



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MĚŘENÍ EKG POMOCÍ TEXTILNÍCH ELEKTROD

TEXTILE ELECTRODES IN ECG MEASUREMENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Filip Kocum

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Miroslav Cupal

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Elektronika a komunikační technologie**

Ústav radioelektroniky

Student: Filip Kocum

ID: 221055

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Měření EKG pomocí textilních elektrod

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s problematikou měření elektrokardiogramu (EKG) pomocí textilních elektrod umístěných na lidském těle, zaměřte se zejména na možnosti jejich uchycení a přilnavost ke kůži. Navrhněte vhodné umístění elektrod z hlediska funkčnosti a stability měření. Navrhněte předzesilovač pro zesílení EKG signálu. Navržený předzesilovač realizujte a ověřte jeho funkčnost s textilními elektrodami pomocí měření na ležící osobě, aktivním člověku a sportovci. Pro porovnání naměřených dat bude sloužit komerčně dostupný senzor teploty. Dosažené výsledky porovnejte s dostupnou literaturou.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] POLA, Taina a Jukka VANHALA. Textile Electrodes in ECG Measurement. In: 2007 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information [online]. IEEE, 2007, 2007, s. 635-639 [cit. 2021-5-25]. ISBN 978-1-4244-1501-4. Dostupné z: doi:10.1109/ISSNIP.2007.4496917
- [2] ZHOU, Yun, Xin DING, Jingwei ZHANG, Yaru DUAN, Jiyong HU a Xudong YANG. Fabrication of conductive fabric as textile electrode for ECG monitoring. Fibers and Polymers [online]. 2014, 15(11), 2260-2264 [cit. 2021-5-25]. ISSN 1229-9197. Dostupné z: doi:10.1007/s12221-014-2260-y
- [3] AN, Xiang a George STYLIOS. A Hybrid Textile Electrode for Electrocardiogram (ECG) Measurement and Motion Tracking. Materials [online]. 2018, 11(10) [cit. 2021-5-25]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma11101887

Termín zadání: 11.2.2022

Termín odevzdání: 1.6.2022

Vedoucí práce: Ing. Miroslav Cupal

doc. Ing. Lucie Hudcová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá problematikou měření elektrokardiogramu a detekcí srdeční tepové frekvence pomocí textilních elektrod umístěných na těle. Mezi hlavními úkoly bylo zejména navrhnout možnosti uchycení snímačů k tělu, aby byla zajištěna co nejlepší přilnavost ke kůži. Práce se zaměřuje na návrh vhodného umístění elektrod z pohledu funkčnosti a stability měření. Dále se práce zaměřuje na porovnání textilních a Ag/AgCl elektrod. Posledním bodem byl návrh předzesilovače pro měření a jeho následná realizace.

Klíčová slova

Elektrody, elektrokardiogram (EKG), měřicí zařízení, tkanina, měření, pásmová propust, zesilovač, pohybové artefakty.

Abstract

This Bachelor thesis deals with the issue of electrocardiogram measurement and heart rate detection using textile electrodes placed on the body. One of the main tasks was to design the possibilities of attaching the sensors to the body in order to ensure the best possible adhesion to the skin. The work focuses on the design of suitable electrode placement in terms of functionality and stability of measurement. Furthermore, the work focuses on the comparison of textile and Ag / AgCl electrodes. The last point was the design of the preamplifier for measurement and its subsequent implementation.

Keywords

Electrodes, electrocardiogram (ECG), measuring equipment, fabric, measurement, bandpass, amplifier, motion artifacts.

Bibliografická citace

KOCUM, Filip. *Měření EKG pomocí textilních elektrod* [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-05-28]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/141504>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Miroslav Cupal.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	<i>Filip Kocum</i>
VUT ID studenta:	<i>221055</i>
Typ práce:	<i>Bakalářská práce</i>
Akademický rok:	<i>2021/22</i>
Téma závěrečné práce:	<i>Měření EKG pomocí textilních elektrod</i>

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne:

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Miroslavu Cupalovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval firmě WENDELL, A.S. za pomoc při zprovoznění PCB. Chtěl bych taktéž poděkovat za podporu svojí rodině.

V Brně dne:

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK	11
ÚVOD	12
1. METODY MĚŘENÍ TEPU	13
1.1 OPTICKY.....	13
1.2 EKG.....	14
1.2.1 Elektrické vlastnosti organismu	14
1.2.2 Aktivní elektrické vlastnosti vzrušivých tkání.....	15
1.2.3 Srdeční rytmus	15
1.2.4 Vliv rušení na signál EKG	15
1.2.5 Metody pro snížení vlivu pohybových artefaktů.....	16
1.2.6 Tvar křivky EKG	17
2. DRUHY ELEKTROD	19
2.1 BALÓNKOVÉ ELEKTRODY	19
2.2 LEPÍCÍ ELEKTRODY	20
2.3 TEXTILNÍ ELEKTRODY	22
3. POLOHY ELEKTROD PRO MĚŘENÍ	24
3.1.1 Srdeční osa.....	24
3.1.2 Šesti-elektrodový systém	25
3.1.3 Tři-elektrodový systém	25
3.1.4 Fontaine leads.....	25
3.1.5 Chybně prohozené svody.....	26
3.1.6 Nesprávné pozice na hrudi.....	27
4. NÁVRH MĚŘÍČÍHO ZAŘÍZENÍ	28
4.1.1 Měřicí pás	28
4.2 NÁVRH PŘEDZESILOVAČE.....	31
4.2.1 Návrh pásmové propusti pro zesilovač	33
4.2.2 PCB.....	36
4.3 SOFTWARE	37
4.3.1 1. verze programu	37
4.3.2 IIR filtr	40
4.3.3 2. verze programu - Pan – Tompkins algoritmus.....	40
5. MĚŘENÍ	43
5.1 TESTOVÁNÍ POZIC S KOUPENÝM ZESILOVAČEM.....	43
5.1.1 Měření s lepíci elektrodami.....	45
5.1.2 Měření s textilní elektrodami na Triku.....	50
5.1.3 Měření pomocí nového zařízení	53
5.1.4 Měření koupeného zesilovače s novým softwarem a pásem.....	56
6. ZÁVĚR	58

SEZNAM PŘÍLOH..... 63

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Optické čidlo srdečního pulsu	13
1.2	Simulace EKG a PPG signálu v Matlabu	14
1.3	Průběh EKG s “motions artifacts“	16
1.4	Perioda signálu EKG	17
2.1	Balónková elektroda (převzato z [10])	19
2.2	Průřez lepící elektrody firmy Medico electrodes (převzato z [11])	20
2.3	Textilní elektrody (převzato z [16])	22
2.4	Textilní elektroda použitá při měření	23
3.1	Einthovenův rovnostranný trojúhelník	24
3.2	3 – Elektrodotový systém (převzato z [21])	25
3.3	Fontaine leads (převzato z [21])	26
3.4	EKG signál při záměně elektrod	26
3.5	EKG signál při chybné pozici na hrudi	27
4.1	Rozmístění elektrod na měřícím triku	29
4.2	EKG po zalepení druků izolepou	30
4.3	První prototyp měřícího pásu (malé kulaté elektrody)	30
4.4	Porovnání měření s elektrodami různých velikostí	31
4.5	Druhý prototyp měřícího pásu (čtvercové elektrody)	31
4.6	Funkční blokový diagram AD8232. (převzato z [23])	32
4.7	Dvoupólová dolní propust	34
4.8	Dvoupólová horní propust. (převzato z [23])	34
4.9	Návrh pásmové propusti v programu od výrobce	35
4.10	Schéma navrhnutého zesilovače v programu Eagle.	36
4.11	Osazené PCB strana TOP	37
4.12	Průběh EKG 20 vzorků za sekundu	38
4.13	PLX-DAQ	38
4.14	Testovací program v první verzi	39
4.15	Filtr IIR Horní propust - suché elektrody čtvercové	40
4.16	Pan – Tompkins algoritmus [24]	41
4.17	Pan – Tompkins algoritmus simulace v Matlabu (zdroj [25])	42
5.1	Koupený zesilovač s Arduino Due	44
5.2	Rozmístění elektrod na těle a, b, c	44
5.3	Lepící elektroda umístěna v linii ledvin na žebro	45
5.4	Průběh EKG pomocí Ag/ AgCl elektrod na rukou s osobou při pohybu	46
5.5	Průběh EKG pomocí Ag/ AgCl elektrod na rukou s osobou v klidu	46
5.6	Signál EKG při rozmístění elektrod na těle C osoba v klidu	47
5.7	Signál EKG při rozmístění elektrod na těle C osoba v klidu záměna svodů	47
5.8	Signál EKG při rozmístění elektrod na těle C osoba aktivní	48
5.9	Signál EKG při rozmístění elektrod na těle A osoba v klidu	48
5.10	Signál EKG při rozmístění elektrod na těle A osoba při aktivitě	49
5.11	Signál EKG při rozmístění elektrod na těle A záměna RA a LA elektrody osoba v klidu	49
5.12	Rozmístění elektrod na měřícím triku	50
5.13	Signál EKG z textilní elektrody umístění A	51
5.14	Signál EKG z textilní elektrody umístění A	51
5.15	Signál EKG z textilní elektrody umístění A	52
5.16	Vyrobený zesilovač s Arduino every nano	53

5.17	Frekvenční odezva pro vyrobený zesilovač.....	54
5.18	Měření s novým softwarem a novým zesilovačem	55
5.19	Frekvenční odezva pro zakoupený zesilovač	56
5.20	Měření s novým softwarem a koupeným zesilovačem.....	57

SEZNAM TABULEK

4.1	Popis funkce pinů.....	33
-----	------------------------	----

ÚVOD

Zaměřením této bakalářské práce bylo na možnosti využití vodivých textilií při měření EKG. Pro budoucnost diagnostiky stavu pacientů by tato technologie představovala opravdový *boom*. Chytrá textilie může objasnit mnoho o zdravotním stavu, protože EKG zůstává stále jedničkou na poli diagnostiky srdečních arytmií. Hlavními úkoly bylo navrhnout možnosti řešení, jak provádět měření EKG. Najít vhodné pozice k umístění elektrod, vhodné uchycení a v neposlední řadě navrhnout předzesilovač pro záznam signálu z měřících elektrod.

Práce je rozdělena do pěti kapitol. První část řeší teoreticky vybrané metody pro záznam a měření tepu. Druhá část hovoří o druzích elektrod a k jakému účelu jsou nejvhodnější. Ve třetí části se píše o možnosti umístění elektrod na těle, jenž souvisí i s různými druhy elektrod. Čtvrtá část je zaměřena jak na návrh měřícího zařízení tak jeho software. V páté kapitole je rozebráno a otestováno v praktickém měření, kde elektrody nejlépe umístit a srovnání textilních elektrod s nalepovacími a měřícím pásem. V závěru práce je zhodnoceno, jakých poznatků a výsledků bylo dosaženo.

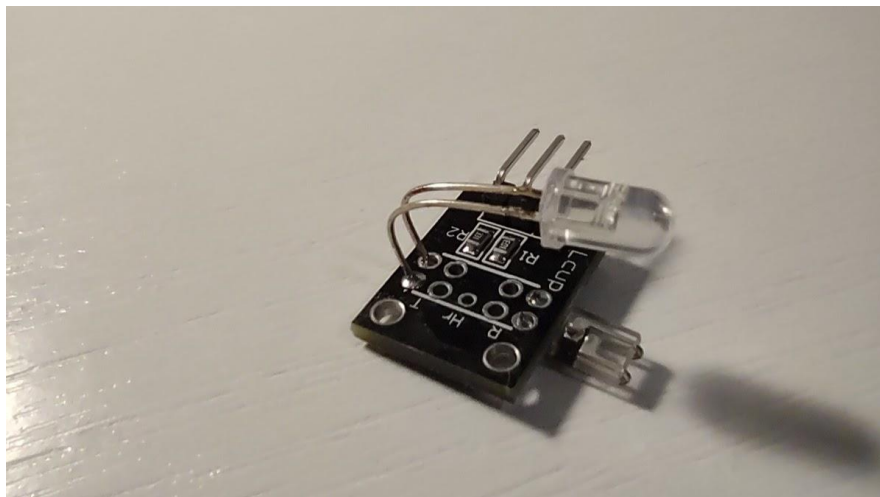
1. METODY MĚŘENÍ TĚPU

Srdeční frekvence je údaj, který nám vypovídá kolik úderů udělá srdce během jedné minuty. Puls je ovlivněn mnoha faktory, například věkem, fyzickou námahou, stresem a v neposlední řadě léky. Existuje celá řada způsobů, jak se dá provést měření tepové frekvence. U tepu lze sledovat jeho frekvenci, pravidelnost a také kvalitu. Všechny způsoby, jak lze zjistit velikost pulsu jsou založené na základních fyzikálních principech. Jedna z nejvíce používaných metod je měření optické a také EKG měření.

1.1 Opticky

Optická čidla jsou založena na principu odrazu světla. V senzoru pro snímání tepové frekvence je umístěna LED dioda a fotodioda citlivá na červené světlo. Paprsek je poslán skrze prst a fotodioda vyhodnotí kolik světla právě prošlo. Světlo je absorbováno jak tkání, tak krví. Ve chvíli, kdy nám srdce bije se změní objem krve v žilách. Podle času změny intenzity světla zaznamená microprocessor srdeční puls. Je však potřeba si uvědomit, že opticky se měří pouze důsledek srdeční činnosti a to tekoucí krev. [1]

V případě chytrých hodinek je použita podobná technologie, ale se zeleným světlem. Zelené světlo je zde zvoleno z důvodu snadného pohlcení krví. Vysílač i přijímač se nachází ve vzájemné blízkosti. Pomocí optického měření se získá signál PPG. Bohužel tato metoda může mít za určitých okolností chybné výsledky. Nesrovnalosti vznikají hlavně při pohybu čidla (např.: málo utažený náramek při běhu.) Mezi výhody této technologie patří snadnost nošení, díky tomu je dosaženo bezproblémové měření 24 hodin denně, a to i ve vodě.

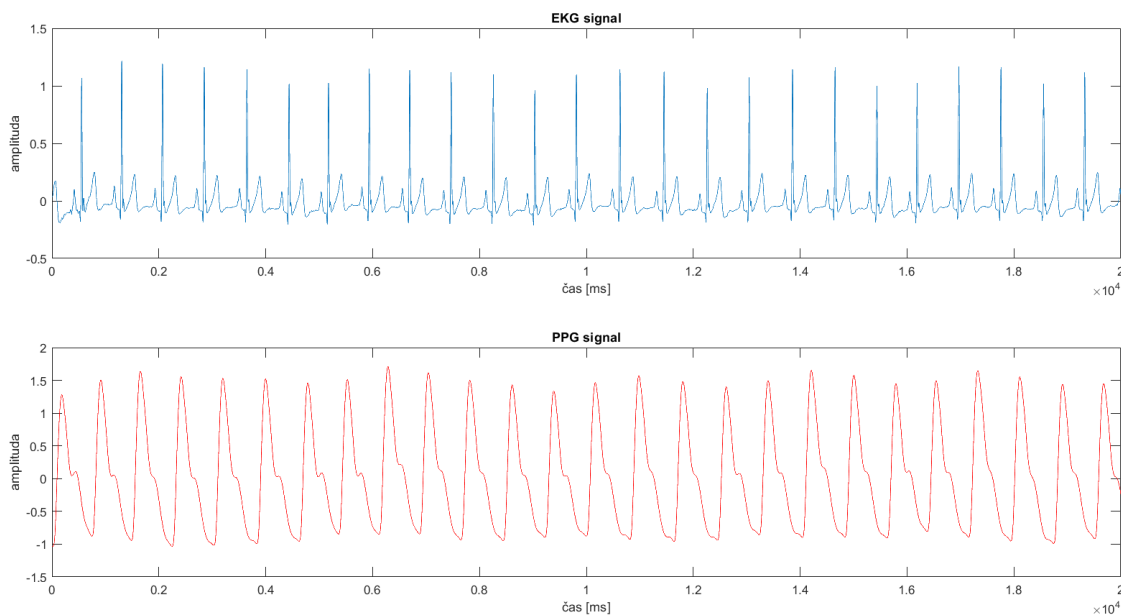


Obrázek 1.1 Optické čidlo srdečního pulsu

1.2 EKG

Elektrokardiografie je nejčastěji využívána vyšetřovací metoda v kardiologii. Srdeční sval je řízen elektrickými signály, jenž ho stimulují ke kontrakcím. Ty lze monitorovat citlivým přístrojem. Toto napětí můžeme měřit na povrchu kůže. Lze ji využívat u diagnostiky mnoha srdečních onemocnění. Mimo to může odhalit změnu velikostí jednotlivých částí srdce. [2] Na obrázku 1.2 je možné vidět dvě periody signálu EKG zdravého jedince a také PPG, které se získává pomocí optického měření tepu.

Rytmus myokardu se pohybuje v rozmezí 60-90 tepů za minutu u člověka v klidu. Vzorkovací rychlost signálu EKG se ve zdravotnictví pohybuje okolo 500 vzorků za sekundu.[3]



Obrázek 1.2 Simulace EKG a PPG signálu v Matlabu

1.2.1 Elektrické vlastnosti organismu

Fyziologické funkce mnoha orgánů mohou mít za následek vznik střídavých proudů, které jsou sled řady opakujících se impulzů či složitějších kmitů. Elektrický proud může vstupovat do lidského těla z vnějšího zdroje nebo může být generován v lidském těle procesem, který stimuluje buněčnou membránu tkání a orgánů. Elektrické vlastnosti lidských tkání a orgánů jsou proto studovány ze dvou hledisek. Jde jednak o tzv. pasivní elektrické charakteristiky, to znamená chování orgánů a tkání v elektrickém poli, jednak o elektrické jevy, ke kterým dochází při činnostech srdce, a dále o elektrické jevy, ke kterým dochází při činnosti mozku. To znamená, že jsou monitorovány aktivní elektrické charakteristiky. Převážná část buněk má v lidském organismu vlastnosti dielektrika.

Dokonalé dielektrikum má vlastnost, že není schopno vést elektrický proud. Náboje jsou vázány na atomy a molekuly. Dipólové molekuly jsou neuspořádané a vzhledem k jejich různé orientaci jsou jejich nábojové efekty kompenzovány vnějškem. [4]

1.2.2 Aktivní elektrické vlastnosti vzrušivých tkání

Činností excitačních tkání (nervy nebo svaly) vznikají elektrické projevy, tzv. akční potenciály. Elektrický výkon je doprovázen specifickými aktivitami buněk nebo tkání, jako je vedení nervového vzruchu a svalová kontrakce. Mnohé z těchto elektrických jevů jsou charakteristické pro probíhající procesy, ale při onemocněních organismu se mění. Proto je jejich sledování při výzkumu nebo diagnostice velmi důležité. Protože tyto jevy jsou velmi krátkodobé, potřebujeme k jejich sledování registrační nástroj, který musí obsahovat minimálně: [4]

- Senzory,
- zesilovač, který vhodně upraví sledovanou veličinu,
- záznamové zařízení

1.2.3 Srdeční rytmus

EKG vyniká stále jako nejlepší nástroje k diagnostikování srdečních arytmií. Chceme-li pochopit princip arytmií, musíme vycházet ze znalostí pochopení fyziologického rytmu. Tento rytmus je sinusový rytmus, ke kterému dochází spontánně v rytmických P buňkách sinusového uzlu (Keith, Flack). Princip spontaneity rytmu je schopnost rytmických P buněk vytvářet spontánní akční potenciály bez potřeby vnějšího impulsu.

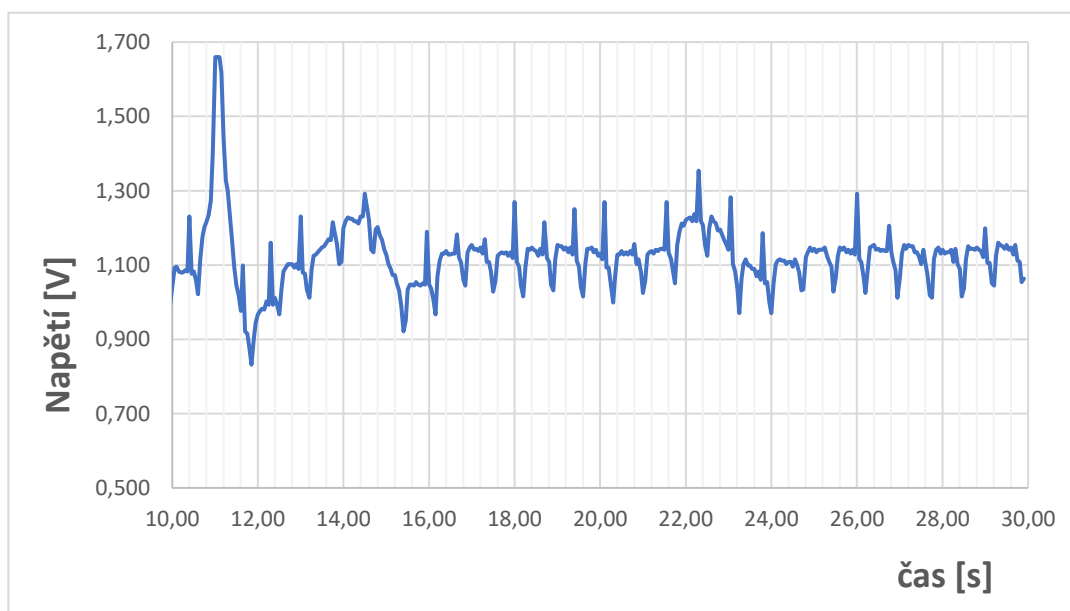
Při napětí přibližně -90 mV na povrchu obvyklé buněčné membrány je buňka připravená k depolarizaci, ke které dochází při vnějším impulsu. Proces depolarizace spočívá v rychlém toku sodíkových iontů příslušnými kanály do buňky, pak je následují stejným směrem proudem nabitě částice vápníku.[5]

1.2.4 Vliv rušení na signál EKG

Vlastní signál EKG bývá v mnoha případech doprovázen mnoha rušivými prvky. Počínaje síťovým napětím na frekvenci 50 Hz, které se pomocí elektromagnetické indukce indukuje na vodičích k elektrodám. Dále je obvyklá přítomnost bílého šumu nebo rušení způsobují signály pro jiné části těla. Například pohyby jiných svalů, jejichž stahy jsou zdrojem rušení. Filtrování signálu se stává nezbytností už jen z důvodu velikosti užitečné složky signálu, protože má velikost v rozmezí jednotek mV.[3]

Pohybový artefakt je nechťený druh šumu, který se v EKG projevuje změnou napěťové úrovně signálu. Získaný průběh je tedy potom posunutý na ose napětí. Již z názvu je patrné, že se jedná o jev způsobený pohybem při měření pomocí nositelného EKG. Hlavním důvodem vzniku artefaktů je pohyb elektrody po kůži a její různé deformace. Jelikož má tento chybný signál velkou amplitudu, může potom vést ke

špatnému určení diagnózy stavu pacienta pomocí automatických systémů pro vyhodnocování. Úplná redukce pohybových artefaktů je nevyřešeným problémem, protože jeho frekvenční spektrum se překrývá se spektrem EKG. Podle současných standardů je výrobcům nařízeno, aby zveřejnili seznam požadavků, při jejichž dodržení by bylo možné dosáhnout snížení chyby. [5] [6]



Obrázek 1.3 Průběh EKG s “motions artifacts“

1.2.5 Metody pro snížení vlivu pohybových artefaktů

Jedna z používaných metod jedná o způsobu odstranění nechtěného šumu pomocí tříosých akcelerometru připojených na elektrodách. Do velké míry lze vliv artefaktů touto metodou redukovat pomocí speciálního softwaru, jenž odečte neužitečnou složku.

