

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2023

Denis Matoušek



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ZAŘÍZENÍ PRO SIMULTÁNNÍ MĚŘENÍ FONOKARDIOGRAMU A FOTOPLETYSMOGRAMU

DEVICE FOR SIMULTANEOUS ACQUISITION OF PCG AND PPG SIGNALS

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Denis Matoušek

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2023

# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Denis Matoušek

**ID:** 203674

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2022/23

**NÁZEV TÉMATU:**

## Zařízení pro simultánní měření fonokardiogramu a fotopletysmogramu

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte základy akvizice fonokardiogramu a fotopletysmogramu z pohledu anatomie, fyziologie a přístrojové techniky. 2) Na základě rešerše navrhnete na zvolené platformě (např. Raspberry Pi, Arduino) zařízení, které bude umožňovat simultánní měření uvedených signálů. Výstupem budou surová data uložena ve vhodném formátu. 3) Dílčí části zařízení realizujte na nepájivém poli a diskutujte získaná data s ohledem na jejich kvalitu. 4) Proveďte návrh a realizaci finálního zařízení. 5) Na tomto zařízení proveďte měření záznamů alespoň deseti dobrovolníků. 6) Proveďte základní zpracování získaných signálů, které povede ke zlepšení kvality signálu. 7) Získaná data vyhodnoťte z pohledu kvality signálů, jejich variability a vlivu vnějších a vnitřních faktorů.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] GINGL, Zoltan, Gergely MAKAN, Janos MELLAR, Gergely VADAI a Robert MINGESZ. Phonocardiography and Photoplethysmography With Simple Arduino Setups to Support Interdisciplinary STEM Education. IEEE Access. 2019, 7, 88970-88985. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2019.2926519

[2] NAGY, Tamás, Gergely VADAI a Zoltán GINGL. Digital phonocardiographic experiments and signal processing in multidisciplinary fields of university education. European Journal of Physics. 2017, 38(5). ISSN 0143-0807. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6404/aa7ae6

**Termín zadání:** 6.2.2023

**Termín odevzdání:** 29.5.2023

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Mézl, Ph.D.

**doc. Ing. Jana Kolářová, 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**

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem a realizací zařízení pro fonokardiografické a fotopletysmografické měření. Teoretická část pojednává o popisu vzniku srdečních ozev, místu a způsobu měření v rámci fonokardiografie. V praktické části je popsáno několik možností sestrojení jednotlivých zařízení s pomocí Raspberry Pi 4 nebo pomocí měřicí techniky a nepájivého pole. Následně jsou vybrány nejlepší řešení pro snímání PPG a PCG dat. Na finálním zařízení bylo změřeno 10 dobrovolných osob. Nasnímaná data jsou zpracována v prostředí Python. Jednotlivé výsledky měření jsou popsány, zdokumentovány, porovnány a vyhodnoceny oproti ostatním měřením.

## **Klíčová slova**

Fonokardiografie, fotopletysmografie, srdeční ozvy, pletysmografická křivka, Raspberry Pi 4, nepájivé pole

## **Abstract**

This bachelor's thesis deals with the design and implementation of equipment for phonocardiographic and photoplethysmographic measurements. The theoretical part discusses the description of the origin of heart sounds, the place and method of measurement in the framework of phonocardiography. The practical part describes several options for building individual devices with the help of a Raspberry Pi 4 or with the help of measuring technology and a non-soldering field. Subsequently, the best solutions for PPG and PCG data acquisition are selected. 10 volunteers were measured on the final device. The scanned data is processed in the Python environment. Individual measurement results are described, documented, compared, and evaluated against other measurements.

## **Keywords**

Phonocardiography, photoplethysmography, heart sounds, plethysmographic waveform, Raspberry Pi 4, solderless field

## **Bibliografická citace:**

*MATOUŠEK, Denis. Zařízení pro simultánní měření fonokardiogramu a fotopletysmogramu [online]. Brno, 2023 [cit. 2023-05-24]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/150816>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Mézl.*

## **Prohlášení**

*„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Zařízení pro simultánní měření fonokardiogramu a fotopletysmogramu“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí bakalářské 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské 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 panu Ing. Martinu Mězlovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc, především i za zapůjčení výpočetní techniky, přístupu do laboratorních prostor a za další komponenty spojené s bakalářskou prací. Dále bych chtěl poděkovat rodině, blízkým a především i sobě, že jsem to nevzdal.*

V Brně dne: **26. května 2023**

.....  
podpis autora

# Obsah

Seznam obrázků .....	9
Seznam tabulek .....	11
Úvod.....	12
1. Srdce .....	13
1.1 Rozdělení srdce.....	13
1.2 Fyziologie srdečního cyklu.....	14
1.3 Zvukové projevy srdce.....	15
1.3.1 První ozva – systolická .....	15
1.3.2 Druhá ozva – diastolická.....	16
1.3.3 Třetí ozva – protodiastolická .....	17
1.3.4 Čtvrtá ozva – presystolická.....	17
2. Fonokardiografie.....	18
2.1 Fonendoskop.....	18
2.2 Auskultační body .....	20
3. Pletysmografie .....	21
3.1 Prstová pletysmografie .....	22
4. Raspberry Pi 4.....	23
4.1 Sběrnice a komunikace zařízení .....	23
5. Praktická část – pilotní měření.....	25
5.1 Použité metody .....	25
5.1.1 Měření na nepájivém poli – fotodioda a fototranzistor.....	26
5.1.2 Měření na nepájivém poli – senzor TCRT1000.....	27
5.1.3 Měření s Raspberry Pi – senzor MAX30100.....	31
5.1.4 Měření s Raspberry Pi – zvuková karta .....	32
5.1.5 Měření s Raspberry Pi – senzor KY- 039 .....	32
5.1.6 Měření mobilním telefonem .....	32
6. Realizace finálního zařízení.....	34
6.1 Fonokardiografická část.....	34
6.2 Fotopletysmografická část .....	36
6.3 Postup měření .....	39
Příklady rušivých prvků signálu .....	39



6.4	Měření a úprava dat .....	41
7.	Vyhodnocení.....	47
7.1	Porovnání naměřených dat.....	47
8.	Diskuse.....	49
9.	Závěr .....	51
	Literatura.....	52
	Seznam symbol, veličin a zkratk.....	55
	Příloha A.....	56
	Příloha B – obrázky úseků 25. až 35. sekunda .....	57

## Seznam obrázků

Obrázek 1 - Srdce[2] .....	13
Obrázek 2 - Srdeční ozvy[1] .....	16
Obrázek 3 - Fonendoskop .....	19
Obrázek 4 - Auskultační body [7].....	20
Obrázek 5 - Pletysmografická křivka[11].....	21
Obrázek 6 - Záznam z prstového pletysmografu[12] .....	22
Obrázek 7 - Raspberry Pi 4 popis desky[17] .....	23
Obrázek 8 - obvod fotodiody a fototranzistor[14] .....	27
Obrázek 9 - 1.část obvodu s použitím součástky TCRT1000[15].....	28
Obrázek 10 - 2.část obvodu s použitím součástky TCRT1000[15].....	29
Obrázek 11 - 3.část obvodu s použitím součástky TCRT1000[15].....	29
Obrázek 12 - výstup z 1.části obvodu .....	30
Obrázek 13 - výstup z 3.části obvodu .....	30
Obrázek 14 - zapojení součástky MAX30100[17] .....	31
Obrázek 15 - Zvuková karta – Creative Sound Blaster Play! 3 .....	32
Obrázek 16 - Snímání pomocí mikrofonu z mobilního telefonu .....	33
Obrázek 17 - Finální zařízení.....	34
Obrázek 18 – Ukázka mikrofonu bez obalu a výstup konektoru.....	35
Obrázek 19 – Fonendoskopová hlavice .....	35
Obrázek 20 – Konečné provedení snímače.....	36
Obrázek 21 – Zapojení kontaktů.....	37
Obrázek 22 – Snímač KY-039 .....	38
Obrázek 23 – 3D model krytu.....	38
Obrázek 24 – Rušivé prvky signálu: a) šum napájecího adaptéru, b) vliv adaptace senzoru, c) opětovné přiložení prstu, d) pohyby těla – myopotenciály .....	40
Obrázek 25 – Surová PPG a PCG data .....	41
Obrázek 26 – Blokové schéma pro získání a úpravu PPG signálu .....	42
Obrázek 27 - PPG signál se základními úpravami.....	42
Obrázek 28 - Aplikace PP a umocnění PPG signálu .....	43
Obrázek 29 – Vyfiltrovaný signál PPG .....	44

Obrázek 30 – Aplikace DP s hranicí 2 Hz .....	44
Obrázek 31 – Detekce píků z úseku 25-35 sekund .....	45
Obrázek 32 – Simultánní měření: PPG signál (modrý), PCG signál(červeně).....	49
Obrázek 33 – úsek ze signálu č.1 .....	57
Obrázek 35 – úsek ze signálu č.3 .....	58
Obrázek 34 – úsek ze signálu č.2 .....	58
Obrázek 36 – úsek ze signálu č.4 .....	59
Obrázek 37 – úsek ze signálu č.5 .....	59
Obrázek 39 – úsek ze signálu č.7 .....	60
Obrázek 38 – úsek ze signálu č.6 .....	60
Obrázek 41 – úsek ze signálu č.9 .....	61
Obrázek 40 – úsek ze signálu č.8 .....	61
Obrázek 42 – úsek ze signálu č.10 .....	62

## Seznam tabulek

Tabulka 1 - Časové a frekvenční vlastnosti srdečních ozev, (převzato z[7]) .....	15
Tabulka 2 – Propojení obvodu[21] .....	37
Tabulka 3 – Výsledky počtu TF z jednotlivých měření PPG a PCG, se zaměřením na 10sekundový úsek a subjektivním měřením kvality signálu s ohledem na rušivé vlivy v signálu .....	48

# Úvod

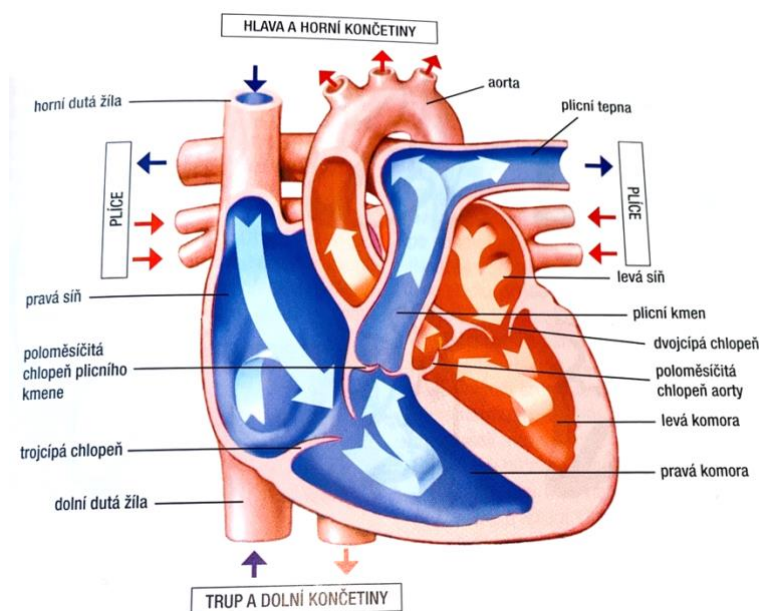
Krev protéká tělem trubicovitými orgány, které jsou označovány jako krevní cévy. Systém cév prostupuje celým tělem a všemi orgány, které dohromady vytvářejí velmi složitý, vzájemně propojený prospívající systém. Hlavním motorem, který pohání pohyb krve v cévách, je srdce. Dohromady utvářejí se srdcem oběhovou soustavu, která zajišťuje rozvod živin a odvod odpadních látek z těla. [1][2]

Teoretická část se zaměřuje na stručné seznámení se srdcem, krevním oběhem a zároveň se srdečními ozvami. V rámci srdečních ozev se uplatňuje metoda fonokardiografie. Ke snímání srdečních ozev v místě auskultace se využívá stetoskopu, který tlumí okolní hluk a převádí srdeční ozvy. Metodou, která využívá průtoku krve tělem je pletysmografie. Teoretickou část uzavírá seznámení se zařízením Raspberry Pi a jeho komunikaci s ostatními komponenty. [1][2][3]

Praktická část se v počátku zabývá rešerší v rámci možností měření základních parametrů fotopletysmografického signálu (PPG) a fonokardiografického signálu (PCG) na nepájivém poli nebo s připojeným minipočítačem Raspberry Pi. Pro Raspberry Pi byly vyzkoušeny moduly, ze kterých byly vybírány moduly nejvíce splňující podmínky pro návrh měřicího zařízení. Následně je zařízení sestrojeno a postupnými kroky upravováno pro dosažení funkce simultánního měření pletysmografického a fonokardiografického signálu. Základ měření je tvořen protokolem pro snímání biologických signálů – fonokardiogram pomocí záznamu detekovaný upraveným sluchátkovým mikrofonom se stetoskopovou hlavicí a fotopletysmogram pomocí prstového detektoru. Pro snímání jsou navrženy skripty v prostředí Thonny, který využívá programovacího jazyka Python. Jednotlivé kroky úprav, po naměření dat od lidských subjektů jsou přehledně popsány a vyobrazeny v blokovém schématu. Zpracované záznamy jsou v konečné části vyneseny do tabulky a diskutovány v rámci kvality a případného výskytu chyb v měřených datech. Vyhodnocení dat probíhá metodou subjektivního hodnocení simultánnosti měření PPG a PCG signálu a následné detekce tepové frekvence (TF).

# 1. Srdce

Srdce (Obrázek 1) je dutý, svalovitý orgán kuželovitého tvaru, který se nachází v hrudní části těla, překryt hrudní kostí. Podélná přepážka rozděluje srdce na dvě poloviny, které se skládají ze silnostěnné komory a tenkostěnné komory předsíně. Podle umístění jsou rozlišeny na pravou a levou komoru a dále na pravou a levou předsíň. Pomocí těchto dutin je v srdci zajišťován jednosměrný tok krve. Jednotlivé chlopně se skládají z vazivových vláken, tzv. šlašiněk, jejichž systém zajišťuje udržení chlopní ve fyziologické poloze. Přívod krve do srdce zajišťuje soustava cév. Cévy, které přináší do srdce krev jsou nazývány žíly, v opačném případě, kdy krev je vypuzována ze srdce dále do těla, jsou označovány jako tepny.[1]



Obrázek 1 - Srdce[2]

## 1.1 Rozdělení srdce

Pravé i levé srdce se skládají z pravé síně a komory. Pravé srdce je také tvořeno horní a dolní dutou žílou, která přivádí odkysličenou krev z těla přímo do pravé síně. Pravá síň má v porovnání s pravou komorou tenkou svalovinu, neboť pravá komora je poměrně více zatěžována. Mezi pravou síní a pravou komorou se nachází trojčipá chlopeň, která po průchodu krve do komory zabraňuje zpětnému toku krve do pravé síně. Krev, která byla přivedena do pravé komory, po uzavření trojčipé chlopně a otevření poloměsíčité

chlopně (pulmonální) z důvodu systoly a jejího tlaku, putuje dále přes plicní kmen do pravé a levé plicní tepny. Plicní tepna odvádí odkysličenou krev až do plic.

Z opačného směru, od plic, plicními žilami proudí okysličená krev do levé síně. Analogicky, jak je to u pravé síně, má levá síň taktéž tenkou svalovou stěnu. Síň přechází do komory síňokomorovou přepážkou, ve které se nachází dvojcípá (mitrální) chlopeň. Mitrální chlopeň disponuje stejnou funkcí jako trojcípá chlopeň.

