce technické, nebo ze strany komfortu pacienta při zaznamenávání signálu.

Mezi nejdůležitější faktory, ovlivňující výslednou kvalitu měřeného signálu EKG patří umístění elektrod na těle a tvar těchto elektrod. Velmi velkou nevýhodou tohoto měření je jeho závislost na pohybu snímané osoby, což vyžaduje, aby člověk setrval v klidovém stavu. V případě použití reflexního snímače u PPG je největší nevýhodou nedostatečné prosvícení tkáně, což lze ovlivnit větší intenzitou světelného záření použité LED diody.

Cílem rešerše bylo seznámit se s principem obou vyšetřovacích metod a konstrukcí jak EKG elektrod, tak PPG snímačů.

Název: Development of a Reflective PPG Signal Sensor

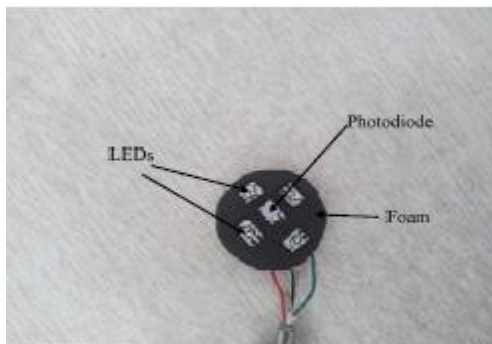
Autoři: Fulai Peng, Weidong Wang, Hongyun Liu

Publikováno: 2014 7th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI 2014)

V tomto článku byl uveden nový prototyp reflexního PPG senzoru. Pro toto experimentální měření byla použita metoda simulace Monte Carlo (třída algoritmů pro simulaci systémů, typicky využívaná pro výpočet integrálů, zejména vícerozměrných).

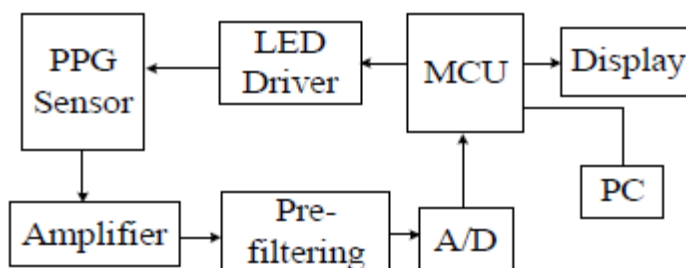
Pro dosažení vysoké efektivity byl signál snímán z 5 různých míst na lidském těle, a to z hrudi, čela, dlaně, zápěstí ze strany radiální tepny a zadní strany zápěstí.

Prototyp reflexního PPG senzoru je složen z fotodiody umístěné ve středu snímače, a ve vzdálenosti cca 0,3–0,4 cm je obklopen 4 LED diodami s vlnovou délkou 660/940 nm. Pro toto měření byla použita vlnová délka 940 nm. Místo mezi diodami vyplňuje černá pěna, viz *Obrázek 5*.



Obrázek 5 Prototyp reflexního PPG senzoru [15]

Při tvorbě vzorkovacího modulu byl použit nový integrovaný čip, který dokáže efektivně eliminovat vznik tepelného šumu.



Obrázek 6 Blokové schéma vzorkovacího modulu [15]

Reflexní PPG senzor byl navržen tak, aby při správné metodě simulace a správném optickém nastavení dokázal zobrazit velmi kvalitní signály ze všech měřených míst (kromě hrudníku). Oblast hrudi byla velmi ovlivněna dýcháním, což způsobilo nepřesnosti v signálu.

Nevýhoda v senzoru je, že při snímání u obézních pacientů by tloušťka tkáně mohla vést k nepřesnostem naměřených signálů. Řešením by bylo zvýšení intenzity světla, nebo zesilovacího činitele. Jinak se PPG senzor ukázal pro tyto účely jako vysoce účinný. [15]

Z článku jsou patrné výhody tohoto prototypu, dokáže snímat signál velmi přesně, proto bych se mohla tímto senzorem inspirovat při tvorbě PPG senzoru. Velkou nevýhodou zůstává nepřesnost při měření v oblasti hrudi, avšak při snímání z čela lze velmi dobře zamezit pohybové artefakty.

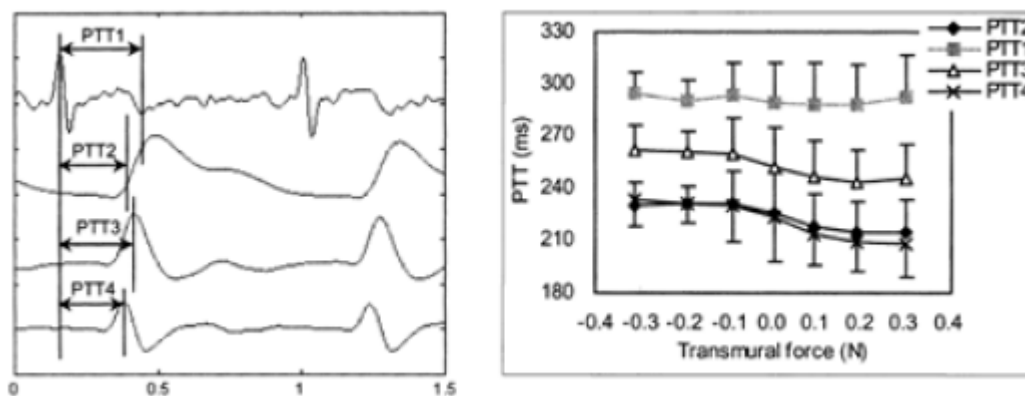
Název: Study on the Effect of Contacting Force on Pulse Transit Time

Autoři: F. Teng', Carmen C. Y. Poon¹, C. Zhang² and Y. T. Zhang'

Publikováno: IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors (ISSS-MD)

Cílem této studie bylo porovnat vliv různých kontaktních sil při měření PTT (pulse transit time). Při testování byla použita síla o hodnotách nižších než 0,5 N, při rozsahu 0,1–0,5 N, jelikož v přechodných studiích bylo zjištěno, že u přirozené aplikace senzoru na prst se působící kontaktní síla pohybuje do této hranice.

Pro tuto studii byly použity 4 záznamy PTT, a to EKG, PPG, dále první a druhá derivace pulsní vlny. Délku časových intervalů označených jako PTT1, PTT2, PTT3 a PTT4 měření můžeme vidět, viz *Obrázek 7*.



Obrázek 7 Zleva graf 4 typů záznamů, vpravo závislost transmurní síly na PTT [16]

Z důvodu velké citlivosti PPG snímače na pohyb, nebývají na maximální a minimální hranici signálu hodnoty přesné, a proto bylo využito bodů umístěných v 90 % a 10 % signálu.

Z výsledků měření, bylo zjištěno, že koeficientní odchylka byla menší než 2 %, pohybovala se mezi hranicemi 1,39 % a 1,92 %, což v průměru činilo méně než 5 s. U PTT, PTT2 a PTT4 byla naměřena odchylka vyšší než u PTT1 a PTT3, což znamená, že PTT měřená z minimální hranice signálu vykazuje větší kolísání.

Dále bylo zjištěno, že při nárůstu kontaktní síly rychlost PTT stoupá, a to do té doby než transmurní tlak dosáhne nulové hodnoty, poté je hodnota PTT ustálena. [16]

Při řešení mé bakalářské práce se musím zaměřit nejen na samotnou konstrukci elektrody, ale také na konstrukční řešení snímače a velikost jeho kontaktní síly při umístování. Dále je důležité zajistit stabilitu elektrody při měření, tzn. klidový stav pacienta.

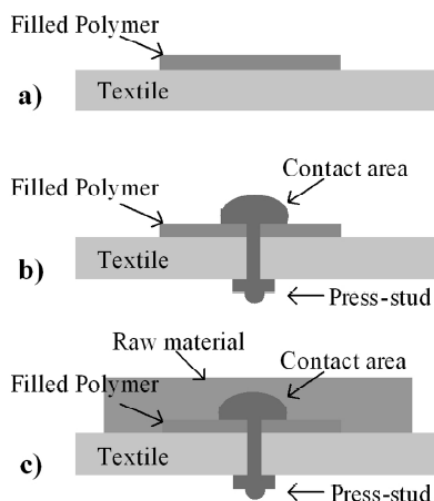
Název: Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring

Autoři: Klaus-Peter Hoffmann, *IEEE Member*, and Roman Ruff

Publikováno: Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007

V tomto článku autoři představují novou generaci suchých elektrod, kdy je díky použitému materiálu povrchu elektrod možno snímat signál i bez vodivého gelu. Povrch elektrod je vyroben z materiálu IBMT (klinicky schválená látka v rámci polysiloxanu, přesněji katalyzovaná platina (Pt), která je pokryta vodivými nanočásticemi).

Elektrody byly testovány z hlediska biokompatibility, kvality přenosu signálu a zpracování těchto elektrod do speciálního funkčního oblečení, které bylo vyrobeno z vodivých šicích nití. Výsledky testu ukázaly, že se elektrody řadí do nejnižší kategorie dráždivé odezvy, přičemž kvalita signálu odpovídala kvalitě signálu pořízeného běžnými typy elektrod. Dále bylo zjištěno, že při správném zpracování elektrod do funkčního oblečení, je možno získat kvalitní signál i při dlouhodobém nošení.



Obrázek 8 Složení elektrody [17]

Výhodou těchto elektrod je možnost jejich aplikace bez vodivého gelu, což usnadňuje člověku manipulaci s těmito elektrodami. Materiál, ze kterého jsou elektrody vyrobeny, tak vyřešil hlavní problém s vysycháním gelu. Zdá se tak, že použití IBMT materiálu je vhodným krokem nejen k měření EKG ale i EMG, kde elektrody snímají povrchový signál a lze díky nim ovládat i protézu. Pro telemonitoring se tedy zdá tento druh materiálu ideálním. [17]

Aplikace vodivého gelu by mohla způsobit nepřesnosti měření PPG, proto bych pro realizaci elektrody v mé bakalářské práci zvolila suchý typ elektrod.

Název: Long-Term Characterization of Electrode Materials for Surface Electrodes in Biopotential Recording

Autoři: Klaus-Peter Hoffmann, Roman Ruff, and Wigand Poppendieck

Publikováno: Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006

Tento článek se zabývá testováním povrchových vlastností elektrod. Při samotném měření je důležitá dlouhodobá stabilita snímání signálu. Autoři po dobu deseti dnů testovali elektrody při monitorování vitálních funkcí člověka.

Bylo testováno 16 typů materiálů pro výrobu elektrod, které byly rozděleny do 5 skupin podle elektrochemického chování. Polarizovatelné kovy (stříbro, zlato, platina, iridium), nepolarizovatelné kovy (pozinkované Ag/AgCl, černá platina), kovy potažené polymerem, vodivá polymerová pasta (stříbro, uhlík) a polysiloxany s nanočásticemi (stříbro, uhlík). Měření bylo provedeno ve frekvenčním rozsahu 0,1–100 kHz při napětí 50 mV. Materiály byly testovány při konstantní teplotě v elektromagnetickém prostředí, aby nedošlo k ovlivnění výsledků vodivosti. Naměřená data byla zhodnocena podle impedance po dobu jedné měřicí periody.

Při zpracování výsledků bylo prokázáno, že absolutní hodnota impedance se snižuje s rostoucí frekvencí, kde jsou zobrazeny výsledky porovnávání materiálů. Pro nižší frekvence byla zaznamenána největší impedance u polysiloxanových materiálů s nanočásticemi, a naopak nejmenší impedance u kovů potažených polymerem.

Z výsledků vyplývá, že elektrochemická stabilita závisí na typu použitého materiálu. Impedance elektrod prvních pár dnů rostla, avšak po počátečním vzestupu se hodnota ustálila. Hodnota impedance je pro dlouhodobé snímání biosignálů důležitým faktorem a jako nejlepším materiálem se pro toto použití jeví kovy potažené polymerem. [18]

Nutnost použití vodivého gelu u těchto typů elektrod, by mohlo způsobovat problém při snímání PPG při realizaci mé bakalářské práce. Tudíž by nebyly pro mou práci vhodné.

Název: Effect of Change in Intensity of Infrared LED on a Photoplethysmogram

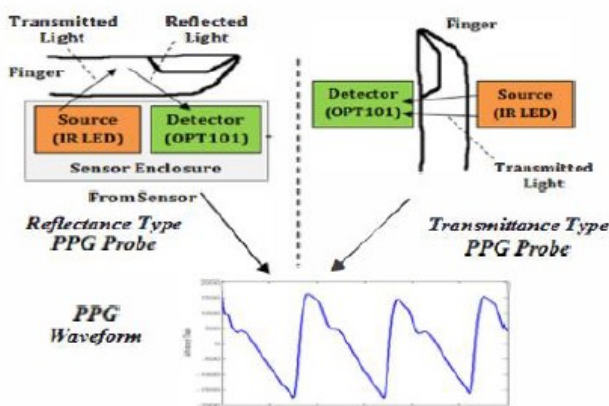
Autoři: Revati Shriram, M. Sundhararajan and Nivedita Daimiwai

Publikováno: International Conference on Communication and Signal Processing, April 3-5, 2014, India

Tento článek se zabývá vlivem změny intenzity infračervené LED diody, která je součástí senzoru PPG.