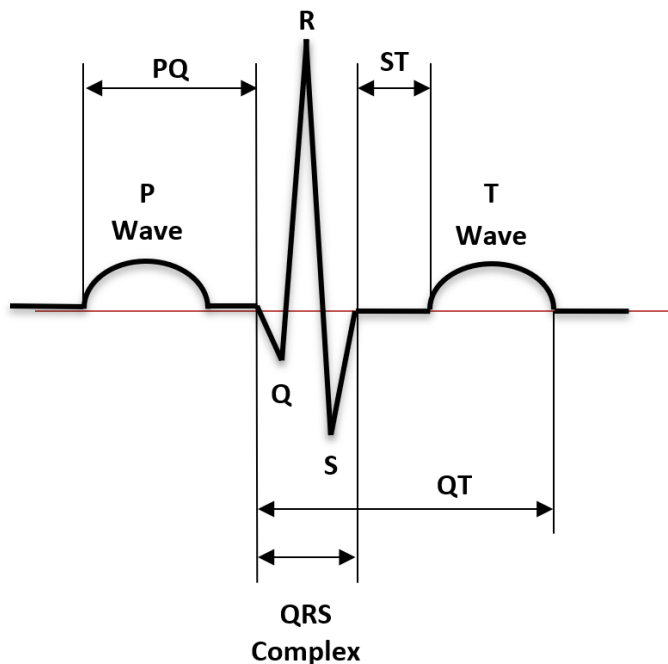
Dalším hojně využívaným způsobem je využití digitálních filtrů. Filtry jsou dělené do dvou tříd: filtry s konečnou impulsní odezvou (FIR) a nekonečnou impulsní odezvou (IIR). Mezi základní typy filtru s nekonečnou impulsní odezvou patří Butterworth filtr. Tento filtr má amplitudovou charakteristiku pro dolní propust danou výrazem:

$$|G_a(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^{2m}}, \quad (1.1)$$

kde ω_0 je mezní frekvence, při které je přenos filtru o 3 dB nižší než při nulovém kmitočtu. Póly tohoto filtru leží v levé polorovině s na polokružnici se středem v počátku souřadnic a poloměrem ω_0 . [6][7]

1.2.6 Tvar křivky EKG

EKG signál je dělen do několika důležitých intervalů, které jsou nedílnou součástí vyhodnocení zdravotního stavu pacienta. Na obr. 1.4 jsou úseky zvýrazněné. Nejvýznamnější částí je část známá pod označením QRS komplex, u něhož nejvíce vyniká právě R vlna. [3]



Obrázek 1.4 Perioda signálu EKG

- P-vlna

Prezentuje šíření excitace v síních. Tvar normální síňové excitace (vodivost intraatriálního vzruchu) je jeden hladký půlkruh, konvexní pozitivní P-vlna, jejich trvání 0,05-0,10 sec (50-100 ms) činnosti. [9]

- PQ-interval

Interval PQ je vyobrazen na povrchovém EKG doba atrioventrikulárního vedení. Používané označení bývá taktéž AV interval. Čas PQ odpovídá časovému intervalu od začátku P vlny do začátku QRS komplexu a trvá 0,12-0,20 sec (120-200 ms). Pokud bude srdeční frekvence vyšší, zkrátí se doba PQ intervalu. Pokud se doba PQ prodlouží na dobu delší jak 200ms, tak se jedná o prodloužené době trvání PQ. Vedení vzruchu ze síní do komor je patologicky prodlouženo. [9]

- QRS-komplex

Probíhá během depolarizace komor(systola). Normální komplex QRS splňuje diskutovaná kritéria morfologie Q, R a S; má šířku 0,06-0,10s (60-100ms). Je intra ventrikulární excitace rozšířena (= QRS komplex), to se projevuje dvěma způsoby, a to buď Deformací komplexu QRS a nebo Prodloužením trvání QRS. [9]

- QT-interval

Od tepové frekvence se odvíjí celková doba trvání intraventrikulární excitace.

Interval-QT se nejprve měří jako absolutní čas QT, poté je vyjádřeno v poměru se srdeční frekvencí jako relativní čas QT v procentech normy. [9]

- T – vlna

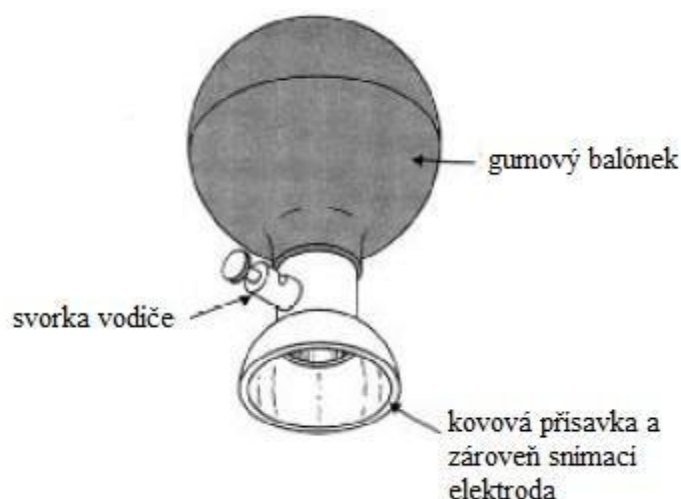
Odpovídá repolarizaci komor.

2. DRUHY ELEKTROD

Svody pro vyšetření EKG jsou jednou z hlavních součástí. Jejich vlastnosti určují kvalitu provedeného úkonu. Existují 3 základní druhy využívané podle druhu situace, kdy dochází k záznamu dat. Nejčastěji využívané jsou balonkové elektrody společně s končetinovými. Balonkové na těle pacienta drží pomocí podtlaku a končetinové by se daly popsat jako klips. Velmi využívanou variantou jsou i nalepovací elektrody a méně častou variantou chytré textilie.

2.1 Balónkové elektrody

Balónková elektroda je vylepšený typ ploché kovové elektrody a k jejímu upevnění v měřicí poloze nevyžaduje pásku ani lepidlo. Způsob upevnění balónkové elektrody usnadňuje přichycení ke kůži, ale zároveň může způsobit podráždění kůže při dlouhodobém skenování. Používá se při měření EKG, při kterém jsou elektrody umístěny na hrudník a ošetřeny vodivým gelem. Tento typ elektrody se používá v ambulancích a při krátkodobých vyšetřeních. Balónková elektroda se skládá z přísavky a gumového balónku. V prostoru mezi balónkem a přísavkou je konektor pro připojení vodičů. Elektrody jsou upevněny na kůži pomocí přísavek. Pokud přísavka slouží zároveň jako snímací elektroda, je vyrobena z kovu. Nevýhodou tohoto typu elektrody je, že kontaktní plocha mezi elektrodou a pokožkou je menší než velikost přísavky. Tomu lze předejít použitím pryžových přísavek s kovovými kotoučovými elektrodami připevněnými uvnitř. Tím se zvětší kontaktní plocha mezi elektrodou a kůží. Bohužel i zde jsou zjevné nedostatky, jako je snížená životnost a účinnost přísavek [10]

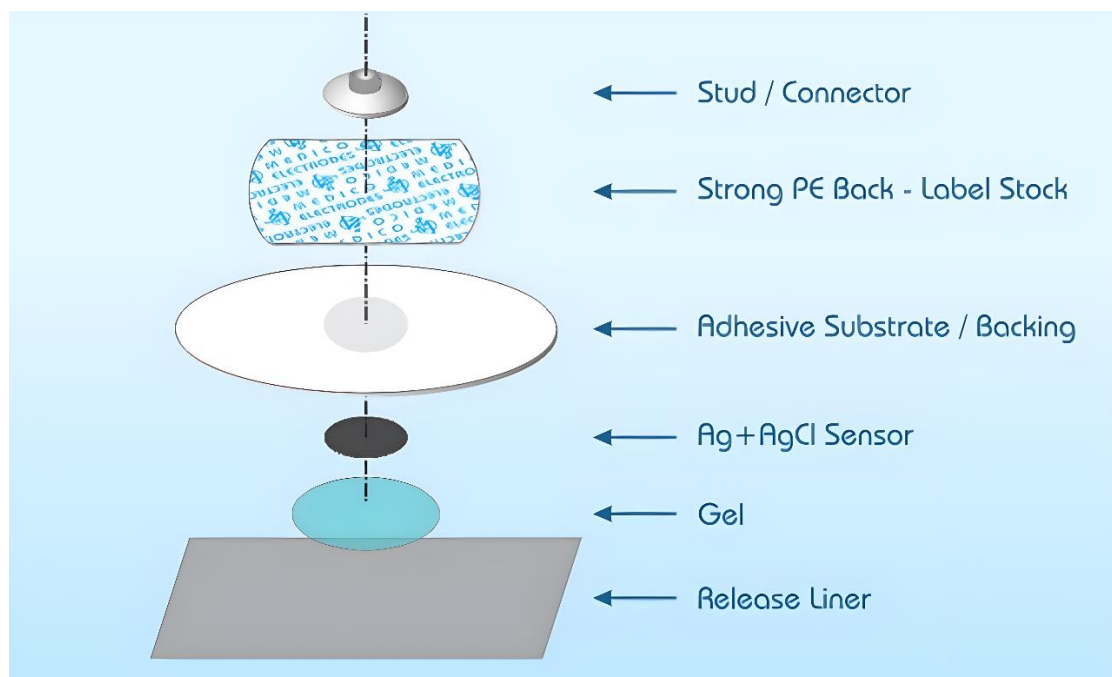


Obrázek 2.1 Balónková elektroda (převzato z [10])

2.2 Lepící elektrody

I při zátěžovém testování jsou jednorázové adhezivní elektrody velmi jednoduchým řešením pro monitorování EKG. Tento typ elektrody lze také použít i při vyšetření na magnetické rezonanci. Na pěnovém nosiči je nanesen speciální vysoce adhezivní elektrodotový hydrogel, který zajišťuje vysokou přilnavost k pokožce.

Výrobci nabízí celou řadu řešení podle konkrétního účelu. Základní dělení je na elektrody na měření pro delší časový úsek než 24 hodin, nebo pro krátkodobé měření při zátěži. Dále existují elektrody pro monitorování v klidu či pouze monitorovací, které se liší i typem propojení s kabeláží. Pod konektorem se nachází oddělující část zvaná lepící podklad, jenž má za úkol držet elektrodu pevně na pokožce. Podklad je obvykle pěnový, avšak v případě alergií může být z čirého plastu nebo z netkané textilie. Konektory pro připojení k ECG jsou obvykle ocelové druky nebo banánkové nástavce, ale pro měření na magnetické rezonanci je možnost volby radiolucentních druků (nejsou magnetické). Příklad viz obr. 2.2



Obrázek 2.2 Průřez lepící elektrody firmy Medico electrodes (převzato z [11])

Elektrody z chloridu stříbrného se také používají v mnoha aplikacích bio elektrodotových systémů, jako jsou bio monitorovací senzory jako součást elektrokardiogramu (EKG) a elektroencefalogramu (EEG) a transkutánní elektrická nervová stimulace (TENS) pro dodávání elektrického proudu. Historicky byly elektrody

vyrobeny z čistého stříbra nebo cínu, niklu nebo mosazi (slitina mědi a zinku) potažené stříbrným filmem. V dnešních aplikacích většinu biologických monitorovacích elektrod tvoří senzory stříbro/chlorid stříbrný, které se vyrábějí nanášením tenké vrstvy stříbra na plastový substrát. Stříbro ve vnější vrstvě se přemění na chlorid stříbrný.[12]

Princip činnosti senzoru stříbro/chlorid stříbrný spočívá v přeměně iontového proudu na povrchu lidské tkáně na elektrický proud, který je do měřicího přístroje dodáván vodičem. Důležitou součástí operace je aplikace elektrolytického gelu mezi elektrodu a tkáň. Gel obsahuje volné chloridové ionty, takže iontový náboj může být přenesen přes roztok elektrolytu. Proto má roztok elektrolytu stejnou iontovou vodivost jako lidská tkáň. Když je generován iontový proud, kovové atomy stříbra (Ag(s)) elektrody oxidují a uvolňují kationty Ag^+ do roztoku a uvolněné elektrony přenášejí elektrické náboje přes dráty. Současně se chloridové anionty (Cl^-) přítomné v roztoku elektrolytu přesouvají k anodě (kladně nabitá elektroda) a v kombinaci s kationty stříbra (Ag^+) přítomnými na stříbru jsou ve formě chloridu stříbrného (AgCl) sráženy na povrchu elektrody. Tato reakce umožňuje tok iontů z roztoku elektrolytu k elektrodám, zatímco tok elektronů prochází elektrickým vodičem připojeným k měřiči. Při samotném měření jsou lékaři tváří k problému vytvoření bio potenciálu měření. Lidská pokožka může být suchá někdy i stará a tak vytváří vysokou impedanci, což velmi stěžuje získání kvalitních dat. Navíc se impedance může lišit i v závislosti na etnickém původu, věku a pohlaví. Kliničtí pracovníci kůže obvykle ošetří jemným abrazivem, aby se odstranila tenká vrstva odumřelé tkáně, což umožní lepší tok iontů mezi tkání a elektrolytem na elektrodě. Tímto postupem je dosaženo lepších dat, avšak vyžaduje to čas navíc. [13] [14]

Potíže mohou nastat také u dlouhodobého záznamu, kdy vyschne elektrolyt v časovém úseku několika hodin. Impedance elektrolytu začne narůstat a rovnoměrně s tím se zvyšuje offset, jenž navýší dynamický rozsah nástroje. Při frekvenci 10 Hz se impedance může pohybovat při použití elektrolytu typicky kolem 5 $\text{k}\Omega$ (Tento údaj je závislý na výrobci). Výrobce musí počítat s podmínkami kdy se můžeme setkat s impedancí ve stovkách $\text{k}\Omega$. [13]

2.3 Textilní elektrody

Přestože jsou textilní materiály nevodivé, existují i jisté modifikace tkanin, kde lze dosáhnout výborných mechanických vlastností a také vodivosti. Vodivé textilie obsahují přízi vysoce vodivých kovů s velmi malou hmotností, které splňují standardy na stínění (Faradayova klec). [15]



Obrázek 2.3 Textilní elektrody (převzato z [16])

Přístroj na bázi textilu pro monitorování se těší velké oblibě. Chytré textilie by umožnily vzdáleně sledovat ohrožené osoby, objevit začátek kardiovaskulárních onemocnění a sledovat fyzickou aktivitu při pohybu. I přes velký zájem o tuto technologii zatím brání jejímu rozmachu trojrozměrný charakter při aplikaci na elastických materiálech. Vlákná v tkané textilii a netkané textilii jsou propletena do husté síťové struktury, která tvoří velmi plochou, ale většinou neroztažnou strukturu. Vlákná v pletenině jsou spojena do hadovitého tvaru a tento tvar lze měnit působením mechanické síly na pleteninu, čímž se mění její design. Takové vlnité vlákno připomíná vlastnostmi i strukturou pružinu a dodává látce značnou odolnost při změně tvaru. Na tenké tkaniny a netkané textilie se využívá přímý přenos pletacího vzoru, zatímco u silných a strukturovaných látek se využívá vyšívání a pletení. K vytvoření vodivých vzorů na textiliích lze použít mikro-kontaktní a inkoustový sítotisk. Vodivý materiál je potřeba nanést nejen na povrch pletené struktury, ale i do její struktury, a to zajišťuje

nepřetržitý kontakt příze při mechanické deformaci i při natahování. Mikro-kontaktní a inkoustový tisk umožňují přímý přenos vzoru, který se obvykle provádí na tenkých tkaninách, protože současně lze přenést malé množství inkoustu. Výroba vodivé látky pletením a vyšíváním spočívá ve vnášení jednotlivých vláken do struktury textilie. U šití se používají tenké ocelové, měděné nebo jiné dráty. Při výrobě je potřeba velké množství drátů k vytvoření vzoru. [17], [19]

Tkaninové senzory je potřeba připojit k jinému látkovému okruhu prvků, k jiným sensorům a obvodům ke sběru dat. Závisí na typu senzoru a konečné aplikaci. Konektivita pro sběr signálu je jednou z největších výzev. V závislosti na konkrétní aplikaci má specifické požadavky. Mezi základní požadavky patří například mechanická stabilita senzoru na oděvu. Za takových okolností musí být hlavně snímací prvek pevně a zároveň pružně zapojen do datového konektoru. Dojde-li k vyslání signálu bezdrátově, je nutné, aby spoj přenášející data byl robustní s minimálními ztrátami přenosu.[18]



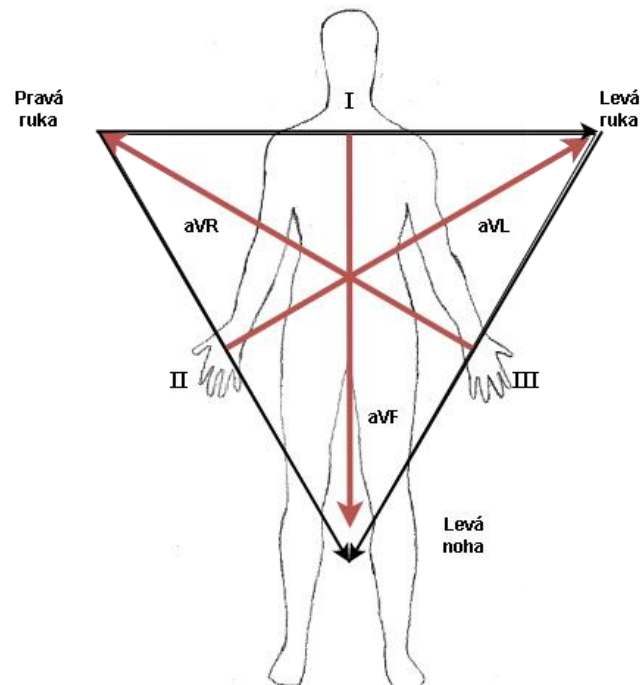
Obrázek 2.4 Textilní elektroda použitá při měření

3. POLOHY ELEKTROD PRO MĚŘENÍ

Svody se nazývají místa, na něž přikládáme elektrody. Upevnění svodů je zajištěno ať už pomocí gumových manžet, tak i pomocí balonkových či samolepících elektrod. Existuje mnoho metod pro měření například dvanácti svodové systémy používané v lékařství využívají balonkové hrudní elektrody a končetinové. Základní body pro umístění na těle se určuje podle anatomie těla obvykle podle žeber.

3.1.1 Srdeční osa

Elektrická osa srdce se vztahuje ke směru vektoru elektrické aktivity ve frontální rovině během depolarizace komor. Nejde tedy o elektrickou osu celého srdce, ale pouze o komory. (Na EKG ose QRS komplexu). Stejnou metodou lze samozřejmě určit elektrickou osu atria, ale není to příliš praktické. Elektrická osa srdce není totožná s anatomicou osou. Určení elektrické osy srdce je důležité pro hodnocení blokády ramének a fascikulů (kdy vykazují největší odchylku), hodnocení ventrikulární hypertrofie a identifikaci příčiny určitých komorových arytmií. Normální rozsah osy je od -30° do $+105^\circ$. Takové ose říkáme intermediální. I, II, III jsou označení pro svody EKG záznamu. Směr jejich vektoru ukazují šipky. [20]



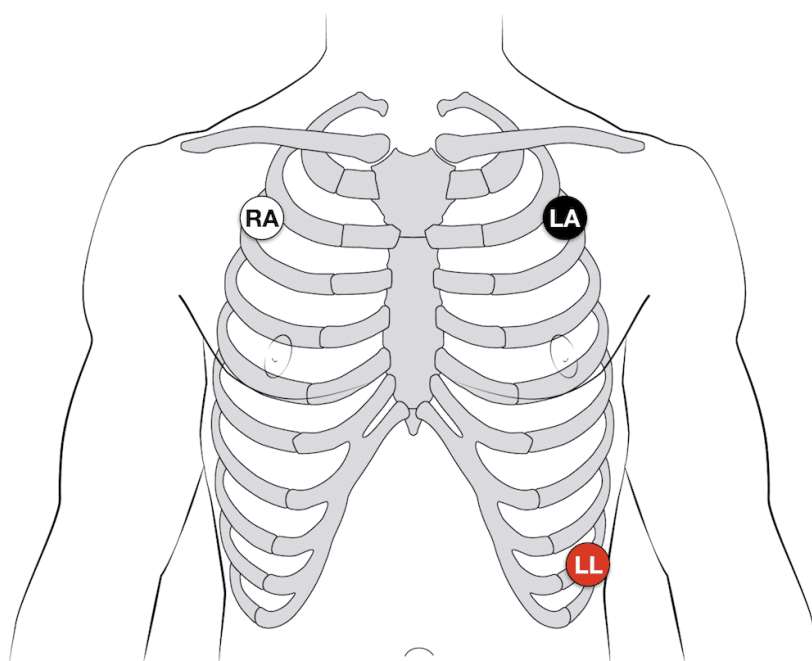
Obrázek 3.1 Einthovenův rovnostranný trojúhelník

3.1.2 Šesti-elektrodivý systém

Toto řešení se využívá u zařízení zvaného Holter. Na hrudníku pacienta je nalepeno šest elektrod, které celý den monitorují elektrické srdeční aktivity. Následně jsou po vyhodnocení dat možné diagnostiky poruch srdečního svalu. Během měření pacient může vykonávat všechny denní aktivity. Avšak je nutností, aby o všech úkonech lékař věděl, a mohl tak spolehlivě vyhodnotit data z vyšetření.[4]

3.1.3 Tři-elektrodivý systém

Systém využívá 3 elektrody (RA, LA a LL) a jak vyplývá z obr. 3.1 monitoruje tedy bipolární svody I, II a III. Pro nejlepší výsledky je zde potřeba přibližně stejné vzdálenosti elektrod od srdce. Umísťují se například na předloktí obou rukou a levý bérce.[4]

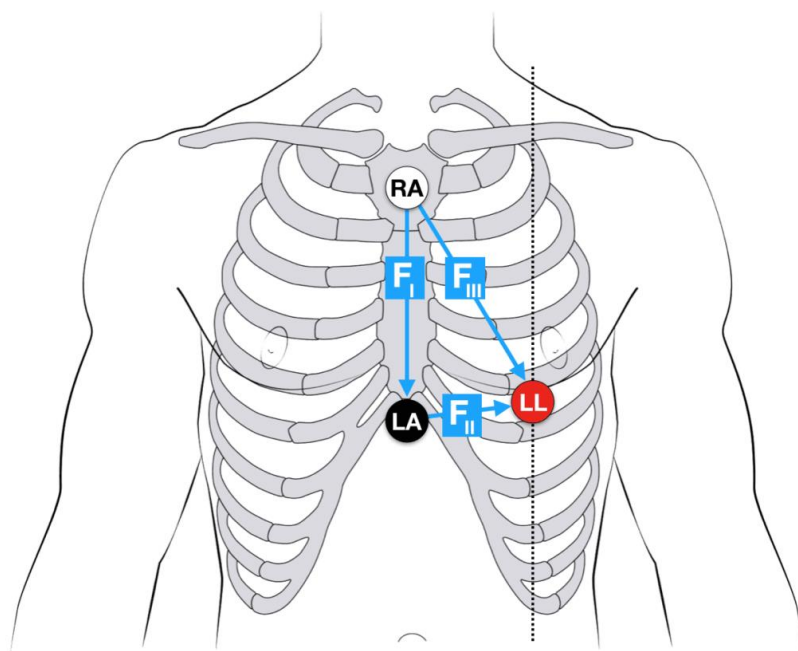


Obrázek 3.2 3 – Elektrodivý systém (převzato z[21])

Zapojení pro místa má mnoho variant podle toho, na jakou část srdce se chceme zaměřit. Jedna z možností je Fontaine leads.