Levá komora má ze všech dutin nejsilnější stěnu, z důvodu velkého tlaku, který musí překonat. Okysličená krev je vypuzena z levé komory do aorty přes poloměsíčitou chlopeň. Krev proudí aortou do věnčitých (koronálních) tepen, které přivádí krev a živiny pro srdeční sval. [1][2]

## 1.2 Fyziologie srdečního cyklu

Krevní oběh je tvořen cévami a srdcem, které dohromady zajišťují transportní funkci pro organismus. Krev musí permanentně cirkulovat tělem, aby docházelo k výživě a výměně látek ve tkáních. Krevní oběh lze rozdělit do dvou sériově uspořádaných oběhů. Velký (systémový) oběh, který zajišťuje levá polovina srdce a malý (plicní) oběh, který zajišťuje pravá polovina srdce. Množství krve, které jednotlivé poloviny srdce přečerpají za jednotku času je téměř stejný. Přínos pro organismus spočívá v umístění probíhajících dějů, které dopomáhá k dokonalé synchronizaci obou oběhů.

Výměnu látek mezi srdcem a plicemi obstarává plicní oběh. Počátek oběhu probíhá v pravé srdeční komoře, odkud tok krve pokračuje plicní tepnou až do samotných plic, kde dochází k okysličení krve a doručení odpadních látek oxidu uhličitého. Po okysličení krve, proudí krev plicními žilami do levé síně. Poté, co se krev dostane z levé síně do levé komory, nastává tzv. velký krevní oběh. Okysličená krev je tlakem vedena aortou navazující na tepny, které vedou krev do celého těla a při návratu, po odevzdání kyslíku a živin, se navrácí odkysličená krev žilami, konkrétně horní dutou žílou do pravé síně. Souhra těchto dvou pump funguje na základě srdeční automacie. Lze ji popsat jako impulzy, které vznikají v samotném srdci, přesněji v převodním systému srdečním, jenž vyvolávají stah srdce. [1] [3]

## 1.3 Zvukové projevy srdce

Přitékající a cirkulující krev generuje v srdci zvukové projevy svými změnami rychlosti proudící krve, narážením krve do struktur srdce, otevíráním a uzavíráním chlopní a napínáním šlašinek. Soubor těchto srdečních projevů formuluje kmity o kmitočtu 30-500 Hz, jenž mohou být detekovány na hrudní stěně. Přehled rozsahů kmitočtů je znázorněn v Tabulka 1. Pro záznam první a druhé ozvy postačuje jednoduché měření. Následující třetí a čtvrtou srdeční ozvu lze slyšet u dětí nebo u mladších lidí, popřípadě při výskytu patologií. Po připojení mikrofonu se vygeneruje zápis ve formě fonokardiogramu.[1][2]

**Tabulka 1 - Časové a frekvenční vlastnosti srdečních ozev, (převzato z[7])**

Ozvy	Umístění(ms)	Doba(ms)	Kmitočtový rozsah (Hz)
První	10-50 po R-vlně v EKG	100-160	10-140
Druhá	280-360 po R-vlně v EKG	80-140	10-400
Třetí	440-460 po R-vlně v EKG nebo 120-180 po uzavření semilunární chlopně	40-80	15-60
Čtvrtá	40-120 po začátku P-vlny v EKG	30-60	15-45

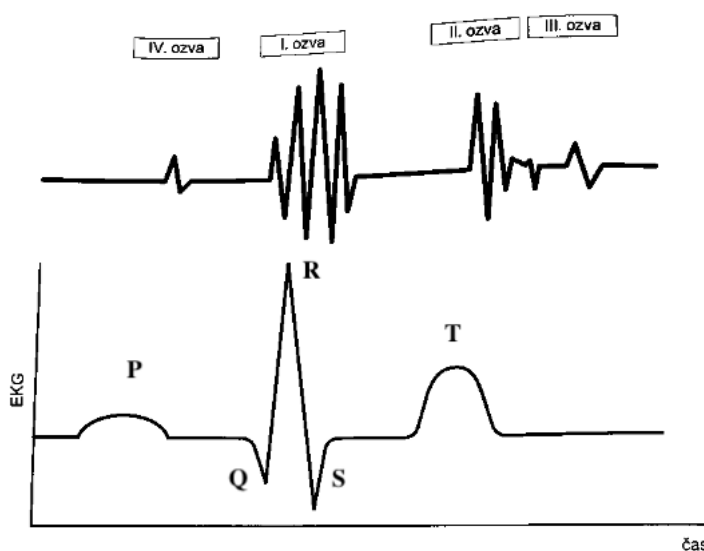
### 1.3.1 První ozva – systolická

První ozva je časově nejnáročnější a dosahuje doby 100-70 ms o frekvenci 25-45 Hz. Začátek generování první ozvy dochází asi 50-70 ms po startu QRS komplexu, což označuje vrchol kmity R na EKG (Obrázek 2). Počátek ozvy nastává v momentě uzavírání atrioventrikulární chlopně. Podíl na vzniku ozvy má i mitrální (dvojcípá), ale i chlopně trikuspidální (trojcípá). Lehká nesynchronnost těchto chlopní při uzavírání, může působit u první ozvy jako mírně rozštěpená.



Stěny komory cípate chlopně způsobují vibrace, které vytvářejí tři části první ozvy. První část začíná pomalou vlnou o nízké amplitudě, která vznikla příčinou vibrací krevního sloupce v závislosti uzavření cípate chlopní na počátku izovolumické kontrakce. Doprovázena je počtem vln o vyšší amplitudě, u kterých zároveň dochází k rychlému růstu nitrokomorového tlaku ve fázi izovolumické kontrakce. Konečné výchylky mají klesající tendenci a týkají se začátku ejekční fáze.

Pro nejlepší záznam první ozvy se uvádí prostor v pátém mezižebří medioklavikulárně vlevo, v těchto místech se nachází mitrální chlopeň. Silnější trikuspidální chlopeň je slyšitelná ve čtvrtém mezižebří parasterálně vpravo. Pokud dochází k tzv. zesílení nebo zeslabení první ozvy, hovoříme o patologii. Příčinou zeslabení první ozvy mohou být degenerativní změny dvojčípé chlopně. [1] [3]



Obrázek 2 - Srdeční ozvy[1]

### 1.3.2 Druhá ozva – diastolická

Následující druhá ozva má délku trvání 100 až 140 ms a její frekvence dosahuje okolo 50 Hz. V porovnání s první ozvou má kratší dobu a jeví se jako ostřejší. Její vznik zapříčiňuje uzavření aortální poloměšičité chlopně a plicnice, které vytvářejí vlnění způsobené uzavřením chlopní a současně vibracemi a snížením proudu krve. V rámci EKG záznamu druhá ozva se rovná konci vlny T a poukazuje na konec ejekční fáze. Druhá ozva se rozděluje na dvě fáze, které se projevují jako jedna. U malých dětí je největší pravděpodobnost rozlišitelnosti těchto dvou fází, především v inspiriu. První fáze

zajišťuje uzavření poloměsíčné chlopně aorty, po které v řádu 30 ms nastupuje druhá fáze, během které dochází k uzavření plicnicové chlopně.

Nejlepší místo pro detekci druhé ozvy je druhé mezižebří, konkrétně pro detekci aortální chlopně. U pulmonální chlopně druhé mezižebří parasterálně vpravo. [1] [4]

### **1.3.3 Třetí ozva – protodiastolická**

Po spuštění plnicí fáze přitékající krev rozkmitává stěnu komor a vzniká třetí ozva. Tento zvuk o nízké frekvenci lze detekovat bezprostředně u dětí a v těhotenství. Třetí ozva může být vypořovávána i u dospělých jedinců, ačkoliv zde se mluví o patologických jevech. Konkrétně se jedná o selhání levé komory. Po skončení druhé ozvy a v EKG záznamu skončení vlny T, nastupuje po 100-120 ms třetí ozva. [1] [3]

### **1.3.4 Čtvrtá ozva – presystolická**

Konečná ozva v pořadí čtvrtém, může být vyvolána systolou předsíní, ačkoliv nemusí být slyšitelná. Vlastnosti čtvrté ozvy jsou velice podobné třetí ozvě, především v nízkých hodnotách frekvence. Ačkoliv ozvu nelze slyšet, v záznamu fonokardiogramu se vyskytuje v konečné oblasti vlny P na EKG měření. [1] [5][6]

## 2. Fonokardiografie

Fonokardiografie se označuje jako grafická metoda pro zaznamenávání srdečních ozev. Záznam obsahuje jednotlivé ozvy, ale i šelesty. Pro samotné měření se používá tzv. fonokardiograf. Přístroj funguje na bázi neinvazivní metody, při použití mikrofonu přiloženému k povrchu hrudní stěny. Mikrofon je přikládán na jednotlivá místa detekce, které jsou dány pozicemi tzv. auskultačních bodů. Pro správné měření je důležité zvolit vyhovující mikrofon s optimální senzitivitou, přímo určenou pro frekvence srdečních ozev a šelestů, která nabývá hodnot 20 až 2000 Hz. Podle závislosti na frekvenci se používají např. piezoelektrický, elektrodynamický, elektrostatický a také elektretový mikrofon. Po nasnímání dat nastává jejich úprava pro kvalitnější záznam. Zpracování probíhá formou zesilování, filtrací signálu nebo se záznam transformuje a následně se запиše ve formě fonokardiogramu. Nasnímaná data, ve formě zvukového signálu mohou být vyhodnocena přímo sluchem zkušené lékařské a nemusí docházet k dalšímu zpracování.

V rámci filtrace se v praxi nejčastěji využívá tří filtračních úseků. První úsek označuje nízké pásmo s frekvencí do 35 Hz, kde detekuje srdeční ozvy. Střední část označuje úsek od 70-140 Hz a třetí pásmo odpovídá úseku s vysokými frekvenčními hodnotami, které dosahují hodnot nad 250 Hz.

Fonokardiografie disponuje možnostmi detekovat zvukové signály, které jsou lidským uchem neslyšitelné, kontrolovat a analyzovat pravidelnost srdečních cyklů a následně měřené údaje ukládat.

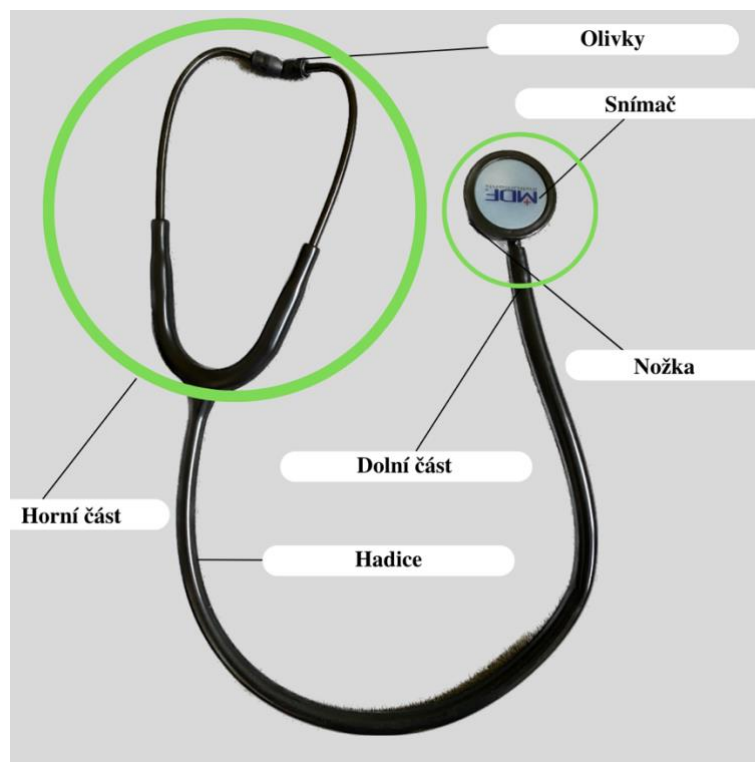
V praxi se pro vyšetření srdce a jeho vad používají modernější metody, např. echokardiografie, ačkoliv fonografická metoda má nižší náklady na provoz. Fonokardiografie se také používá společně při vyšetření elektrokardiografie (EKG). [5] [7] [8] [9]

### 2.1 Fonendoskop

Fonendoskop, označován taky jako stetoskop (Obrázek 3), se používá v lékařství pro neinvazivní vyšetření hrudníku (srdce a plic) poslechem a případným diagnostikovaním abnormalit, označované jako auskultace. Pomocí nástroje dochází ke zvýšení intenzity zvuku a snížení okolního šumu. Fonendoskop má v lékařství širokou škálu využití. Jeho

využití je v porodnictví, v kardiologii pro snímání srdečních ozev, šelestů, ale také pro vyšetření funkčnosti plic, funkčnosti střev a jako doplňková metoda pro měření tlaku.

Nejznámější provedení bývá v podobě konvenčních fonendoskopů, které lze vidět na obr.3. Tento diagnostický nástroj se skládá z hlavové části, hadiček, nožky a snímače. Horní část je tvořena jedním párem ušních olivek a jednou trubicí. Mezi horní a dolní částí, se nachází hadičky a nožka, které pomáhají převádět srdeční ozvy do ušních olivek. Nožka navazuje na spodní část, která se nazývá snímač. Snímač se rozděluje na zvon a membránu. Právě snímač se přikládá pacientovi na auskultační místa pro detekci ozev. Zvon se používá pro poslech ozev o nízkých frekvencích, naopak membránu lze využít pro poslech vysokofrekvenčních zvuků. [9][10] [11]

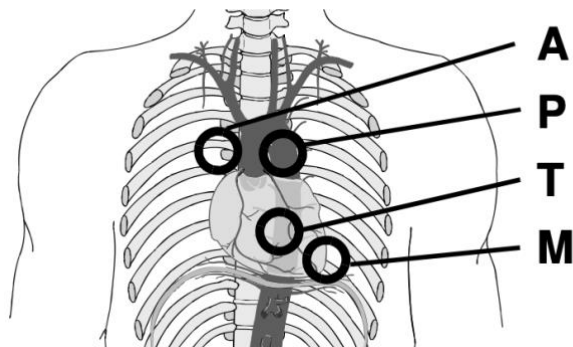


**Obrázek 3 - Fonendoskop**

V důsledku stáří vyšetřujících doktorů, u kterých s nabývajícím stářím dochází k zhoršení sluchového ústrojí, se používají elektronické stetoskopy. Používají se především pro záznam, analýzu a klasifikaci srdečních ozev. Některé stetoskopy mohou být vybaveny zabudovaným klasifikačním algoritmem, které napomáhají lékařům k dosažení prozatímní diagnózy nebo pacientům v rámci prevence po propuštění z nemocnice. [10,11]

## 2.2 Auskultační body

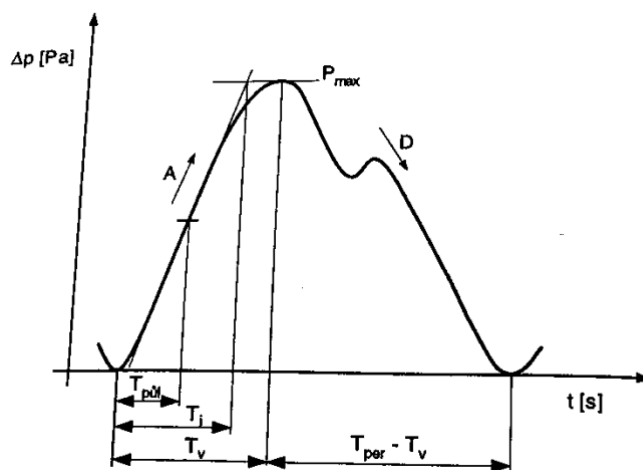
Pro vyšetření se využívá tzv. auskultačních bodů (Obrázek 4), které pomáhají k přesnějšímu poslechu vnitřních zvuků těla. V důsledku polohy měření dochází k lepší nebo horší průchodnosti měřeného zvuku k detektoru. Znatelný rozdíl může být v místě srdečního hrotu, kde první ozva je lépe detekovatelná než ozva druhá. Důležité jsou i v případě detekce šelestu, který napovídá podle jednotlivých bodů, o jaký problém se jedná a v jakém místě se vyskytuje. Pro detekci fonokardiografického záznamu se uvádí tři měřicí polohy. Mezi preferovanější polohy se řadí vleže na břicho, na zádech a popřípadě vsedě. Při metodě vleže jsou lépe slyšitelné ozvy a snadněji rozpoznatelné šelesty. Jednotlivá místa jsou zaznamenána na obr.4. Bod aorty (A), označuje druhé mezižebří v levé části podélně kolem hrudní kosti. Naopak podélně na pravé straně se nachází plicní bod (P). Ve stejné rovině jako bod aorty, avšak níže, se vyskytuje trikuspidální oblast (T), mezi čtvrtým a pátým mezižebřím. Nejnižší položený bod, mitrální bod (M), lze detekovat u samotného srdečního vrcholu.[5][6] [7]



Obrázek 4 - Auskultační body [7]

### 3. Pletysmografie

Pletysmografie je neinvazivní metoda, snímající periodicitu objemových změn u selektovaných částí těla nebo celým tělem měřící osoby se zaměřením na prokrvení. Vyšetřovací metoda umožňuje obdržet data o prokrvení tkání nebo tepové frekvenci. V závislosti na změnách objemu, zapříčiněné výměnou kyslíku prostřednictvím pohybu plic a lokální objemové změny, jsou nejvyužívanější metody zaměřující se na oblasti paží a nohou. Měření probíhající v čase generuje tzv. pletysmografickou křivku, která vyjadřuje aktuální stav segmentu měření krevního řečiště. [11] [14]



Obrázek 5 - Pletysmografická křivka[11]

Pomocí několika fyzikálních pravidel je možné provádět pletysmografické měření. Jako nejrozsáhlejší měřící metoda v oblasti cévní diagnostiky se označuje tlaková manžetová pletysmografie. Vyšetření probíhá s použitím tlakové manžety, do které je čerpán vzduch způsobující tlak na hodnotu nižší, oproti diastolickému tlaku krve u měřeného pacienta. Běžnou hodnotou se myslí 40-60 mmHg, která zůstává stálá po dobu celého měření. Pokud dochází k výkyvům hodnot prokrvení, nabývají okolo 1mmHg. Pro měření se používá tlakový snímač v podobě odporového perimetrického nebo odporově tenzometrického snímače. Na Obrázek 5 je popsána pletysmografická křivka zdravého člověka, která se shoduje s pulsovou vlnou.