U této metody zaznamenávání PPG bylo na kůži vyzařováno infračervené světlo, kdy bylo více či méně světla pohlceno v závislosti na objemu krve. Pro měření byl použit reflexní typ PPG senzoru,

který má zdroj světla a snímač umístěn na stejné straně prstu a využívá tak odrazivosti světla tkání, oproti typu transmisního senzoru, který je založen na průchodu světelných paprsků tkání.



Obrázek 9 Dva typy PPG senzoru [19]

Při experimentu bylo měřeno maximální napětí PPG křivky, pro různé změny intenzity světla. Jako zdroj byla použita IR LED (infráčervená LED), o průměru 5 mm s vlnovou délkou 860 nm, napájecí napětí 12 V, a měnící se proud v rozsahu 2–36 mA. Pro detekci záznamu byl použit detektor OPT 101, (monolitická fotodioda se zabudovaným transimpedančním zesilovačem). Změna výstupního napětí fotodiody byla způsobena změnou v odraženém světle. Při snižování intenzity zdroje světla bylo zaznamenáno i snížení pronikání světla do lidské tkáně. Při nižší intenzitě je důležité, aby byla vzdálenost mezi zdrojem a detektorem kratší. Ve chvíli, kdy hodnota proudu dosahovala 36 mA, byla hodnota vrcholu napětí 480 mV, při snížení na 8 mA se snížila i hodnota napětí na 350 mV.

Z článku bylo zjištěno, že pro dosažení dobrých výsledků je podstatná barva LED, průměr LED, vlnová délka světla a intenzita, provozu LED diody. Použití infráčervené LED s vlnovou délkou 860 nm poskytuje vrchol spektrální reakce a tudíž penetrace do lidské kůže je vyšší než u vlnových délek ostatních světél.

Vyvinutý systém by měl být použit pro laboratorní měření.

[19]

Název: Electrocardiographic artifacts due to electrode misplacement and their frequency in different clinical settings

Autoři: Alain Rudiger, Jens P. Hellermann, Raphael Mukherjee, Ferenc Follath, Juraj Turina

Publikováno: American Journal of Emergency Medicine (2007) 25, 174–178

Cílem autorů této studie byla detekce četnosti artefaktů, vzniklých díky záměně měřících elektrod, při měření EKG. Studie byla tzv. zaslepená (kliničtí pracovníci nevěděli o záměru studie) a probíhala ve 2 odlišných klinických prostředích, prvním bylo kardiologické oddělení a druhým jednotka intenzivní péče – JIP.

Autoři analyzovali celkem 838 EKG záznamů, kdy identifikovali 37 chybně zaznamenaných EKG, kvůli zaměněným elektrodám. Četnost záměny elektrod byla u obou pracovišť odlišná, u prvního pracoviště to bylo pod 1 % a u druhého hodnota vzrostla na 4 %. Tento fakt se dá vysvětlit tím, že pracovníci z kardiologického oddělení mají mnohem větší zkušenosti s měřením a klid pro umístěním EKG elektrod, oproti pracovníkům na oddělení JIP. Na oddělení JIP často artefakty nejsou zahrnuty do konečné zprávy.

Studie prokázala, že chyby v záměně elektrod nastávají, a to převážně na pracovištích intenzivní péče, kdy se četnost záměny a tudíž i artefaktů zvyšuje se stresovými situacemi.

Pro maximální snížení výskytu artefaktů způsobených záměnou elektrod, by měly být elektrody jasněji označeny a personál by měl být více proškolen, pro profesionálnější manipulaci s elektrodami. Automatický analyzátor dokáže tyto artefakty rozeznat jen ve velmi malém počtu případů. Autoři nebyli schopni analyzovat přesnou četnost výskytu záměny elektrod a jejich artefaktů. [20]

Artefakty jsou velmi nepříjemnou součástí měření biologických signálů, je proto důležité jejich vznik, co nejlépe odstranit a to i tím, že se budou elektrody lépe označovat.

Název: Blood pressure estimation from pulse wave velocity measured on the chest

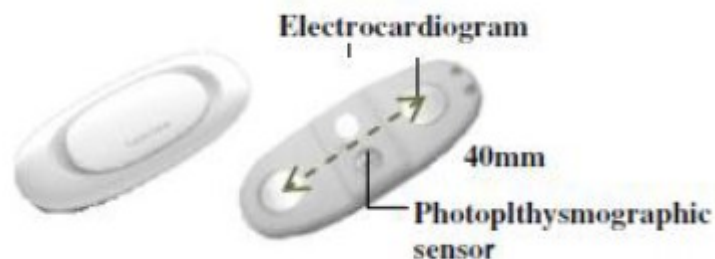
Autoři: Sawa Puke, Takuji Suzuki, Kanako Nakayama, Hirokazu Tanaka, Shigenobu Minami

Publikováno: 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS Osaka, Japan, 3 - 7 July, 2013

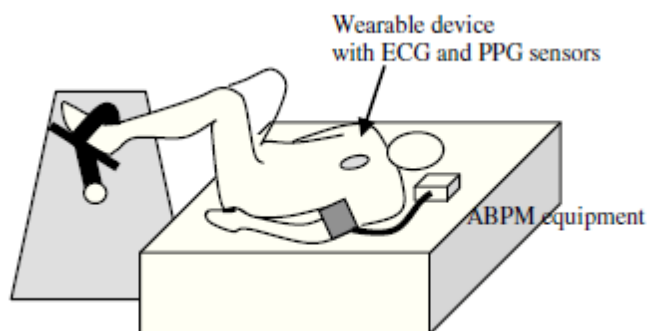
V tomto článku autoři vyvinuli prototyp malého nositelného zařízení, které je sestaveno z EKG a zároveň PPG senzoru.

Toto zařízení mělo za účel odhadovat krevní tlak na základě PTT – tranzitu pulsní vlny, zařízení bylo umístěno na hrudi a bylo určeno pro dlouhodobé monitorování.

Zařízení je složeno ze dvou kovových elektrod, které jsou od sebe umístěny ve vzdálenosti 30 mm a detekují rozdíl elektrických potenciálů na povrchu těla. Zesílení EKG je buďto 1360 nebo 2380 a ve vnitřním okruhu je umístěn filtr typu dolní propust, který má frekvenci 17 Hz. Mezi elektrodami je umístěn reflexní typ PPG snímače, který obsahuje zelené světlo, které se uvádí jako méně ovlivnitelné tkání a žilami než světlo infračervené. Vzorkovací frekvence je 256 Hz. Elektrody jsou umístěny podél trupu hrudi pod dutinou hrdla. Toto uspořádání je vhodnější jelikož EKG signály jsou méně ovlivněny myoelektrickými signály prsního svalu. Zařízení je připevněno ke kůži s aplikací vodivého gelu.



Obrázek 10 Rozmístění elektrod a snímače v zařízení [21]



Obrázek 11 Poloha pro testování zařízení [21]

Výsledky dokázaly, že tento systém je schopen snímat změny krevního tlaku. Avšak stále existují problémy, které brání tomuto zařízení vyrovnat se plnohodnotnému monitoru krevního tlaku. Zlepšení odhadu krevního tlaku by mohl napomocť lepší způsob detekce v signálu PPG, dále přesnější vzorkovací frekvence, pro zjištění časových změn při odhadu krevního tlaku. [21]

Pro mou bakalářskou práci může být tento článek inspirací, jelikož zařízení obsahuje jak EKG, tak PPG senzor, což je i záměrem mé práce. Inspirovat bych se mohla při rozmisťování senzoru i elektrody v zařízení.

Název: Fabrication of Reflectance Pulse Oximeter with Ring-Shaped Photodiode

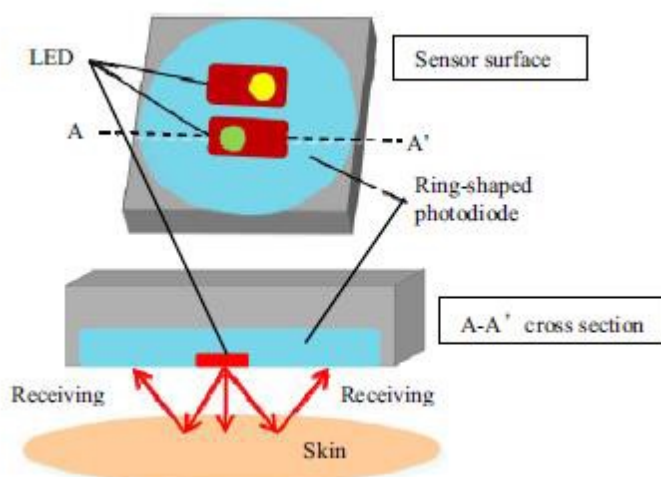
Autoři: Masahide Kano, Yota Sato, Kensuke Kanda, Takayuki Fujita, Kazusuke Maenaka

Publikováno: 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics

Tato studie se sestává z návrhu reflexního typu pulsního oxymetru s kruhově tvarované fotodiody, pro stabilní detekci emitovaných světél. Autoři dále popisují vývoj a účinnost tohoto nového typu senzoru, tento senzor se využívá v PPG.

Oproti normálnímu tvaru fotodiody může tento senzor přijímat emitované světlo ve všech směrech, jelikož fotodioda je kruhového tvaru a obklopuje LED diody. Tento typ senzoru není tolik citlivý na změnu měřícího bodu a zároveň redukuje pohybový šum. Senzor obsahuje jak červenou, tak

i infračervenou LED, jelikož měření SpO₂ (měření nasycení krve kyslíkem) vyžaduje oba typy diod. Přijímací oblast fotodiody je 5 mm². Velikost LED diod je 190 × 300 × 295 μm³, vlnová délka světla je pro IR LED 820 nm a pro červenou LED 650 nm. Prstencová fotodioda byla vyrobena polovodičovými procesy a LED diody byly namontovány přímo do fotodiody, viz *Obrázek 12*. Velikost celého snímače je 4 × 4 mm².



Obrázek 12 Návrh reflexního PPG senzoru [22]

Autoři díky vhodné postřikové vrstvě destiček senzoru, které měly nerovnou strukturu, úspěšně vyvinuli nový prototyp pulsního oxymetru. Do budoucna budou odborníci toto zařízení testovat a plánují přidat zesilovač a filtr a dovést toto zařízení do tovární výroby. [22]

Článek mě přivedl na myšlenku k mé bakalářské práci, kde bych mohla využít technický potenciál této prstencové fotodiody. EKG elektroda by mohla obsahovat kruhový proužek fotodiody pro zachycení emitovaného světla.

Název: The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography

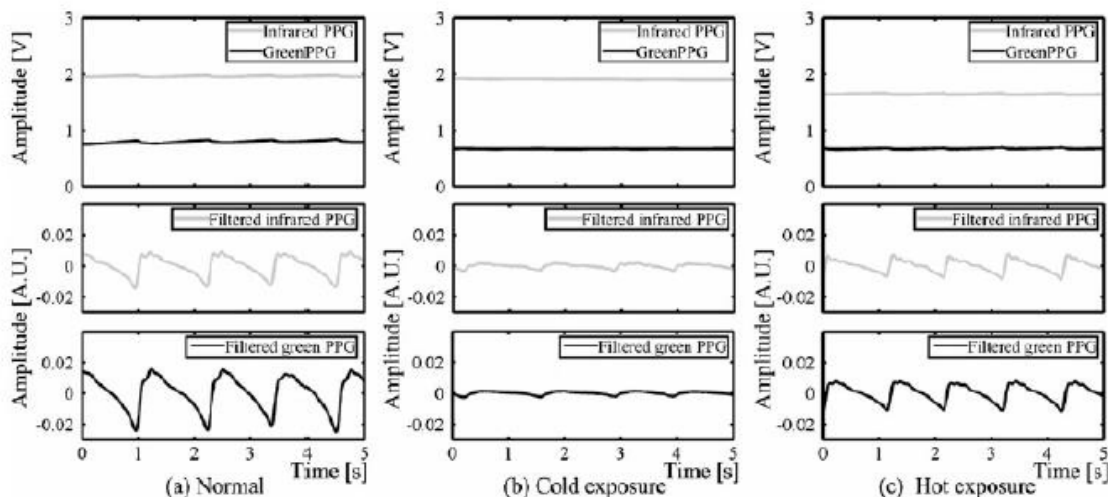
Autoři: Yuka Maeda & Masaki Sekine & Toshiyo Tamura

Publikováno: Journal of Medical Systems[online]. 2010, 35(5): 829-834 [cit. 2015-06-28]

Autoři v tomto článku porovnávají parametry zeleného světla v reflexním snímači PPG oproti světlu infračervenému. PPG signál se skládá z AC a DC složek. AC složkou je myšlen každý úder srdce a DC složkou je myšleno odražené a rozptýlené světlo z arteriální, žilní a tkáňové vrstvy. Zelené i infračervené světlo byly testovány v různých prostředích.

DC složka je hlavní složkou signálu PPG, tato složka má mnohem větší vliv na signál získaný pomocí infračerveného světla z důvodů že infračervené světlo ozáří větší objem tkáně. Dále má infračervené světlo velkou hloubku průniku, v porovnání s hloubkou penetrace zeleného světla. Průchod světla tkání také závisí na teplotách, s kterými se mění i AC a DC složky. Byly zkoumány změny signálu PPG v prostředí za použití dvou různých vlnových délek, viz *Obrázek 13*.