3.1.4 Fontaine leads

Metoda pojmenována po francouzském kardiologovi a elektrofyziologovi Guy Hugues Fontaine se využívá pro větší citlivost při zjišťování epsilonových vln. Svody jsou umístěny, jak je znázorněno na obr.3.3. Bipolární svody se u tohoto zapojení nazývají FI, FII a FIII. Zaznamenává se potenciál pravé komory od infundíbula až k bránici. Dále lze identifikovat kromě epsilon vlny i AV disociace u komorové tachykardie.

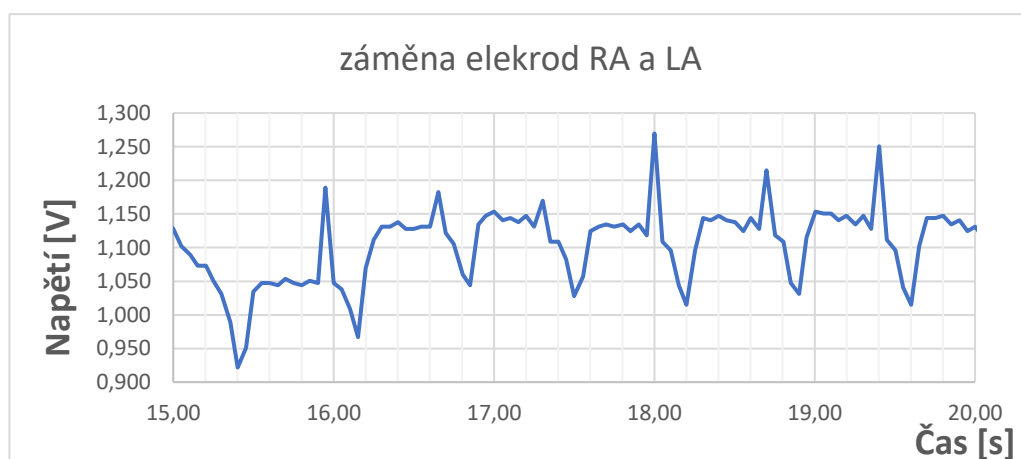


Obrázek 3.3 Fontaine leads (převzato z [21])

Pro měření byl vybrán tří elektrodový systém, protože je nejméně náročný na realizace a potom také pro měření tepové frekvence je nejideálnější. Tepová frekvence se určí následně pomocí dobře viditelné R vlny.

3.1.5 Chybně prohozené svody

V důsledku záměny končetinových svodů může nastat situaci, kdy se QRS komplex se společně s vlnou P jeví jako záporný signál. Při prohození elektrod pro horní a dolní končetiny nastane problém s velikostí amplitudy signálu, a také se mohou opět části EGK křivky invertovat. [22]

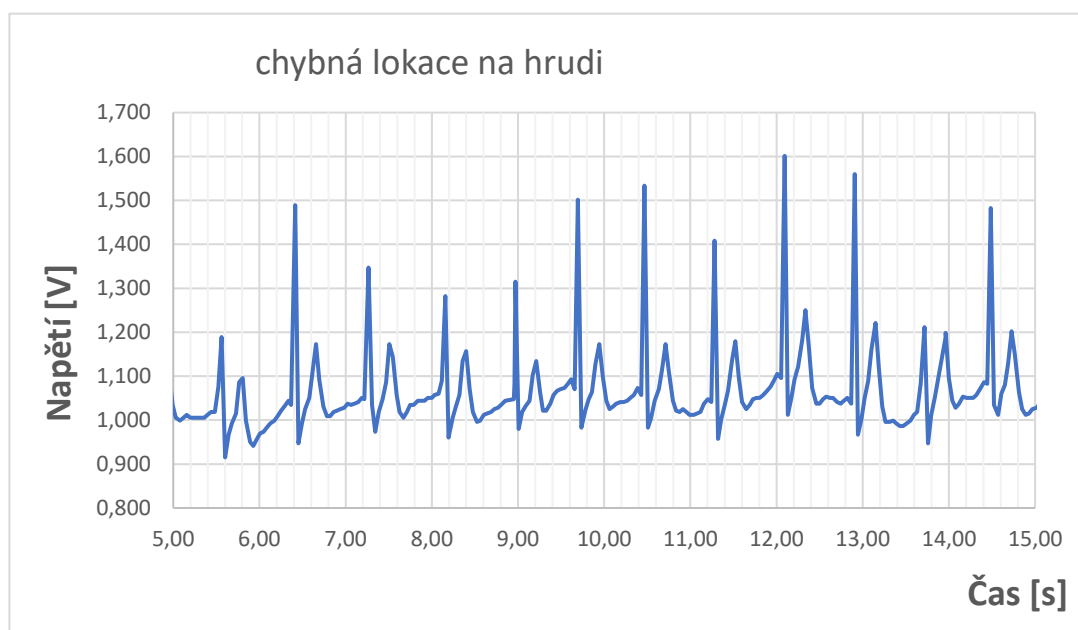


Obrázek 3.4 EKG signál při záměně elektrod

3.1.6 Nesprávné pozice na hrudi

Umístění elektrod příliš vysoko (velmi časté, zvláště elektrody 1 a 2) může způsobit negativitu P vlny ve svodech V1 (a někdy i V2) a způsobit snížení amplitudy komplexu QRS v těchto svodech na negativitu. To někdy vede k chybné diagnóze neúplné blokády pravé paže nebo dokonce zjizvení po infarktu myokardu.

Pokud jsou elektrody umístěny příliš blízko hrudní kosti, získají křivky, které neodpovídají části srdeční stěny, jimž by měly odpovídat odpovídající svody. Z důvodu správné lokalizace onemocnění srdce je velmi důležité respektovat pravidla pro správné umístění. [22]



Obrázek 3.5 EKG signál při chybné pozici na hrudi

4. NÁVRH MĚŘÍCIHO ZAŘÍZENÍ

Návrh měřícího zařízení se skládá ze tří částí. První část se věnuje návrhu měřícího pásu a vychází z měřených dat v kapitoly měření. Následně když je zajištěno snímání signálu z kůže bylo potřeba navrhnout vhodný zesilovač, aby signál byl vyfiltrován a dalo se z něho přečíst EKG křivku. Nedílnou součástí celého měřícího zařízení je software. Jedna část této kapitoly se věnuje softwaru na zobrazení EKG křivky a druhá část se věnuje pokročilejšímu algoritmu na určení srdeční tepové frekvence z identifikovaných QRS komplexů.

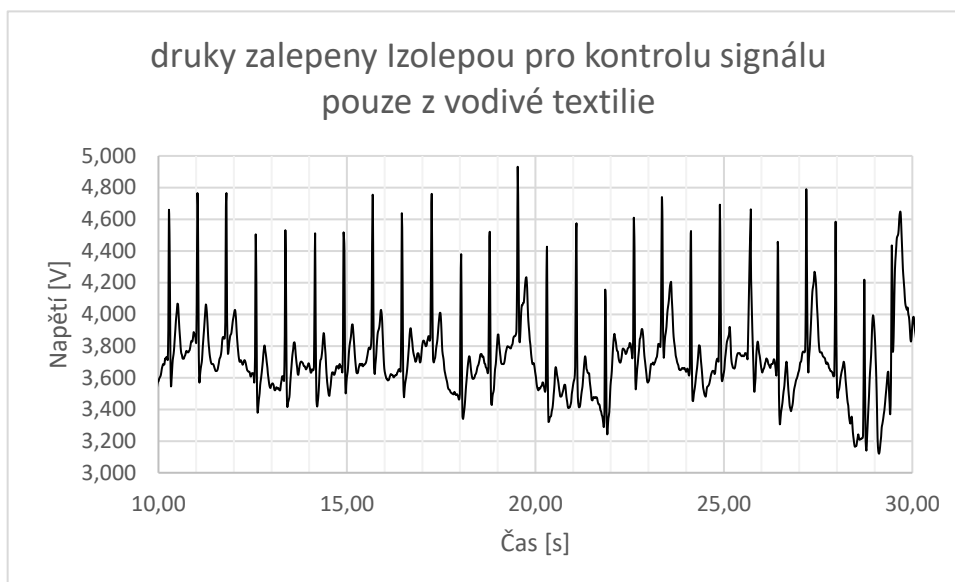
4.1.1 Měřící pás

K účelům měření byla elektroda vyrobená z vodivé látky firmy Laird s továrním označením *3050-517 Conductive Fabric*. Jedná se o tkaninu tvořenou vysoce vodivou vrstvou mědi a vnější vrstvou niklu, který zvyšuje odolnost vůči korozi. Materiál je velmi lehký a prodyšný. Byla vystřižena poměrně velká kolečka o průměru 65 mm. Dále byly elektrody opatřeny ocelovými druky a na vrchní straně doplněny o suchý zip pro upevnění ke triku viz obr. 4.1. Uchycení k bavlněnému tričku umožňovalo velmi snadnou realizaci měření, ale úskalím zde byl kontakt s pokožkou, protože triko je děláno v univerzálních velikostech. Bylo by potřeba vyrobit sportovní triko na míru. Toto řešení by však bylo drahé.



Obrázek 4.1 Rozmístění elektrod na měřícím triku

Po sérii měření se došlo k závěru, že uchycení k triku nebude dostatečné pro účely měření. Na funkčním triku nebyly elektrody dostatečně přitlačeny ke kůži a způsobovalo to rušení pohybovými artefakty, či úplnou ztrátu signálu. Nejprve bylo informativně změřeno, do jaké míry pochází snímáný signál EKG z vodivé textilie. Byly tedy zalepeny ocelové druky pomocí lepící pásky a následně změřen průběh surového signálu EKG s elektrodami kruhového tvaru s průměrem 60 mm (viz. obr. 4.2), tak bylo dokázáno, že signál pochází i z vodivé textilie. Dalším měřením impedance kousku tkaniny o rozměrech 40 x 40 mm bylo taktéž zjištěno, že odpor se pohybuje v rozmezí desetin ohmů.



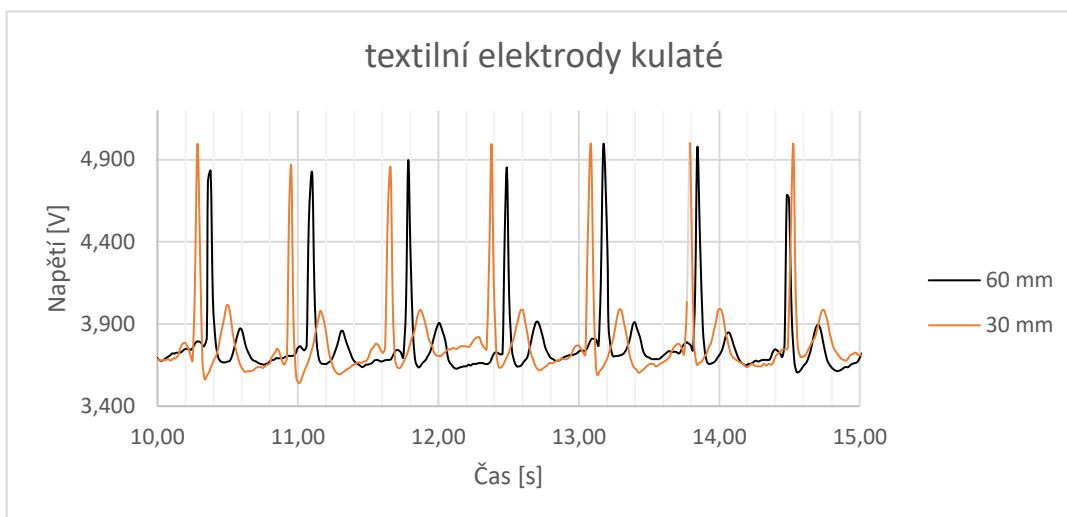
Obrázek 4.2 EKG po zalepení druků izolepou

Bylo rozhodnuto začít s realizací pásu pro měření. Požadavky na jeho vlastnosti byly hlavně pružnost a pohodlnost nošení. Jako materiál byla zvolena krejčovská guma o šířce 50 mm. Takovéto rozměry zajišťovali dostatečný prostor pro uchycení elektrody a zároveň neohrožil nekomfort při natahování této elastické textilie. S ohledem na stavbu těla měřeného byly změřeny míry tak, aby bylo dosaženo přitlaku na kůži v místech pod prsními svaly na žebrech. Druhý pás byl umístěn v obvodu nad prsními svaly v linii podpaží.



Obrázek 4.3 První prototyp měřicího pásu (malé kulaté elektrody)

Na obšití elektrod byla použita vodivá nit s velmi nízkou impedancí. Díky tomu se nezasahovalo do rozměrů kontaktní plochy.



Obrázek 4.4 Porovnání měření s elektrodami různých velikostí

Již z grafu na obr. 4.4 je patrná jedna skutečnost. Velikost elektrod nemá v klidovém stavu vliv na amplitudu a kvalitu snímaného signálu. Naopak tomu může být při sportovní aktivitě, kde je téměř vyloučeno mít malé elektrody. Při pohybu je u nich větší pravděpodobnost ztráty kontaktu s pokožkou a tím pádem jsou taková data nechtěná.

U druhého prototypu pásu byl zvolen jiný tvar elektrod z důvodu snadnějšího šití, a také je zlepšení v přilnavosti s kůží. Vodivá textilie ve tvaru čtverců o straně 40 mm byla našitá opět na krejčovskou gumu a byla opatřena druky na připojení k vodičům zesilovače.

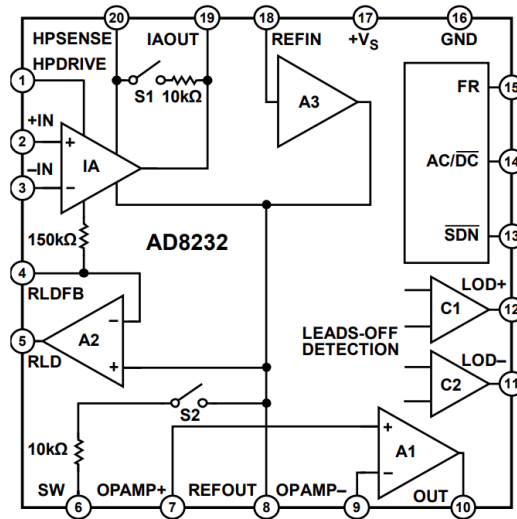


Obrázek 4.5 Druhý prototyp měřícího pásu (čtvercové elektrody)

4.2 Návrh předzesilovače

Po osvědčení koupeného řešení zesilovače signálu bylo navrženo řešení založené na stejném integrovaném obvodu. Přestože se nabízí na trhu mnoho možností, z čeho vybírat. Pro předzesilovač je použit integrovaný obvod AD8232. Bylo to z důvodu nízké ceny a pro tento účel je AD8232 zcela dostačující. Tento integrovaný obvod je navíc primárně od výrobce určen pro měření biologických signálů s nízkou napětíovou

hladinou. Napětí generované organismem se pohybuje okolo hodnoty 1 mV, takže šumová úroveň na vstupu udávaná výrobcem (cca 14 μV p-p pro frekvenční rozsah 0,5 Hz-40 Hz [23]) a také po průchodu zesilovačem (cca 8 μV p-p [23]) by neměla mít téměř žádný vliv. Naskytla se možnost využít předzesilovač od stejné firmy AD8233, ale zde z důvodu provedení pouzdra BGA bylo vybráno provedení SMD pro snadnější realizaci.



Obrázek 4.6 Funkční blokový diagram AD8232. (převzato z [23])

Důležitou funkci v IO vytváří IA zesilovač na vstupu. Poskytuje potlačení šumu nejméně 80 dB. Zisk vstupního zesilovače IA je zde nastaven na 100.

Tabulka 4.1 Popis funkce pinů

Pin č.	Název	Popis
1	HPDRIVE	Slouží k udržení stejné úrovně referenčního napětí
2	+IN	Kladný vstup zesilovače IA (LA - obvykle)
3	-IN	Záporný vstup zesilovače IA (RA - obvykle)
4	RLDFB	Zpětnovazební vstup pro elektrodu RL
5	RLD	Výstup zesilovače pro RL
6	SW	Spínací terminál s rychlou odezvou
7	OPAMP+	Kladný vstup operačního zesilovače
8	REFOUT	Použití jako plovoucí zem
9	OPAMP-	Invertující vstup operačního zesilovače
10	OUT	Výstup operačního zesilovače (zesílený signál)
11	LOD-	Pin pro detekci odpojení -IN
12	LOD+	Pin pro detekci odpojení +IN
13	\overline{SDN}	Vypínací vstup
14	$\overline{AC/DC}$	Ovládání režimů pro detekci svodů (AC/DC)
15	FR	Vstup ovládání s rychlou odezvou
16	GND	Zem
17	+Vs	Napájecí (3,6V)
18	REFIN	Vstup referenční napětí pro plovoucí zem (REFOUT)
19	IAOUT	Výstup vstupního IA zesilovače
20	HPSENSE	Nastavení filtru proti DC

4.2.1 Návrh pásmové propusti pro zesilovač

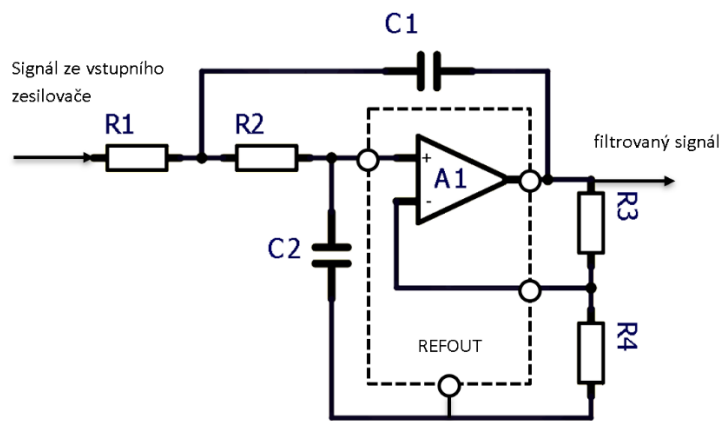
Pásmová propust je lineární filtr, co propouští signál jen v určeném frekvenčním rozsahu. V praxi jej lze nejčastěji zahlédnout v audio technice při filtrování signálu pro střední kmitočty. Šířku pásma je u pásmové propusti definována jako rozdíl mezi největší a nejmenší frekvencí přenášeného signálu. Při návrhu bylo počítáno nejprve ručně a potom pomocí programu od výrobce, aby se zamezilo chybě ve výpočtech.

Pro strmější charakteristiku poklesu na dekádu je zvolena dvojpólová dolní a horní propust. Postupovalo se nejdříve podle rovnice pro návrh dolní propusti. Kmitočet byl navržen 19 Hz, což vychází z hodnot užitečného signálu.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot C_2}}, \quad (4.1)$$

$$Gain = 1 + R_3/R_4, \quad (4.2)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot C_2}}{R_1 \cdot C_2 + R_2 \cdot C_2 + R_1 \cdot C_1 \cdot (1 - Gain)}, \quad (4.3)$$

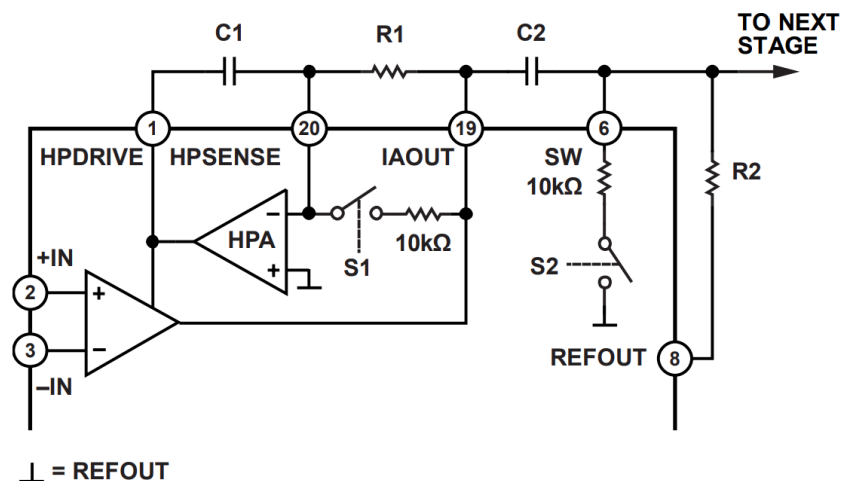


Obrázek 4.7 Dvoupólová dolní propust.