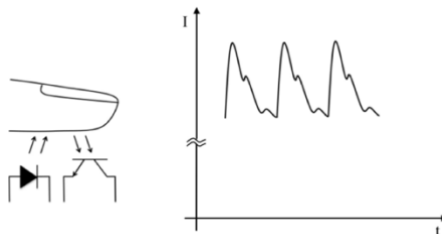
Pletysmografická křivka se skládá z jednotlivých časových úseků. Vrcholový čas označovaný jako  $T_v$ , začíná u vzestupu a jeho zakončení je u vrcholu, dosahuje délky 0,2 sekundy. Dalším detekovaným parametrem je inklinanční doba  $T_i$ , která označuje segment od vzestupu křivky až po tečnu v bodě maxima, doba trvání může být 0,2-0,3 sekundy.

Výpočtem těchto hodnot pomocí vztahu 1.1, se dostane hodnota kvocientu vzestupu a poklesu tzv. KVP, vycházející z časového úseku nárůstu a poklesu pulsové vlny. [11] [14]

### 3.1 Prstová pletysmografie

Prstová pletysmografie si zakládá na měření krevního objemu v prstu v důsledku srdeční činnosti, u kterého dochází ke sledování pohlceného nebo odraženého světla. Pomocí LED, která vyzařuje infračervené záření, se dostává světlo do prstu a fototranzistorem snímá odražené nebo procházející světlo (Obrázek 6). U připravené sestavy, stačí pouze přiložit prst. Výhodou je velmi snadná ovladatelnost, ačkoliv u měření osoby nesmí docházet k otřesům ruky, které by zaváděly do signálu nechtěný šum. V prstu dochází jen k malým změnám objemu krve, které se projeví v signálu na vrcholu stejnosměrného signálu jako malá střídavá složka, viz obr.6. Možností zapojení může být v podobě LED, kterou řídí napěťový zdroj ve spolupráci se sériově zapojeným rezistorem pro výsledné nastavení proudu, mezitím vycházející proud z fototranzistoru, který je úměrný intenzitě světla, prochází následným rezistorem a generuje napětí. Při snímání surových dat PPG signálu je nezbytné připomenout, že surový signál je při detekci invertovaný (platí, při největším útlumu reflexního světla dochází k největšímu prokrvení tkáně a nejmenšímu příjmu). V následujícím popisu křivky, se očekává automatická upravenost signálu, aby se podobal Obrázek 6.

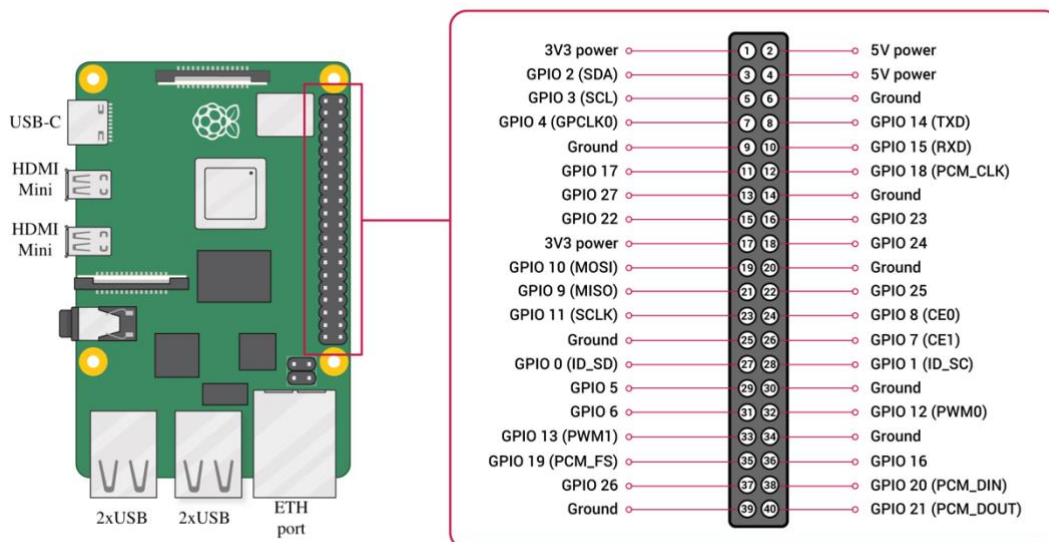
Moderní technologie umožňují snímání dat pletysmografie i prostřednictvím svítilny a fotoaparátu smartphonů s operačním systémem Android, či IOS pomocí příslušných aplikací. Využívají reflexní metodu, u které vyšetřovaná osoba umístí prst na svítilnu a fotoaparát. Podobného principu využívají chytré hodiny a náramky, které snímají srdeční tep.[12] [13][14] [15]



Obrázek 6 - Záznam z prstového pletysmografu[14]

## 4. Raspberry Pi 4

Raspberry Pi je miniaturní jednodeskový počítače o velikosti kreditní karty. Model čtvrté generace disponuje dvěma porty HDMI Mini, kterými lze připojit monitor počítače nebo televizoru. Pro snadné ovládání stačí připojit standartní klávesnici a myš se zakončením USB. Zdroj energie je dodáván síťovým napájecím adaptérem s koncovkou typu USB-C. Preferovaný způsob připojení internetu je pomocí síťového kabelu nebo pomocí Wifi. Původním záměrem bylo rozšíření vědomostí u dětí ve školách v rámci práce na počítači a programování v jazyce Python nebo Scratch. Vlastnosti zařízení jsou obdobné jako u standartního počítače, jako sledování videí, surfování po internetu, hraní her nebo v rozšířených případech jako webový server. [16]



Obrázek 7 - Raspberry Pi 4 popis desky[17]

### 4.1 Sběrnice a komunikace zařízení

Raspberry Pi nabízí čtyřicet programovatelných GPIO pinů, které jsou rozloženy na desce počítače (Obrázek 7) v pořadí 2x20. Mini počítač Raspberry Pi 4 nedisponuje zabudovaným A/D převodníkem. Pro snímání analogových dat je zapotřebí použít externí modul, který komunikuje se sběrnici Inter-Integrated Circuit (I<sup>2</sup>C) nebo se sběrnici Seriól Peripheral Interface (SPI).



Propojení sběrnic je provedeno pomocí vývodů General-purpose input/output (GPIO), které jsou připojené k zařízení (Obrázek 7). Vývody se označují prostřednictvím tzv. pinů, které jsou vyvedeny přímo z desky a označují jednotlivé výstupy z procesoru. Například pin č.5 má procesorové označení GPIO 3 (SCL).

Pro komunikaci modulů zaměřených přímo na zařízení Raspberry Pi se používá sběrnice I<sup>2</sup>C. I<sup>2</sup>C sběrnice symbolizuje dvouvodičové datové propojení pro jeden nebo více procesorů označovány jako Master a pro ostatní součástky označovány jako Slave. Sběrnice pracuje se dvěma datovými vodiči a připojenou zemí. SCL vodič, Seriál Clock Line, odesílá synchronizační hodinový signál a SDA vodič neboli Seriál Data Line, přijímá a odesílá data. [18][19]

## **5. Praktická část – pilotní měření**

Úkolem bylo navrhnout, sestrojít a porovnat jednotlivé způsoby měření fonokardiografie a fotopletysmografie. Sestrojení bylo rozděleno na dvě skupiny podle typu zapojení a použitých součástek. V každé skupině byla sestrojena prstová pletysmografie nebo fonokardiografie.

První skupina zahrnuje soustavu, ve které je zapojeno Raspberry Pi a pomocné součástky pro měření. Druhou skupinu budou tvořit návrhy zařízení, které budou zapojeny se základními součástkami na nepájivém poli. Výsledné průběhy byly v tomto případě zobrazeny na osciloskopu a pro napájení soustavy byl použit standardní laboratorní zdroj.

### **5.1 Použité metody**

V této kapitole budou rozebrány jednotlivé měřící techniky.

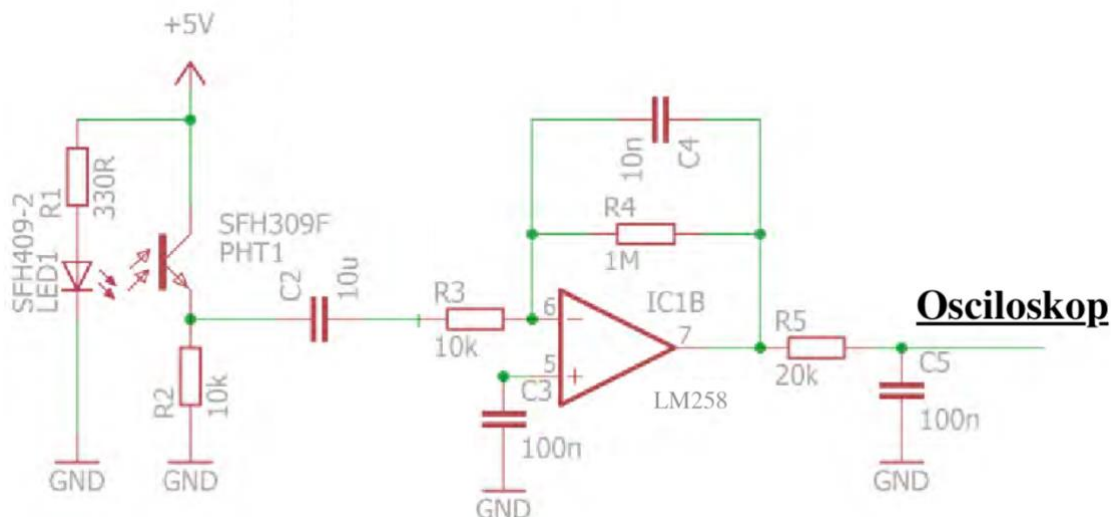
1. Měření na nepájivém poli – fotodioda a fototranzistor
2. Měření na nepájivém poli – senzor TCRT1000
3. Měření s Raspberry Pi – senzor MAX30100
4. Měření s Raspberry Pi – zvuková karta
5. Měření s Raspberry Pi – senzor KY-039
6. Měření mobilním telefonem

### 5.1.1 Měření na nepájivém poli – fotodioda a fototranzistor

Pro první návrh řešení jsem využil variantu s použitím nepájivého pole. Tato metoda disponuje jednoduchostí, lehkou montáží a možností rychlých úprav obvodu. Při konstrukci je nutné dbát vyšší pozornosti pro použití nejmenšího počtu polí na desce a vodičů. S vyšším počtem použitých polí a vodičů narůstá větší pravděpodobnost přítomné chyby, ať už v nepozornosti osoby sestavující obvod, snímání většího množství šumu, zvýšenou citlivostí nebo nespolehlivostí [14][20].

Cílem úkolu bylo sestavit a zapojit obvod, který reprezentuje funkci snímání hodnot ve fotopletysmogramu. Obvod disponoval infračervenou diodou, snímačem v podobě fototranzistoru, několika rezistory, kondenzátory a operačním zesilovačem pod označením LM258. Výstup obvodu byl připojen na osciloskop, který by měl vykreslovat odezvu na odražené světlo na fototranzistor. Po uzemnění všech uvedených částí a přivedení náležitého napětí na obvod, se mi bohužel nepodařilo nasnímat preferovaný signál.

Zapojil jsem obvod podle schématu na Obrázek 8 . Pro obvod byla použita fotodioda označena SFH409-2 s vlnovou délkou 950nm, splňující parametry pro fototranzistor s označením SFH309F, kterého vrcholová vlnová délka dosahovala v 860 nm s úhlem detekce 12 stupňů. Bohužel fototranzistor po přiložení prstu nenasnímal žádnou hodnotu. Pro další testování jsem vyzkoušel více infračervených diod s odlišnou vlnovou délkou. Jednalo se o diody s vlnovou délkou 850 nm, 900 nm, 980 nm a svítilnu z mobilního telefonu. Ačkoliv jsem použil odlišné diody, fototranzistor nebyl stále schopen detekce. Při použití svítilny z mobilního telefonu jsem přiložením k fototranzistoru při úhlu 90 stupňů zaznamenával detekci světla.