Při experimentu byly použity zelená dioda s vlnovou délkou 525 nm a infračervená s vlnovou délkou 880 nm, detektory měly dané hodnoty maximální citlivosti, u zelené diody 560 nm a u infračervené 880 nm. První byl měřen signál bez filtrace pro získání DC složky, poté se signál přefiltroval a zesílil pro dosažení složky AC. Snímače byly umístěny na prstech, které byly postupně zahřívány a chlazeny.



Obrázek 13 Příklady PPG signálu v normální, chladném a horkém prostředí [23]

Výsledky prokázaly, že měření pomocí zeleného světla má velké výhody v tom, že díky němu lze měřit tepovou frekvenci v odlišných prostředích. Kratší vlnová délka zeleného světla působí do menší hloubky tkáně, ale díky tomu signál PPG obsahuje méně proměnných faktorů, než světlo infračervené. Průnik a rozptyl hlouběji do tkáně totiž obsahují mnohem složitější signál. Zelené světlo má tudíž výhody v měření tepové frekvence oproti infračervenému a může být používáno v praxi. [23]

Tato studie sice dokázala, že zelené světlo má při měření tepové frekvence výhody, avšak společná EKG/PPG elektroda v mé bakalářské práci by měla dokázat měřit nejen tepovou frekvenci, a tudíž se mi jeví zelené světlo pro mou práci jako nevhodné.

4.3 Výsledky rešerše

Výsledky rešerše poukazují na nedokonalosti obou vyšetřovacích metod EKG i PPG. Odborníci se neustále snaží o vývoj nevhodnějších materiálů pro tyto elektrody i snímače. Ukazuje se, že spojením EKG a PPG vzniká důmyslnější systém měření, než je již standardně zaveden.

Velkou otázkou jsou typy materiálů, kterými mohou být elektrody potaženy. Vyskytuje se zde i problém, zda suché elektrody, které nepotřebují k implementaci vodivý gel, dokáží snímat signál tak přesně, jako elektrody standardní, a pokud ne, jak dosáhnout tohoto cíle. Pro dlouhodobé měření jsou suché elektrody mnohem vhodnější. Samozřejmě by bylo nejvhodnější použití elektrod bezdrátových, které však ještě v dnešní době nejsou na takové úrovni, jak by se požadovalo.

Snímání objemu krve pomocí PPG snímače se stává velmi populární metodou, která dokáže určit průchodnost cév, objemové změny orgánů a tepovou frekvenci. Vědci stále pracují na reflexním typu snímače, který zatím nedokáže prostupovat příliš hluboko do tkáně, což se zdá jako zásadní problém. Některé výsledky však ukázaly, že z této situace existují východiska v podobě změny intenzity emitovaného světla z LED diod apod. Důležitou otázkou je kontaktní síla, která působí na povrch kůže po připevnění senzoru, což může značně ovlivnit hodnoty signálu.

Při snímání EKG i PPG se v krátkodobém intervalu neobjevují takové problémy, jako při monitorování dlouhodobém, kde se člověk nenachází stále v klidové poloze a provozuje každodenní činnosti. V dnešní době se odborníci snaží pomocí studií a výzkumů vytvořit nejlepší možné podmínky pro pohodlí pacienta při dlouhodobém monitorování a pro zachování přesných výsledků.

Pro tuto bakalářskou práci byla tato rešerše přínosem hlavně v rámci porovnání metod EKG a PPG a technického řešení těchto metod v praxi. Dále také zjištění, že zde existuje možnost neinvazivního měření krevního tlaku pomocí sloučení těchto metod.

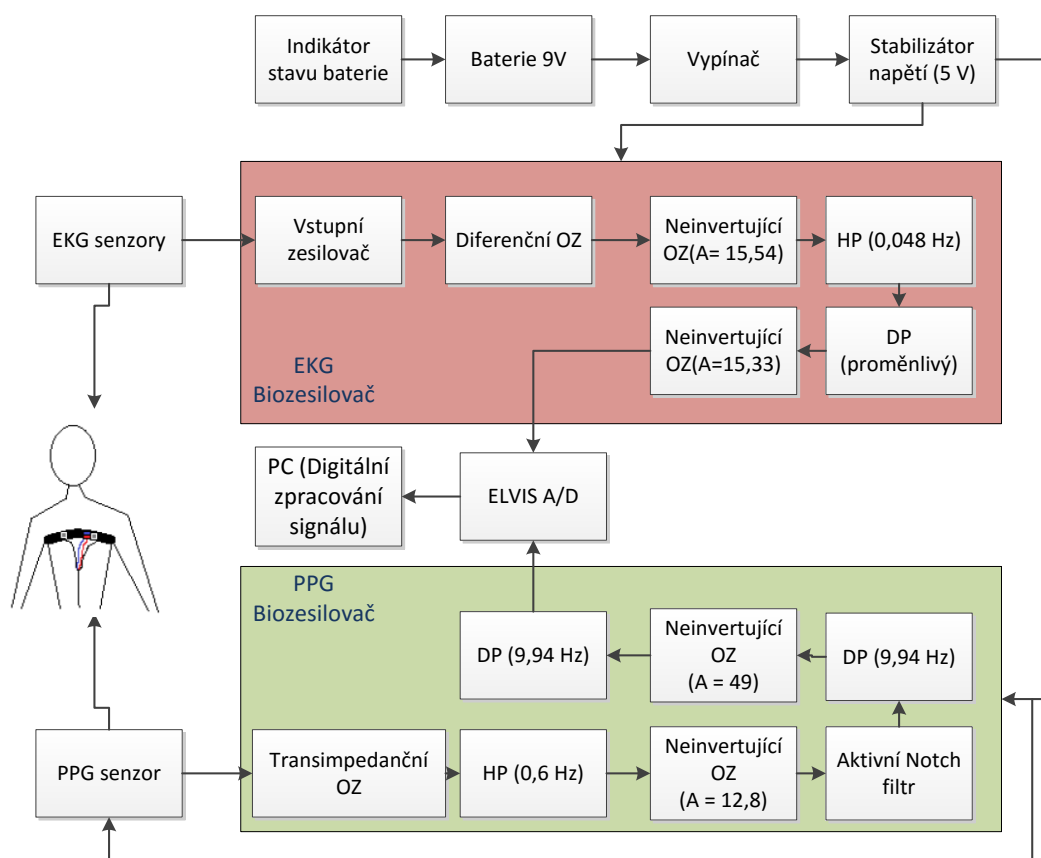
5 Návrh a testování elektronických obvodů

V rámci této bakalářské práce bylo nutné navrhnout a sestavit vhodné elektronické obvody pro snímání EKG a PPG signálů. Oba tyto biosignály dosahují velmi malých napěťových hodnot, v řádech jednotek mV, tudíž bylo potřeba je správně analogově předzpracovat a zesílit. Primárním cílem bylo měření srdeční frekvence pomocí těchto metod, pokud možno, z jednoho společného zařízení, nebo z jednoho společného místa.

Sestavené obvody byly testovány v biomedicínských laboratořích na nepájivém poli NI ELVIS II. Výstup analogových signálů byl měřen pomocí digitálního osciloskopu Agilent MSO X-2000A. Pro snímání obou signálů byly využity senzory zapůjčené v těchto laboratořích.

5.1 Návrh blokového schématu měřicího řetězce

Měřicí řetězec je složen ze tří hlavních částí, napájecího obvodu, EKG a PPG biozesilovačů. Tyto biozesilovače mají funkci analogového předzpracování měřených signálů. Signály jsou na tyto zesilovače přivedeny pomocí společné EKG/PPG elektrody. Výstupy biozesilovačů vedou na A/D převodník, odtud poté probíhá další digitální zpracování dat v PC, viz *Obrázek 14*.



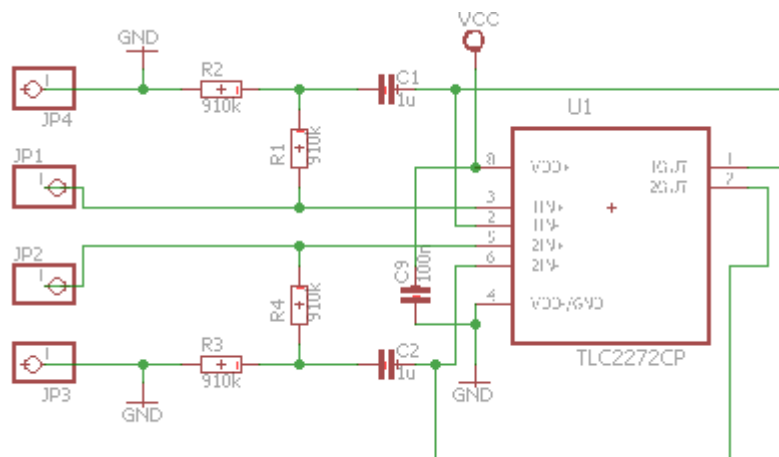
Obrázek 14 Blokové schéma měřicího řetězce

5.2 EKG obvod a jeho základní parametry

Při výběru a sestavování tohoto obvodu bylo potřeba se zaměřit na možnost snímání pouze dvěma elektrodami. U tohoto způsobu snímání není využita třetí elektroda, tzv. aktivní zem. Bylo tedy nutné otestovat více typů obvodů, ze kterých byl nakonec vybrán a upraven ten nejvhodnější pro tyto účely, viz Příloha 1.

5.2.1 Vstupní zesilovač – napěťový sledovač

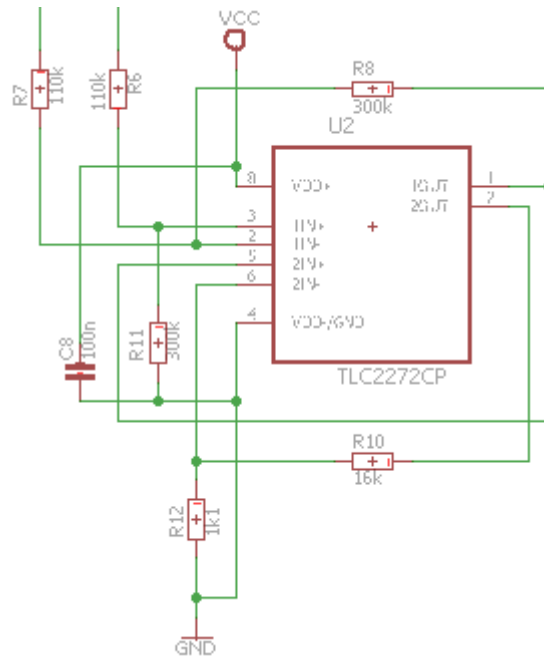
Obvod tvoří tři základní bloky. Prvním je vstupní zesilovač, viz *Obrázek 15*, do kterého jsou na kladné vstupy připojeny elektrody. Hlavní funkcí tohoto typu zesilovače je impedanční přizpůsobení, jeho vstupy mají impedanci blízkou nekonečnu, oproti výstupní impedanci, která je velmi nízká. Obvod je napájen nesymetricky 0 – 5 V, proto je zde díky napěťovému děliči posunut napěťový offset pro možnost zobrazení i záporných amplitud signálu. Zapojení je realizováno díky operačnímu zesilovači typu TLC-272CP, který je možné napájet nesymetricky a poskytuje nízký šum při zesílení.



Obrázek 15 Schéma vstupního zesilovače

5.2.2 Předzesilovač

Druhý blok je složen z diferenčního zesilovače, do kterého na plusový a minusový vstup vstupují signály z napěťového sledovače. Diferenční typ zesilovače je v případech snímání EKG velmi důležitý, jelikož má schopnost zesílit rozdíl napětí přivedených na vstupy. Z diferenčního zesilovače signál putuje do neinvertujícího zesilovače, kde je nutné rozdíl vstupů dále více zesílit. Tento typ zesilovače funguje tak, že signál na vstupu je vždy násoben konstantou vyšší než 1, v tomto případě je konstanta zesílení nastavena na hodnotu $A = 15$. Zapojení je opět sestaveno pomocí zesilovače TLC-272CP, a také rezistorů a kondenzátorů o potřebných hodnotách, viz *Obrázek 16*.

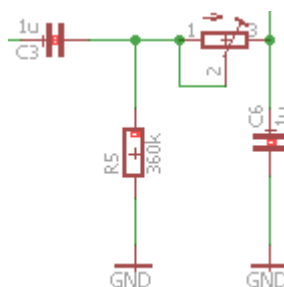


Obrázek 16 Schéma zapojení diferenčního a neinvertujícího operačního zesilovače

5.2.3 Filtr typu horní a dolní propust

Dále musí být signál filtrován, proto je v obvodu dalším důležitým blokem filtrace nízkých frekvencí, kterou zajišťuje filtr typu horní propust. EKG se standardně může snímat ve frekvenčním rozsahu 0,05 – 100 Hz. V tomto případě byl filtr nastaven na 0,48 Hz, tato filtrace se využívá hlavně pro odfiltrování rušení vzniklého dechovou činností a potlačení stejnosměrné složky.