Po dosažení do vztahu (4.1) byly získány hodnoty součástek: $R_1 = 1 \text{ M}\Omega$, $R_2 = 1 \text{ M}\Omega$, $C_1 = 3,3 \text{ nF}$, $C_2 = 22 \text{ nF}$. Dále byly zvoleny velikosti $R_3 = 100 \text{ k}\Omega$ a $R_4 = 1 \text{ M}\Omega$, abychom dosáhli zisku pásmové propusti $\text{Gain} = 11$. Následně vyšel činitel jakosti $Q = 0,195$.

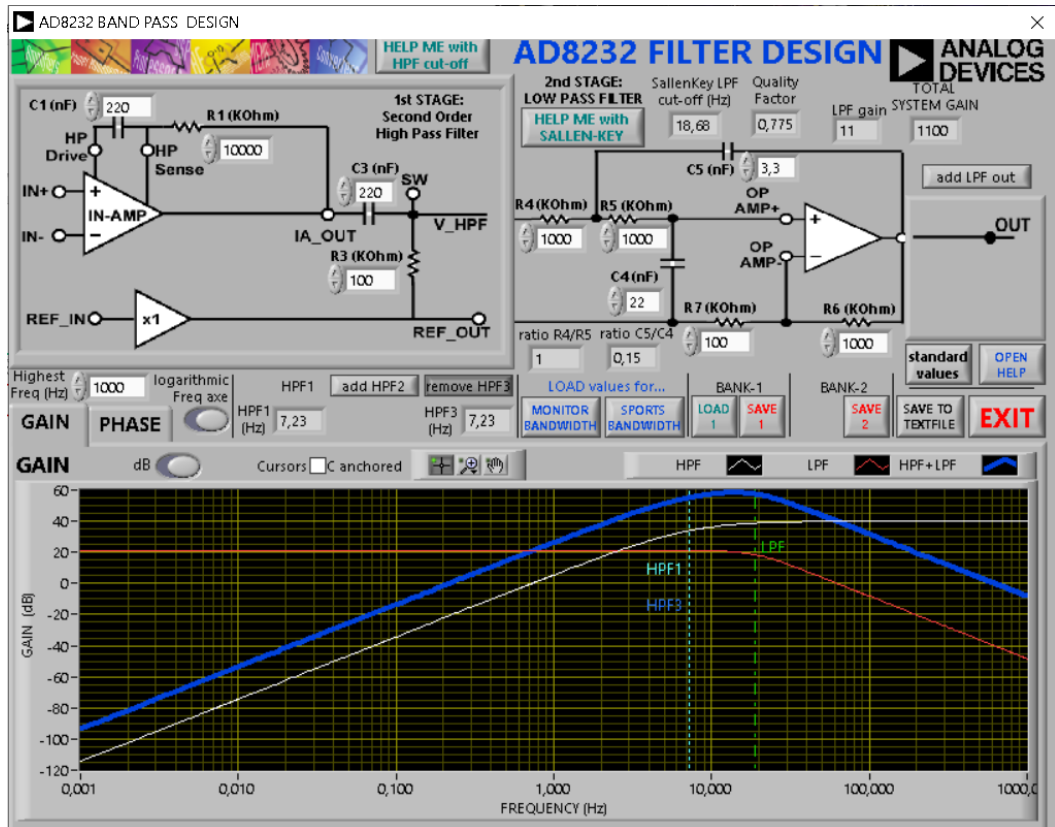
$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot C_2}}, \quad (4.4)$$

Dále jsme vypočítali pomocí vztahu 4.4 dvojpólovou horní propust. Frekvenci jsme nastavili na 7 Hz. Hodnoty součástek vyšly: $R_1 = 100 \text{ k}\Omega$, $R_2 = 100 \text{ k}\Omega$, $C_1 = 0,22 \text{ }\mu\text{F}$, $C_2 = 0,22 \text{ }\mu\text{F}$.

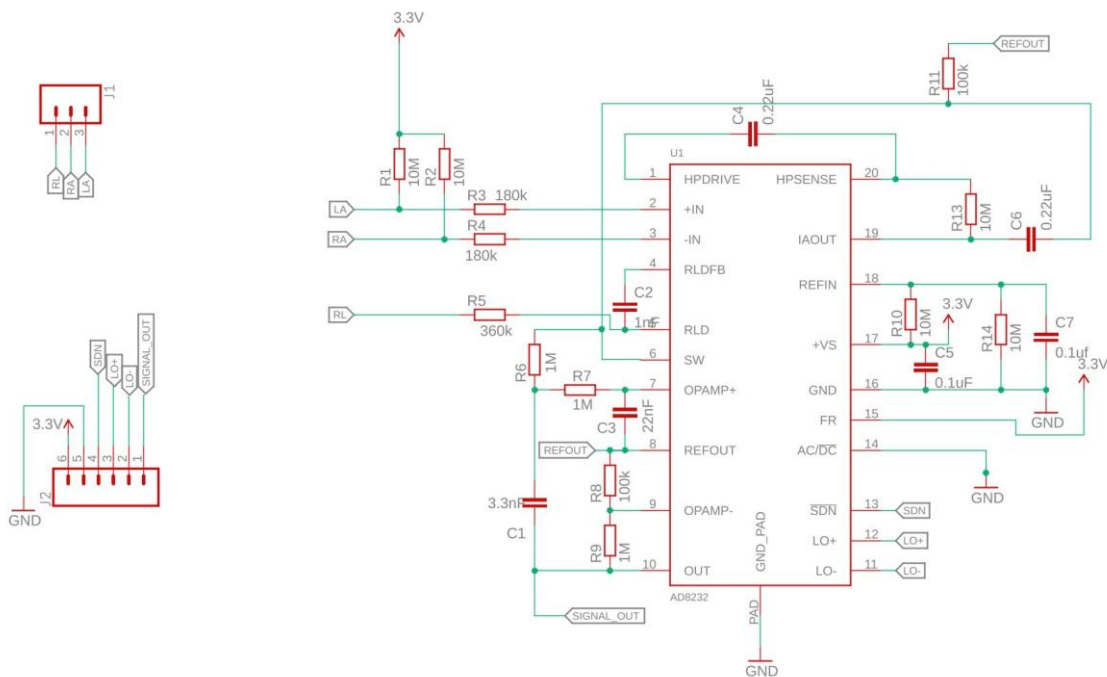


Obrázek 4.8 Dvoupólová horní propust. (převzato z [23])

Po propojení horní a dolní propustí s integrovaným obvodem jsme dostali pásmovou propust 4. řádu. S frekvenční charakteristikou se strmostí 40 dB/dek. Celkový zisk systému je potom 100 na vstupním zesilovači vynásoben ziskem na aktivním filtru 11, potom je celkový zisk systému 1100. Pro ověření vypočtených dat byl použit software od výrobce sloužící k návrhu Pásmové propusti. Po výpočtech pásmové propusti došlo k návrhu předzesilovače v programu Eagle viz obr. 4.10.



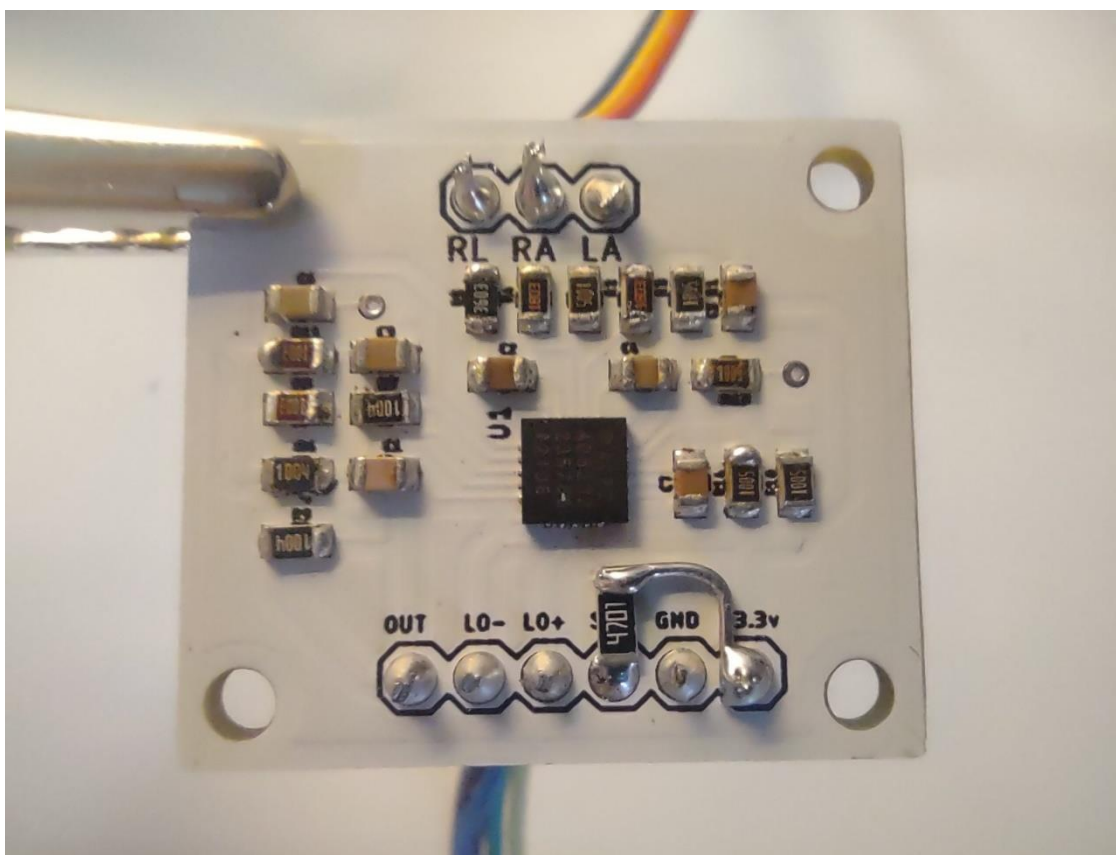
Obrázek 4.9 Návrh pásmové propusti v programu od výrobce



Obrázek 4.10 Schéma navrhnutého zesilovače v programu Eagle.

4.2.2 PCB

Při návrhu PCB byl použitý software firmy Autodesk – EAGLE. Bylo potřeba upravit základní knihovny pro potřeby snadnější realizace desky plošného spoje v prostředí, kde se nejedná o sériovou výrobu. Zejména velikosti plošek, aby osazovaná součástka mohla na nich při přetavení cínu tzv. „plavat“. Dále bylo zapotřebí dodržovat, co možná nejmenší rozměry. Tím bylo zamezeno útlumu signálů. Součástky byly volené s pouzdry velikosti 0805 pro snadnější manipulaci se součástkami.



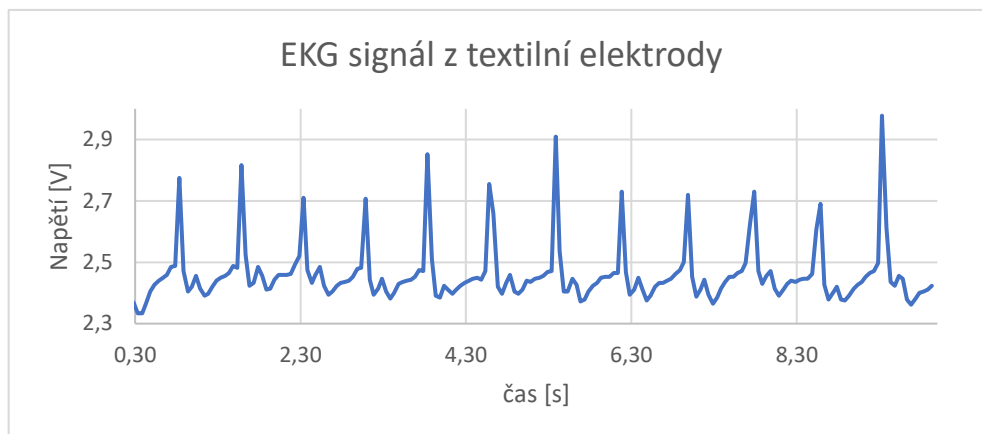
Obrázek 4.11 Osazené PCB strana TOP

4.3 Software

Při testování elektrod v první fázi práce byl použitý jednodušší algoritmus, jenž si neuměl poradit s interferencemi a pohybovými artefakty. Využíval jen metody určování QRS komplexu pomocí amplitudy. Ve druhé fázi testování byl použitý lepší software na principu Pan – Tompkins algoritmu. Využil jsem na něho již hotový software s knihovnou, protože hlavním účelem této práce nebylo navrhnout zcela nový software.

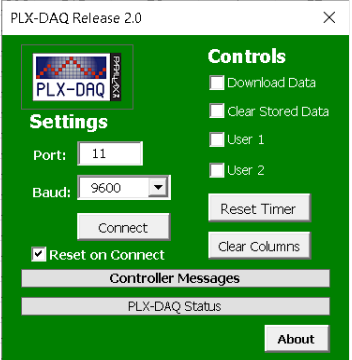
4.3.1 1. verze programu

Mezi výhody první verze algoritmu patří jednoduchost a nenáročnost na systém, takže by stačil i méně výkonný mikroprocesor na zpracování dat. Hlavním úskalím se stává právě tato jednoduchost, protože je pevně nastavený práh pro zaznamenání R vlny. Může tedy nastat situace, kdy je amplituda R vlny moc malá a systém to vyhodnotí jako by nic neproběhlo. V takovém případě není vypočítaná frekvence založena na pravdivých údajích a je ve značné míře zkreslena.



Obrázek 4.12 Průběh EKG 20 vzorků za sekundu

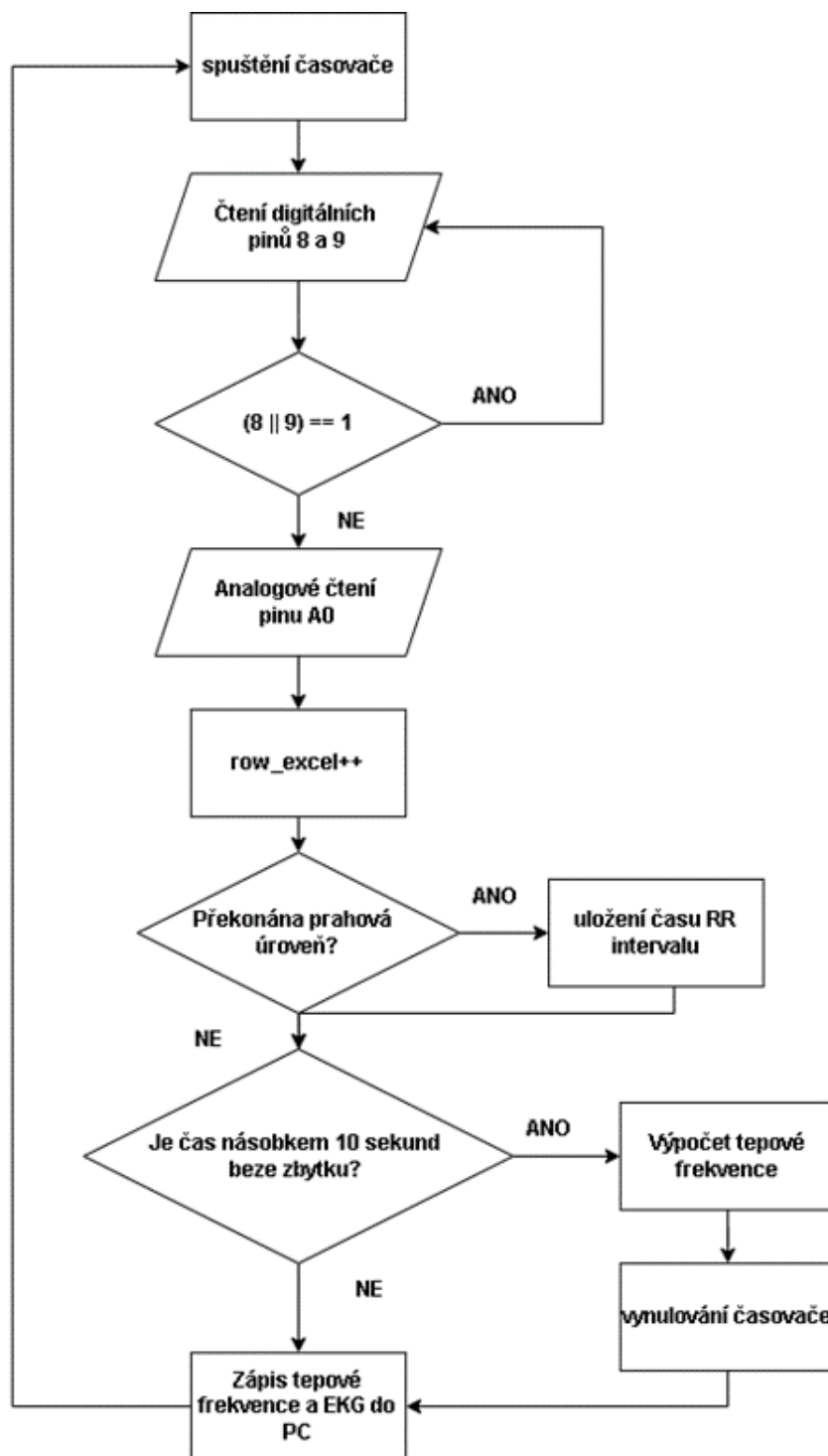
Time	Started Time	Date	Analog Value	hr
18:00:04	0,04	23.12		
18:00:04	0,07	23.12		
18:00:04	0,11	23.12		
18:00:04	0,15	23.12		
18:00:05	0,19	23.12		
18:00:05	0,23	23.12		
18:00:05	0,26	23.12		
18:00:05	0,31	23.12		
18:00:05	0,36	23.12		
18:00:05	0,41	23.12		
18:00:05	0,46	23.12		
18:00:05	0,51	23.12		
18:00:05	0,56	23.12		
18:00:05	0,61	23.12		
18:00:05	0,66	23.12		
18:00:05	0,71	23.12		
18:00:05	0,76	23.12		
18:00:05	0,81	23.12		



Obrázek 4.13 PLX-DAQ

Na obr. 4.13 se nachází software PLX-DAQ, sloužící k záznamu dat přijímaných sériovou linkou do excelu. Pro jeho funkčnost je potřeba doplnit aplikaci arduino o příkazy, podle jichž potom program funguje.

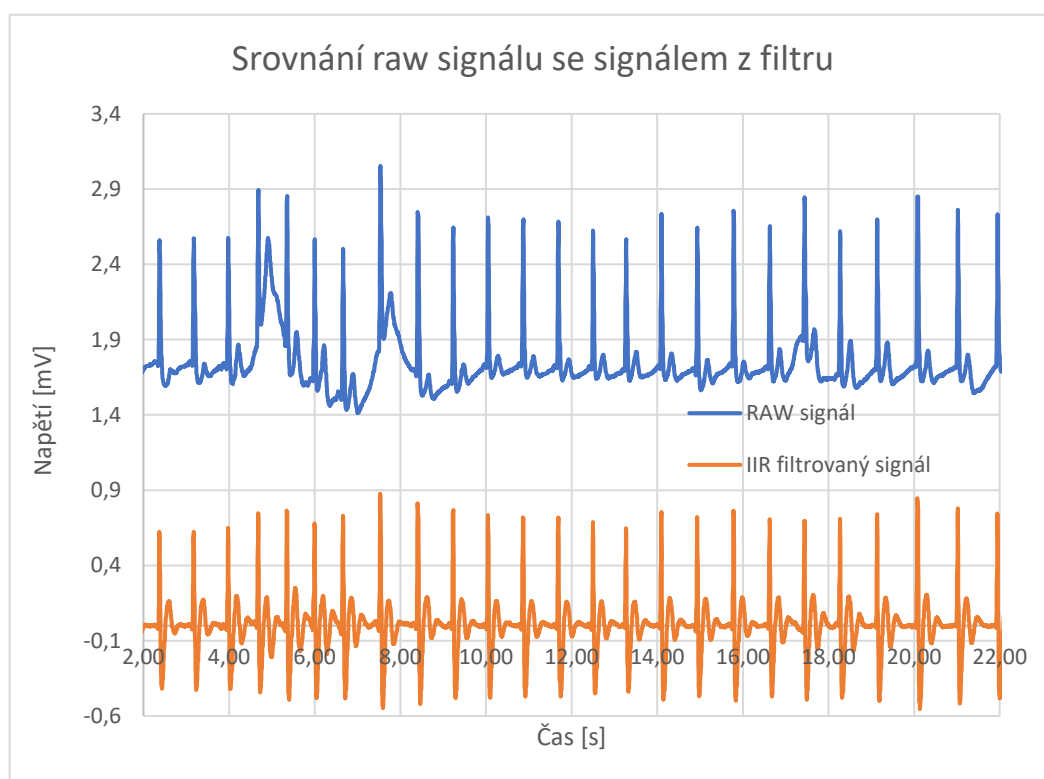
Na toto měření byla použita nastavba excelu pro psaní dat z Arduino sériové linky do tabulky. Tabulka byla v excelu upravena, protože data byla pouze z Analogově-digitálního převodníku. Ze záznamového algoritmu se data z tepové frekvence vypočtené během prvních sekund nedají brát za spolehlivá. Po uplynutí deseti sekund od začátku komunikace je spočítán průměr tepové frekvence a poslán sériovou linkou do počítače. Pro vyhodnocování byl použit algoritmus v první verzi, která byla nedostatečná pro vyhodnocení tepové frekvence, ale na zobrazení čistých EKG dat byla vyhovující.



Obrázek 4.14 Testovací program v první verzi

4.3.2 IIR filtr

Na první verzi programu byl na závěr ještě otestován digitální filtr. RAW signál z předzesilovače je potřeba nejdříve nechat projít přes filtr s horní propustí 4. řádu, která poskytuje vysokou strmost a je typu IIR. Frekvence cutoff byla zvolena 10 Hz, což vyhovuje i námi zvolenému signálu. Vzorkovací frekvence byla zvolena 1000 vzorků/s. V signálu se objevuje někdy také šum s periodou, jaká je téměř shodná s časem, za jaký proběhne jedna perioda R vlny. Navíc je tento rušivý element na mnohonásobně menší napěťové hladině, a tak nemá potom na potřebná data vliv. Proto nás tedy zajímá pouze odfiltrování pohybových artefaktů. U tohoto druhu šumu se může jednat o posuny, které mají velikost amplitudy užitečného signálu, avšak mají menší frekvenci. Nakonec bylo rozhodnuto dát se směrem k elegantnějšímu řešení a vytvořit zcela nový program.