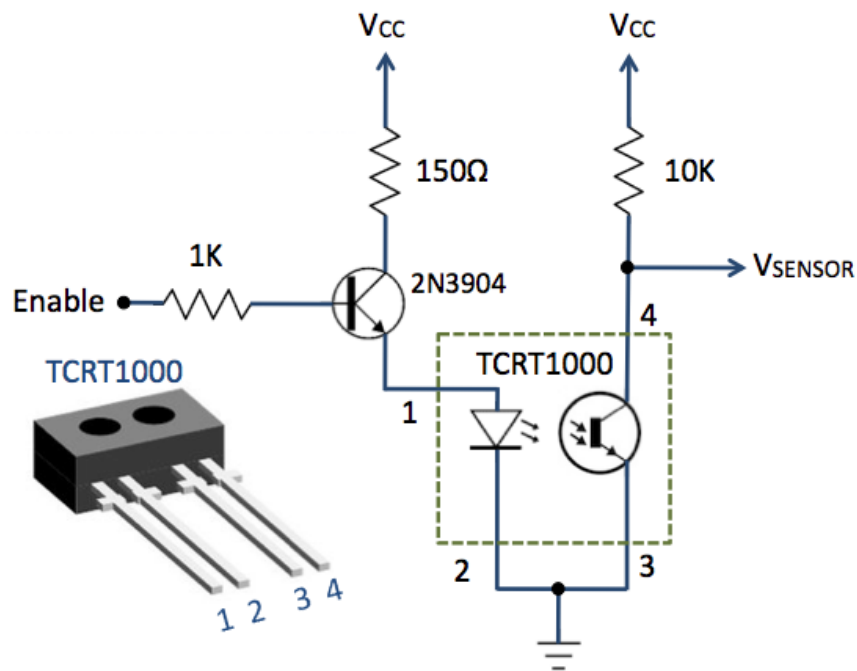


**Obrázek 8 - obvod fotodiody a fototranzistor[14]**

### 5.1.2 Měření na nepájivém poli – senzor TCRT1000

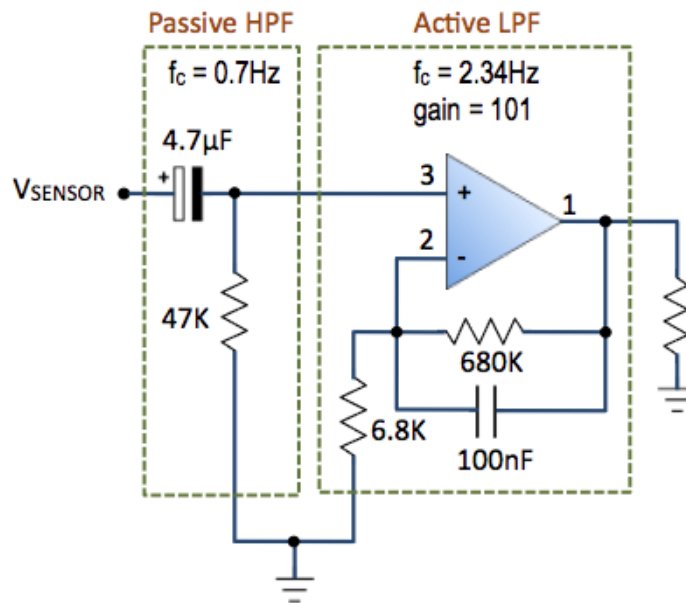
Celkový obvod se skládal ze tří částí, které jsou vyobrazeny na jednotlivých obrázcích Obrázek 9, Obrázek 10, Obrázek 11. Jednotlivé úseky měření, byly opatřeny výstupem, který po úspěšném zapojení vyobrazil náležitě informace o dané části obvodu. První část obvodu mi ukázala hodnoty pulzu na osciloskopu, které můžeme vidět na Obrázek 12.

Počáteční, a především nejpodstatnější část obvodu byla sestavena pomocí součástky TCRT1000. Modul obsahuje zdroj vyzařující světlo ve formě infračerveného zářiče a fototranzistor. Dohromady jsou součástky zabaleny v olověném obalu pro zajištění lepší kompatibility a odstínění nechtěného viditelného světla z okolí. Zářič a fototranzistor jsou uloženy ve shodném směru pro důkladnější a snadnější měření. Po přivedení dostatečného napětí a proudu, pomocí laboratorního zařízení MATRIX model: MPS-3005L-3, do zapojeného obvodu, byla přiložena špička prstu k senzoru. Světlo odražené od konečku prstu bylo snímáno fototranzistorem a pomocí laboratorního zařízení Tektronix TDS 1001, byl vyobrazen záznam na obrazovce osciloskopu. Výsledkem je pravidelně se opakující tvar vlny, vznikající v důsledku pulzující krve a odražených paprsků směřujících do fototranzistoru. [14] [15] [20]



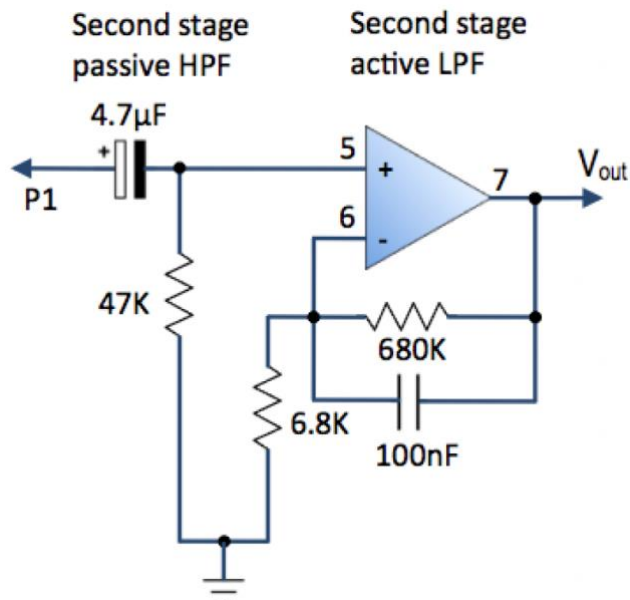
**Obrázek 9 - 1.část obvodu s použitím součástky TCRT1000[15]**

V případě fotopletysmografie vyhodnocujeme dvě složky. Střídavou a stejnosměrnou složku. Většinu informací, které chceme zaznamenávat, najdeme ve střídavé složce označované jako AC. Střídavá složka v sobě obsahuje informace o pulzačních změnách arteriální krve, které jsou v souladu s tepovou frekvencí srdce. Pro kvalitnější záznam byla potlačena stejnosměrná složka a posílena střídavá složka, která je pro nás z informačního hlediska cennější.



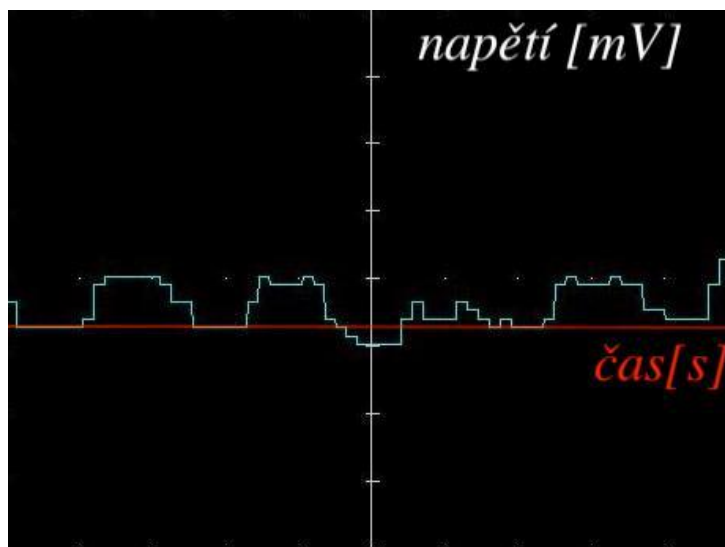
**Obrázek 10 - 2.část obvodu s použitím součástky TCRT1000[15]**

Výstupem z prvního obvodu jsem navázal na druhou část, kde byla hned na začátku použita horní propust, pro odstranění stejnosměrné méně důležité složky. Následně byla použita aktivní dolní propust, abych se zbavil vysokofrekvenčního šumu a poté zesílil výsledný signál. Ačkoliv byl signál zesílen a některé složky byly potlačeny, výstup na osciloskopu byl pouze o pár procent lepší.

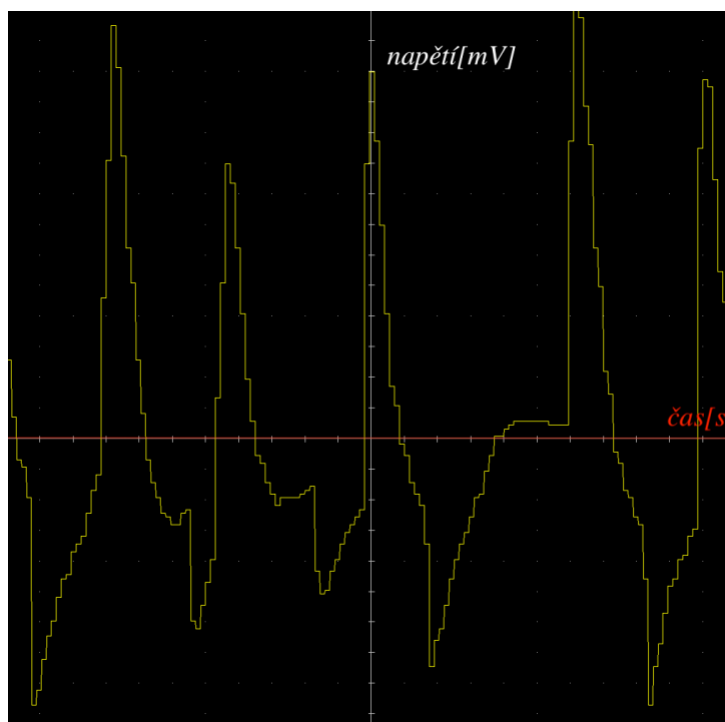


**Obrázek 11 - 3.část obvodu s použitím součástky TCRT1000[15]**

Poslední část úpravy se podobá předchozímu schématu. Výstup z třetí části představuje signál, který je zesílen, vyfiltrován a vygenerován (Obrázek 13). Pro zapojení našeho obvodu bylo využito tří operačních zesilovačů s označením LM258.[14] [15]

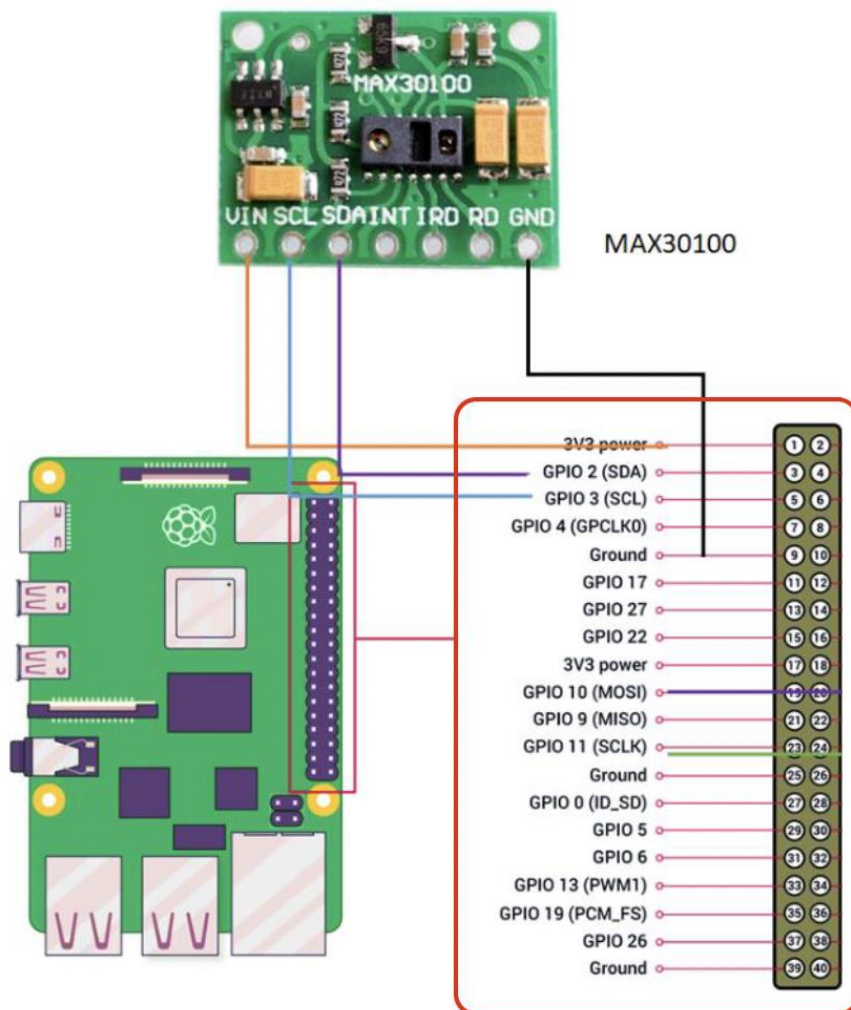


Obrázek 12 - výstup z 1.části obvodu



Obrázek 13 - výstup z 3.části obvodu

### 5.1.3 Měření s Raspberry Pi – senzor MAX30100



Obrázek 14 - zapojení součástky MAX30100[17]

K zařízení Raspberry Pi byla zapojena součástka MAX30100, která má funkci modulu pro detekci tepové frekvence s kombinovanou funkcí oxymetru. Zapojený obvod, provedený na obrázku 13, pomocí programovacího jazyka python snímá srdeční tep a zároveň detekuje saturaci krve kyslíkem. Obvod v sobě ukrývá A/D převodník, který automaticky převádí hodnoty na digitální.

Při použití součástky a zapojení do jednotlivých pinů, součástka zpočátku generovala hodnoty, které neodpovídaly skutečnosti. Abychom předešli možné chybě a výskytu nežádoucích artefaktů způsobených otřesy nebo pohyby modulu, došlo k zapojení do nepájivého pole, které bylo stabilně připevněno. Po zklidnění a ustálení prstu na ploše pro snímání, algoritmus začal generovat správné hodnoty.



### 5.1.4 Měření s Raspberry Pi – zvuková karta

Pro snímání srdečních ozev za pomoci zařízení Raspberry Pi byl použit převodník v podobě externí zvukové karty (Obrázek 15). Raspberry Pi není vybaveno analogovým vstupem, proto byla použita zvuková karta, která navíc umožňuje nahrávat zvukový signál ve vyšší kvalitě. Převodník nám umožnil zapojit sluchátka s mikrofonem, který po zapojení byl přiložen k auskultačním bodům a po dobu jedné minuty byly snímány srdeční ozvy. Bohužel v rámci snímání mikrofon nebyl schopen detekovat srdeční ozvy. Pro zvýraznění signálu byla použita fonendoskopová hlavice, která byla připojena na mikrofon. Více v kapitole 6 Realizace finálního zařízení.



Obrázek 15 - Zvuková karta – Creative Sound Blaster Play! 3

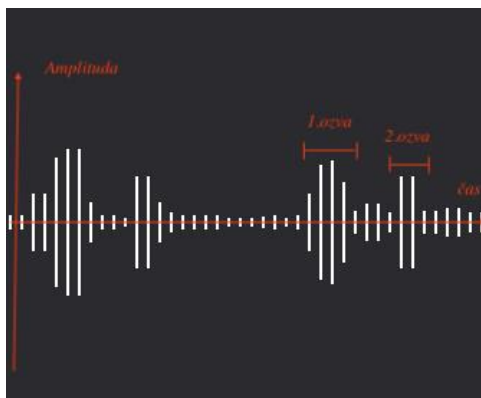
### 5.1.5 Měření s Raspberry Pi – senzor KY- 039

Pro snímání PPG signálu byl využit modul KY-039. Senzor se používá pro detekci tepové frekvence z prstové části. Hlavním důvodem pro použití modulu, byla nepřítomnost A/D převodníku. Senzor disponuje 3 konektory. Preferovaný konektor s označením S, přivádí surová analogová data. Více v kapitole 6 Realizace finálního zařízení.

### 5.1.6 Měření mobilním telefonem

Pro srovnání kvality mikrofonu, jsem využil metodu s využitím mikrofonu z mobilního zařízení. Pro test bylo využito zařízení Apple iPhone 11. Mobilní telefon je vybaven třemi mikrofony. Hlavní mikrofon, který se nachází ve spodní části, je využíván pro nahrávání a pro hovory. Mikrofon byl přiložen na auskultační místa a po dobu jedné

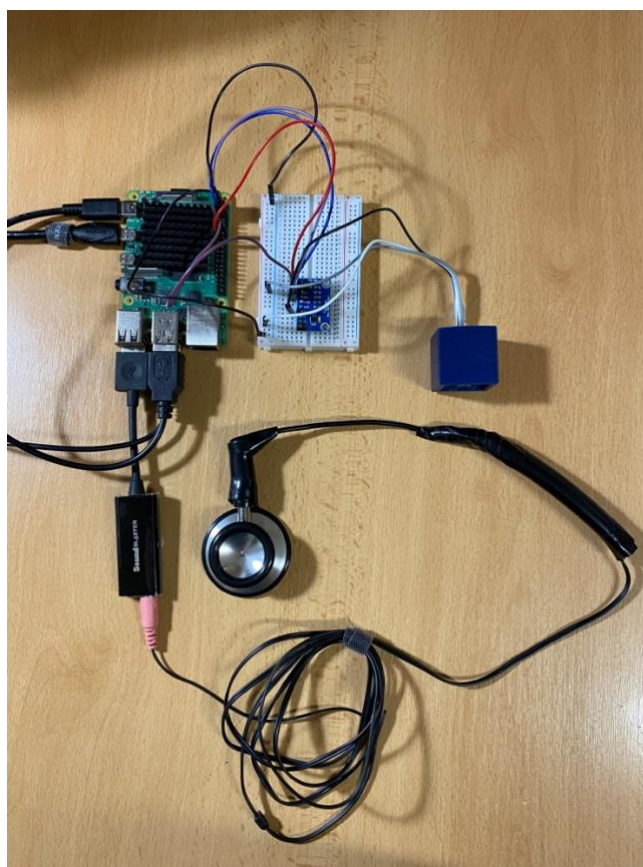
minuty zaznamenával srdeční ozvy. Záznam (Obrázek 16) byl velice kvalitní a po přehrání záznamu byly ozvy výrazně čitelné.