V obvodu je následně využit filtr typu dolní propust, ten však obsahuje proměnlivý víceotáčkový rezistorový trimr, díky kterému se dají vysoké frekvence filtrovat různě dle jeho nastavení odporu. Mezní frekvence tohoto filtru lze nastavit podle potřeby. Vyfiltrovaný signál je poté ještě znovu zesílen pomocí neinvertujícího zesilovače, opět se zesílením $A = 15$, výsledné zesílení signálu je tedy $A = 225$.



Obrázek 17 Schéma filtrů typu horní (nalevo) a dolní (napravo) propust

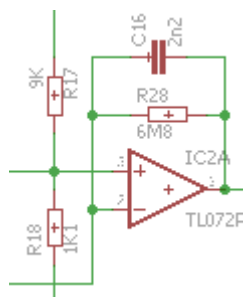
5.3 Výběr PPG obvodu a jeho základní parametry

Výběr elektronického PPG obvodu musel být přizpůsoben tomu, že jako detektor emitujícího světla bude použita fotodioda. Jelikož u fotodiody změna intenzity dopadu světla vytváří změnu procházejícího elektrického proudu, je na začátku obvodu využit transimpedanční zesilovač.

5.3.1 Transimpedanční zesilovač

Než vstupuje signál do transimpedančního zesilovače je zesílena jeho napěťová úroveň pomocí napěťového děliče na 500 mV. Následuje již zmíněný transimpedanční typ zesilovače, který je v tomto případě využit z důvodu jeho vlastnosti přeměnit snímaný proud na zesílené napětí.

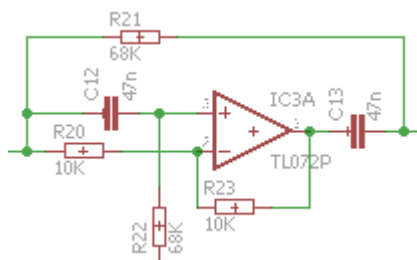
Za transimpedančním zesilovačem následuje v obvodu pasivní filtr typu horní propust, který je nastaven na 0,6 Hz (normálně 0,5 – 15 Hz) a odstraňuje stejnosměrnou složku signálu. Signál je poté zesílen pomocí neinvertujícího zesilovače, který má hodnotu zesílení $A = 12,8$.



Obrázek 18 Schéma napěťového děliče a transimpedančního zesilovače

5.3.2 Aktivní Notch filtr

Za filtrem typu horní propust následuj Notch filtr, který je typu pásmová zádrž a v obvodu je zapojen, protože dokáže potlačit v přijímaném signálu jednu frekvenci. Využívá se pro potlačení rušivých záněhů. V tomto případě je zapojen z důvodu odfiltrování rušení síťové frekvence 50 Hz. Za ním následuje filtr typu dolní propust, který má hodnotu mezní frekvence 10 Hz a filtruje vysokofrekvenční rušení. Po vyfiltrování signálu je znovu signál zesílen pomocí neinvertujícího zesilovače o hodnotě zesílení $A = 49$. Konečný signál je ještě jednou vyfiltrován pomocí dolního filtru o frekvenci 10 Hz.



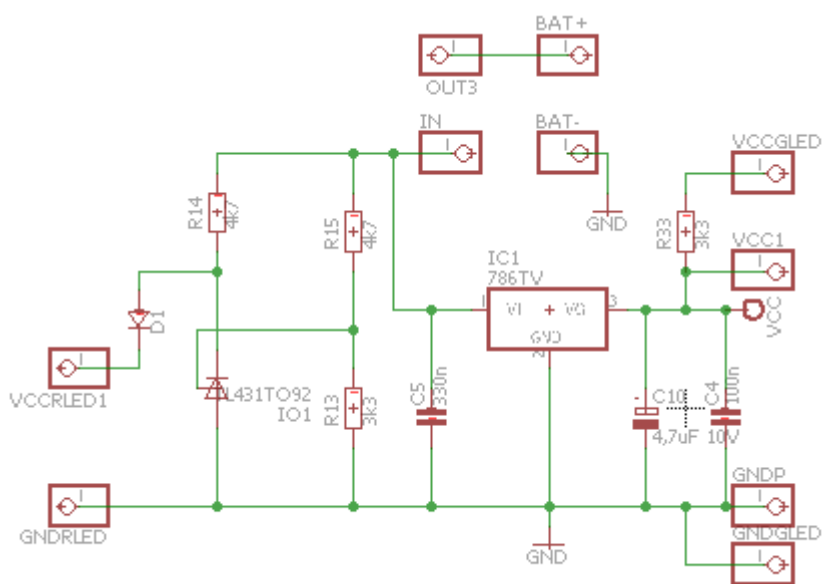
Obrázek 19 Schéma aktivního Notch filtru

5.4 Napájení obvodů

Oba elektronické obvody jsou napájeny současně z jedné 9 V baterie, díky jednoho společného napájecího obvodu. Tento obvod se skládá z regulátoru a indikátoru. Slabá baterie je indikována pomocí červené LED diody, která se v případě poklesu kapacity baterie pod 6 V při zapnutí přístroje rozsvítí. Další indikací je zelená LED dioda, která signalizuje zapnutý přístroj.

Funkcí regulátoru je dodat do obvodu stabilizované a regulované napětí, nezávislé na napětí na vstupu. V tomto případě je využit regulátor typu LM7805C, ten stabilizuje napětí z 9 V na 5 V. Pro vyhlazení výstupního napětí jsou využity kondenzátory C5, C10 a C4, viz *Obrázek 20*.

Základní součástí indikátoru je dioda TL431, což je napěťový regulátor, který má vnitřní referenci 2,5 V. Tato dioda je velmi často přirovnávána k Zenerově diodě s nastavitelným napětím. Pomocí napěťového děliče (R13 a R15) je nastaveno referenční napětí na 6 V. Tato reference je vztažena k zemi, což umožňuje stabilizaci výstupu. Poteče-li tedy mezi rezistorem R13 a zemí napětí vyšší než 2,5 V, proud povede přes katodu a diody se zkratují. Bude-li toto napětí nižších hodnot než 2,5 V, poteče proud diodami a červená LED se rozsvítí, viz *Obrázek 20*.



Obrázek 20 Schéma napájecího obvodu [26], [27]

6 Analýza umístění EKG elektrod a PPG senzoru

Při snímání EKG pomocí dvou elektrod je zapotřebí dbát na jejich vzájemné umístění. Ačkoliv se elektrické napětí šíří ze srdečního svalu do celého těla, nelze naměřit ze všech míst stejně velké napětí, a proto vzdálenost od srdce určuje velikost napěťové amplitudy, s rostoucí vzdáleností, klesá velikost této amplitudy. Směr napětí vedeného ze srdce určují srdeční vektory, které jdou různými směry a jelikož se při snímání EKG měří rozdíl potenciálů mezi elektrodami, je patrné, že čím větší bude rozdíl úhlů vektorů, tím snadněji lze změřit na daném místě EKG.

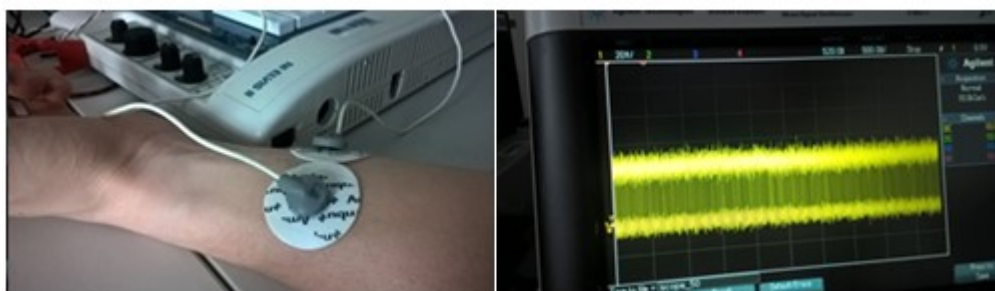
Cílem analýzy bylo najít nejvhodnější místo pro snímání dvěma elektrodami pro sestavený EKG elektronický obvod a pro možnost společného snímání s PPG. Analýza prokázala, že jsou tyto výše zmíněné faktory pro umístění elektrod velmi důležité.

6.1 Snímání EKG z jedné ruky

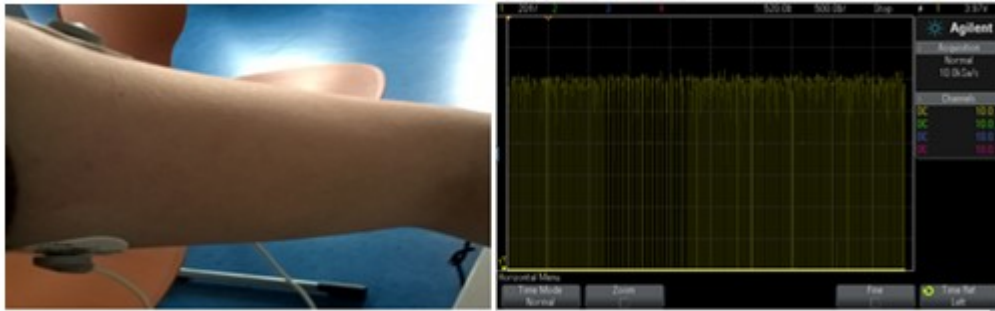
Snímáním EKG z jedné ruky se zabývalo několik studií, které tvrdí, že tento typ měření je realizovatelný, avšak tyto studie nemají žádný teoretický podklad opřený o odbornou literaturu, nezbývalo než toto umístění otestovat a ověřit v praxi.

Prvním způsobem snímání bylo umístění elektrod na zápěstí, a to různými způsoby, vedle sebe vertikálně, horizontálně, dále byla jedna elektroda umístěna na přední straně zápěstí a druhá na zadní, všechny tyto možnosti byly testovány i při různých vzdálenostech. Příklad jednoho z testovaných umístění můžete vidět, viz *Obrázek 21*. Jelikož je ale v tomto místě rozdíl vektorových úhlů naprosto minimální a vzdálenost od srdce poměrně daleko, nepodařilo se naměřit z těchto míst ani malý náznak EKG křivky. Měření se tedy neosvědčilo a bylo potřeba testovat další možnosti.

Dalším možným místem pro snímání se jevila vrchní strana levé paže, jelikož je blíže k srdci měly by se zde naměřit vyšší napěťové amplitudy než na ruce pravé. Testování probíhalo opět při různých možnostech umístění, elektrody byly aplikovány horizontálně, vertikálně, opět v různých vzdálenostech. Bohužel ani v tomto případě se nepodařilo nasnímat EKG křivku, viz *Obrázek 22*.



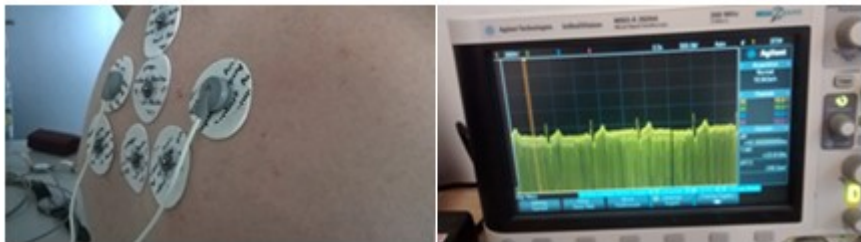
Obrázek 21 Příklad umístění elektrod na zápěstí a naměřený signál na osciloskopu



Obrázek 22 Příklad umístění elektrod na vrchní straně levé paže a naměřený signál na osciloskopu

6.2 Snímání EKG z hrudi

Při zohlednění všech faktorů a otestování snímání z jedné ruky, které se jevílo neúspěšně, bylo logickým krokem pokusit se snímat signál z hrudi. Z teoretických poznatků by zde měl signál dosahovat dostatečně velkých napětí a také rozdíly vektorů dosahují větších úhlů. Umístění elektrod bylo opět testováno v různých možnostech, vertikálně i horizontálně od sebe v různých vzdálenostech. Nejlepší možností se ukázalo vertikální rozmístění elektrod v přibližné vzdálenosti 10 cm, viz Obrázek 23, na tomto obrázku můžete také vidět, vysoký stupeň zašumění, vzhledem k tomu, že není využita aktivní země. Toto zašumění bylo vyfiltrováno softwarově pomocí programu LabView.



Obrázek 23 Příklad umístění elektrod na hrudi a naměřený signál na osciloskopu

6.3 Umístění PPG senzoru na prstu a zápěstí

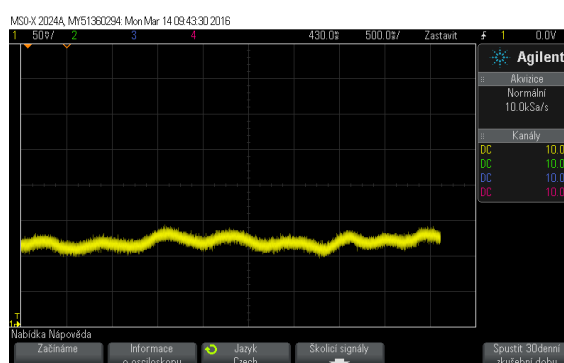
Jelikož je na prstech umístěno velké množství vlásečnic, PPG senzor zde dokáže prosvěcovat velmi kvalitně a získat lze velmi silnou amplitudu signálu, viz Obrázek 24. Umístění PPG senzoru na prstu je nejpoužívanější variantou možnosti snímání. Amplituda pulzové vlny zde dosahuje nejvyšších hodnot, pohybovala se v rámci 100 mV. Umístění na prstu však nevyhovovalo budoucí možnosti společného snímání. Bylo tedy potřeba otestovat i jiná místa pro snímání. Proto byl senzor testován i na zápěstí, kde se při správném umístění nad tepnu dalo snímat, sice o něco méně než na prstu, ale opět dostatečně kvalitní signál v rámci 50 mV, viz Obrázek 24.