Obrázek 4.15 Filtr IIR Horní propust - suché elektrody čtvercové

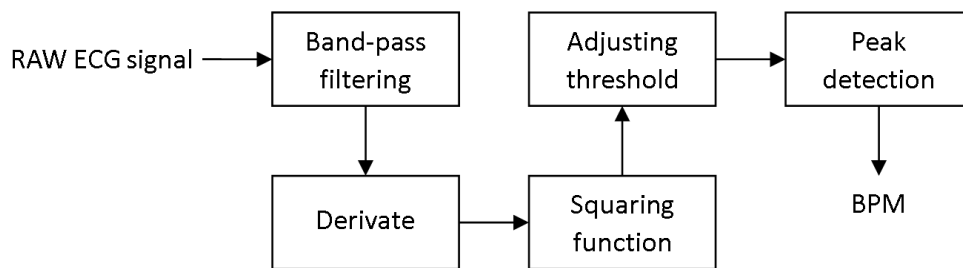
4.3.3 2. verze programu - Pan – Tompkins algoritmus

Zesílený signál ze zesilovače je nejprve potřeba zpracovat pomocí filtru, aby se snížili odchylky od základní linie. Zde je toho dosaženo pomocí číslicového filtru. Signály mimo požadovanou oblast EKG jako nízkofrekvenční interference a vysokofrekvenční artefakty jsou tedy téměř eliminovány. Z potřeby dostatečného sklonu a tudíž i zvýraznění QRS je vyfiltrováný signál nutně nechat projít derivačním členem. Takto

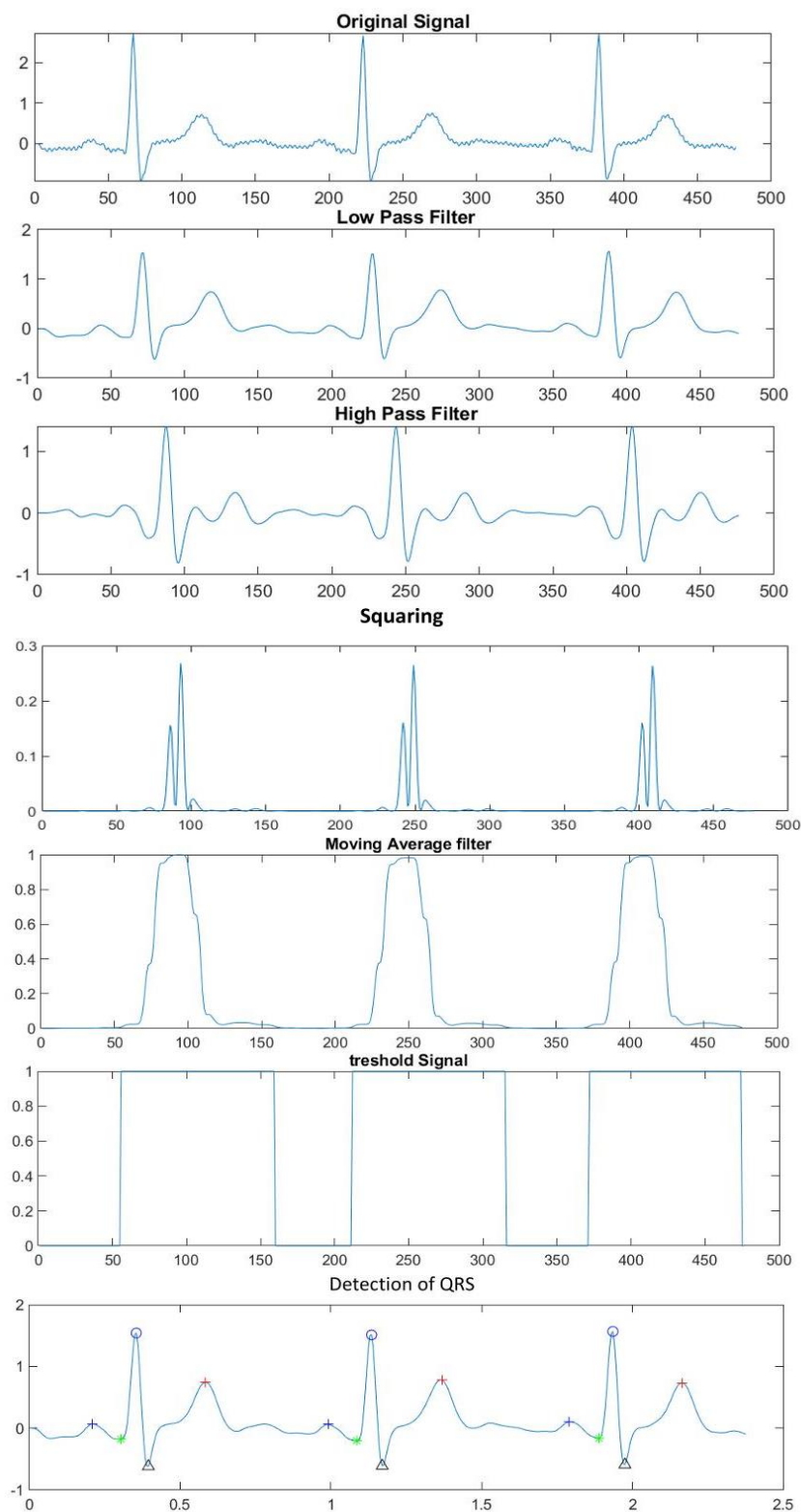
eliminujeme vliv falešných špiček na měření tepové frekvence. Po úpravě signálu derivačním členem je nutností signál sekvenčně umocnit viz. následující vztah. [24]

$$y(nT) = [x(nT)]^2, \quad (5.2)$$

Umocněním signálu je dosaženo, že je QRS komplex ještě více zdůrazněn a zvýší se tak jeho odstup od šumu. Nedílnou součástí Pan-Tompkins algoritmu je vyhodnocení polohy a detekce špiček v signálu. Algoritmus je schopen sledovat náhlé a hlavně prudké změny v průběhu. Tato metoda využívá mimo jiné predikci špiček, díky čemuž je možno dosáhnout lepších výsledků v měření než při metodě pomocí amplitudového prahování. [24] Pro názornější funkci Pan – Tompkins algoritmu bylo využito simulace v Matlabu, kde jsou vidět jednotlivé operace popsané na obr. 4.16



Obrázek 4.16 Pan – Tompkins algoritmus [24]



Obrázek 4.17 Pan – Tompkins algoritmus simulace v Matlabu (zdroj[25])

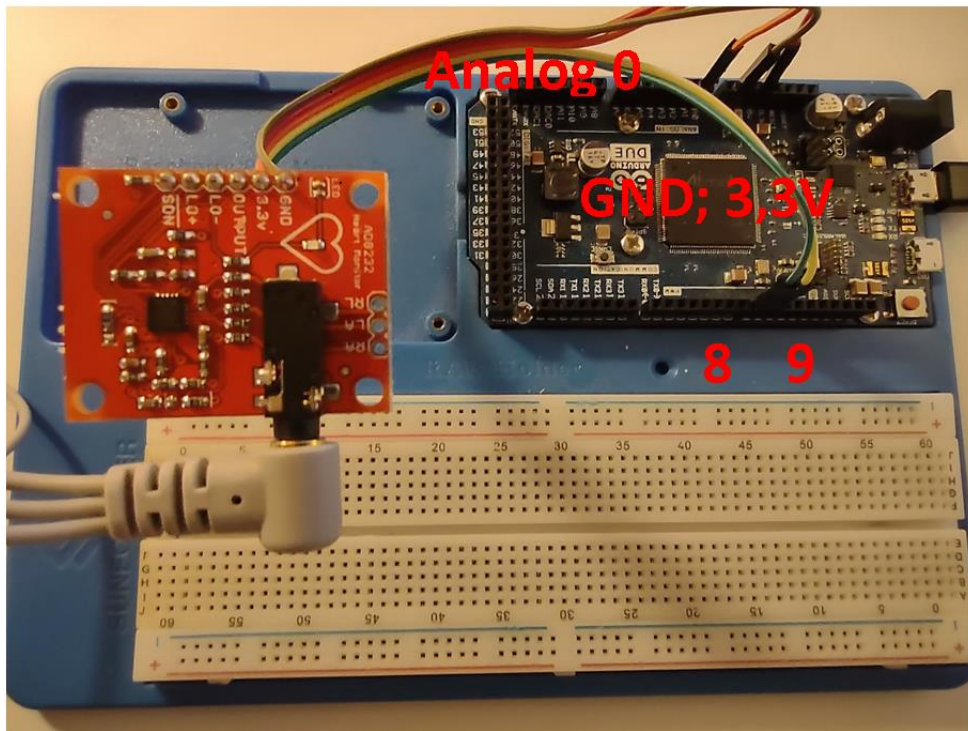
5. MĚŘENÍ

Samotné měření probíhalo ve dvou fázích s odlišným vybavením. Nejprve se měřilo se zakoupeným řešením, jenž počítalo s respondentem, jaký není v pohybu. Další část pojednává o navrženém zařízení a novém softwaru. Každý zesilovač měl také jinou frekvenční charakteristiku.

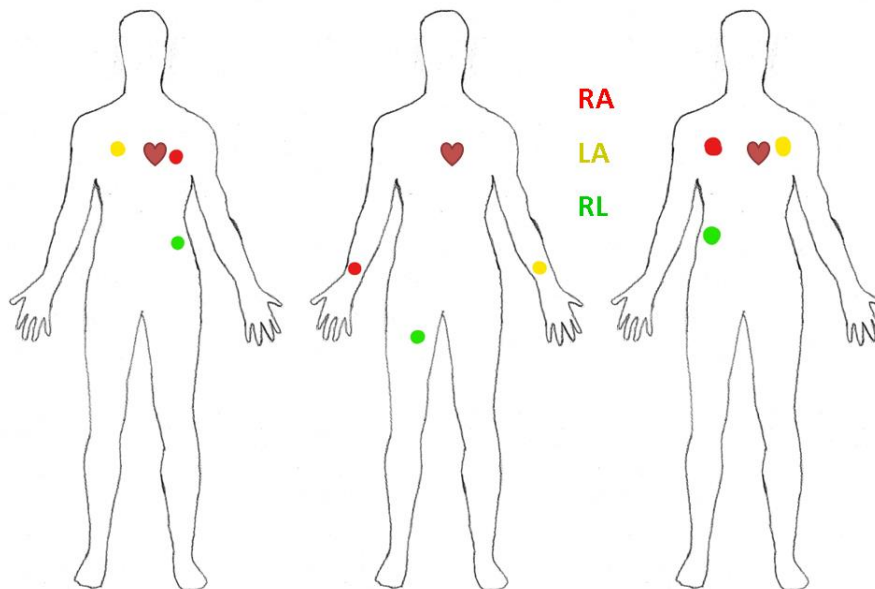
Zakoupený zesilovač použitý při prvotním měření má filtr uzpůsobený pouze pro diagnostiku, kdy je měřený respondent v klidu. Pásmová propust je u něho navržena v rozmezí 1 Hz až 40 Hz. Dochází u něho tedy k eliminaci DC složky a signálů s frekvencí síťového napětí a vyšší.

5.1 Testování pozic s koupeným zesilovačem

Po prozkoumání teorie následovala série měření, kde byly porovnány různé technologie elektrod. Dále bylo potřeba zjistit a otestovat nejvhodnější pozice pro umístění elektrod na těle. Na obr. 5.1 je možné vidět úplné zapojení jednotlivých prvků sloužících pro záznam a přenos naměřených dat. V popředí je červené PCB s integrovaným obvodem AD8232, který slouží jako zesilovač signálu z elektrod. Elektrody jsou napojené pomocí konektoru jack 3.5 mm konektoru, což zajišťuje možnost prodloužení tohoto kabelu podle potřeby. Pro signalizace stavu signálu je na PCB umístěna i LED. Zesílený a filtrovaný signál je pomocí analogového výstupu připojen na desku Arduino Due. A pro kontrolu dat jsou také propojeny digitální vstupy. Na následujícím snímku byl interval snímání nastavený tak, aby se zaznamenalo pouze 20 vzorků z časového úseku jedné sekundy. V grafu je možné vidět velmi špičatý průběh EKG. Nicméně pro účely měření tepové frekvence je to zcela dostačující.

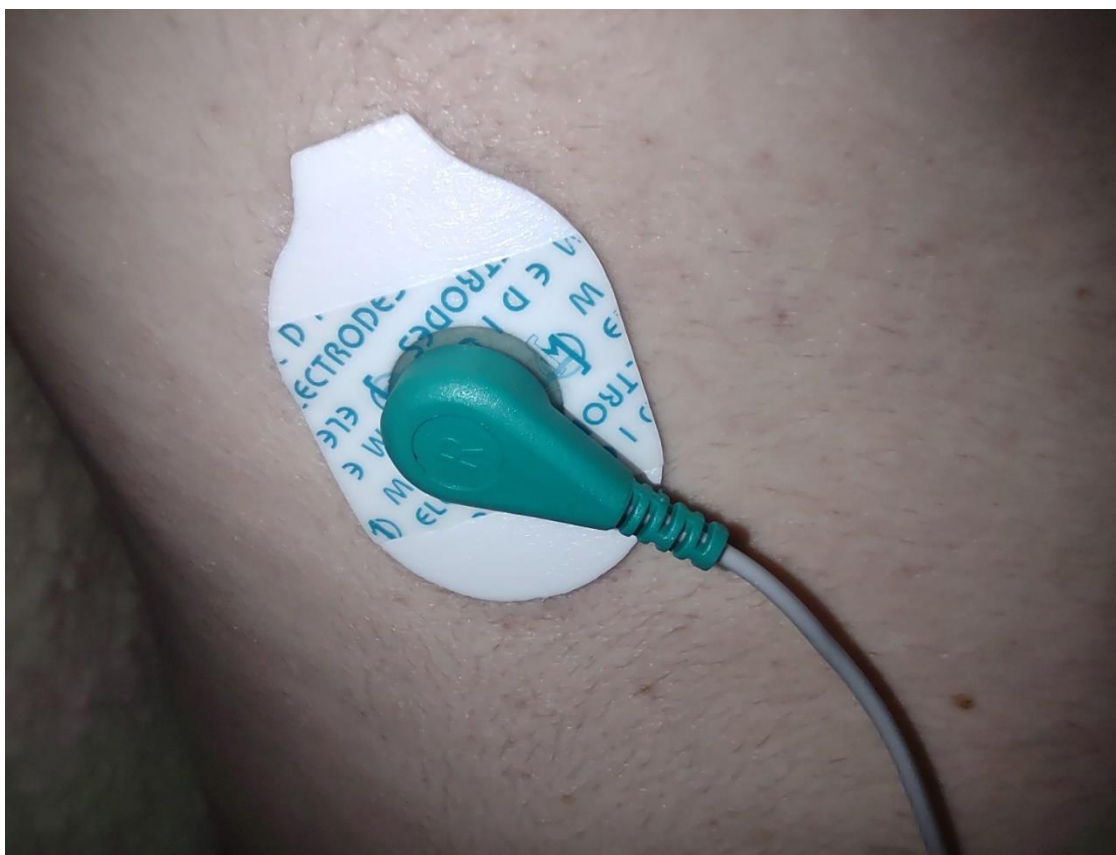


Obrázek 5.1 Koupený zesilovač s Arduino Due



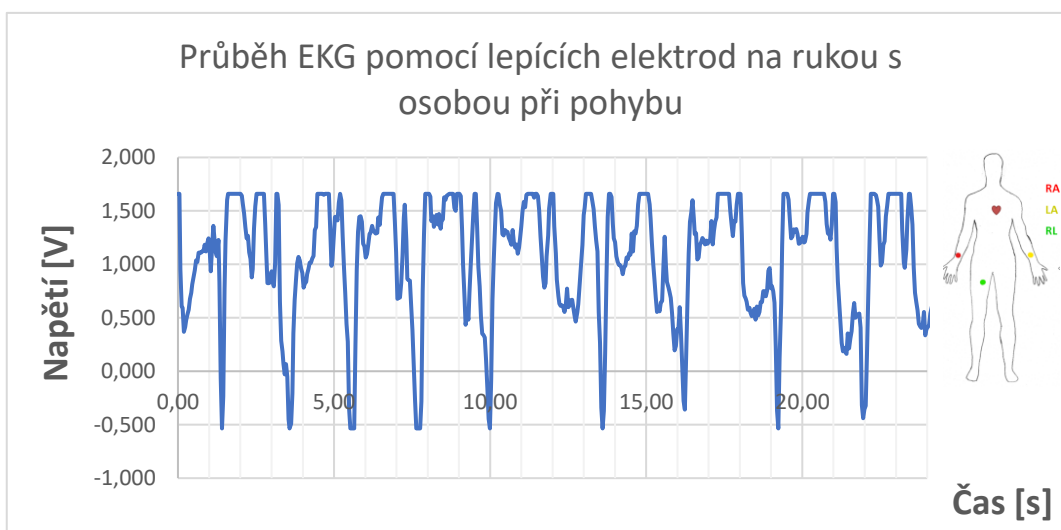
Obrázek 5.2 Rozmístění elektrod na těle a, b, c

5.1.1 Měření s lepícími elektrodami

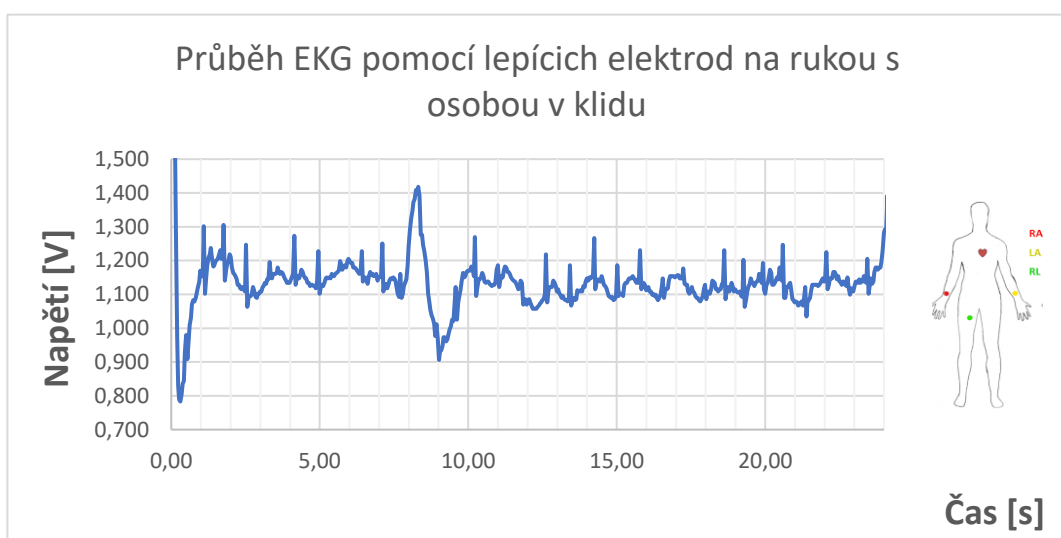


Obrázek 5.3 Lepící elektroda umístěna v linii ledvin na žebro

Testování bylo započato pozicí na obrázku 5.2b, kdy byly použity jednorázové Ag/ AgCl elektrody s karbonovými druky. Pokožka testované osoby byla ošetřena podle doporučení výrobce a snímače nalepeny na testovací osobu v leže a klidu. V grafu pořízeném analogovým čtením z arduino viz obr. 5.4 je možné vidět silné nedostatky. Z důvodu upevnění na rukou docházelo k projevu pohybových artefaktů a úplné ztrátě adheze ke kůži. Jinak se zde projevila i vzdálenost od srdce, protože obvod nebyl od výrobce na to navržen, aby si poradil s interferencemi na takových frekvencích jako je pohyb. Nejsou zde patrné žádné části EKG průběhu. Poloha b byla dále otestována při aktivitě 10 dřepů. A pravděpodobně došlo ke špatnému kontaktu elektroda-kůže. U aktivity byl signál značně nekvalitní a stal se tedy nepoužitelným pro zjištění tepu pomocí prahovacích úrovní. Tato poloha tedy byla vyloučena i kvůli menší délce kabelu z druků do zesilovače.