**Obrázek 16 - Snímání pomocí mikrofону z mobilního telefonu**

## 6. Realizace finálního zařízení

Po prozkoumání předešlých možností z kapitoly 5, v rámci kvality měřených signálů a způsobu provedení, jsem dospěl k závěru použití zvukové karty z kapitoly 5.1.4 k detekci srdečních ozev a pulzní senzor KY-039 z kapitoly 5.1.5. Pro výsledné zařízení, Obrázek 17, bylo použito jako základní část zařízení Raspberry Pi 4, do kterého byly připojeny komponenty pro základní ovládání jako optická myš, klávesnice a monitor prostřednictvím redukce HDMI na mini HDMI.



Obrázek 17 - Finální zařízení

### 6.1 Fonokardiografická část

Pomocí vstupu USB byla připojena zvuková karta Soundblaster, která je vybavena vstupem pro reproduktory a pro mikrofon. Pro snímání byl použit elektretový mikrofon zabalený v plastové hlavici ze standardního headsetu, od kterého byla použita konektorová cesta končící výstupem v podobě integrovaného 3,5 mm konektoru (Obrázek 18), připojeného do zvukové karty.



**Obrázek 18 – Ukázka mikrofonu bez obalu a výstup konektoru**

Po vyzkoušení mikrofonu pro detekci ozev, jsem zjistil, že mikrofon s pomocí zvukové karty snímá zvukový projev (např. mluvený projev), ale nedokáže nasnímat samotné ozvy. Na mikrofon působí i okolní šum se zvuky, které bychom chtěli potlačit, či ztlumit na minimum. Pro dosažení lepšího výsledku jsem použil části standardního lékařského fonendoskopu značky Rossmax, konkrétně koncovou nožku s oboustrannou hlavicí a ušní olivky.

Fonendoskopová hlavice je vybavena zvoncovou částí, která se používá především na nízkofrekvenční zvuky srdce a druhou širší částí, která lépe detekuje vysokofrekvenční zvuky plic. Nastavení snímání se reguluje prostřednictvím otáčivé hlavičky do dvou výše zmíněných poloh. Na výstup fonendoskopové hlavičky byla nasunuta olivka pro snadnější napojení.



**Obrázek 19 – Fonendoskopová hlavice**

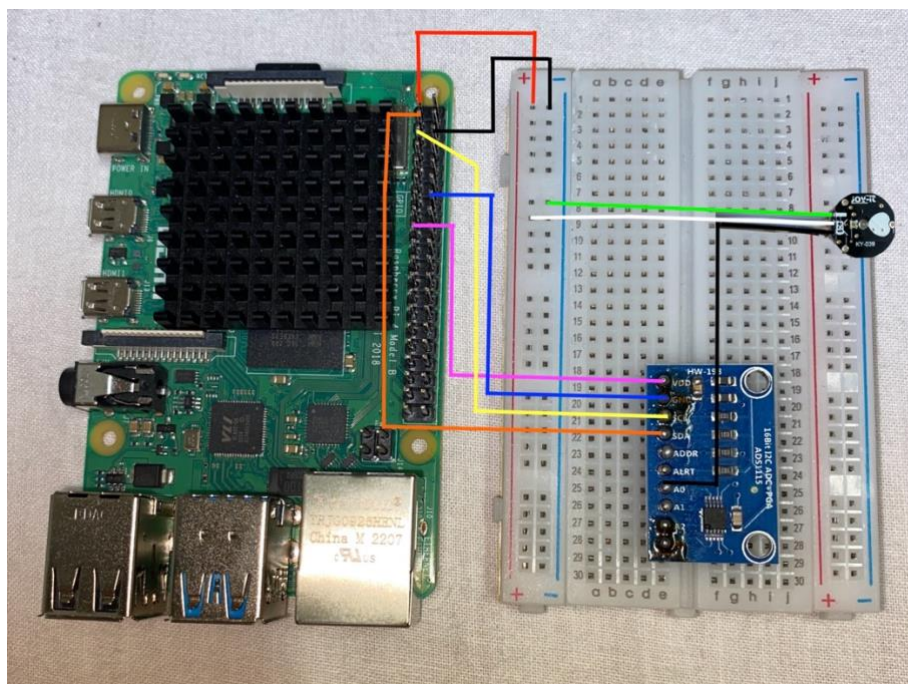
Na zakončení mikrofonu byla nasunuta gumová hadička o průměru jednoho centimetru, která propojovala konec mikrofonu a výstup hlavice opatřený olivkou, naznačeno na Obrázek 19. Jednotlivé spoje byly ještě zpevněny izolační páskou jako ochrana před poškozením nebo následným vytržením jednotlivých kontaktů. Konečné provedení fonokardiografické části zobrazuje Obrázek 20.



**Obrázek 20 – Konečné provedení snímače**

## **6.2 Fotopletysmografická část**

Pletysmografickou část tvořila hlavní deska mini počítače, a především její piny, popisující na Obrázek 7. Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.1, Raspberry Pi neobsahuje A/D převodník. Abych mohl dostat na výstupu analogový signál, nikoliv digitální, bylo nutné externě připojit převodník, který komunikuje s minipočítačem pomocí I2C sběrnice, dostává analogové hodnoty a přesouvá hodnoty digitálně do Raspberry Pi. Použil jsem 16bitový ADC převodník s označením ADS1115 (Obrázek 21). Převodník disponuje čtyřmi I2C sběrnicemi, ze kterých byla použita sběrnice 0x48. Komunikace a ovládání stavu jednotlivých pinů probíhá v programovacím jazyku Python. Provozní napětí pinů GPIO odpovídá 3,3 V, které se nacházejí na pinu 1 a 17. Oba tyto piny byly použity pro zapojení externích komponentů. Pro ovládání v prostředí Python je nutné nainstalovat knihovnu RPi.GPIO, která poskytuje přístup ke snímaným datům. [21][22]

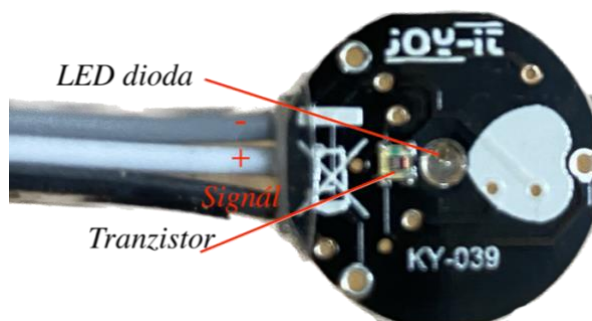


Obrázek 21 – Zapojení kontaktů

Tabulka 2 – Propojení obvodu[21]

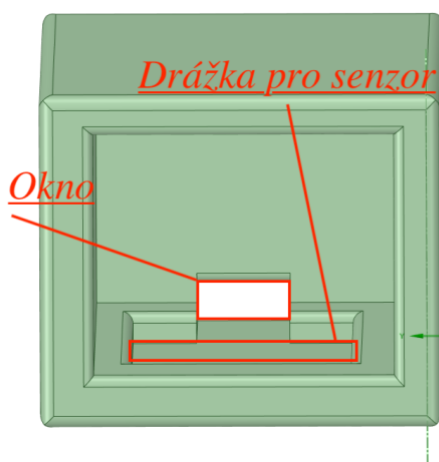
<u>Raspberry Pi</u> <u>Číslo Pinu a označení</u>	<u>Nepájivé pole</u>	<u>Barva</u>
1–3.3 V power	+	Červená
6 – Ground	-	Černá
<u>Raspberry Pi</u> <u>Číslo Pinu a označení</u>	<u>ADS1115</u>	<u>Barva</u>
3 – GPIO 2 (SDA)	SDA	Oranžová
5 – GPIO 3 (SCL)	SCL	Žlutá
14 – Ground	GND	Modrá
17 – 3V3 power	VDD	Růžová
<u>Senzor</u>	<u>Nepájivé pole a ADS1115</u>	<u>Barva</u>
-	-	Zelená
+	+	Bílá
Signal	AO	Černá

Pro zapojení převodníku bylo použito nepájivé pole menších rozměrů, které propojuje cestu z počítače přes pole až po poslední součástku, kterou je senzor KY-039. Senzor je konečný výrobek společnosti JOY-IT a proto nebylo nutné do něj nijak zasahovat. Nepájivé pole umožnilo snadnější ovladatelnost a manipulaci se senzorem pro jednotlivá měření. Pro připojení senzoru postačuje zapojení tří konektorů (Obrázek 22). Mínus s označením pro zem, plus v podobě přivedeného napětí 3,3V a signálu, který byl přiveden na destičku A/D převodníku do pinu A0 (Obrázek 21) označující analogový kanál. Hlavní součástky na pletysmografickém senzoru, v podobě LED a tranzistoru, se starají o emitaci infračerveného záření a detekci odraženého procházejícího záření skrze přiložený prst, či ušní lalůček.



**Obrázek 22 – Snímač KY-039**

Pro lepší detekci a vyvarování se okolního světla, byl použit vyrobený kryt z 3D tiskárny (Obrázek 23), do kterého byl senzor umístěn. Snímač KY-039 se řadí do skupiny reflexních detektorů, které detekují hodnoty odraženého světla zpět do tranzistoru.



**Obrázek 23 – 3D model krytu**

Kryt disponuje i vnitřní drážkou o velikosti 17 mm x 17 mm a v zadní části oknem o velikosti 7 x 5 mm, kterým byly protaženy konektory senzoru. Drážka, okno a spodní část skříňky byly vyplněny lepícím polyesterovým materiálem z tavné pistole, díky kterému se senzor stal v krytu stabilním a nehybným.

### **6.3 Postup měření**

Před měřením je subjekt seznámen s průběhem měření a svým podpisem potvrzuje, že byl obeznámen s riziky měření, které jsou v tomto případě minimální. Po subjektu nejsou vyžadovány žádné speciální požadavky ani opatření. Pro měření byla vybrána poloha vsedě, kdy subjekt se usadí do pohodlné polohy, při které se zároveň vyzkouší funkčnost modulu, aby byla zajištěna vyhovující poloha a zamezilo se nechtěným pohybům těla. Pravý ukazováček byl umístěn do boxu s měřícím zařízením. Pravá ruka od loktu po konečky prstů byla opřena o pevnou podložku, popřípadě stůl, aby nedocházelo k otřesům ruky nebo nechtěným úhybům.

Subjekt, v sedící poloze, byl požádán o setrvání v klidu. Pro klidové měření, bylo zajištěno prostředí, ve kterém byl v místnosti pouze měřený subjekt a osoba provádějící měření. Na čirou kůži subjektu, na pravé straně mezi čtvrtým a pátým mezižebřím, v místě trikuspidálního bodu, byla umístěna fonendoskopová hlavice, která byla upevněna pomocí hrudního pásu pro hlubší a kvalitnější snímání zvukových projevů.

Snímání probíhalo simultánně, spuštěním skriptu v prostředí Thonny (v programovacím jazyce Python). Měřená osoba byla vyzvána k ustálení v klidovém stavu po dobu jedné minuty, obzvlášť aby nedocházelo k pohybu prstu nebo k otřesům ruky a dalším pohybům těla, které by negativně ovlivnili záznam z mikrofonu i detektoru. Pokud měřená osoba vykazovala známky neklidu, byla tato skutečnost okomentována v záznamu měření.

### **Příklady rušivých prvků signálu**

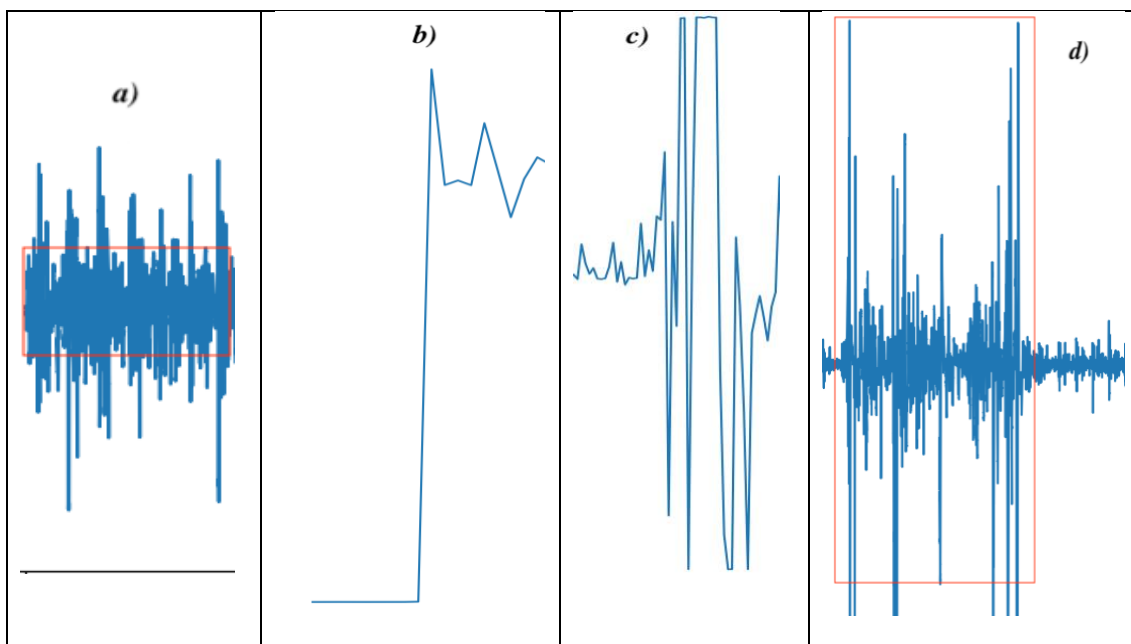
Při testu funkčnosti zařízení a jednotlivých částí měření, byly vypořádovány jevy, kdy chyba měření byla způsobena modulem samotným nebo jinou částí obvodu. Po naměření PCG signálu, došlo k přezkoumání tohoto signálu a kontroly zvuku, v podobě slyšitelných ozev pomocí drátových sluchátek. Záznam v sobě projevoval rušivou složku (Obrázek 24



a), v podobě ostrého bzučení a znehodnocoval zvukový signál. Tento jev byl zapříčiněn, použitím prodlužovacího kabelu, do kterého byl zapojen napájecí adaptér, který přivádí energii pro chod zařízení Raspberry Pi. Pokud byl napájecí adaptér zapojen přímo do sítě (zásuvky), tento jev vymizel.

V případě detekce PPG signálu pomocí modulu KY-039, je nutné, aby měřený subjekt, před začátkem měření, přiložil prst a ponechal jej na senzoru po dobu, alespoň 5 vteřin. Modul se mezitím adaptuje a v měřeném záznamu, již není prodleva. V opačném případě, kdy subjekt přikládá prst téměř ihned před spuštěním skriptu, dochází k jevu vyobrazeném na Obrázek 24 b, kde je možné vidět přizpůsobení modulu na přiložený prst.