Obrázek 24 Příklad naměřeného signálu PPG, senzor umístěn na prstu (nalevo) a zápěstí (napravo)

6.4 Umístění PPG senzoru na hrudi

Třetím testovaným místem byla hrud', kde již amplituda signálu dosahovala mnohem nižších napěťových hodnot v rámci 25 mV. Při správném umístění bylo však možné signál naměřit i pro další analýzu a zpracování.



Obrázek 25 Příklad PPG signálu naměřeného z hrudi

6.5 Vyhodnocení analýzy umístění

Při testování EKG obvodu bylo zjištěno, že ani jedna z možností umístění elektrod na jedné ruce nebyla vhodná, takto nasnímané signály vyobrazovaly pouze náhodný šum, avšak ani náznak EKG. Nebylo tedy potvrzeno, že by bylo snímání EKG dvěma elektrodami z těchto míst proveditelné. Jediným možným místem se tedy jevila hrud'. Muselo se však otestovat, zda lze z hrudi snímat i PPG signály, proto proběhl stejný test i s PPG senzorem a po zjištění, že i signály PPG jsou možné z hrudi snímat, bylo tedy jasné, ze kterého místa se bude pomocí společné EKG/PPG elektrody měřit.

7 Realizace měřicího řetězce

Testování elektronických obvodů na nepájivém poli prokázalo jejich funkčnost a také možnost snímání signálů EKG i PPG z hrudi. Prvním krokem k výrobě vlastního zařízení bylo vyrobít desku plošných spojů – DPS, ta obsahuje EKG, PPG i napájecí obvod. Důležité bylo také vybrat vhodný typ diod pro výrobu senzoru PPG a výřez dvou malých kovových destiček pro možnost snímání EKG. Cílem bylo oba senzory integrovat do jednoho celku tzv. společné elektrody, pro možnost společného snímání. K tomuto sloučení byl využit textilní gumový pás.

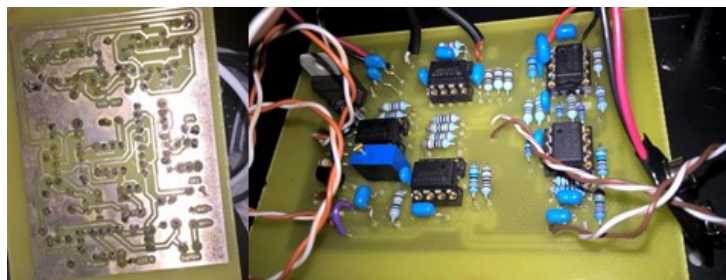
Volba textilního gumového pásu, pro spojení snímačů a tím vytvoření společné EKG/PPG elektrody, měla mnoho důvodů. Primárním důvodem byla potřeba najít takové řešení spojení snímačů, které lze snadno a rychle upravovat ke snímání na různých šířkách hrudi. Po testování různých elektronických obvodů a nalezení nejvhodnějšího místa pro snímání již nebylo možné z časových a finančních důvodů vyrobít adekvátnější řešení pro samotné spojení snímačů. Tímto řešením může být v budoucnu například výroba plastového pouzdra na zakázku, do které se jednotlivé snímače upevní. Pouzdro se snímači pak bude například obsahovat i bluetooth modul, díky čemuž bude vyřazena potřeba vodičů a aplikace zařízení bude opět o něco komfortnější. Nicméně vyrobený prototyp elektrody je plně funkční a je možno s ní najednou měřit poměrně kvalitní PPG a EKG křivky.

Analogové signály naměřené ze společné elektrody byly poté zpracovány pomocí A/D převodníku NI ELVIS II a grafického programovacího jazyku LabView, kde byl vytvořen software pro zpracování dat. Poté byla provedena analýza naměřených signálů v programu Matlab.

7.1 Výroba DPS – desky plošných spojů

Před výrobou DPS bylo potřeba připravit si návrh elektronického schématu v programu Eagle verze 7.4.0, což je volně dostupný editor plošných spojů. Celý návrh se skládal ze tří obvodů, napájecího, EKG a PPG. Tyto obvody jsou propojeny společnou zemí a společným napájením. Pro návrh se musely vybrat vhodné elektronické součástky.

Výroba DPS poté probíhala fotochemickou cestou (leptáním) v laboratořích Biomedicíny. Nejprve se musel návrh vytisknout na pauzovací papír, ten se přiložil na desku, a ta se poté osvětila v osvitové jednotce přibližně na 5 min. Dále se deska vložila do vývojky, což je chemický roztok, který slouží k zviditelnění skrytého obrazu zaznamenaného na světlocitlivou vrstvu, poté se vložila do leptacího roztoku, než se správně vyleptaly všechny vodivé cesty a zem. Po tomto cyklu se ještě cca na 2 min vložila deska opět do osvitové jednotky a ještě jednou do vývojky, hotová DPS se už jen namočila do stříbrícího roztoku, který způsobuje pomalejší korozi vyleptané vrstvy. Po zhotovení bylo potřeba vyvrtat díry a napájet vybrané součástky, nakonec se napájely i vodiče k sensorům pro snímání EKG a ke dvěma diodám pro snímání PPG. Vyrobená DPS obsahuje i vývod pro indikaci slabé baterie a zapnutého přístroje, viz *Obrázek 26*.



Obrázek 26 Spodní strana DPS (nalevo) a osazená část se součástkami (napravo)

7.2 Prototyp společné EKG/PPG elektrody

Při testování se signály snímaly pomocí senzorů z biomedicínských laboratoří, a proto tedy pro výrobu společné elektrody musely být zpracovány vlastní senzory. K těmto senzorům musely být napájeny i vhodné typy vodičů.

7.2.1 Gumový pás

Bylo důležité vybrat vhodný materiál, do kterého by se senzory mohly umístit, a z důvodu jiné šířky hrudníku každého člověka se nejlepší variantou jevílo využít materiál z gumy. Gumový pás je dostatečně pružný pro nastavení na různé velikosti a je upevněn pomocí suchého zipu, který je opět velmi výhodný v nastavování potřebné délky pro upevnění. Senzory byly poté našity do tohoto pásu, viz *Obrázek 27*.



Obrázek 27 Pás s našitými snímači

7.2.2 EKG snímač

EKG signál se snímá pomocí dvou kovových destiček, s rozměry 1,3 x 1,3 cm, které umožnily snímat rozdíly potenciálů. Při snímání pomocí těchto senzorů nebyl využit vodivý gel, zaznamenaný signál byl pro snímání signálu a následnou detekci srdeční frekvence dostatečně viditelný i bez využití gelu. Na zhotovené destičky byly napájeny stíněné vodiče, ty se využily, protože mají schopnost potlačit elektromagnetické rušení, které se může v okolí vyskytnout.

7.2.3 PPG snímač

Fotopletysmografický snímač se skládá z LED diody a fotodiody. Fotodioda byla vybrána, z důvodu rychlejší detekce emitovaného světla než je tomu u fototranzistoru. PPG obvod je tomuto způsobu s využitím fotodiody přizpůsoben. Bylo potřeba, aby obě součástky byly přiměřených rozměrů pro

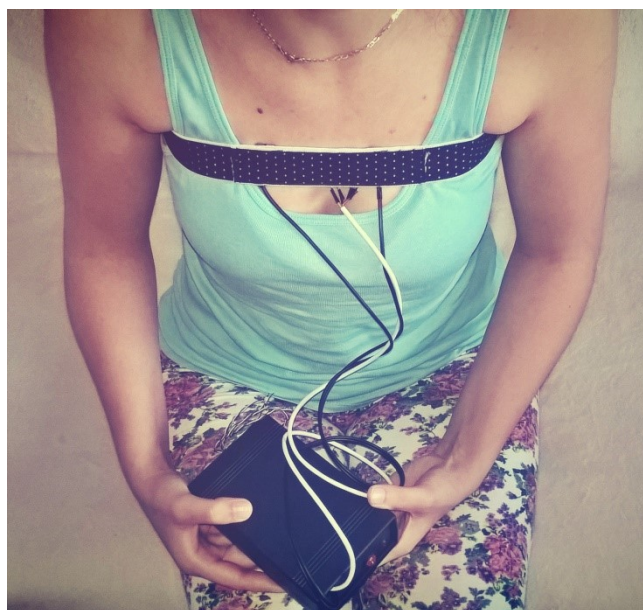
pozdější aplikaci do společného pásu, a proto byly vybrány SMD typy pouzder. Pro lepší fixaci byly před našitím do pásu ještě připevněny na průhledný plastový materiál.



Obrázek 28 Led dioda VSMF2893X01 (nalevo) a fotodioda VBP104FASR [24], [25]

Použitá LED dioda je typu VSMF2893X01, jde o infračervenou LED diodu, která má rozměry 2.3 x 2.3 x 2.55 a dokáže velmi rychle emitovat světlo a vysílá ve vlnové délce 890 nm. Infračervené světlo bylo využito kvůli kvalitě prosvětlení do hloubky tkáně. Poloviční úhel intenzity je 25°. [25]

Fotodioda typu VBP104FASR má rozměry 6.4 x 3.9 x 1.2 a dokáže přijímat světlo ve vlnových délkách 870 nm až 950 nm. Úhel poloviční intenzity snímání je 65°. Detekce světla probíhá velmi rychle a dokáže také blokovat denní světlo. [24]



Obrázek 29 Umístění hrudního pásu

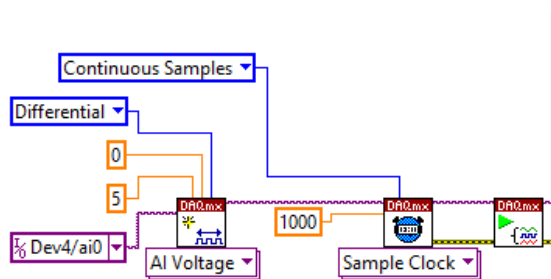
7.3 A/D převod signálů do PC

Převod analogového signálu na digitální signál zobrazený na PC, byl proveden pomocí zařízení NI ELVIS II a programu LabView, což je grafický jazyk pro programování měřících systémů. V tomto programovacím jazyku byl vytvořen software pro příjem, vyobrazení, filtraci a ukládání snímaných signálů.

7.3.1 Zpracování signálu v programu LabView a důležité části vytvořeného software

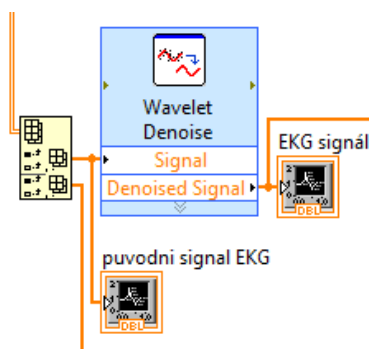
Signál EKG bylo potřeba vyfiltrovat, bylo vyzkoušeno více typů filtrů, ale nejlepší variantou se ukázala vlnková transformace, díky níž můžeme zaznamenávat poměrně kvalitní zobrazení EKG. PPG signál nebyl upraven filtrací, ale byl pouze umocněn na druhou, z důvodů nízké hodnoty napěťové amplitudy při snímání z hrudi.

Vstupní část software je složena z bloků pro příjem dat, k tomu jsou využity knihovny DAQ.mx, které jsou již součástí programu LabView. První blok slouží k nastavení typu přijímaných dat, v tomto případě jde o napěťový signál, který je přijímán analogovými vstupy. Dále je nastaven rozsah signálu na 0–5 V a vstupní terminál na diferenční. Druhý blok zajišťuje nastavení vzorkovací frekvence, kde byla nastavena hodnota 1000 Hz, jelikož je pro správný příjem signálu potřeba zvolit vzorkovací frekvenci nejméně 2 x vyšší než je frekvence přijímaného signálu. Poslední blok spouští měření.



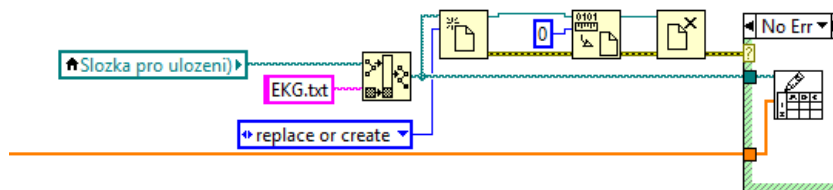
Obrázek 30 Ukázka bloků pro příjem dat

Další důležitou částí je filtrace signálu EKG, pro filtraci signálu byla z důvodu jeho nestacionárního charakteru využita vlnková transformace. Ta se může využít v případě, že se u signálu střídají dlouhé nízkofrekvenční úseky, s krátkými vysokofrekvenčními úseky, jako je to v případě EKG, který je tvořen přibližně 10 % vysokofrekvenčních složek tzn. QRS komplex a zbytek signálu obsahuje výrazně nižší frekvence.