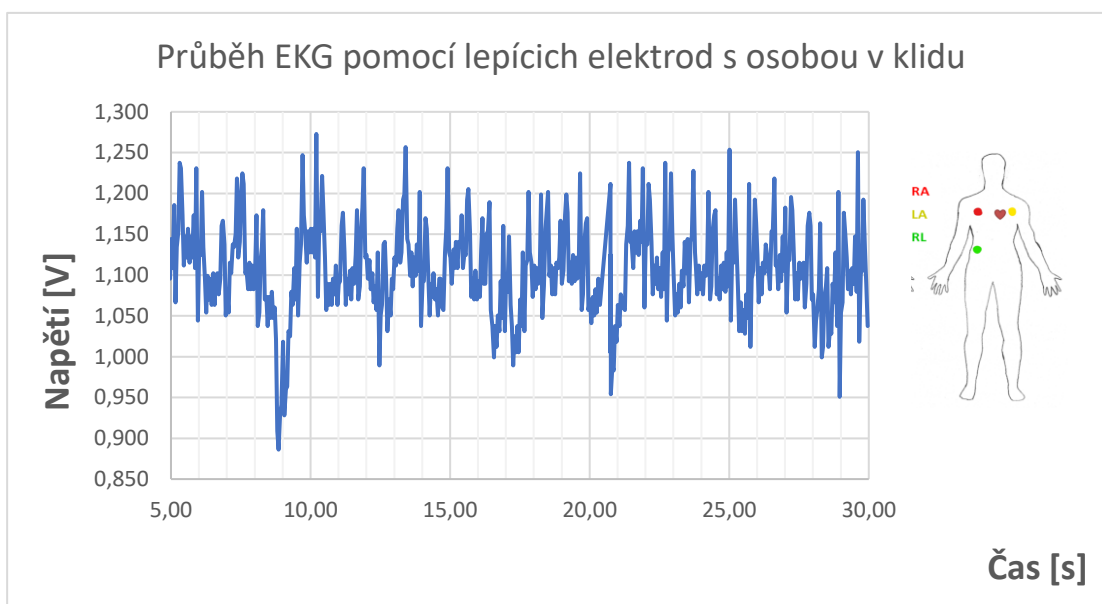


Obrázek 5.4 Průběh EKG pomocí Ag/ AgCl elektrod na ruku s osobou při pohybu



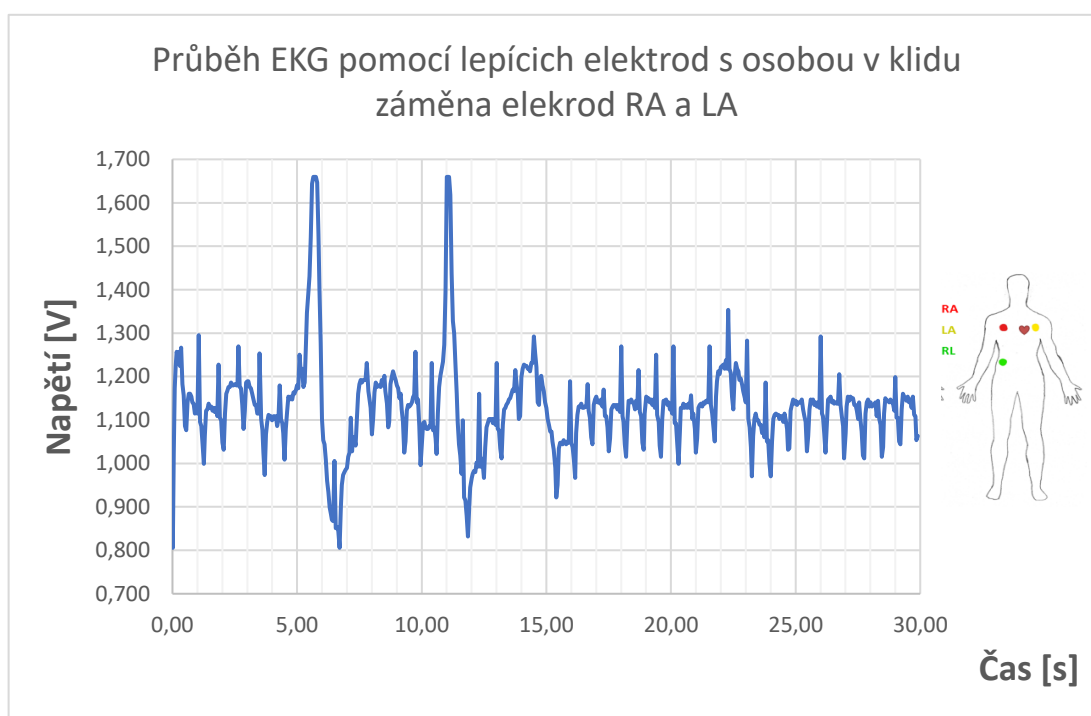
Obrázek 5.5 Průběh EKG pomocí Ag/ AgCl elektrod na ruku s osobou v klidu

Pokud byla osoba v klidu, situace byla lepší, přesto bylo upuštěno od měření z rukou. V následujícím testování byla použita metoda zapojení na obr. 5.2 c. Zde už je možné rozeznat R vlny, ale úroveň artefaktů je stále vysoká. Může to být způsobeno špatným umístěním elektrody pro pravou nohu. T vlna měla přibližně stejnou amplitudu jako R vlna, a tím pádem by bylo obtížné vypočítat pomocí jednoduchého softwaru tepovou frekvenci.

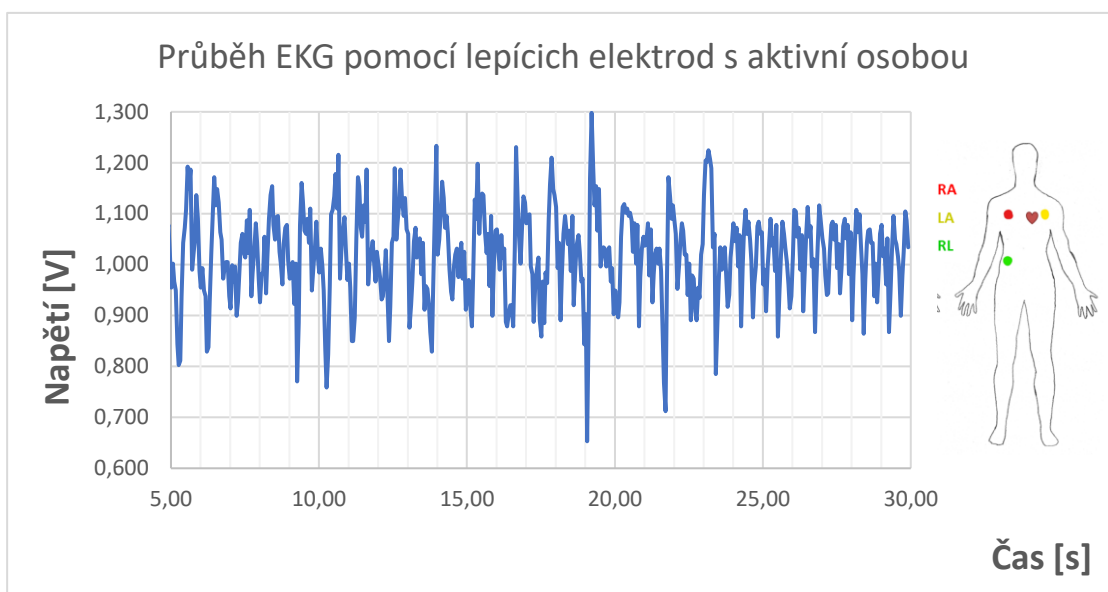


Obrázek 5.6 Signál EKG při rozmístění elektrod na těle C osoba v klidu

Při testování na obr. 5.7 bylo použito zapojení jako u předchozího testu, jen došlo k záměně červené a žluté elektrody. V grafu je vidět R a S vlnu, která se několikanásobně zesílila.



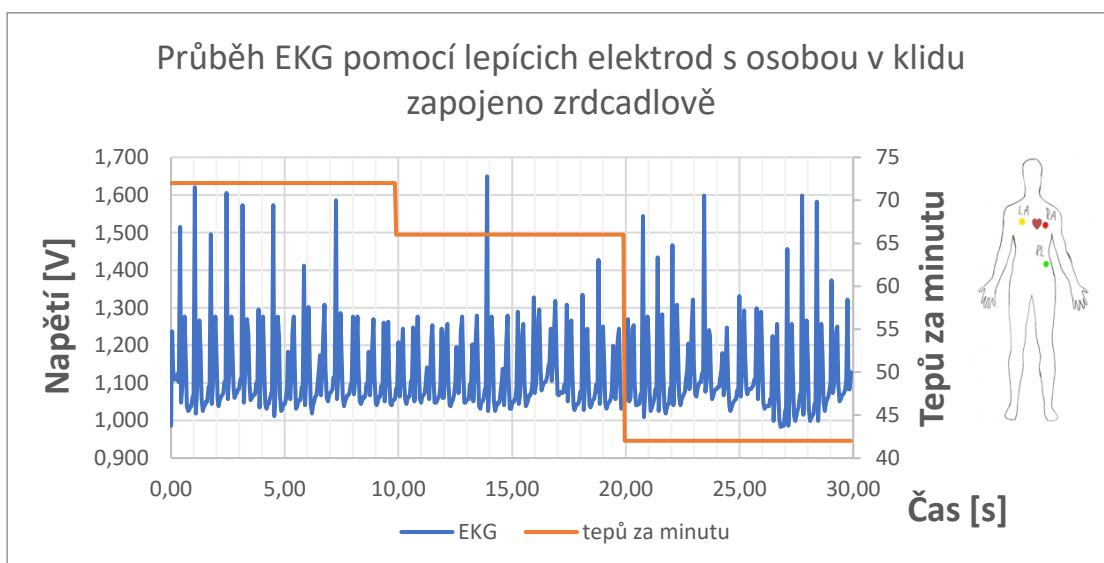
Obrázek 5.7 Signál EKG při rozmístění elektrod na těle C osoba v klidu záměna svodů



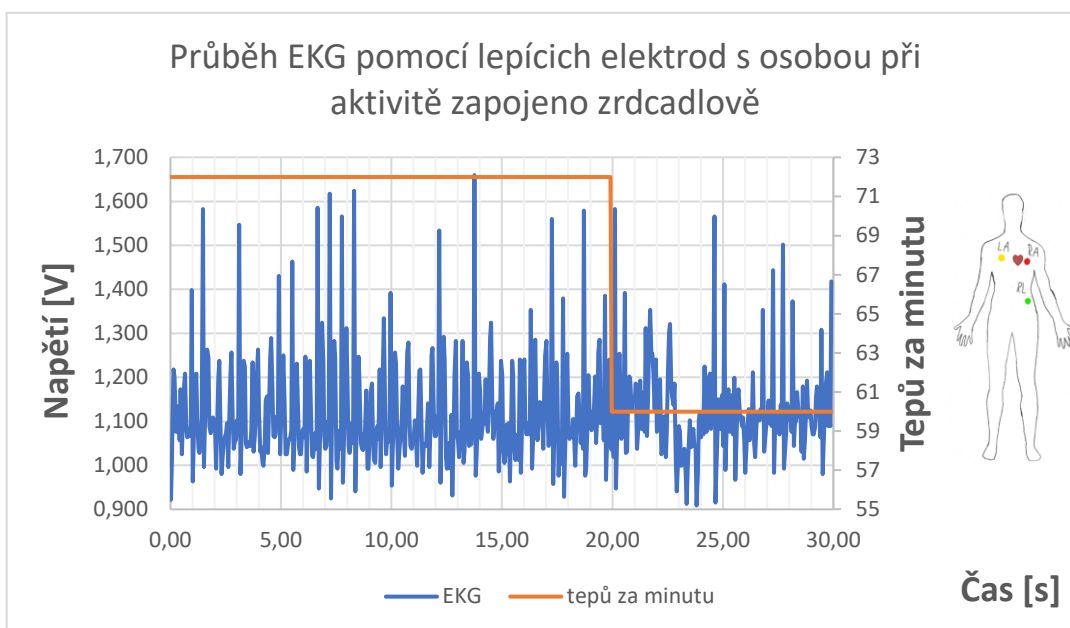
Obrázek 5.8 Signál EKG při rozmístění elektrod na těle C osoba aktivní

Při další poloze na obrázku 5.2c byl získaný signál při aktivitě zašuměn viz obr. 5.8 a hůře se tak identifikuje QRS komplex. Při poloze C bylo měření signálu méně kvalitní z důvodu zvýšené impedance u elektrody pro pravou nohu, která byla v jiné části těla, než je elektrická osa těla.

Při zapojení do polohy A na obr. 5.13 na několika vlnách je vidět, že došlo ke zlepšení velikosti impedance a R vlna má díky tomu vysokou amplitudu. Ve většině grafu nebylo možné jednoznačně rozeznat rozdíl ve velikosti od T vln. To je způsobeno prohozením pozic elektrod.

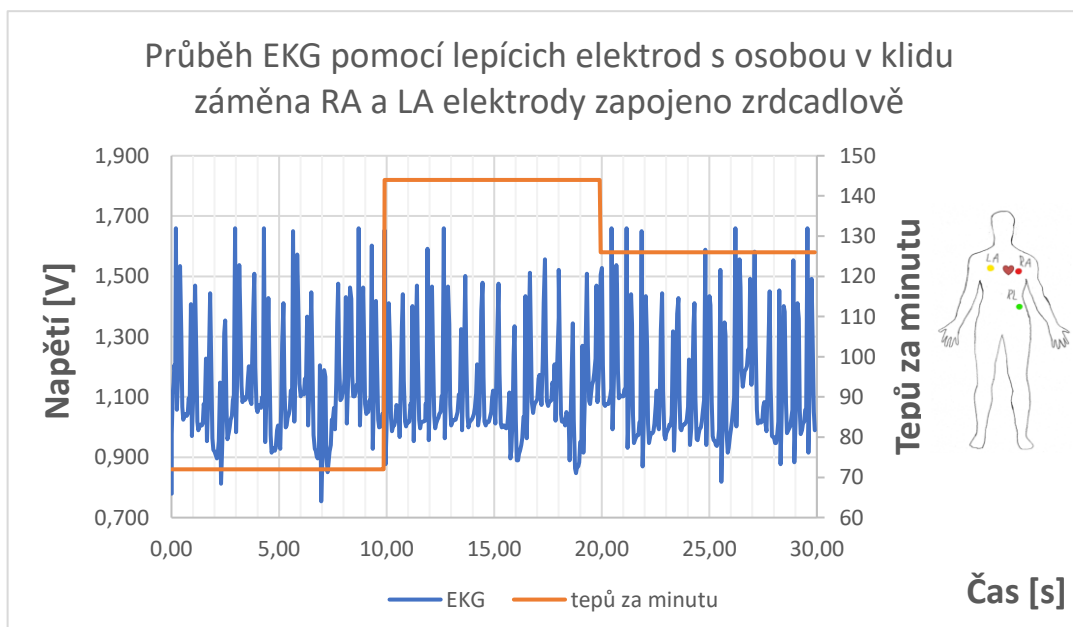


Obrázek 5.9 Signál EKG při rozmístění elektrod na těle A osoba v klidu



Obrázek 5.10 Signál EKG při rozmístění elektrod na těle A osoba při aktivitě

Při zapojení v grafu na obrázku 5.11 pravděpodobně došlo ke zlepšení kontaktu elektrody na kůži a tím pádem byly schopny zaznamenat lépe QRS komplex, ale když došlo k výměně žluté a červené elektrody, tak nastala zvláštní situace. Amplitudy R a T vlny byly stejně velké a výpočet tepové frekvence neodpovídá reálné frekvenci, ale jejímu dvojnásobku.



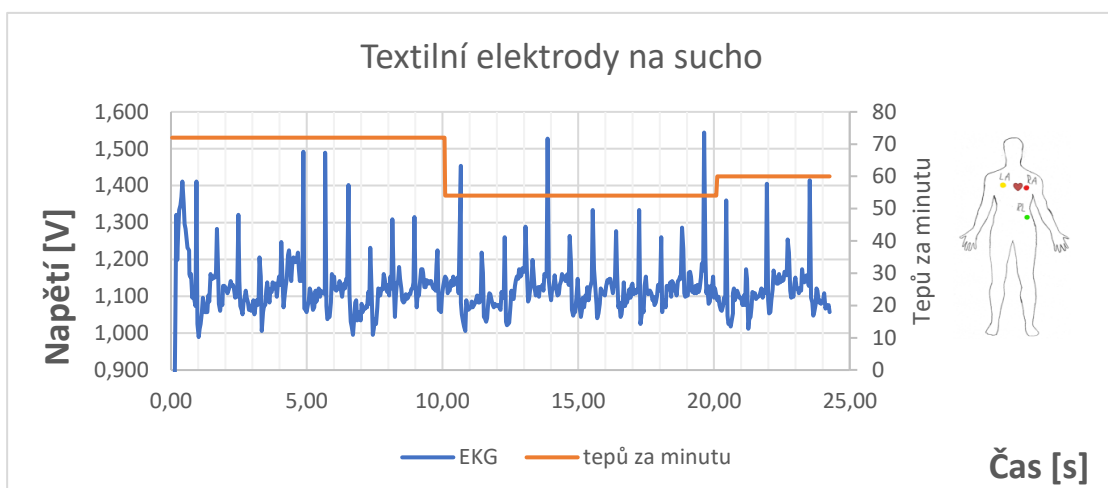
Obrázek 5.11 Signál EKG při rozmístění elektrod na těle A záměna RA a LA elektrody osoba v klidu

5.1.2 Měření s textilní elektrodami na Triku.

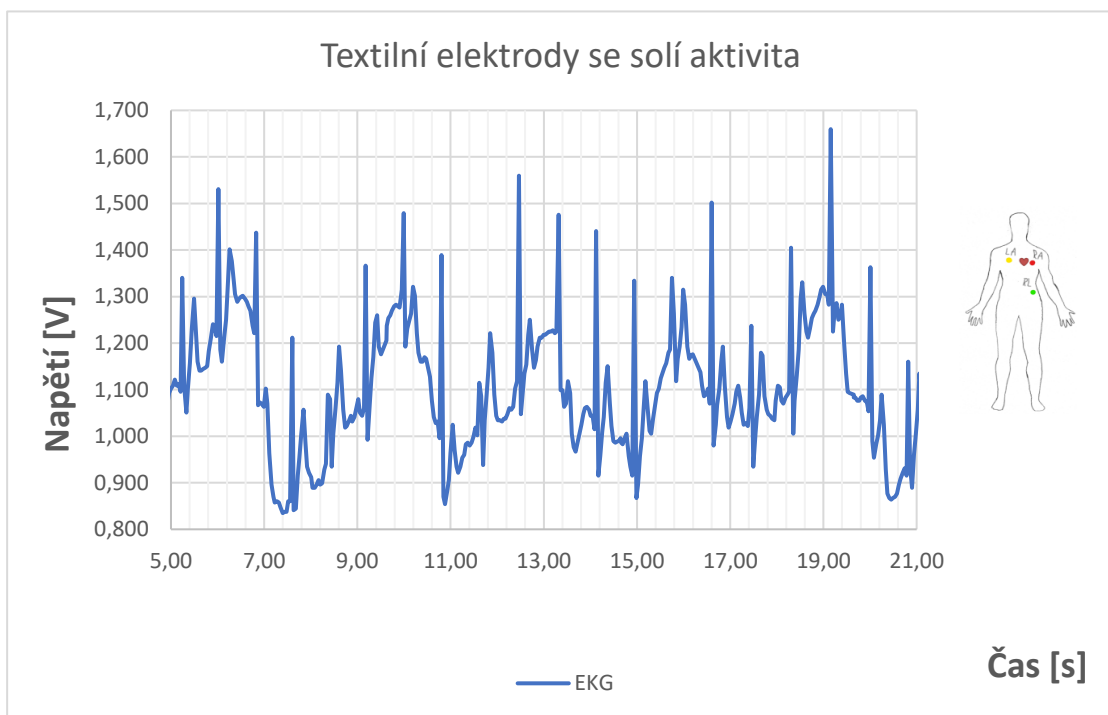
Pokusně bylo v tomto případě využito textilních elektrod připevněných pomocí suchého zipu na sportovním bavlněném triku s příměsí 32 % polyesteru. Nejdříve jsme měřili se suchými elektrodami a bez aktivity viz obr. 5.13. Na něm je vidět výborná kvalita signálu protože se respondent nehýbal a elektrody díky tomu držely na místě. Na obrázku 5.14 byl jako elektrolyt použit roztok kuchyňské soli s vodou a aplikován ve značné míře na textilní snímače. Roztok napomáhá vytvářet prostředí pro přilepení k pokožce, bohužel také brzy vyschne. Respondent se hýbal a kontakt tak přestal být dokonalý.



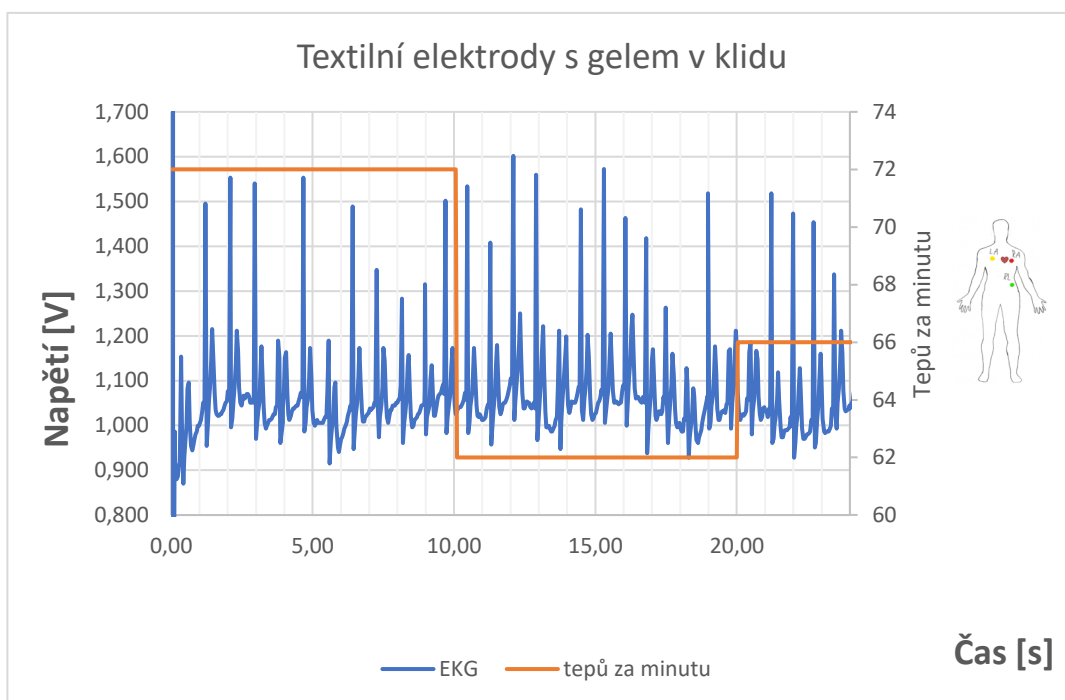
Obrázek 5.12 Rozmístění elektrod na měřicím triku