Před měřením byly nasimulovány situace, kdy subjekt „nechtěně“ ovlivnil měření a zavedl chybu, která se projevila v signálu. Tyto chyby sloužily pro prevenci a orientaci se v signálu. V případě vyskytne-li se v záznamu jeden z těchto jevů, aniž by si ho byl subjekt vědom, bude snadněji rozpoznán. Negativní odchylky způsobené pohybem prstu, konkrétně krátkým nadzdvihnutím ukazováčku a opětovným přiložením se v PPG záznamu projevují jako krátký obdélníkový průběh signálu (Obrázek 24 c)). V případě pohybu těla, nechtěnému dotyku fonendoskopové hlavice nebo kabelu vedoucímu k mikrofonu dojde v PCG signálu k výskytu rušivých, vysokých píků, v podobě myopotenciálů jako Obrázek 24 d).

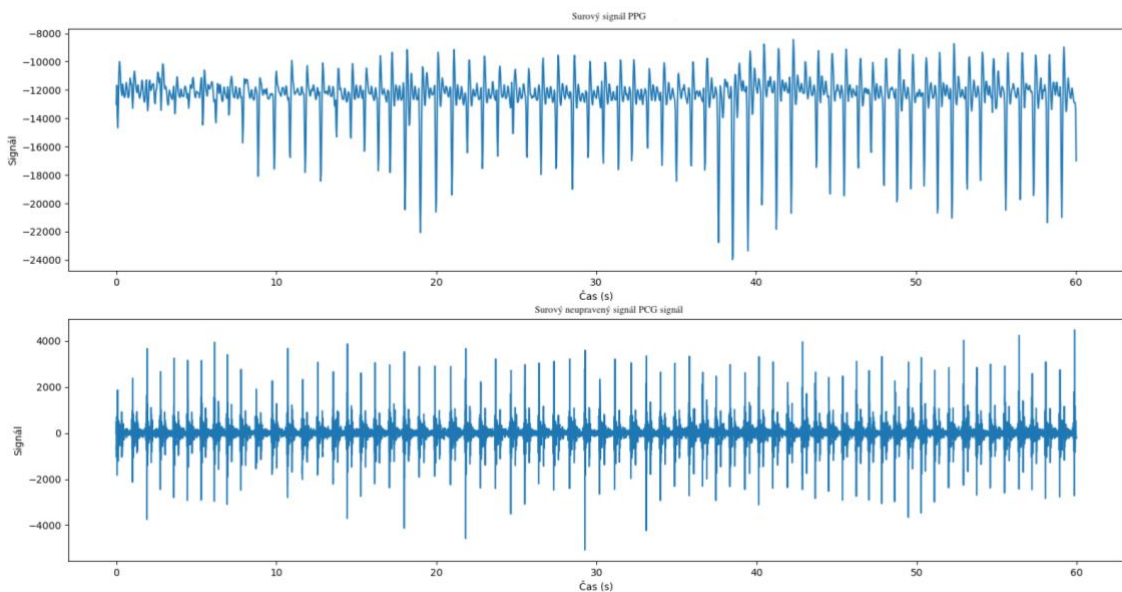


**Obrázek 24 – Rušivé prvky signálu: a) šum napájecího adaptéru, b) vliv adaptace senzoru, c) opětovné přiložení prstu, d) pohyby těla – myopotenciály**

## 6.4 Měření a úprava dat

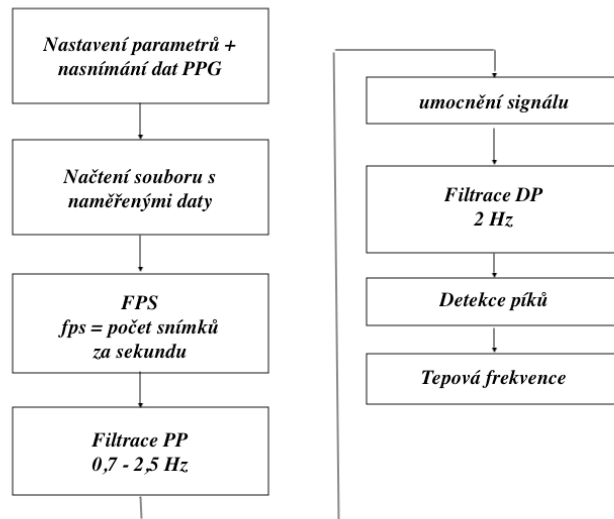
Následující příklady, prezentují postup a ukázky při měření biologických signálů – signálu PPG ze snímače a PCG z mikrofonu s fonendoskopovou hlavicí.

Po seznámení a přípravě měřeného subjektu, dochází ke spuštění skriptu v prostředí Thonny. Skript k měření dat je připravený s přednastavenými hodnotami pro délku snímání PPG signálu 60 sekund, pořadí měřené osoby a hodnoty záznamu v podobě vzorkovací frekvence přednastavené na hodnotu 30 Hz. Vzorkovací frekvence, byla nastavena empiricky s frekvenčním pásmem PPG záznamu 0,5-15 Hz. Po spuštění skriptu dochází k simultánnímu měření PPG signálu a PCG signálu s vzorkovací frekvencí 16000 Hz. Naměřená surová data jsou vykreslena na Obrázek 25. Naměřený PPG signál z prstového senzoru je zaznamenán ve formě csv souboru a PCG signál v podobě srdečních ozev je uložen ve formátu Wav. [23][24]

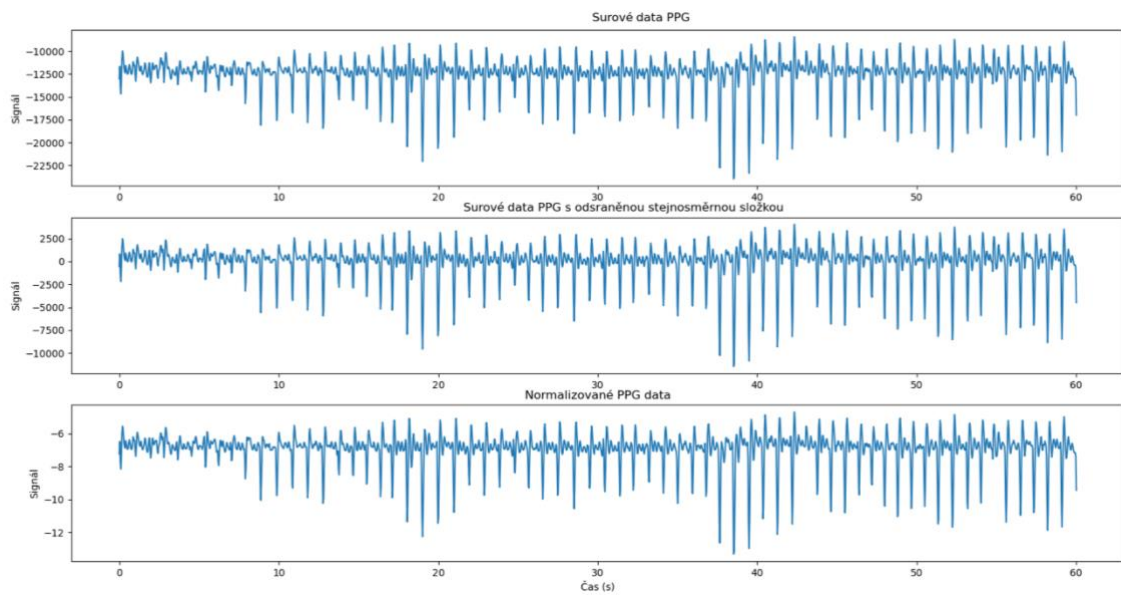


Obrázek 25 – Surová PPG a PCG data

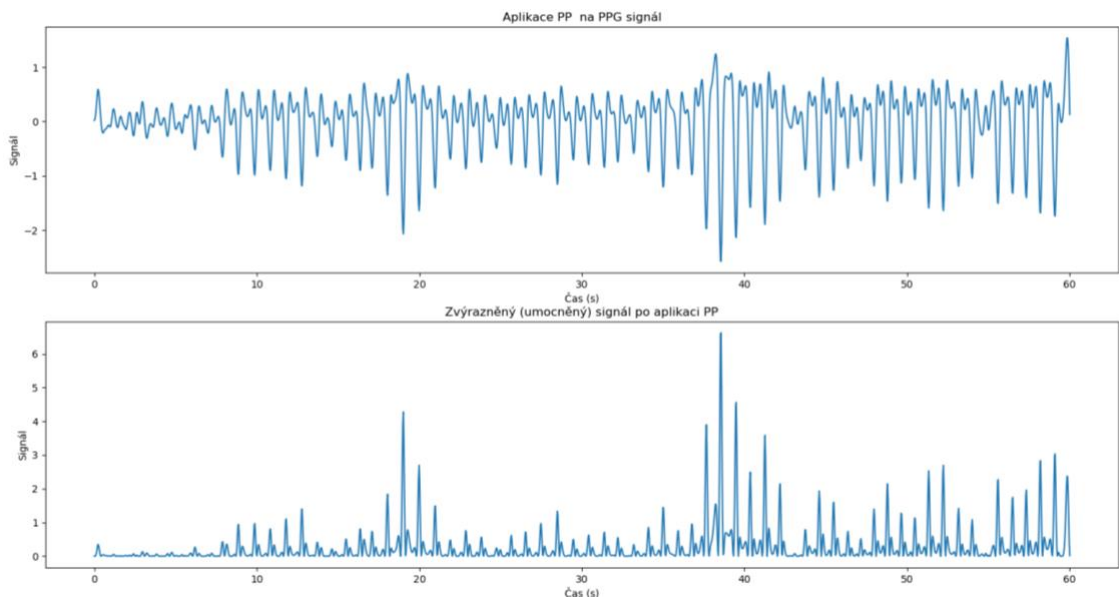
Zpracování a vykreslení záznamu probíhá v rámci dalšího skriptu v prostředí Thonny. Blokové schéma algoritmu na Obrázek 26, znázorňuje jednotlivé kroky. Nejdříve jsou načteny soubory ve formátu csv a wav. Soubor wav obsahuje i metadata, ze kterých jsou získány hodnoty vzorkovací frekvence a výběr kanálu pro mikrofon. Ze surového signálu PPG je odstraněna stejnosměrná složka (Obrázek 27) a následně je signál normalizován, pro získání nového měřítka a snadnějšího porovnávání.



**Obrázek 26 – Blokové schéma pro získání a úpravu PPG signálu**



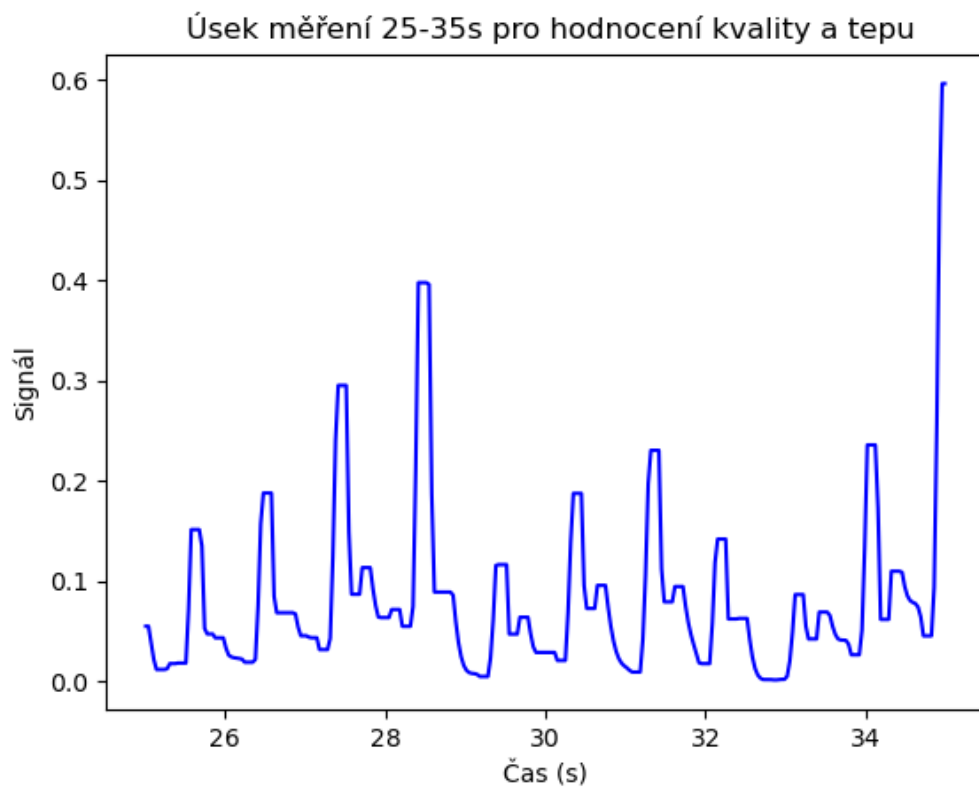
**Obrázek 27 - PPG signál se základními úpravami**



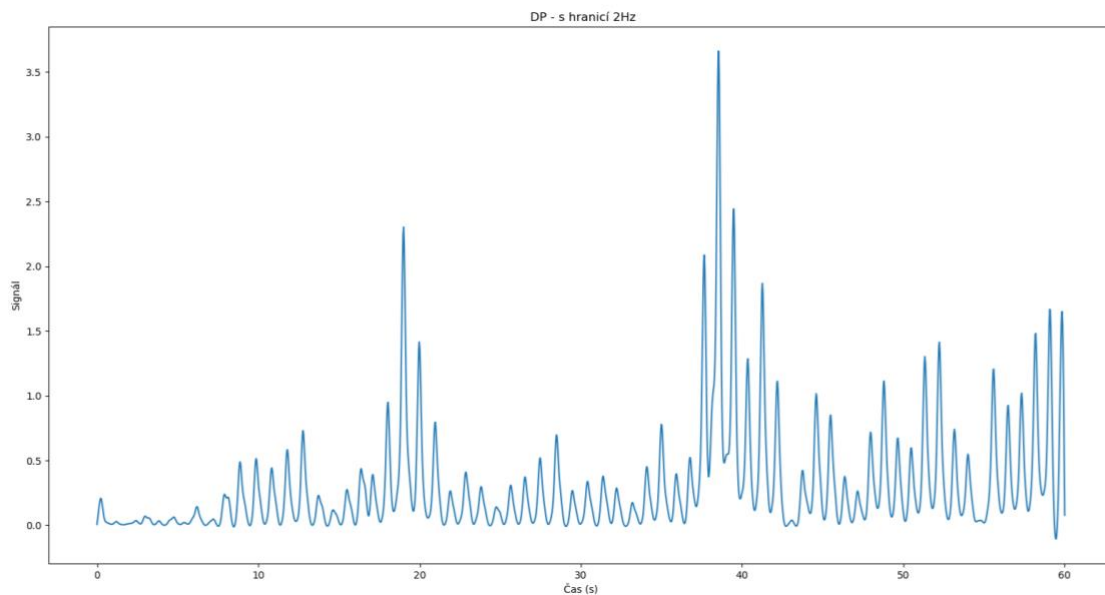
**Obrázek 28 - Aplikace PP a umocnění PPG signálu**

Pro takto upravený signál byly připraveny dva digitální filtry s konečnou impulzní charakteristikou (s označením FIR, Finite Impulse Response). Jako první je vybrán filtr typu PP (na Obrázek 28), který vymezuje pásmo od 0,7-2,5 Hz. Frekvenční pásmo bylo nastaveno na hodnoty klidové tepové frekvence 42-150 tepů za minutu. Následné umocnění signálu zvýrazní hodnoty signálu.

Pro vyhlazení signálu je použit filtr typu DP s mezní hodnotou 2 Hz. Upravený a vyfiltrovaný signál (Obrázek 29) je uložen do csv souboru pro další možnost hodnocení a vykreslení s ostatními záznamy.