Obrázek 31 Ukázka bloků pro filtraci EKG

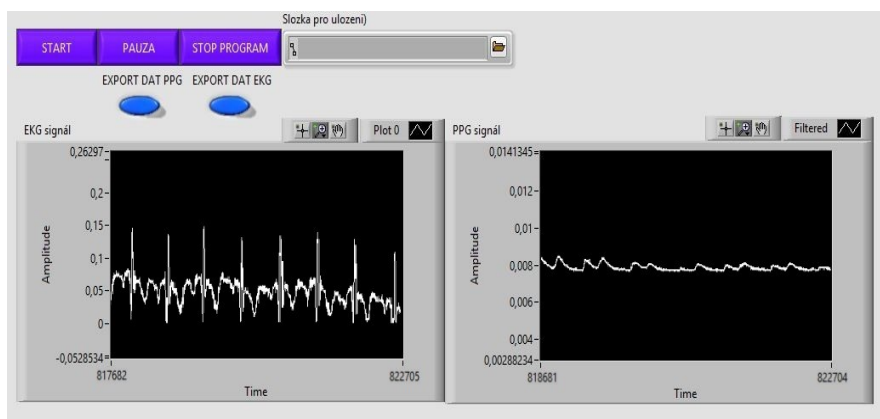
Poslední důležitou částí je ukládání dat. První blok vytváří cestu k složce pro ukládání dat, další blok vytváří nebo přepisuje daný soubor, poté následuje blok pro převod signálu do číselných hodnot, a na konec se soubor uzavře a uloží ve formátu txt.



Obrázek 32 Ukázka bloků pro export dat

7.3.2 Front panel – uživatelský panel

Tento panel obsahuje dva grafy typu Waveform Chart, ty byly použity pro zobrazení signálu, protože dokázaly kvalitněji vyobrazit měřené křivky v reálném čase oproti grafu typu Waform Graph. U grafů byla nastavena délka vyobrazení měřených signálu, a to na 5024 ms. Dále se na panelu nachází tlačítka pro start, pauzu, vypnutí programu a pro export dat jak z EKG grafu, tak PPG grafu. Posledním prvkem je zde možnost výběru složky, kde se mají exportovaná data uložit.



Obrázek 33 Uživatelský panel vytvořeného software

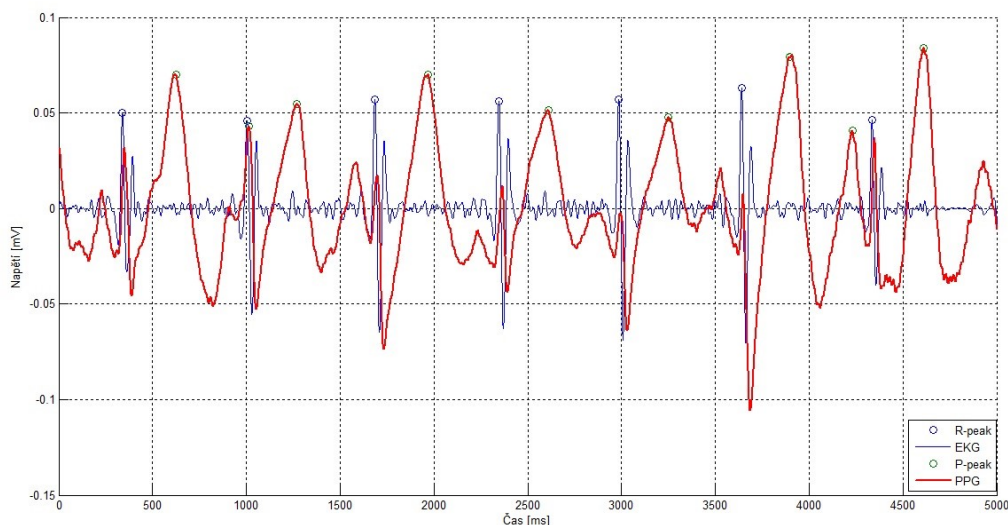
8 Analýza a porovnání naměřených křivek EKG a PPG

Z naměřených signálů společnou elektrodou, bylo možno provést analýzu zaznamenaných křivek. Analýza těchto křivek umožnila detekci srdeční frekvence, poté se křivky vzájemně porovnály. Data byla z programu LabView, exportována a dále zpracovávána v programu Matlab a MS Excel.

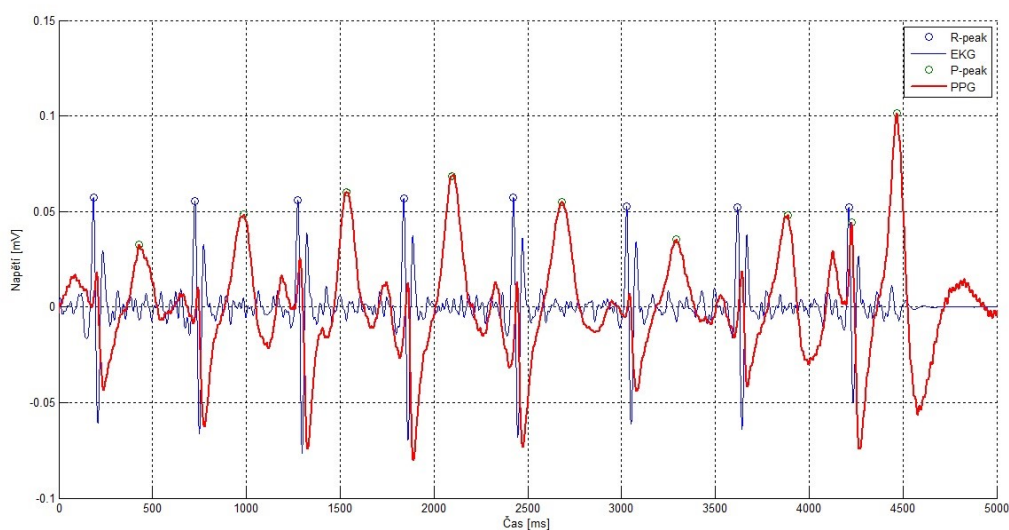
Pro určení srdeční frekvence z EKG křivky bylo důležité detekovat jednotlivé R kmity. Interval mezi těmito kmity představuje časový úsek mezi dvěma komorovými komplexy. V případě pulzové vlny se pro vyhodnocení srdeční frekvence využily intervaly mezi vrcholy tzv. P – P (z angl. peak to peak). Dále se vyhodnocovala doba PTT (z angl. pulse transit time – čas přenosu pulzové vlny), což je rozdíl mezi vzdáleností vrcholu R – kmity a následujícího vrcholu pulzové vlny značeného P.

8.1 Měření společnou elektrodou

Bylo provedeno 8 měření, kdy 4 pokusy byly měřeny za klidových podmínek a 4 pokusy po fyzické zátěži, každý pokus vždy trval 5 s, měřením bylo získáno dostatečného množství dat pro vzájemné porovnání. Snímalo se z hrudi a senzory EKG od sebe byly vzdáleny 10 cm. PPG senzor byl umístěn cca 1 cm vertikálně od levého senzoru EKG. Tento způsob měření umožnil nasnímat dostatečně kvalitní křivky pro pozdější porovnání a vyhodnocení srdeční frekvence.



Obrázek 34 Ukázka vyfiltrovaného EKG a PPG signálu (měřeno v klidu)



Obrázek 35 Ukázka vyfiltrovaného EKG a PPG signálu (měřeno po zátěži)

Na *Obrázek 34* je graf s vyobrazenými, vyfiltrovanými křivkami v Matlabu. Červeně označená je pulzová vlna a modře zobrazená je EKG křivka. Osa x zobrazuje čas v ms a osa y velikost napětí v mV. V případě obou signálů je vyfiltrovaná rušivá frekvence 50 Hz pomocí Notch filtru. Díky detekci vrcholů jsou dobře viditelné jak vrcholy R – kmitů, tak P vrcholy.

8.1.1 Analýza signálů měřených v klidovém stavu

Díky filtraci a nízkým pohybovým artefaktům bylo docíleno poměrně nízkého šumu. Vrcholy R – kmitů dosahovaly oproti ostatním vlnám vysokých napětíových hodnot a v grafu byly velmi výrazně vidět. Průměrná doba R – R intervalu činila 671,3 ms. Intervaly P – P u pulzové vlny trvaly v průměru 671,5 ms, což je téměř identická hodnota jako u EKG. Průměrná hodnota PTT byla vypočtena na 273,5 ms, což je čas za který se krev ze srdce vypudí do celého arteriálního stromu.

Z *Tabulka 1* je patrné, že rozdíly mezi naměřenými časovými úseky u R-R intervalů a P-P intervalů, byly velmi podobné, rozdíly se pohybovaly převážně v tisícinách sekund, což není v případě určování srdeční frekvence výrazný problém. Průměrná srdeční frekvence byla vyhodnocena na 84 BPM (BPM – úderů za minutu). Testovaným subjektem byla žena, a tedy výsledné hodnoty odpovídaly normě.

8.1.2 Analýza signálů měřených po zátěži

Při měření po fyzické zátěži nastaly v obou měřených signálech patrné změny. U EKG se zvýšil počet R – kmitů, ty již byly méně rozeznatelné oproti měření v klidu, u PPG se také zvýšil počet vrcholů P, které měly strmější nástup než v předchozím případě měření. Průměrná doba intervalu R – R se poměrně výrazně snížila na hodnotu 525,1 ms. Interval P – P se také zkrátil na 526,1 ms, hodnota opět potvrdila přesnost mezi dobami trvání obou intervalů.

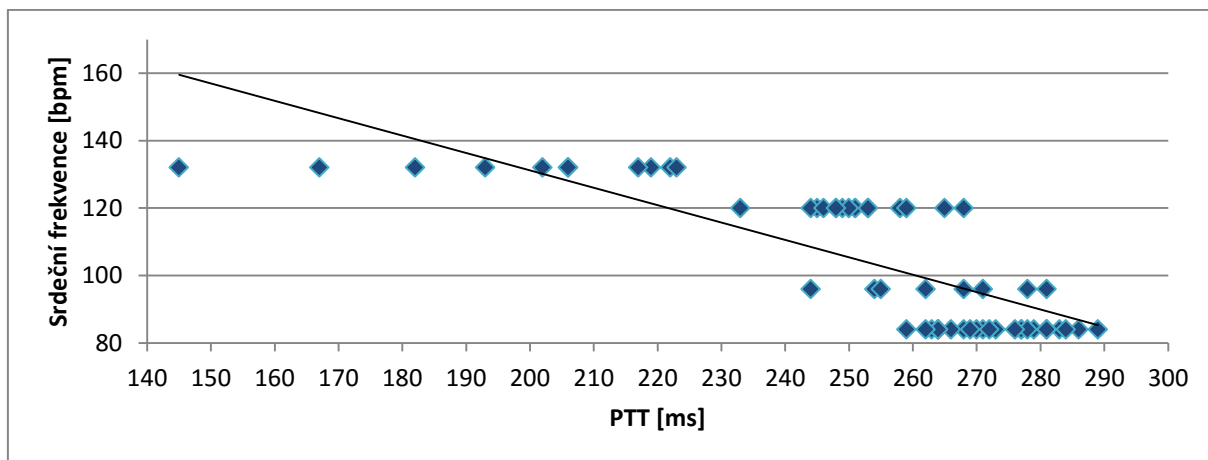
Oba signály byly v tomto případě více zašuměné. Srdeční frekvence vrostla až na 132 BPM, což je ale po fyzické zátěži normální hodnota.

Tabulka 1 Hodnoty zprůměrované z jednotlivých měření (v klidu)

Klidový stav	Počet R kmitů	Počet PPG vrcholů	Srdeční frekvence [bpm]	Průměr R-R interval [ms]	Průměr P-P interval [ms]	PTT [ms]
1. Měření	7	7	84	683,8	682,7	270,1
2. Měření	7	7	84	662,8	661,7	275,0
3. Měření	7	7	84	677,8	679,2	277,7
4. Měření	7	7	84	660,8	662,7	270,6
Průměrná hodnota	7	7	84	671,3	671,5	273,5

Tabulka 2 Hodnoty zprůměrované z jednotlivých měření (po zátěži)

Po zátěži	Počet R kmitů	Počet PPG vrcholů	Srdeční frekvence [bpm]	Průměr R-R interval [ms]	Průměr P-P interval [ms]	PTT [ms]
1. Měření	11	11	132	470,1	471,8	198,4
2. Měření	10	10	120	523,6	523,0	251,1
3. Měření	10	10	120	531,4	532,6	251,4
4. Měření	8	8	96	575,1	577,1	256,0
Průměrná hodnota	9,7	9,7	117	525,1	526,1	239,2



Obrázek 36 Graf závislosti srdeční frekvence na PTT

8.2 Výsledky analýzy

Z provedené analýzy obou signálů je patrné, že signály EKG a PPG snímané z hrudi jsou velmi dobrým ukazatelem pro srdeční frekvenci, kdy intervaly mezi vrcholy R – kmitů a vrcholy P u pulzové vlny jsou téměř shodné, samozřejmě při měření po fyzické zátěži vznikalo více artefaktů, signály byly více zašuměné a časy jednotlivých intervalů R – R a P – P již nebyly tak přesně shodné, avšak rozdíly byly nepatrné, a tak hodnoty pro určení srdeční frekvence nijak neovlivnily. Je patrné, že se intervaly mezi jednotlivými vrcholy snižují při fyzické zátěži, kdy je potřeba srdce více okysličit a tudíž pracuje mnohem rychleji. V případě měření po zátěži lze také sledovat vztah mezi srdeční frekvencí a PTT, viz *Obrázek 36*, kde můžeme pozorovat, že při prodlužujícím se čase intervalu PTT, klesá hodnota srdeční frekvence, při ustálení srdeční frekvence se ustaluje i čas PTT. Měření vzdálenosti PTT může být velmi významné v případě neinvazivního určení krevního tlaku.