Obrázek 5.13 Signál EKG z textilní elektrody umístění A



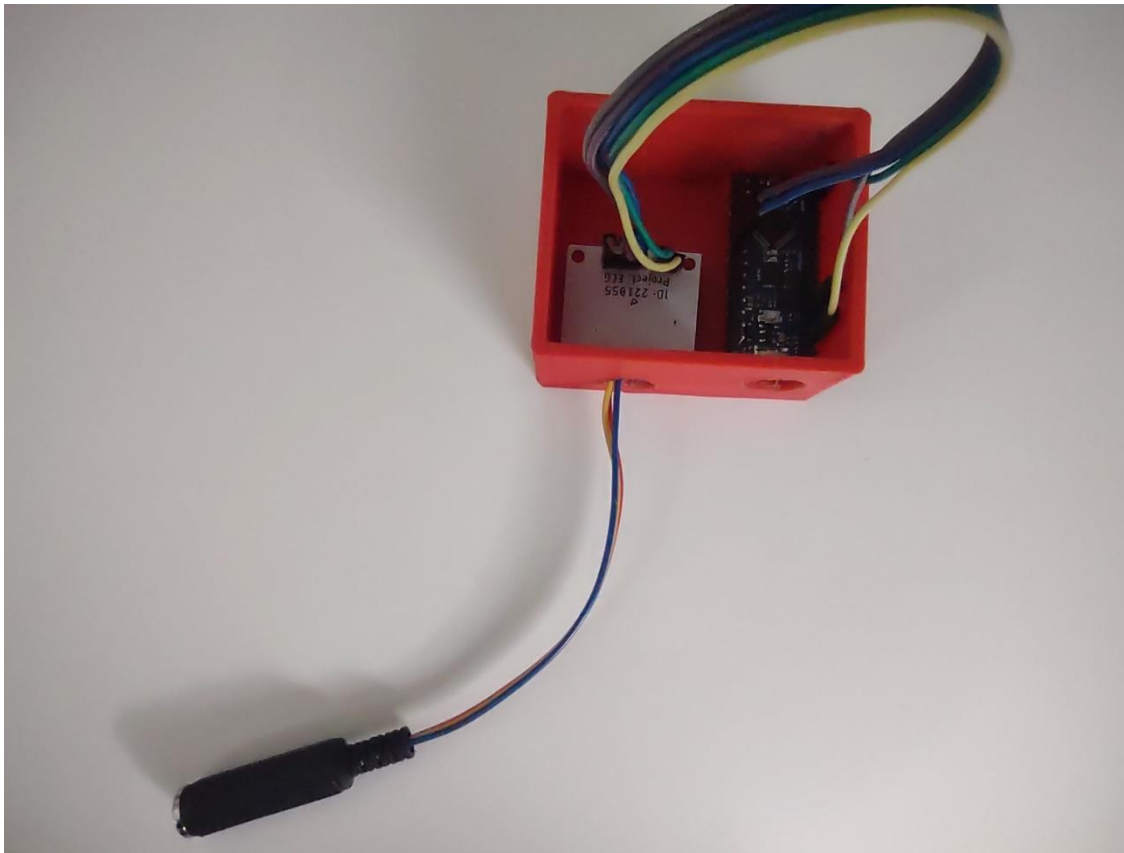
Obrázek 5.14 Signál EKG z textilní elektrody umístění A



Obrázek 5.15 Signál EKG z textilní elektrody umístění A

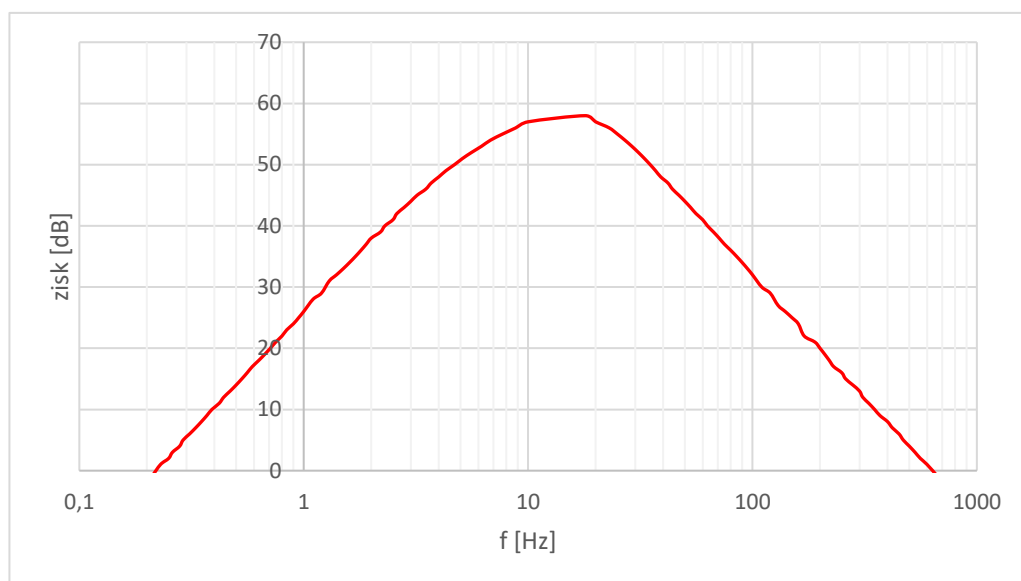
Elektrolyt byl nahrazen sprchovým gelem, který zajistil pevné přilepení na kůži. Zde už byly použity zkušenosti z měření pomocí jednorázových Ag/AgCl elektrod a zapojení byla tedy zvolena podle obrázku 5.2a. Zde už je možné brát data jako spolehlivá pro měření v klidu, protože byly všechny části QRS komplexu dobře viditelné a bylo tedy možné lépe vypočítat tep.

5.1.3 Měření pomocí nového zařízení

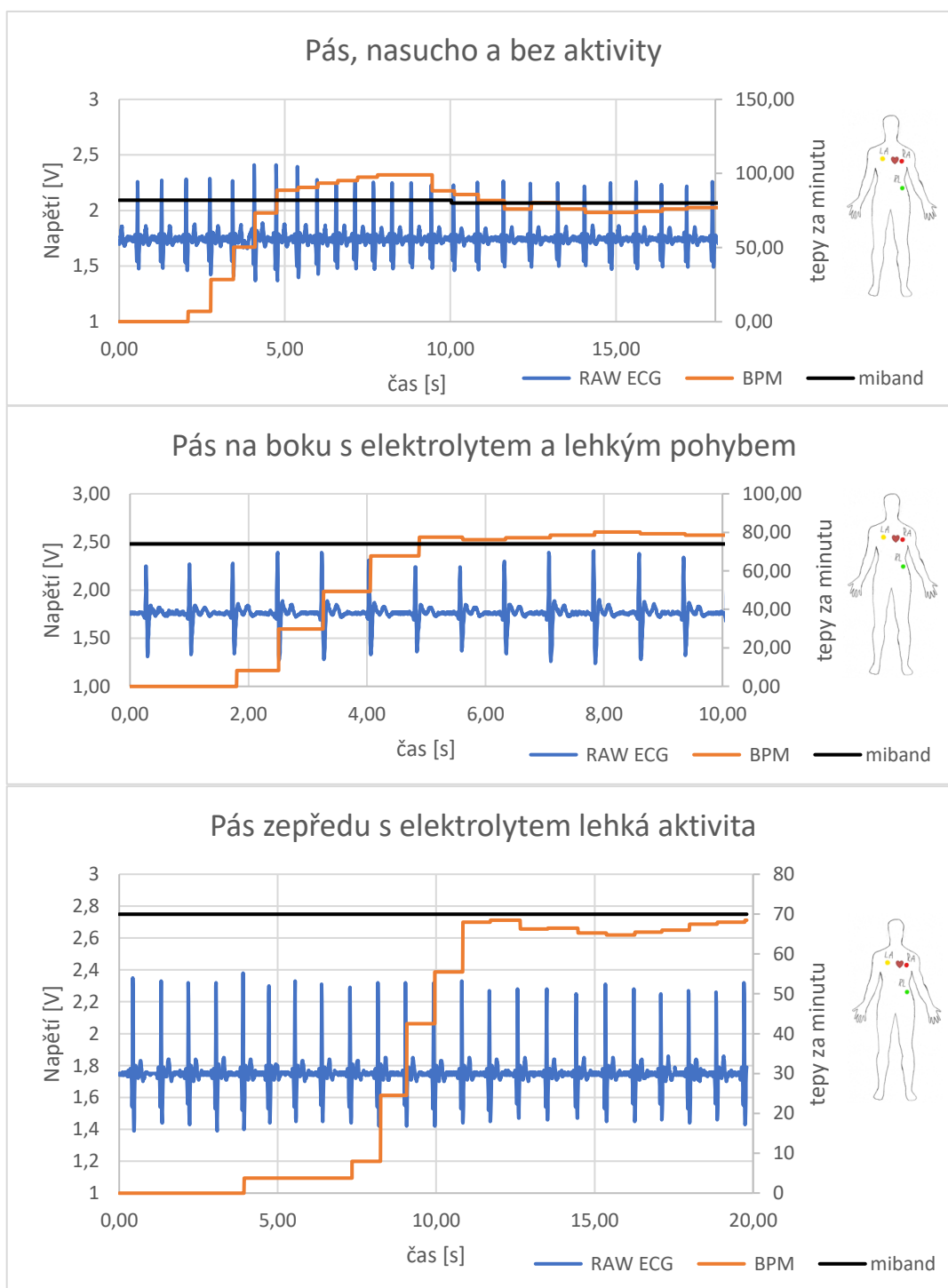


Obrázek 5.16 Vyrobený zesilovač s Arduino every nano

Měření bylo uskutečněno s navrženým předzesilovačem, novým pásem s elektrodami a ke zpracování bylo použité Arduino every nano a A/D převodníkem nastaveným na rozlišení 10 bitů. Na obrázku 5.18 jsou vidět průběhy signálu přímo ze zesilovače při různých situacích. Díky analogové pásmové propusti bylo dosaženo do značné míry eliminace pohybových artefaktů a zamezeno rušení jiných interferencí. Velký vliv na kvalitní signál měl také navržený pás, protože drží snímací elektrody v klidové poloze. Vodivá textilie je tedy pevně přichycena ke kůži. Pro vyhodnocování tepové frekvence byl použit Pan-Tompkins algoritmus, který v tomto případě pracoval bez chyby. Pro srovnání posloužil Miband náramek, aby byla zjištěna odchylka oproti komerčně vyráběnému zesilovači. Ten měřil asi desetisekundové průměrné hodnoty a fungoval na technologii optické. Tudiž náramek měřil důsledek srdeční činnosti. Navzájem se měřená data ze dvou technologií blížila s jen velmi malou odchylkou. U dat je jinak patrný náběh měřicího algoritmu. První vteřiny tedy nelze brát měření jako důvěryhodné.



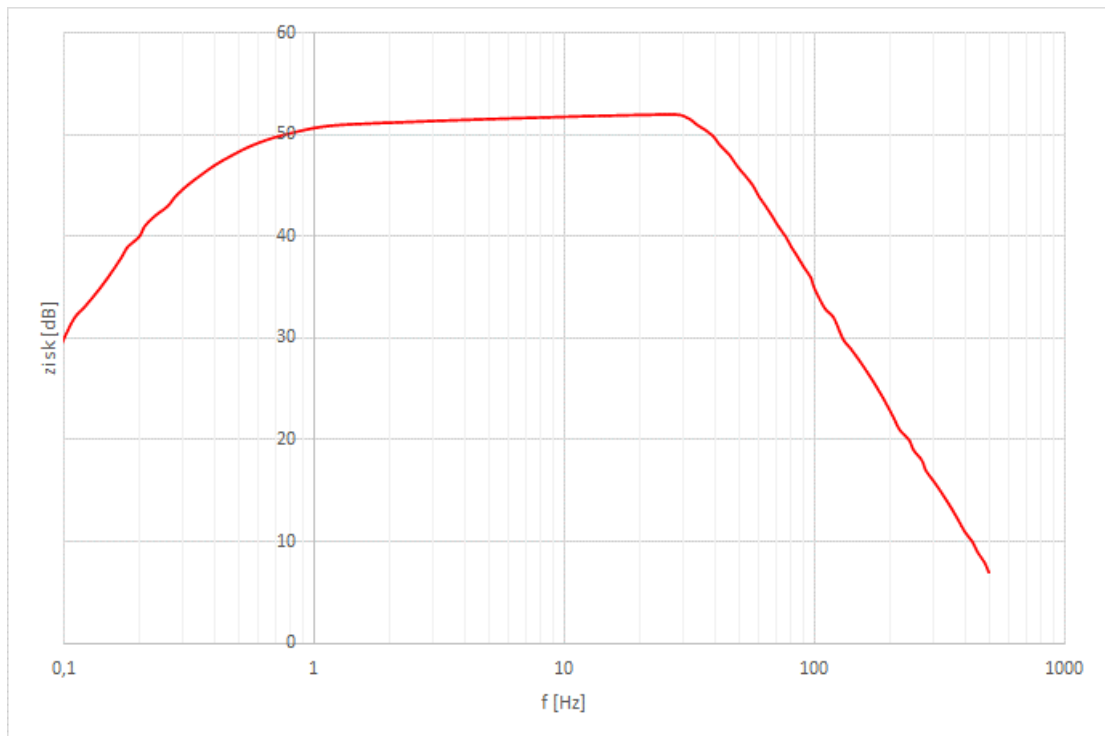
Obrázek 5.17 Frekvenční odezva pro vyrobený zesilovač



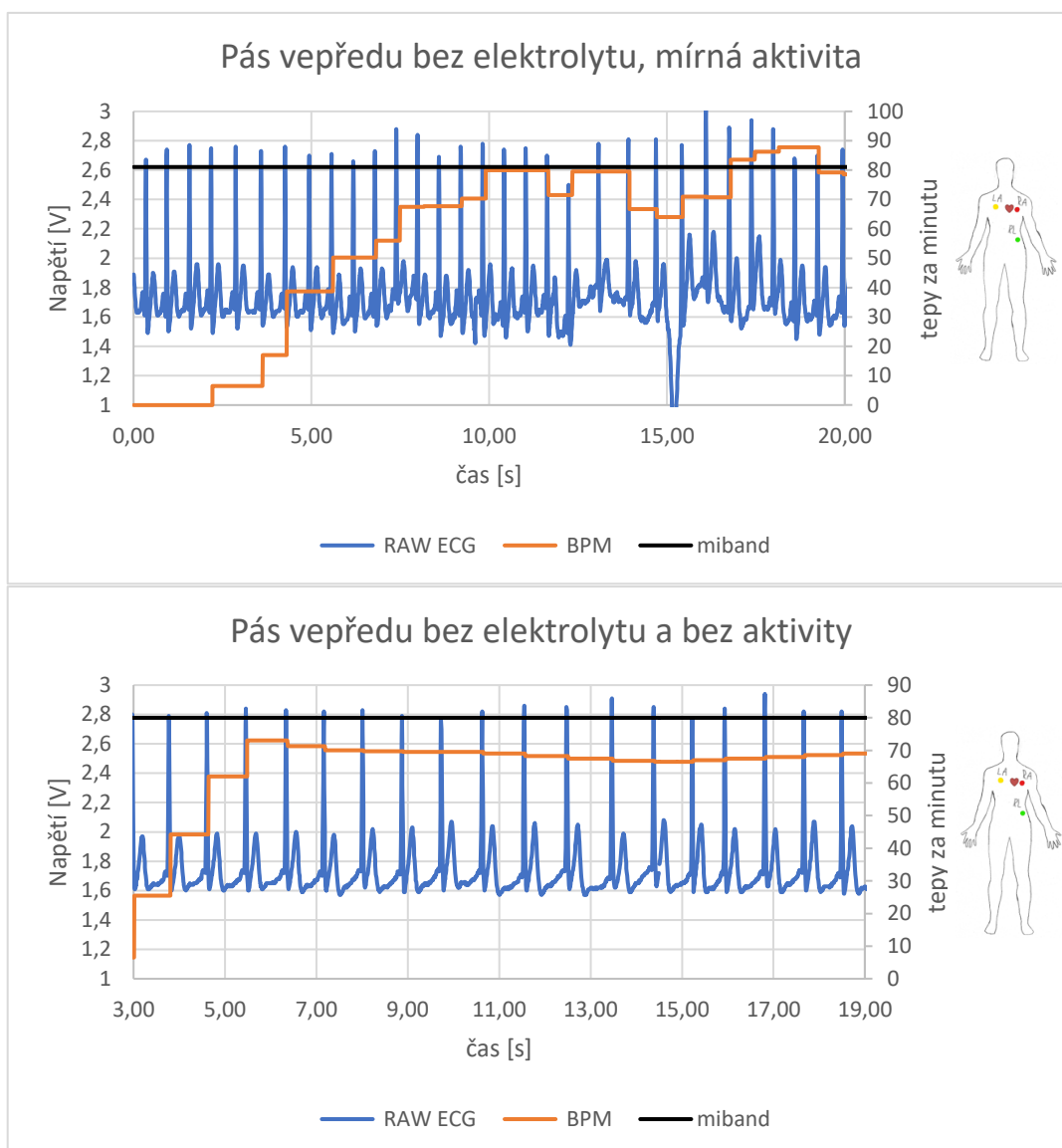
Obrázek 5.18 Měření s novým softwarem a novým zesilovačem

5.1.4 Měření koupeného zesilovače s novým softwarem a pásem

Pro porovnání technologií zpracování signálů bylo zapotřebí software otestovat i na zesilovači určeném pro měření v klidu v blízkosti srdce, jenž není určený pro pohyb a ovlivňují ho pohybové artefakty. Pan-Tompkins algoritmus si díky digitálnímu filtru poradí s měnící se napěťovou úrovní v důsledku pohybu a správně vyhodnocuje i tak moment, kdy probíhá QRS komplex.



Obrázek 5.19 Frekvenční odezva pro zakoupený zesilovač



Obrázek 5.20 Měření s novým softwarem a koupeným zesilovačem

6. ZÁVĚR

V rámci bakalářské práce jsem navrhl možnosti, jak lze realizovat měření tepové frekvence pomocí EKG. Práce se z velké části skládala z praktického měření. Dále bylo nutné podle něho pokračovat a navrhnou vhodnější metodu pro záznam z EKG.

Nejprve jsem otestoval základní měření s lepíci elektrodami, abych dosáhl funkčního datového přenosu z testovacího zesilovače. Komunikace proběhla a mohlo se pokračovat v hledání správných pozic, kde sbírat na lidském těle. Nejprve však měření probíhalo jen v prostředí arduino. Data se zdála do jisté míry zkrácená a pak jsem zjistil, že to způsoboval poškozený prodlužovací kabel na jack konektor. Po jeho eliminaci už EKG vypadalo, jak má.

Nastala fáze návrhu textilních elektrod z vodivé látky. Elektrody jsem navrhl s ohledem na jejich uchycení na kůži a dal se do dalšího vývoje softwaru ke zpracování, aby bylo možné z naměřených dat zjistit tepovou frekvenci a zaznamenat data do grafu. Algoritmus funguje na principu rozeznání prahové úrovně. Nakonec jsme změřili data jak z textilních, tak lepících elektrod a zjistili výhody různých pozic. Ze zkušeností z měření byl navrhnout měřicí pás, který zajišťoval správné a úplné uchycení elektrod na pokožce.

Dal jsem se do návrhu předzesilovače. Zakoupený zesilovač na testovací měření se osvědčil, a tak byl návrh založen na stejném integrovaném obvodu AD8232. PCB potom bylo navrženo s ohledem na limity výrobce. Zprovoznění deskového plošného spoje proběhlo s menšími komplikacemi a už mohla následovat fáze týkající se softwaru.

Jádro měřicího programu byl Pan – tomkins algoritmus. Díky němu bylo možné i nekvalitně snímaná data ze zakoupeného zesilovače přefiltrovat a určit tepovou frekvenci. Ovšem lepší práci se signálem nabídl navržený zesilovač, který byl odolnější vůči pohybovým artefaktům. Nakonec jsem měřená data porovnal.

Literatura

- [1] ROHM [online katalogový list]. Bh1790glc-e [cit. 2021-11-20]. Dostupné z: https://fscdn.rohm.com/en/products/databook/datasheet/ic/sensor/pulse_wave/bh1790glc-e.pdf
- [2] BAAS, Tobias. ECG Based Analysis of the Ventricular Repolarisation in the Human Heart. KIT Scientific Publishing, 2012. ISBN 3866448821. ČSN ISO 690: Informace a dokumentace - Pravidla pro bibliografické odkazy a citace informačních zdrojů. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2011.
- [3] ŠEBESTA, Vladimír a Zdeněk SMĚKAL. Signály a soustavy: přednášky. Brno: VUT FEKT, 2003, 145 s. ISBN 80-214-2434-6.
- [4] ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory. 1. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 9788024784984.
- [5] TONG, D. A., K. A. BARTELS a K. S. HONEYAGER. Adaptive reduction of motion artifact in the electrocardiogram. In: Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society [Engineering in Medicine and Biology. 2002, 1403-1404 vol.2. ISSN 1094-687X. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2002.1106451
- [6] AN, Xiang a George K. STYLIOS. Comparison of Motion Artefact Reduction Methods and the Implementation of Adaptive Motion Artefact Reduction in Wearable Electrocardiogram Monitoring. 20. 2020. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20051468
- [7] POMĚNKOVÁ, Jitka. Lineární filtrace signálů a principy návrhu filtrů IIR filtry: IIR filtry Filtry s nekonečnou impulzní charakteristikou [online]. [cit. 2022-04-09]. Dostupné z: https://moodle-archiv-2019-2020.ro.vutbr.cz/pluginfile.php/301877/mod_resource/content/7/BPC_SI2_06_FiltryIIR_2021_v2.pdf
- [8] ČÍHALÍK, Čestmír a Miloš TÁBORSKÝ. EKG v klinické praxi. 1. Olomouc: Solen, 2013. ISBN 978-80-7471-015-5.
- [9] TRAPPE, Hans Joachim a Hans-Peter SCHUSTER. EKG-Kurs für Isabel. 7. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2017. ISBN 978-3-13-240799-2.
- [10] WEBSTER, John G a John W CLARK. Medical instrumentation: application and design. 4th ed. New York: John Wiley, 2010, 691 s. ISBN 978-0-471-67600-3.
- [11] Medico Electrodes. Disposable ECG Electrodes [online]. [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: https://www.medicoelectrodes.com/pdf/Disposable_ECG_Electrodes.pdf
- [12] SALVATORE JR., Emma. A Brief Look at ECG Sensor Technology. Medical Design Technology Magazine [online]. 2011, 8.8.2011 [cit. 2021-12-26]. Dostupné z: <https://www.eeworldonline.com/a-brief-look-at-ecg-sensor-technology/>