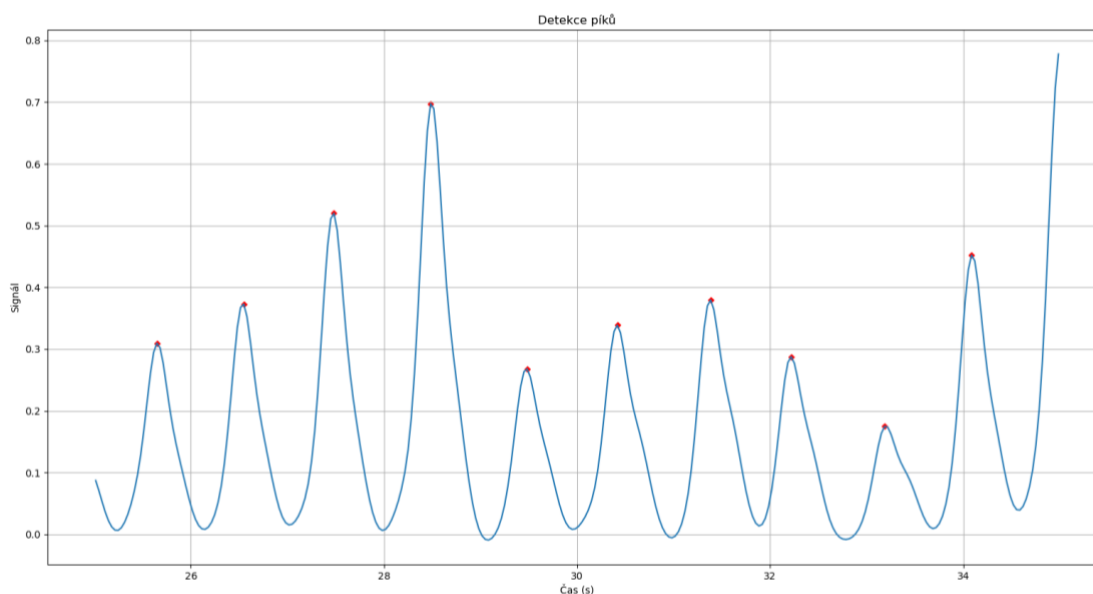
**Obrázek 29 – Vyfiltrovaný signál PPG**



**Obrázek 30 – Aplikace DP s hranicí 2 Hz**

## Úprava signálu pro detekci tepové frekvence

Pro vyhlazení signálu k detekci tepové frekvence je použit filtr typu DP (Obrázek 30) s mezní hodnotou 2 Hz. Upravený a vyfiltrovaný signál je vyobrazen na Obrázek 31, s vyznačenými píky, které označují hodnoty tepové frekvence v časovém rozhraní 10 sekund. Záznam signálu je uložen do csv souboru pro další varianty hodnocení a vykreslení s ostatními záznamy.



**Obrázek 31 – Detekce píků z úseku 25-35 sekund**

Dokončené záznamy z předešlé části, se načtou ve třetím skriptu. Pro vyhodnocení kvality signálu a tepové frekvence v časovém úseku 10 sekund, byl vybrán úsek mezi hodnotami 25-35 sekund. Měřený úsek byl vybrán na základě zkušeností získaných během měření. Bylo ověřeno, že pro ustálení a adaptaci prstového snímače je nezbytné přiložený prst ponechat alespoň 5 sekund na místě. Měřená osoba zároveň ustálí prst, zamezí jeho pohybu a přizpůsobí co nejvíce polohu prstu pro senzor. Jednotlivá měření se vykreslí do grafu a subjektivně vyhodnotí v rámci kvality a tepové frekvence v časovém úseku. Celkově proběhlo 10 měření na zdravých jedincích v rozmezí 20–30 let, kteří netrpěli žádnou srdeční vadou. Pokud během měření byl zaznamenán pohyb nebo jakákoliv událost ovlivňující měření, bude tento poznatek poznamenán.

## Úprava PCG signálu v prostředí Audacity

Pro snímání PCG signálu byla použita komerční zvuková karta a sluchátkový mikrofon rozšířený o fonendoskopovou hlavici. Zvuková karta Sound Blaster 3, je vybavena

převodníkem a zesilovačem. Tyto použité komponenty pro nahrávání jsou běžně k dostání a jejich kvalita je přípustná. Na první pohled byly v signálu značně rozlišitelné první a druhá ozva, nebyla potřeba další úprava, základní úprava byla v provedena v externím prostředí Audacity, kde došlo k útlumu částí nepopisující a nepřinášející žádné informace o PCG signálu.

## 7. Vyhodnocení

Následující kapitola popisuje subjektivní a statistické hodnocení snímaných dat. Naměřené výsledky jsou diskutovány s přihlédnutím k možnému výskytu chyb.

### 7.1 Porovnání naměřených dat

Tabulka 3 popisuje naměřené hodnoty u 10 osob. Jednotlivé úseky jsou vyobrazeny na konci práce v Příloha B – obrázky úseků 25. až 35. sekunda. U každé osoby byly vypsané hodnoty počtu TF získané z minutového PPG a PCG záznamu, počet tepů v 10sekundovém záznamu v časovém úseku 25-35 sekund. Zaměřený úsek byl vyhodnocen pomocí subjektivního zařazení kvality signálu do 3 kategorií s označením 0,1 a 2. Kategorie 0 označuje signál, u kterého je velmi obtížně nebo vůbec nelze rozlišit jednotlivé tepe. Kategorie 1 zahrnuje typy signálu, u kterých lze alespoň z poloviny 10vteřinového úseku vyčíst hodnoty tepové frekvence. Poslední kategorie 2, popisuje záznamy se snadno rozlišitelnými úseky tepové frekvence. Záznamy mohou být postihnuty rušivými vlivy (pohybové artefakty), které pokud nastaly, bude jim přidělena binární hodnota ANO/NE ve sloupci Rušivý element.

Druhý a třetí sloupec s názvem PPG a PCG zobrazují hodnoty TF rozpoznané pomocí subjektivní empirické sumující metody ze surových dat jednotlivých měřených objektů. Značný vliv v měření měly rušivé elementy v podobě myopotenciálů nebo pohybu konečku prstu na PPG senzoru. Seběmenší pohyb byl zaznamenán a ve všech případech jeho výskytu, došlo k znehodnocení měření a horšímu nebo neúplnému rozeznání některých tepových křivek a následně k nesouměrnému počtu v porovnání PPG a PCG minutového záznamu signálu. Hodnoty v úseku 25–35 s u jednotlivých osob, popisují počet tepů rozeznatelných pouhým okem, i v případě nejsou-li označeny. Ačkoliv počet by měl odpovídat šestině počtu tepů celkové TF, neodpovídá.



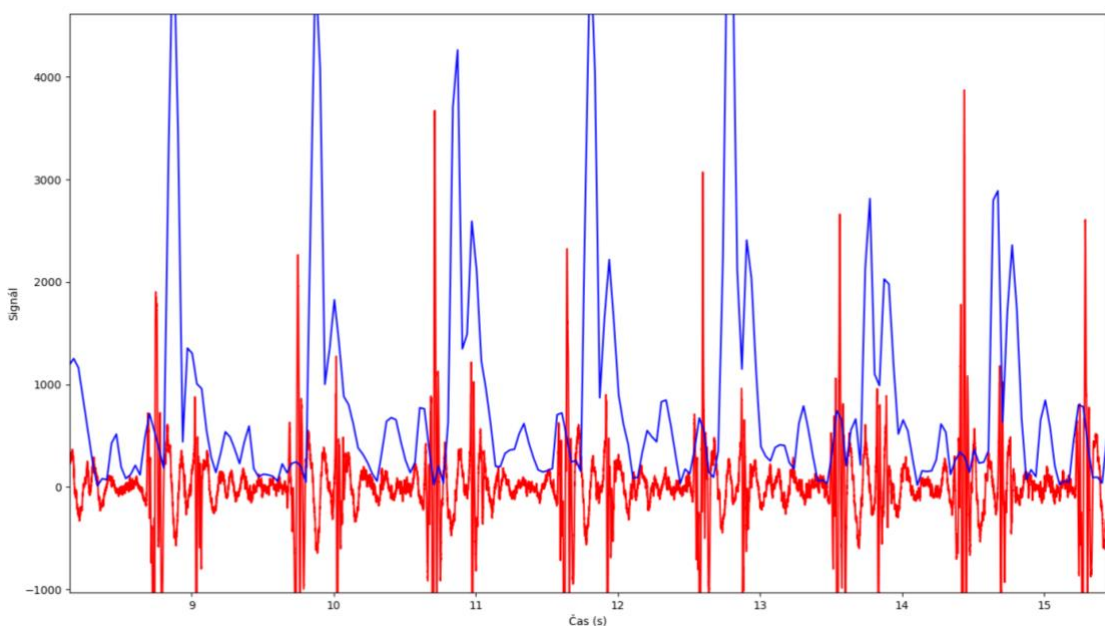
**Tabulka 3 – Výsledky počtu TF z jednotlivých měření PPG a PCG, se zaměřením na 10sekundový úsek a subjektivním měřením kvality signálu s ohledem na rušivé vlivy v signálu**

<b>Č. osoby [- ]</b>	<b>PPG [tepy/min]</b>	<b>PCG [tepy/min]</b>	<b>Úsek 25–35 s [tepy/10s]</b>	<b>Kvalita úseku [0,1,2]</b>	<b>Rušivý element [ANO/NE]</b>
1	71	67	11	2	ANO
2	64	64	10	2	NE
3	61	61	10	2	NE
4	66	66	10	2	NE
5	70	66	11	2	ANO
6	80	75	11	1	ANO
7	38	75	10	0	ANO
8	63	63	10	2	NE
9	64	64	11	2	NE
10	56	63	11	1	ANO

## 8. Diskuse

Druhý a třetí sloupec z Tabulka 3, s názvem PPG a PCG zobrazují hodnoty TF rozpoznané pomocí subjektivní empirické sumující metody ze surových dat jednotlivých měřených objektů. Značný vliv v měření měly rušivé elementy vyvolané měřenou osobou v podobě myopotenciálů, pohybu konečkem prstu, přitlaku prstu na PPG senzor, dýchání a pohyby hrudí nebo okolních rušivých nežádoucích vlivů, v podobě počtu osob v místnosti, přijatelné polohy měření, okolních přístrojů a okolního světla. Ačkoliv protokol měření byl zaměřen na minimalizaci těchto projevů, rušivé elementy se v 50 % případů projeví. Seběmenší pohyb byl zaznamenán a ve všech případech jeho výskytu, došlo k znehodnocení měření, ať už částečně nebo neúplnému rozeznání některých tepových křivek a následně k nesouměrnému počtu v porovnání PPG a PCG minutového záznamu signálu, které lze vidět v případě č.1, 5 ,6 ,7 a 10 (Obrázek 42).

Pokud dojde k vyvarování se myopotenciálů a pohybu prstu, počet naměřených složek PPG a PCG signálu (Obrázek 32) je shodný. Hodnoty tepů v úseku 25–35 s u jednotlivých měření, popisují počet tepů rozeznatelných pouhým okem z vyfiltrovaného záznamu. Počet tepů by měl odpovídat šestině počtu tepů celkové TF, neodpovídá. Příčinou může být výřez tohoto úseku, který nerozdělí záznam vždy přesně v místě ukončení předešlého a končícího píku TF nebo v důsledku kolísání TF.



**Obrázek 32 – Simultánní měření: PPG signál (modrý), PCG signál(červeně)**

Nevýhodou navrhovaného modulu pro simultánní měření je problém s přitlakem prstu na senzor. Vykreslená křivka PPG signálu není vždy konstantní, ale závisí na velikosti tlaku, který je prstem vyvíjen na senzor. I přes určitá doporučení jako je použití 50% tlaku na senzor, dochází k velkým rozdílům hodnot mezi jednotlivými subjekty.

Z detektoru KY- 039 byly získávána data, která se podobala zrychlenému signálu (APG). Originální APG signál je získáván druhou derivací z PPG signálu. Signál, který měřím spíše odpovídá pulzní křivce, ale důvod je neznámý. Ačkoliv signál tvarově neodpovídá čistému PPG signálu, data lze použít pro určení TF.[23]

## 9. Závěr

Cílem bakalářské práce zaměřené na měření biologických parametrů z hlediska pletysmografie a fonokardiografie bylo provést teoretickou rešerši v oblasti kardiovaskulárního systému a jeho zvukových projevech a změnách objemu krve ve tkáních s možností připojení modulů k minipočítači Raspberry Pi a sestrojení modulů pomocí nepájivého pole.

Dalším cílem práce bylo vybrat nejvhodnější variantu pro každé z těchto měření a sestrojít zařízení pro simultánní měření PPG a PCG signálu se spouštěním pomocí zařízení Raspberry Pi a programovacího jazyka Python. Po jednotlivých úpravách a nastavení vzorkovací frekvence a dalších parametrů, lze říct, že navržené skripty pro měření simultánního PPG a PCG signálu jsou použitelné pro laboratorní využití, k měření a vyhodnocování tepové frekvence nebo dalšímu rozboru dat.

V navazující práci, lze očekávat zaměření se na vybraný senzor a kvalitu jeho analogových dat, které by sloužily pro podrobnější informovanost o datech a jednotlivých částech křivky. Vyobrazená data PPG signálu by byla porovnávána s jinými typy snímání a vyhodnocena. V takové situaci by bylo ucházející prozkoumat detailněji i konstrukční stránku modelu, v podobě krycího sklička, které by umožnilo větší přítlak prstu, ale neovlivnilo by to fyzicky detektor.

# Literatura

- [1] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 9788024730684.
- [2] KOČÁREK, Eduard. *Biologie člověka 1*. Praha: Scientia, 2010. *Biologie pro gymnázia*. ISBN 978-808-6960-47.
- [3] KOČÁREK, Eduard. *Biologie člověka 2*. Praha: Scientia, 2010. *Biologie pro gymnázia*. ISBN 978-808-6960-487.
- [4] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [5] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 3. rozš. a upr. vyd. Praha: Nakladatelství Fortuna, 2002, c1995. *Lékařství*. ISBN 80-716-8819-3.
- [6] VERLÍK, Jaroslav. *Srdce*. *Biologie [online]*. Ostrava : OstravaEducenet, 2010 [cit. 2022-10-10]. Dostupné z URL: <[http://ostrava-educanet.cz/biologie/index.php?option=com\\_content&view=article&id=14&Itemid=15](http://ostrava-educanet.cz/biologie/index.php?option=com_content&view=article&id=14&Itemid=15)>.
- [7] AHLSTRÖM, Christer. *Processing of the Phonocardiographic Signal – Methods for the Intelligent Stethoscope*, Linköpings universitet, Department of Biomedical Engineering, 2006. 75s. ISBN: 91-85523-59-3
- [8] SOVA, Josef a Josef HŮLA *Úvod do elektrokardiografie, fonokardiografie a jiných grafických metod*. 2. vyd. Praha: Karlova Univerzita, 1973, 115 s.
- [9] NALOS, Lukáš. *Srdeční cyklus*. *Výukový portál Lékařské fakulty v Plzni [online]* 1.10.2009, [cit. 2022-10-23]. Dostupný z URL: <<http://mefanet.lfp.cuni.cz/clanky.php?aid=12>>. ISSN 1804-4409.
- [10] KLENER, Pavel. *Vnitřní lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, 2003, 325 s. ISBN 80-726-2252-8
- [11] *Critical reviews in biomedical engineering: Digital Signal Processing of the Phonocardiogram: Review of the Most Recent Advancements[online]*. 1995 [cit. 2022-10-23]. ISSN 0278-940X. Dostupné z [URL:<http://www.dl.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,39cf6068595e5402,6ef2a6de6959abec.html>](http://www.dl.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,39cf6068595e5402,6ef2a6de6959abec.html)