Obě metody se ukázaly v tomto případě jako spolehlivý ukazatel srdeční frekvence. Využití společného snímání oběma metodami může být mnohem výhodnější, jelikož se v grafu může objevit i tzv. abnormální srdeční tlukot, nebo falešná pulzní vlna způsobená pohybem, v takovou chvíli je potřeba takovéto artefakty správně označit za falešné vlny.

9 Závěr

Tato práce měla za cíl spojit dvě významné měřicí metody Elektrokardiografii a Fotopletysmografii, tyto metody se dnes využívají nejen pro klinické účely, ale také pro diagnostiku při dlouhodobém monitorování. Díky výrobě prototypu společné EKG/PPG elektrody, bylo umožněno snímat a porovnat dva různé signály, a to elektrickou aktivitu srdce a objemové změny v tkáních.

V práci je prvně řešena problematika EKG, jak funguje přístroj elektrokardiograf a celkově tato metoda snímání biologických signálů, jak vznikají srdeční potenciály, a jaké elektrody je možno k měření EKG využít. Možnosti elektrod jsou zaměřeny především na dlouhodobé monitorování, a tak dále navazuje související kapitola o detekci srdeční frekvence. Další kapitola pojednává o PPG, o vzniku pulzové vlny a dvou základních způsobech snímání touto metodou. Tato část je zakončena kapitolou o biologických a technických artefaktech a jejich vzniku.

V další části této práce je zpracována rešerše, ve které jsou stručně popsány odborné články a studie, které se zabývají tématy spojenými s metodami EKG a PPG. Rešerše byla vypracována pro zjištění praktických poznatků, které byly dále využity i v praktické části práci.

Hlavní náplní bakalářské práce byl návrh společné EKG/PPG elektrody. Prvním bodem bylo vybrat a zpracovat vhodné elektronické schémata pro snímání těmito metodami. Při výběru EKG schématu bylo potřeba soustředit se na způsob snímání, jelikož se měřilo pouze dvěma elektrodami. U výběru PPG obvodu byla pozornost zaměřena na typ snímání, vybrán byl reflexní typ měření, proto také musely být vybrány vhodné součástky pro výrobu takového senzoru. Před výrobou společné elektrody se prováděla analýza umístění snímačů EKG i PPG na různých částech těla, nakonec bylo jako nejvhodnější vybráno umístění na hrudi.

Po provedení analýzy a vybrání vhodných obvodů byla vyrobena deska plošných spojů, která obsahovala oba elektronické obvody, a tím se integrovaly dvě zařízení do jednoho. Následně se vyrobil prototyp společné EKG/PPG elektrody, což umožnil textilní gumový pás, díky kterému bylo možno všechny senzory sjednotit. Naměřené analogové signály bylo potřeba převést do digitální podoby, což probíhalo pomocí programu LabView, kde byl vytvořen software pro zpracování EKG i PPG. Zpracované signály se filtrovaly pomocí programového prostředí Matlab pro lepší vyobrazení jednotlivých vrcholů a lepší konečnou detekci srdeční frekvence. Z analýzy signálů bylo patrné, že obě metody jsou spolehlivé pro detekci srdeční frekvence, a to bez větších rozdílů.

Vytvořený prototyp společné EKG/PPG elektrody byl tedy úspěšně otestován. Výroba prototypu musela být přizpůsobena dostupným materiálům a finančním možnostem, tyto faktory neumožnily adekvátnější řešení, a proto byla vyrobena pomocí textilního gumového pásu. Výhoda prototypu je jeho variabilita, lze ho upevnit na velikostně různé části těla, jelikož zapínání je provedeno pomocí suchého zipu. Díky možnosti snímat EKG i PPG a určit tak PTT interval, může být elektroda využita kromě určování srdeční frekvence, falešných kmitů a vln, také k možnosti neinvazivního měření krevního tlaku.

Zdroje

- [1] KURONEN, Esa. *EPIC SENSORS IN ELECTROCARDIOGRAM MEASUREMENT* [online]. Oulu, 2013 [cit. 2015-09-24]. Dostupné z: http://www.theseus.fi/bitstream/handle/10024/67543/Kuronen_Esa.pdf?sequence=1. Diplomová práce. Information Technology Oulu University of Applied Sciences. Vedoucí práce Kokkomäki Tapani
- [2] RATTFÄLT, Linda. *Smartware electrodes for ECG measurements: design, evaluation and signal processing*. 2013. ISBN 9789175195070
- [3] PENHAKER, Marek a Martin IMRAMOVSKÝ. *Zdravotnické elektrické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 320 s.
- [4] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [5] HAMAN, Petr. Přehled svodů užívaných v EKG. *Výukový web EKG* [online]. Plzeň [cit. 2015-08-23]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>
- [6] KOLLÁTOROVÁ, Helena. *EKG a EEG* [PDF dokument]. 7. 4. 2009. 2009, 50 s. [cit. 2015-08-23]. Dostupné z: http://www.szymb.cz/admin/upload/sekce_materialy/EKG_a_EEG.pdf
- [7] SHEA, Michael J. *Electrocardiography. The Merck Manuals* [online]. [cit. 2015-08-23]. Dostupné z: <http://www.merckmanuals.com/home/heart-and-blood-vessel-disorders/diagnosis-of-heart-and-blood-vessel-disorders/electrocardiography>
- [8] HAVLÍK, Jan. *Elektrokardiografie* [PDF dokument]. 2009, 26 s. [cit. 2015-08-23]. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31zle/Lectures/05_Elektrokardiografie.pdf
- [9] LEE, Yunjoo, Hyonyoung HAN a Jung KIM. Influence of motion artifacts on photoplethysmographic signals for measuring pulse rates. In: *2008 International Conference on Control, Automation and Systems* [online]. 2008 [cit. 2015-10-01]. DOI: 10.1109/iccas.2008.4694635
- [10] Kano, M.; Sato, Y.; Kanda, K.; Fujita, T.; Maenaka, K.; Kasai, K.; Higuchi, K., "Fabrication of Reflectance Pulse Oximeter with Ring-Shaped Photodiode," *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2013 IEEE International Conference on*, vol., no., pp.3771,3774, 13-16 Oct. 2013 doi: 10.1109/SMC.2013.643
- [11] EDITED BY JOSEPH D BRONZINO, Donald R. *The Biomedical Engineering Handbook Medical Devices and Systems*. 4th ed. Boca Raton: CRC Pr I Llc, 2011. ISBN 1439825254

- [12] NEUMAN, Michael R. *Physical sensors for biomedical applications*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1980, 160 p. ISBN 08-493-5975-9.
- [13] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995, xxii, 482 p. ISBN 01-950-5823-2
- [14] STONER, Lee, Joanna M. YOUNG a Simon FRYER. Assessments of Arterial Stiffness and Endothelial Function Using Pulse Wave Analysis. *International Journal of Vascular Medicine* [online]. 2012, **2012**: 1-9 [cit. 2015-08-23]. DOI: 10.1155/2012/903107
- [15] PENG, Fulai, Weidong WANG a Hongyun LIU. Development of a reflective PPG signal sensor. In: *2014 7th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics* [online]. 2014 [cit. 2015-06-11]. DOI: 10.1109/bmei.2014.7002847
- [16] TENG, X.F., C.C.Y. POON, C. ZHANG a Y.T. ZHANG. Study on the Effect of Contacting Force on Pulse Transit Time. In: *2004 2nd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors* [online]. 2004 [cit. 2015-06-11]. DOI: 10.1109/issmd.2004.1689575
- [17] HOFFMANN, Klaus-Peter a Roman RUFF. Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2007 [cit. 2015-06-11]. DOI: 10.1109/iembs.2007.4353650
- [18] HOFFMANN, Klaus-Peter, Roman RUFF a Wigand POPPENDIECK. Long-Term Characterization of Electrode Materials for Surface Electrodes in Biopotential Recording. In: *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2006 [cit. 2015-06-11]. DOI: 10.1109/iembs.2006.260443
- [19] SHRIRAM, Revati, M. SUNDHARARAJAN a Nivedita DAIMIWAL. Effect of change in intensity of infrared LED on a photoplethysmogram. In: *2014 International Conference on Communication and Signal Processing* [online]. 2014 [cit. 2015-06-11]. DOI: 10.1109/iccsp.2014.6950010
- [20] RUDIGER, Alain, Jens P. HELLERMANN, Raphael MUKHERJEE, Ferenc FOLLATH a Juraj TURINA. Electrocardiographic artifacts due to electrode misplacement and their frequency in different clinical settings. *The American Journal 27 of Emergency Medicine* [online]. 2007, 25(2): 174-178 [cit. 2015-06-28]. DOI: 10.1016/j.ajem.2006.06.018
- [21] PUKE, Sawa, Takuji SUZUKI, Kanako NAKAYAMA, Hirokazu TANAKA a Shigenobu MINAMI. Blood pressure estimation from pulse wave velocity measured on the chest. In: *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. 2013 [cit. 2015-06-28]. DOI: 10.1109/embc.2013.6610946

- [22] Kano, M.; Sato, Y.; Kanda, K.; Fujita, T.; Maenaka, K.; Kasai, K.; Higuchi, K., "Fabrication of Reflectance Pulse Oximeter with Ring-Shaped Photodiode," *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2013 IEEE International Conference on*, vol., no., pp.3771,3774, 13-16 Oct.2013 doi: 10.1109/SMC.2013.643
- [23] MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems*[online]. 2010, **35**(5): 829-834 [cit. 2015-06-28]. DOI: 10.1007/s10916-010-9506-z.
- [24] VISHAY VBP104FASR PHOTODIODE, PIN, FILTER, SMD. Farnell [online]. 2008 [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <http://cz.farnell.com/vishay/vbp104fasr/photodiode-pin-filter-smd/dp/1870775?ost=187-0775&selectedCategoryId=&categoryName=V%C5%A1echny+kategorie&categoryNameResp=V%25C5%25A1echny%2Bkategorie#ProductAccessories>
- [25] VISHAY VSMF2893RGX01 Infračervený Vysílač, 100 mA, 30 ns, 30 ns, 50 °, 1.6 V, -40 °C. Farnell [online]. 2008 [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <http://cz.farnell.com/vishay-semiconductor/vsmf2893rgx01/ir-emitting-diode-aec-q101-890nm/dp/2504203#ProductAccessories>
- [26] Jednoduchý indikátor napětí baterie. *OKICDJ blog* [online]. 2011 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://blog.ok1cdj.com/2011/12/jednoduchy-indikator-napeti-baterie.html>
- [27] Regulator TL431+Mosfet tranzistor. *Audioweb.cz* [online]. 2010 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://www.audioweb.cz/viewtopic.php?id=10910>

Seznam obrázků

<i>Obrázek 1</i> Elektrofyziologie srdce [13]	11
<i>Obrázek 2</i> Zapojení 2 elektrod + zemnicí elektroda [1].....	12
<i>Obrázek 3</i> Pulzová vlna [14].....	14
<i>Obrázek 4</i> Reflexní a transmisní typ PPG snímače [4].....	15
<i>Obrázek 5</i> Prototyp reflexního PPG senzoru [15].....	18
<i>Obrázek 6</i> Blokové schéma vzorkovacího modulu [15]	18
<i>Obrázek 7</i> Zleva graf 4 typů záznamů, vpravo závislost transmulační síly na PTT [16]	19
<i>Obrázek 8</i> Složení elektrody [17].....	20
<i>Obrázek 9</i> Dva typy PPG senzoru [19]	22
<i>Obrázek 10</i> Rozmístění elektrod a snímače v zařízení [21]	24
<i>Obrázek 11</i> Poloha pro testování zařízení [21]	24
<i>Obrázek 12</i> Návrh reflexního PPG senzoru [22].....	25
<i>Obrázek 13</i> Příklady PPG signálu v normální, chladném a horkém prostředí [23]	26
<i>Obrázek 14</i> Blokové schéma měřicího řetězce	28
<i>Obrázek 15</i> Schéma vstupního zesilovače	29
<i>Obrázek 16</i> Schéma zapojení diferenčního a neinvertujícího operačního zesilovače.....	30
<i>Obrázek 17</i> Schéma filtrů typu horní (nalevo) a dolní (napravo) propust	30
<i>Obrázek 18</i> Schéma napěťového děliče a transimpedančního zesilovače	31
<i>Obrázek 19</i> Schéma aktivního Notch filtru.....	31
<i>Obrázek 20</i> Schéma napájecího obvodu [26], [27]	32
<i>Obrázek 21</i> Příklad umístění elektrod na zápěstí a naměřený signál na osciloskopu	33
<i>Obrázek 22</i> Příklad umístění elektrod na vrchní straně levé paže a naměřený signál na osciloskopu..	34
<i>Obrázek 23</i> Příklad umístění elektrod na hrudi a naměřený signál na osciloskopu.....	34
<i>Obrázek 24</i> Příklad naměřeného signálu PPG, senzor umístěn na prstu (nalevo) a zápěstí (napravo) .	35
<i>Obrázek 25</i> Příklad PPG signálu naměřeného z hrudi	35
<i>Obrázek 26</i> Spodní strana DPS (nalevo) a osazená část se součástkami (napravo).....	37
<i>Obrázek 27</i> Pás s našitými snímači	37
<i>Obrázek 28</i> Led dioda VSMF2893X01 (nalevo) a fotodioda VBP104FASR [24], [25]	38
<i>Obrázek 29</i> Umístění hrudního pásu.....	38
<i>Obrázek 30</i> Ukázka bloků pro příjem dat	39
<i>Obrázek 31</i> Ukázka bloků pro filtraci EKG.....	39
<i>Obrázek 32</i> Ukázka bloků pro export dat.....	40
<i>Obrázek 33</i> Uživatelský panel vytvořeného software	40