- [13] LEE, Stephen a John KRUSE. Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems [online]. 2008 [cit. 2021-12-26]. Dostupné z: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/technical-articles/ECG-EEG-EMG_FINAL.pdf
- [14] DICKER, CL a PD KIEFFABER. EEG methods for the psychological sciences. 1. Los Angeles: SAGE, 2013. ISBN 9781446296745.
- [15] LAIRD. Emi Catalog [online katalogový list]. [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: <https://www.laird.com/sites/default/files/emi-cat-essentials-1213.pdf>
- [16] POLA, Taina a Jukka VANHALA. Textile Electrodes in ECG Measurement. In: 2007 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information [online]. IEEE, 2007, 2007, s. 635-639 [cit. 2021-5-25]. ISBN 978-1-4244-1501-4. Dostupné z: doi:10.1109/ISSNIP.2007.4496917
- [17] TAKAMATSU, Seiichi, Thomas LONJARET, Dakota CRISP, Jean-michel BADIÉ, George G MALLIARAS a Esma ISMAILOVA. Direct patterning of organic conductors on knitted textiles for long-term electrocardiography. Scientific reports [online]. LONDON: NATURE PUBLISHING GROUP, 2015, 5(1), 15003-15003 [cit. 2021-12-27]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep15003
- [18] CASTANO, Lina M a Alison B FLATAU. Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review. Smart materials and structures [online]. BRISTOL: IOP Publishing, 2014, 23(5), 1-27 [cit. 2021-12-27]. ISSN 0964-1726. Dostupné z: doi:10.1088/0964-1726/23/5/053001
- [19] CASTRILLÓN, Reinel, Jairo J. PÉREZ a Henry ANDRADE-CAICEDO. Electrical performance of PEDOT:PSS-based textile electrodes for wearable ECG monitoring: a comparative study: PSS-based textile electrodes for wearable ECG monitoring. BioMedical Engineering OnLine. 2018, 17(1), 38. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi:10.1186/s12938-018-0469-5
- [20] Učebnice-ekg [online]. [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=36&Itemid=117
- [21] CADOGAN, Mike. Life in the fastlane [online]. 2020 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>
- [22] *3 nejčastější chyby při natáčení a popisu EKG* [online]. 2020 [cit. 2022-05-18]. Dostupné z: <https://www.japraktik.cz/odborne-clanky/3-nejcastejsi-chyby-pri-nataceni-a-popisu-ekg-56319>
- [23] Data Sheet AD8232. Analog devices [online]. [cit. 2021-11-30]. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
- [24] SATHYAPRIYA, L., L. MURALI a T. MANIGANDAN. Analysis and detection R-peak detection using Modified Pan-Tompkins algorithm. In: 2014 IEEE International Conference on Advanced Communications, Control and Computing Technologies. 2014, s. 483-487. Dostupné z: doi:10.1109/ICACCCT.2014.7019490

- [25] *Complete Pan Tompkins Implementation ECG QRS detector* [online]. Mathworks [cit. 2022-05-27]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector>
- [26] MILNER, Blake. *Real_time_QRS_detection* [online]. [cit. 2022-05-27]. Dostupné z: https://github.com/blakeMilner/real_time_QRS_detection

Seznam symbolů a zkratek

Zkratky:

Sec	sekundy
Ms	milisekundy
EKG	elektrokardiografie
EEG	elektroencefalografie
IA	instrumentation amplifier
RA	Pravá ruka - svod
LA	levá ruka - svod
RL	pravá noha – svod
RAW	signál bez úpravy

Symboly:

F_c	kmitočet	(Hz)
Q	činitel jakosti	(-)
C	kapacita	(F)
R	odpor	(Ω)
Gain	zisk	(-)

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - ZDROJOVÝ KÓD PRVNÍ VERZE	64
PŘÍLOHA B - ZDROJOVÝ KÓD FINÁLNÍ VERZE (ZDROJ [25])	66
PŘÍLOHA C - KNIHOVNA PROGRAMU (ZDROJ [25]).....	72
PŘÍLOHA D - MĚŘÍCÍ PÁS.....	76
PŘÍLOHA E - PŘETAVENÍ PCB	77
PŘÍLOHA F - NÁVRH PCB V EAGLE.....	78

Příloha A - Zdrojový kód první verze

```
long instancel = 0, timer;
double hrv = 0, hr = 72, interval = 0;
int value = 0, count = 0, row_excel = 0; // číslo řádku
bool flag = 0;
#define shutdown_pin 10
#define threshold 400 // hodnota pro identifikaci R amplitudy
#define timer_value 10000 // časovač 10 sekund na výpočet bpm

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("CLEARDATA");
  Serial.println("LABEL, Time, Started Time, Date, Analog Value, hr");
  Serial.println("RESETTIMER");
  pinMode(8, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(9, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}

void loop() {
  row_excel++; // Číslo řádku + 1
  if ((digitalRead(8) == 1) || (digitalRead(9) == 1)) {
    Serial.println("leads off!");
    digitalWrite(shutdown_pin, LOW); //standby mode
    instancel = micros();
    timer = millis();
  }
  else {
    digitalWrite(shutdown_pin, HIGH); //normal mode
    value = analogRead(A0);
    value = map(value, 250, 400, 0, 100); //to flatten the ecg values a
bit
    if ((value > threshold) && (!flag)) {
      count++;
      flag = 1;
      interval = micros() - instancel; //RR interval
      instancel = micros();
    }
    else if ((value < threshold)) {
      flag = 0;
    }
    if ((millis() - timer) > 10000) {
      hr = count * 6;
      timer = millis();
      count = 0;
    }
    hrv = hr / 60 - interval / 1000000;
    Serial.print("DATA, TIME, TIMER, DATE,");
    Serial.print(value); //display first variable
    Serial.print(","); //move to next column
    Serial.print(hr); //display second variable
    Serial.print(","); //move to next column
    Serial.println(row_excel);
    // if rows are more than 1000, then start filling the rows again
    if (row_excel > 600){
      row_excel = 0;
      Serial.end();
      Serial.println("ROW, SET, 2");
    }
  }
}
```

```
}  
  delay(20);  
}  
}
```


Příloha B - Zdrojový kód finální verze (zdroj [26])

```
/* maximum frequency seems to be at about 8 kHz */
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>

#define M          5
#define N          30
#define winSize    250
#define HP_CONSTANT ((float) 1 / (float) M)
#define MAX_BPM    100

// resolution of RNG
#define RAND_RES 100000000

// constants won't change. Used here to set a pin number
const int LED_PIN = 13; // the number of the LED pin (digital)
const int ECG_PIN = 0; // the number of the ECG pin (analog)
const int PWM_PIN = 1; // the number of the PWM pin (analog)

// pins for leads off detection
const int LEADS_OFF_PLUS_PIN = 2; // the number of the LO+ pin
(digital)
const int LEADS_OFF_MINUS_PIN = 3; // the number of the LO- pin
(digital)

// timing variables
unsigned long previousMicros = 0; // will store last time LED
was updated
unsigned long foundTimeMicros = 0; // time at which last QRS was
found
unsigned long old_foundTimeMicros = 0; // time at which QRS before
last was found
unsigned long currentMicros = 0; // current time

#define LED_ON_TIME_MICROS 200000

// interval at which to take samples and iterate algorithm (microseconds)
const long PERIOD = 1000000 / winSize;

// circular buffer for BPM averaging
float bpm = 0;

#define BPM_BUFFER_SIZE 5
unsigned long bpm_buff[BPM_BUFFER_SIZE] = {0};
int bpm_buff_WR_idx = 0;
int bpm_buff_RD_idx = 0;

int tmp = 0;

void setup() {
    // set the digital pin as output:
    pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
}
```

```

pinMode(7, OUTPUT);
pinMode(ECG_PIN, INPUT);

// leads for electrodes off detection
pinMode(LEADS_OFF_PLUS_PIN, INPUT); // Setup for leads off detection
LO +
pinMode(LEADS_OFF_MINUS_PIN, INPUT); // Setup for leads off detection
LO -

// set LED to off
digitalWrite(LED_PIN, LOW);
// excel chart part
Serial.begin(115200);
Serial.println("CLEARDATA");
Serial.println("LABEL, Time, Started Time, Date, RAW ECG, BPM");
Serial.println("RESETTIMER");
}

void loop() {
  currentMicros = micros();

  // iterate if it's time for a new data point (according to PERIOD)
  if (currentMicros - previousMicros >= PERIOD) {
    // save the last time you blinked the LED
    previousMicros = currentMicros;

    // see if it's time to turn LED off
    if((currentMicros - foundTimeMicros) > LED_ON_TIME_MICROS){
      digitalWrite(LED_PIN, LOW);
    }

    // only read in data and perform detection if leads are on
    boolean QRS_detected = false;

    // only read data if ECG chip has detected that leads are attached
    to patient
    boolean leads_are_on = (digitalRead(LEADS_OFF_PLUS_PIN) == 0) &&
(digitalRead(LEADS_OFF_MINUS_PIN) == 0);

    if(leads_are_on){
      // read next ECG data point
      int next_ecg_pt = analogRead(ECG_PIN);
      Serial.print("DATA, TIME, TIMER, DATE,");
      float voltage = next_ecg_pt * (5.0 / 1023.0);
      Serial.print(voltage);
      Serial.print(" ,");
      Serial.print(bpm / ((float) BPM_BUFFER_SIZE - 1));
      Serial.println(" ,");

      // give next data point to algorithm
      QRS_detected = detect(next_ecg_pt);

      //int next_ecg_pt = s_ecg[s_ecg_idx++];
      //s_ecg_idx %= S_ECG_SIZE;
      //d = detect(next_ecg_pt);
    }
  }
}

```

```

    if(QRS_detected == true){
        foundTimeMicros = micros();

        // set the LED with the ledState of the variable:
        digitalWrite(LED_PIN, HIGH);

        bpm_buff[bpm_buff_WR_idx] = (60.0 / (((float) (foundTimeMicros
- old_foundTimeMicros) / 1000000.0)));
        bpm_buff_WR_idx++;
        bpm_buff_WR_idx %= BPM_BUFFER_SIZE;

        bpm += bpm_buff[bpm_buff_RD_idx];

        tmp = bpm_buff_RD_idx - BPM_BUFFER_SIZE + 1;
        if(tmp < 0) tmp += BPM_BUFFER_SIZE;

        bpm -= bpm_buff[tmp];

        bpm_buff_RD_idx++;
        bpm_buff_RD_idx %= BPM_BUFFER_SIZE;

        old_foundTimeMicros = foundTimeMicros;

        int PWM_value = ((float) bpm / (float) MAX_BPM) * 255;

        analogWrite(5, PWM_value);
    }
}
}
}

/* Portion pertaining to Pan-Tompkins QRS detection */

// circular buffer for input ecg signal
// we need to keep a history of M + 1 samples for HP filter
float ecg_buff[M + 1] = {0};
int ecg_buff_WR_idx = 0;
int ecg_buff_RD_idx = 0;

// circular buffer for input ecg signal
// we need to keep a history of N+1 samples for LP filter
float hp_buff[N + 1] = {0};
int hp_buff_WR_idx = 0;
int hp_buff_RD_idx = 0;

// LP filter outputs a single point for every input point
// This goes straight to adaptive filtering for eval
float next_eval_pt = 0;

// running sums for HP and LP filters, values shifted in FILO
float hp_sum = 0;
float lp_sum = 0;

// working variables for adaptive thresholding

```

```

float treshold = 0;
boolean triggered = false;
int trig_time = 0;
float win_max = 0;
int win_idx = 0;

// numebr of starting iterations, used determine when moving windows are
// filled
int number_iter = 0;

boolean detect(float new_ecg_pt) {
    // copy new point into circular buffer, increment index
    ecg_buff[ecg_buff_WR_idx++] = new_ecg_pt;
    ecg_buff_WR_idx %= (M+1);

    /* High pass filtering */
    if(number_iter < M){
        // first fill buffer with enough points for HP filter
        hp_sum += ecg_buff[ecg_buff_RD_idx];
        hp_buff[hp_buff_WR_idx] = 0;
    }
    else{
        hp_sum += ecg_buff[ecg_buff_RD_idx];

        tmp = ecg_buff_RD_idx - M;
        if(tmp < 0) tmp += M + 1;

        hp_sum -= ecg_buff[tmp];

        float y1 = 0;
        float y2 = 0;

        tmp = (ecg_buff_RD_idx - ((M+1)/2));
        if(tmp < 0) tmp += M + 1;

        y2 = ecg_buff[tmp];

        y1 = HP_CONSTANT * hp_sum;

        hp_buff[hp_buff_WR_idx] = y2 - y1;
    }

    // done reading ECG buffer, increment position
    ecg_buff_RD_idx++;
    ecg_buff_RD_idx %= (M+1);

    // done writing to HP buffer, increment position
    hp_buff_WR_idx++;
    hp_buff_WR_idx %= (N+1);

    /* Low pass filtering */

    // shift in new sample from high pass filter
    lp_sum += hp_buff[hp_buff_RD_idx] * hp_buff[hp_buff_RD_idx];

    if(number_iter < N){
        // first fill buffer with enough points for LP filter

```

```

        next_eval_pt = 0;

    }
    else{
        // shift out oldest data point
        tmp = hp_buff_RD_idx - N;
        if(tmp < 0) tmp += (N+1);

        lp_sum -= hp_buff[tmp] * hp_buff[tmp];

        next_eval_pt = lp_sum;
    }

    // done reading HP buffer, increment position
    hp_buff_RD_idx++;
    hp_buff_RD_idx %= (N+1);

    /* Adapative thresholding beat detection */
    // set initial threshold
    if(number_iter < winSize) {
        if(next_eval_pt > treshold) {
            treshold = next_eval_pt;
        }

        // only increment number_iter iff it is less than winSize
        // if it is bigger, then the counter serves no further
purpose
        number_iter++;
    }

    // check if detection hold off period has passed
    if(triggered == true){
        trig_time++;

        if(trig_time >= 100){
            triggered = false;
            trig_time = 0;
        }
    }

    // find if we have a new max
    if(next_eval_pt > win_max) win_max = next_eval_pt;

    // find if we are above adaptive threshold
    if(next_eval_pt > treshold && !triggered) {
        triggered = true;

        return true;
    }

    // else we'll finish the function before returning FALSE,
    // to potentially change threshold

    // adjust adaptive threshold using max of signal found
    // in previous window
    if(win_idx++ >= winSize){
        // weighting factor for determining the contribution of
        // the current peak value to the threshold adjustment
        float gamma = 0.175;

```

```
        // forgetting factor -
        // rate at which we forget old observations
        // choose a random value between 0.01 and 0.1 for this,
        float alpha = 0.01 + ( ((float) random(0, RAND_RES) / (float)
(RAND_RES)) * ((0.1 - 0.01)));

        // compute new threshold
        threshold = alpha * gamma * win_max + (1 - alpha) * threshold;

        // reset current window index
        win_idx = 0;
        win_max = -10000000;
    }

    // return false if we didn't detect a new QRS
    return false;
}
```

Příloha C - Knihovna programu (zdroj [26])

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>

typedef int boolean;
#define true 1
#define false 0

#define M 5
#define N 30
#define winSize 250
#define HP_CONSTANT ((float) 1 / (float) M)

void detect(float* ecg, int* result, int len);

int main(int argc, char** argv){
    float new_pt;
    float ecg[1000000] = {0};
    int result[1000000] = {0};
    int i, j;

    // read in ECG data
    FILE *fid = NULL;

    if(argc > 1){
        fid = fopen(argv[1], "r");
    }
    else{
        fid = fopen("data.csv", "r");
    }

    while( EOF != fscanf(fid, "%f\n", &new_pt) ){
        ecg[i++] = new_pt;
    }

    // printf("%f\n", new_pt);
}

fclose(fid);

// perform realtime QRS detection
detect(ecg, result, i);

// save detection results
fid = fopen("QRS.csv", "w");

for(j = 0; j < i; j++){
    fprintf(fid, "%d\n", result[j]);
}

fclose(fid);

return 0;
}

void detect(float* ecg, int* result, int len) {
    // circular buffer for input ecg signal
```

```

// we need to keep a history of M + 1 samples for HP filter
float ecg_buff[M + 1] = {0};
int ecg_buff_WR_idx = 0;
int ecg_buff_RD_idx = 0;

// circular buffer for input ecg signal
// we need to keep a history of N+1 samples for LP filter
float hp_buff[N + 1] = {0};
int hp_buff_WR_idx = 0;
int hp_buff_RD_idx = 0;

// LP filter outputs a single point for every input point
// This goes straight to adaptive filtering for eval
float next_eval_pt = 0;

// running sums for HP and LP filters, values shifted in FILO
float hp_sum = 0;
float lp_sum = 0;

// parameters for adaptive thresholding
double treshold = 0;
boolean triggered = false;
int trig_time = 0;
float win_max = 0;
int win_idx = 0;

int i = 0;

for(i = 0; i < len; i++){
    ecg_buff[ecg_buff_WR_idx++] = ecg[i];
    ecg_buff_WR_idx %= (M+1);

    //printf("i - %d\n", i);

    /* High pass filtering */
    if(i < M){
        // first fill buffer with enough points for HP filter
        hp_sum += ecg_buff[ecg_buff_RD_idx];
        hp_buff[hp_buff_WR_idx] = 0;

        //printf("hp_buff[hp_buff_WR_idx] - %f\n",
hp_buff[hp_buff_WR_idx]);
    }
    else{
        hp_sum += ecg_buff[ecg_buff_RD_idx];

        int tmp = ecg_buff_RD_idx - M;
        if(tmp < 0) tmp += M + 1;

        hp_sum -= ecg_buff[tmp];

        float y1 = 0;
        float y2 = 0;

        tmp = (ecg_buff_RD_idx - ((M+1)/2));
        if(tmp < 0) tmp += M + 1;

        y2 = ecg_buff[tmp];

```



```

        y1 = HP_CONSTANT * hp_sum;

        hp_buff[hp_buff_WR_idx] = y2 - y1;

        //printf("hp_buff[hp_buff_WR_idx]          -          %f\n",
hp_buff[hp_buff_WR_idx]);
    }

    // done reading ECG buffer, increment position
    ecg_buff_RD_idx++;
    ecg_buff_RD_idx %= (M+1);

    // done writing to HP buffer, increment position
    hp_buff_WR_idx++;
    hp_buff_WR_idx %= (N+1);

    /* Low pass filtering */

    // shift in new sample from high pass filter
    lp_sum += hp_buff[hp_buff_RD_idx] * hp_buff[hp_buff_RD_idx];

    if(i < N){
        // first fill buffer with enough points for LP filter
        next_eval_pt = 0;
    }
    else{
        // shift out oldest data point
        int tmp = hp_buff_RD_idx - N;
        if(tmp < 0) tmp += N+1;

        lp_sum -= hp_buff[tmp] * hp_buff[tmp];

        next_eval_pt = lp_sum;
    }

    // done reading HP buffer, increment position
    hp_buff_RD_idx++;
    hp_buff_RD_idx %= (N+1);

    /* Adapative thresholding beat detection */
    // set initial threshold
    if(i < winSize) {
        if(next_eval_pt > treshold) {
            treshold = next_eval_pt;
        }
    }

    // check if detection hold off period has passed
    if(triggered){
        trig_time++;

        if(trig_time >= 100){
            triggered = false;
            trig_time = 0;
        }
    }

    // find if we have a new max

```

```

        if(next_eval_pt > win_max) win_max = next_eval_pt;

        // find if we are above adaptive threshold
        if(next_eval_pt > treshold && !triggered) {
            result[i] = 1;

            triggered = true;
        }
        else {
            result[i] = 0;
        }

        // adjust adaptive threshold using max of signal found
        // in previous window
        if(win_idx++ >= winSize){
            // weighting factor for determining the contribution
of
            // the current peak value to the threshold adjustment
            double gamma = 0.175;

            // forgetting factor -
            // rate at which we forget old observations
            double alpha = 0.01 + ( ((float) rand() / (float)
RAND_MAX) * ((0.1 - 0.01)));

            treshold = alpha * gamma * win_max + (1 - alpha) *
treshold;

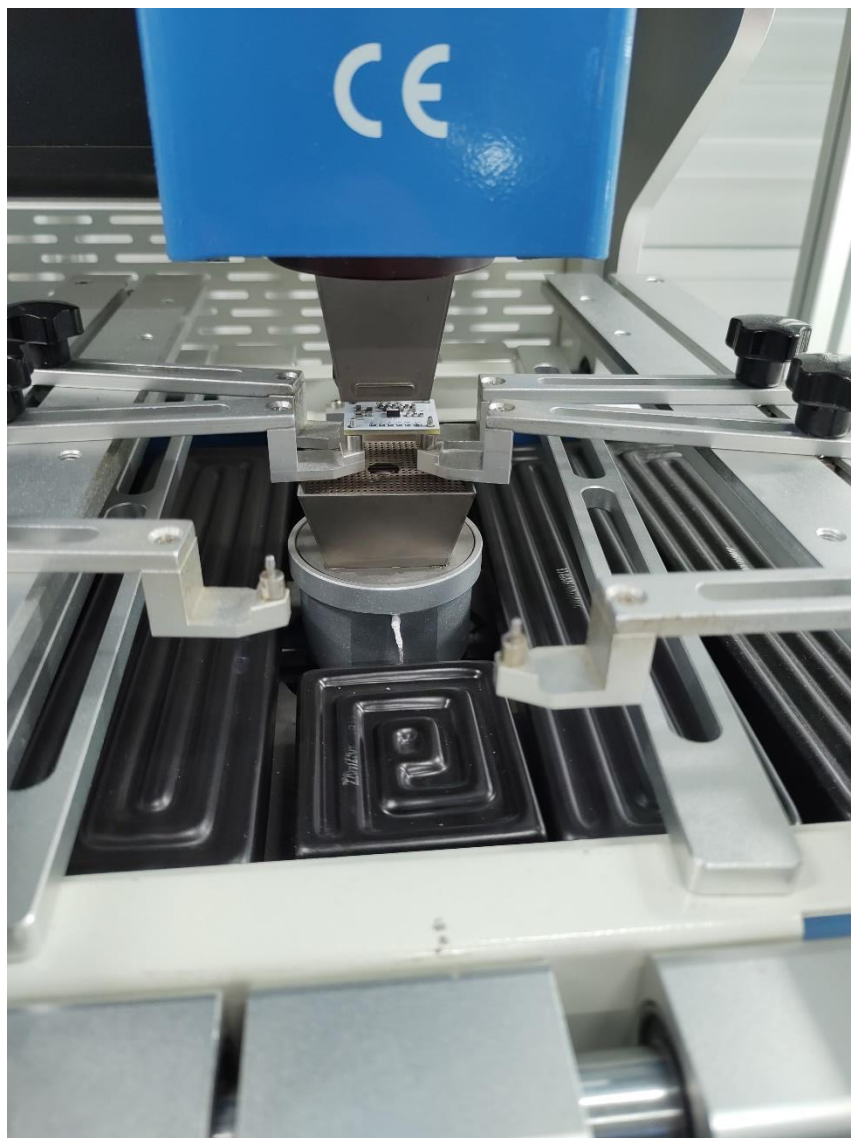
            // reset current window ind
            win_idx = 0;
            win_max = -10000000;
        }
    }
}

```

Příloha D - Měřicí pás



Příloha E - Přetavení PCB



Příloha F - Návrh pcb v Eagle