<i>Obrázek 34</i> Ukázka vyfiltrovaného EKG a PPG signálu (měřeno v klidu).....	41
<i>Obrázek 35</i> Ukázka vyfiltrovaného EKG a PPG signálu (měřeno po zátěži).....	42
<i>Obrázek 36</i> Graf závislosti srdeční frekvence na PTT.....	43

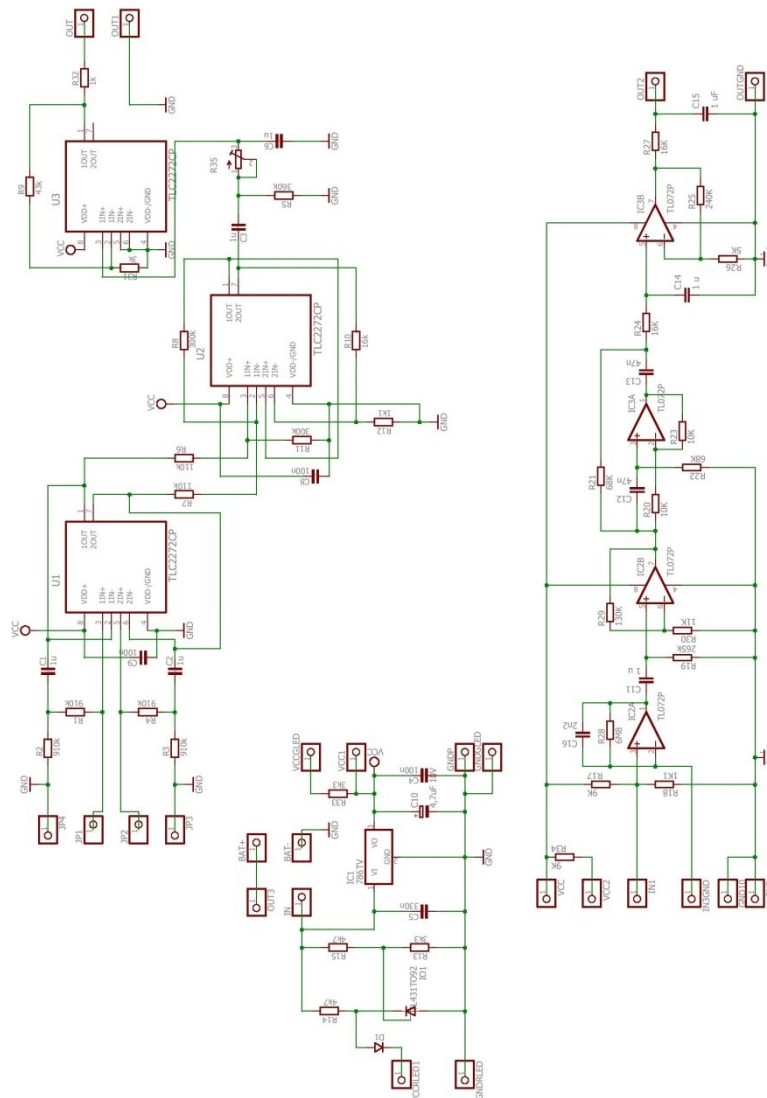
Seznam tabulek

<i>Tabulka 1</i> Hodnoty zprůměrované z jednotlivých měření (v klidu)	43
<i>Tabulka 2</i> Hodnoty zprůměrované z jednotlivých měření (po zátěži)	43

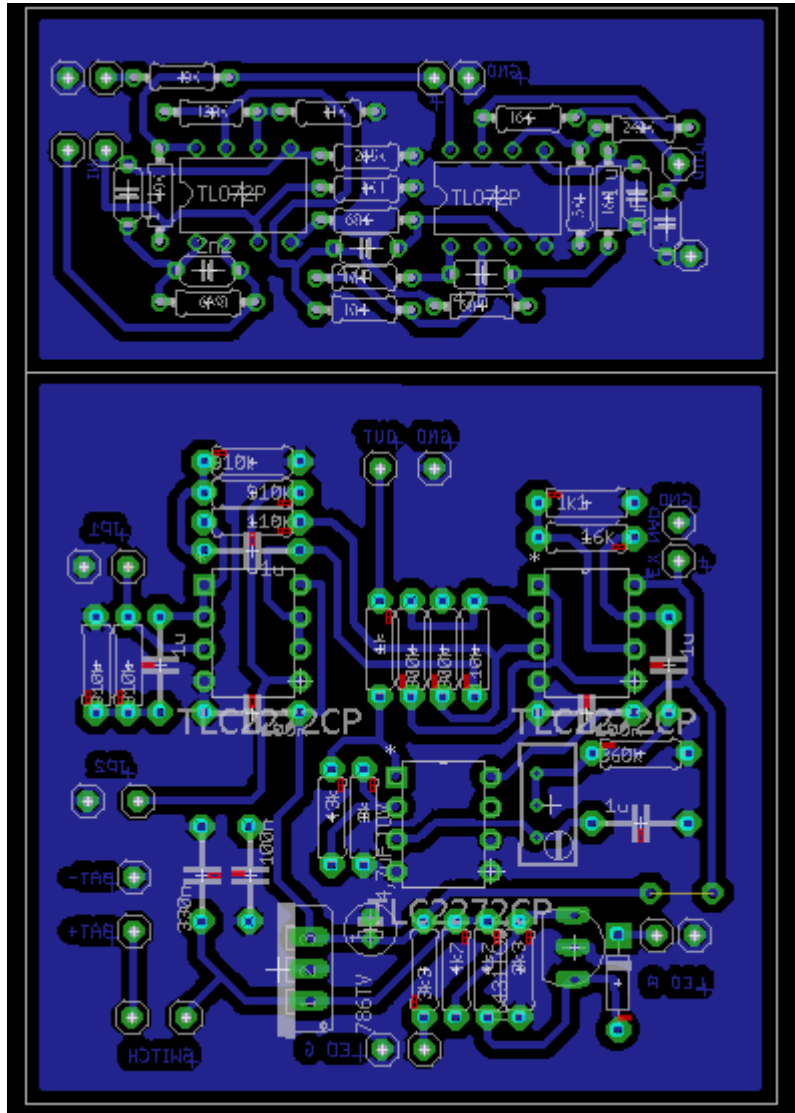
Seznam příloh

<i>Příloha 1</i> Elektronické schéma EKG, PPG a napájecího obvodu.....	53
<i>Příloha 2</i> Návrh DPS	54
<i>Příloha 3</i> Blokové schéma měřicího software a obrázek front panelu	55
<i>Příloha 4</i> Analýza dat pro jednotlivé signály.....	56
<i>Příloha 5</i> Fotografie výsledného zařízení	57

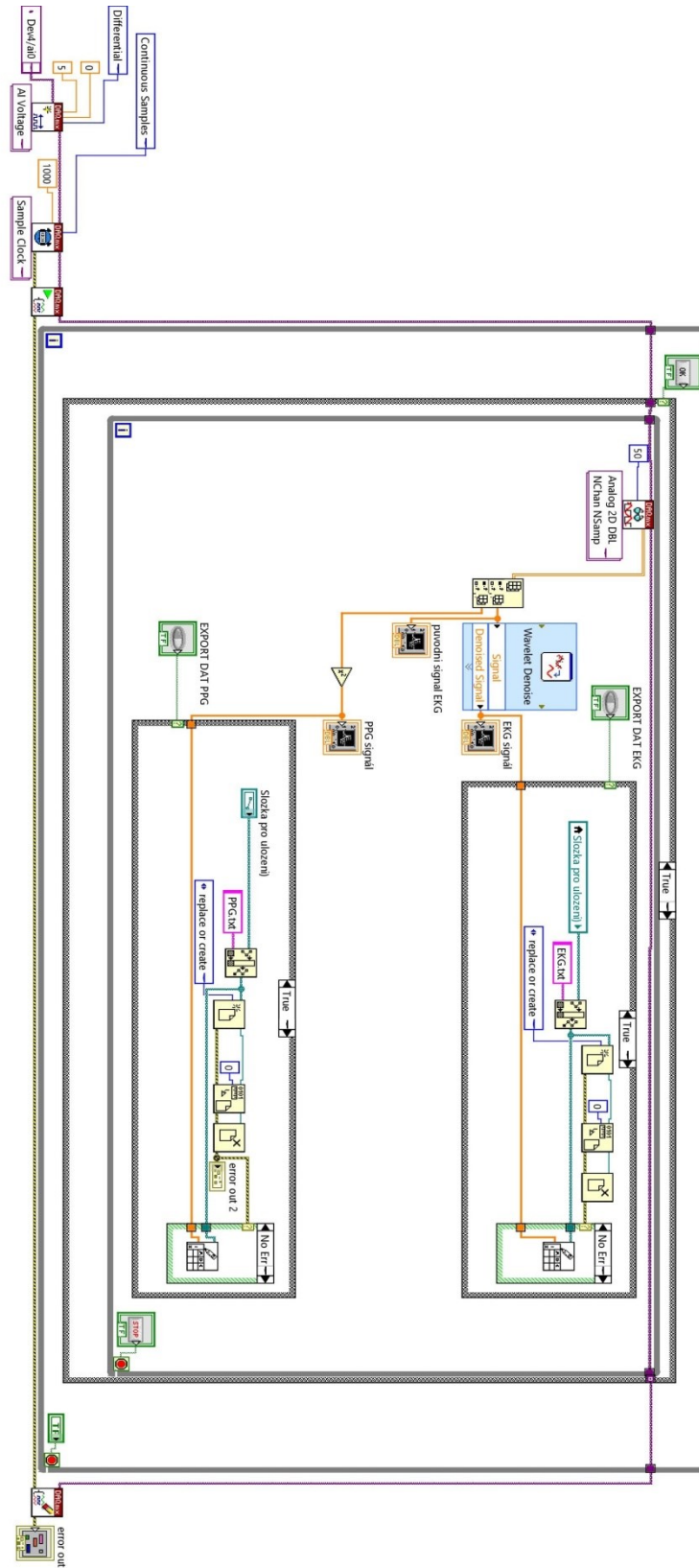
Příloha 1 Elektronické schéma EKG, PPG a napájecího obvodu



Příloha 2 Návrh DPS



Příloha 3 Blokové schéma měřícího software a obrázek front panelu



Příloha 4 Analýza dat pro jednotlivé signály

1. pokus (klid)							
PTT [ms]	281	271	278	268	263	271	259
P-P [ms]	639	691	711	657	684	714	-
R-R [ms]	653	680	712	660	683	715	-
2. pokus (klid)							
PTT [ms]	289	277	279	270	273	268	269
P-P [ms]	644	638	623	655	699	711	-
R-R [ms]	651	640	630	651	701	704	-
3. pokus (klid)							
PTT [ms]	272	283	286	281	277	281	264
P-P [ms]	697	659	658	686	715	660	-
R-R [ms]	689	656	664	686	712	660	-
4. pokus (klid)							
PTT [ms]	278	266	284	264	264	262	276
P-P [ms]	646	689	639	642	657	703	-
R-R [ms]	664	654	662	638	643	704	-

1. pokus (po zátěži)											
PTT [ms]	167	145	222	206	223	206	202	182	219	217	193
P-P [ms]	458	535	471	480	436	477	458	499	460	444	-
R-R [ms]	461	490	474	472	472	468	471	466	464	463	-
2. pokus (po zátěži)											
PTT [ms]	268	253	249	251	248	245	251	233	265		
P-P [ms]	511	524	566	541	522	536	521	540	-	-	-
R-R [ms]	529	530	545	537	529	533	529	519	-	-	-
3. pokus (po zátěži)											
PTT [ms]	244	262	254	255	260	250	267	256			
P-P [ms]	558	546	562	593	605	595	581	-	-	-	-
R-R [ms]	540	549	565	584	604	590	594	-	-	-	-
4. pokus (po zátěži)											
PTT [ms]	244	258	246	253	250	259	248	-	-	-	-
P-P [ms]	534	528	531	519	523	503	-	-	-	-	-
R-R [ms]	529	528	527	519	516	514	532	-	-	-	-

Příloha 5 Fotografie výsledného zařízení