- [12] OLAZÁBAL, Jorge Herranz, Fokko WIERINGA, Evelien HERMELING a Chris VAN HOOFF. *Camera-Derived Photoplethysmography (rPPG) and Speckle Plethysmography (rSPG): Comparing Reflective and Transmissive Mode at Various Integration Times Using LEDs and Lasers* [online]. [cit. 2023-05-16]. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/16/6059>
- [13] *BioMedical Engineering OnLine: Detection of a and b waves in the acceleration photoplethysmogram* [online]. [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-139/figures/1>
- [14] *Phonocardiography and Photoplethysmography With Simple Arduino Setups to Support Interdisciplinary STEM Education* [online]. 03.07.2019 [cit. 2022-11-02]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/ielx7/6287639/8600701/08754669.pdf>
- [15] *TCRT REFLECTIVE OPTICAL SENSOR FOR HEART-RATE PULSE SENSOR* [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://mikroelectron.com/Product/TCRT-Reflective-Optical-Sensor-for-heart-rate-pulse-sensor/>
- [16] *What is a Raspberry Pi?* [online]. [cit. 2023-04-04]. Dostupné z: <https://www.raspberrypi.org/help/what-%20is-a-raspberry-pi/>
- [17] *Pulse Oximeter using Raspberry Pi* [online]. [cit. 2023-03-29]. Dostupné z: <https://jigardhaval8.wordpress.com/2021/06/06/pulse-oximeter-using-raspberry-pi/>
- [18] *Stručný popis sběrnice I2C a její praktické využití k připojení externí eeprom 24LC256 k mikrokontroléru PIC16F877* [online]. [cit. 2023-04-04]. Dostupné z: <https://vyvoj.hw.cz/navrh-obvodu/strucny-popis-sbernice-i2c-a-jeji-prakticke-vyuziti-k-pripojenu-externi-eeeprom-24lc256>
- [19] *Moje Rapsberry Pi - GPIO a I2C periferie* [online]. [cit. 2023-04-04]. Dostupné z: <https://pihrt.com/elektronika/249-moje-rapsberry-pi-gpio-a-i2c-periferie>
- [20] *Reflective Optical Sensor with Transistor Output -TCRT1000* [online]. In: . 1999, s. 7 [cit. 2022-12-18]. Dostupné z: <https://www.tme.eu/Document/18504e09b13c05f38198d3d914129624/tcrt1000.pdf>

- [21] KY-039 HEARTBEAT SENSOR [online]. [cit. 2023-04-12]. Dostupné z:  
<https://sensorkit.joy-it.net/en/sensors/ky-039>
- [22] Tomshardware: Raspberry Pi GPIO Pinout: What Each Pin Does on Pi 4, Earlier Models [online]. [cit. 2023-04-26]. Dostupné z:  
<https://www.tomshardware.com/reviews/raspberry-pi-gpio-pinout,6122.html>
- [23] PARK, Junyung, Hyeon SEOK SEOK, Sang-Su KIM a Hangsik SHIN. Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z:  
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2021.808451/full>
- [24] SUBASI, Abdulhamit Subasi a Sang-Su KIM. Photoelectric Plethysmography [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z:  
<https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/photoelectric-plethysmography>

## Seznam symbol, veličin a zkratek

<b>ADC, A/D</b>	Analogově-digitální zařízení (převodník)
<b>APG</b>	Accelerated Photoplethysmograph
<b>DP</b>	Dolní propust
<b>FEKT</b>	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
<b>FIR</b>	Finite Impulse Response, digitální filtr s konečnou impulzní charakteristikou
<b>FPS</b>	Frames per second, označení vzorkovacího kmitočtu, u pletysmografických záznamů
<b>GPIO</b>	General-purpose input/output
<b>HDMI</b>	High-Definition Multi-media Interface
<b>I2C</b>	Inter-Integrated Circuit
<b>LED</b>	Light Emitting Diode, světelná dioda
<b>PCG</b>	Phonocardiography, fonokardiografie
<b>PP</b>	Pásmová propust
<b>PPG</b>	Photoplethysmogram, Fotoplethysmogram
<b>SCL</b>	Seriál Clock Line
<b>SDA</b>	Seriál Data Line
<b>SPI</b>	Seriál Peripheral Interface
<b>TF</b>	Tepová frekvence
<b>ÚBMI</b>	Ústav biomedicínského inženýrství
<b>VUT</b>	Vysoké učení technické v Brně
<b>WIFI</b>	Wireless Fidelity



# Příloha A

Následující seznam zobrazuje jednotlivé položky uložené v příloženém archivu a jednoduchý popis každé položky.

## BP Nahrávání PPG a PCG.py

- Nahrávání PPG a PCG dat

## BP Uprava a vykreslení dat.py

- Úprava PPG záznamu a vykreslení jednotlivých úprav

## BP 10 Plot zaznamu.py

- Skript sloužící pro vykreslení všech deseti úseků z jednotlivých záznamů od 25. do 35. sekundy

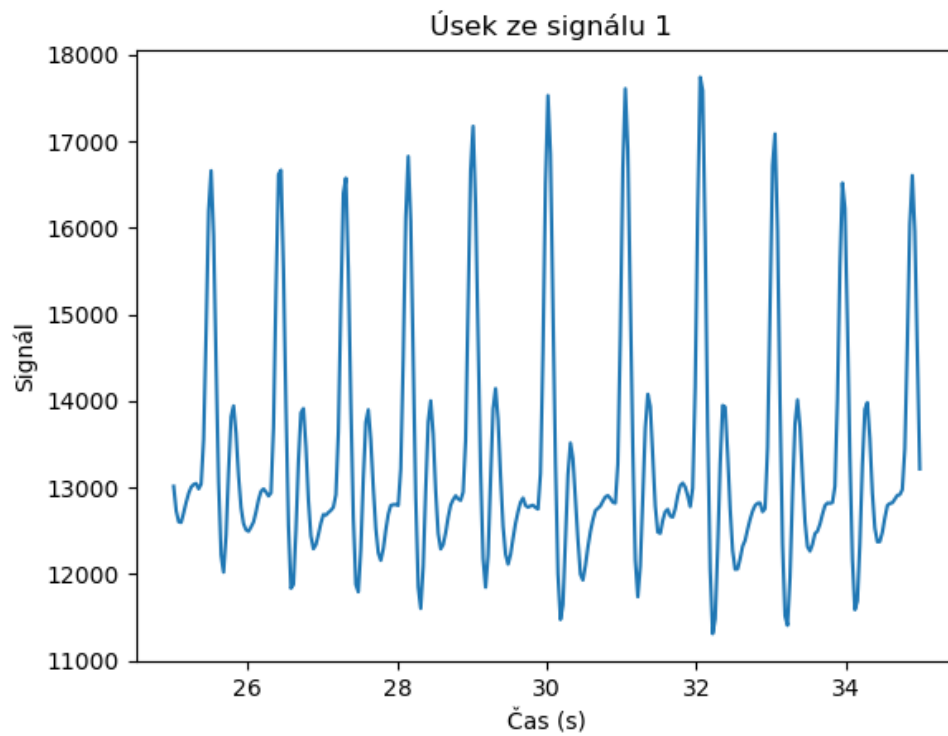
## Složka Data

- 10 csv PPG záznamů a 10 PCG wav záznamů

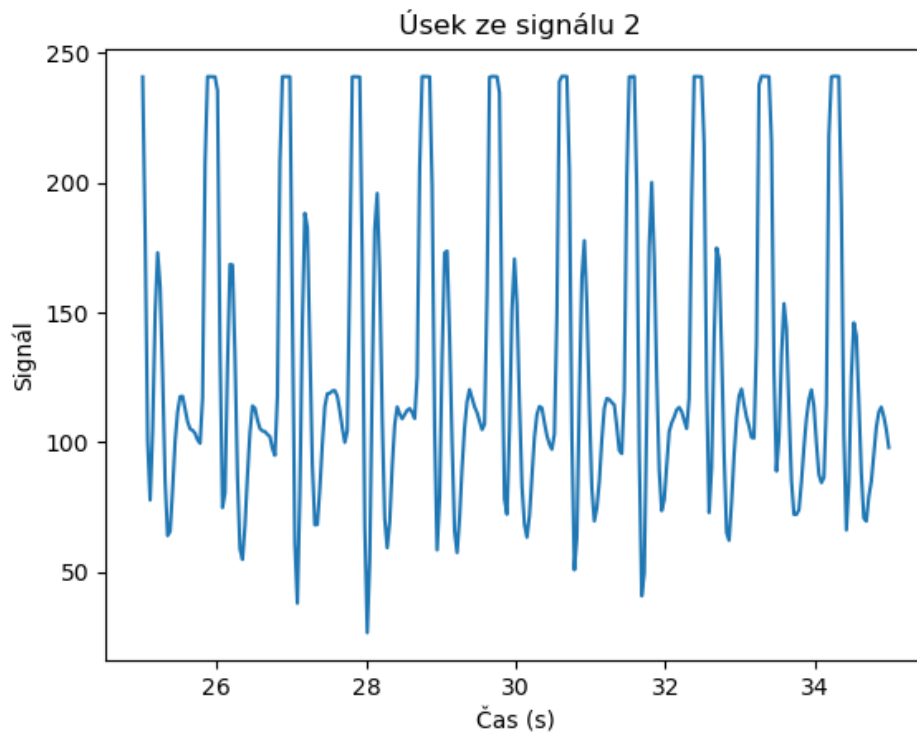
## README.txt

- Popis skriptů

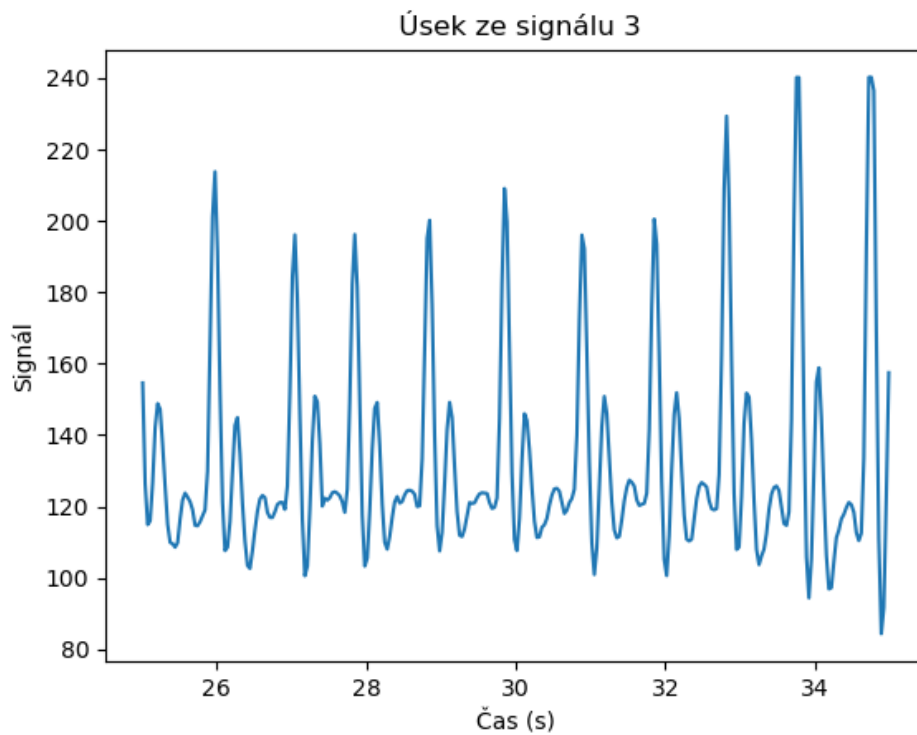
## Příloha B – obrázky úseků 25. až 35. sekunda



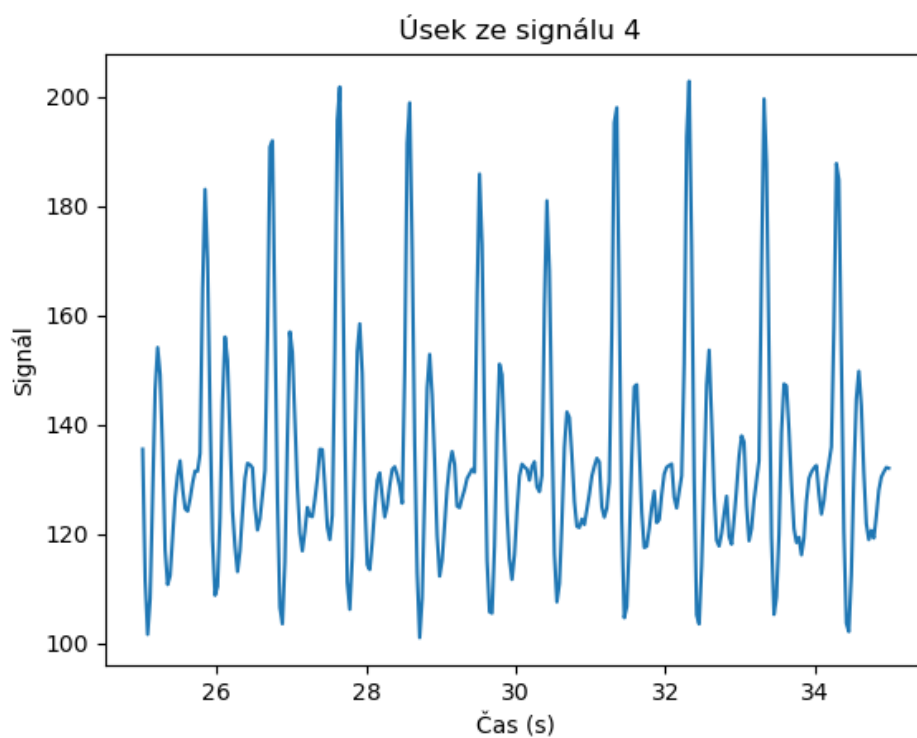
Obrázek 33 – úsek ze signálu č.1



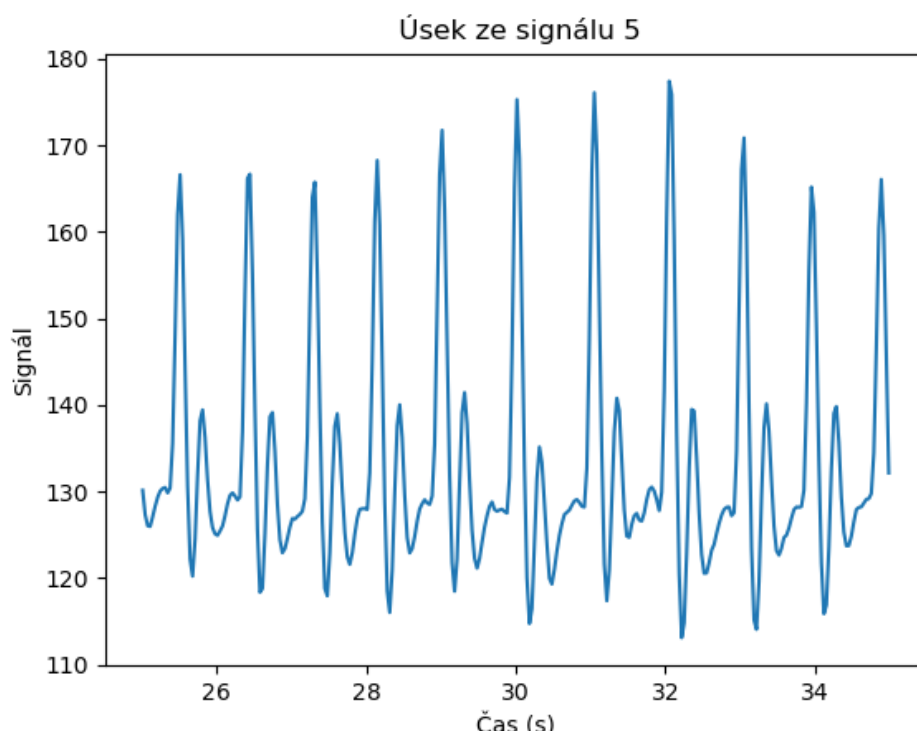
Obrázek 35 – úsek ze signálu č.2



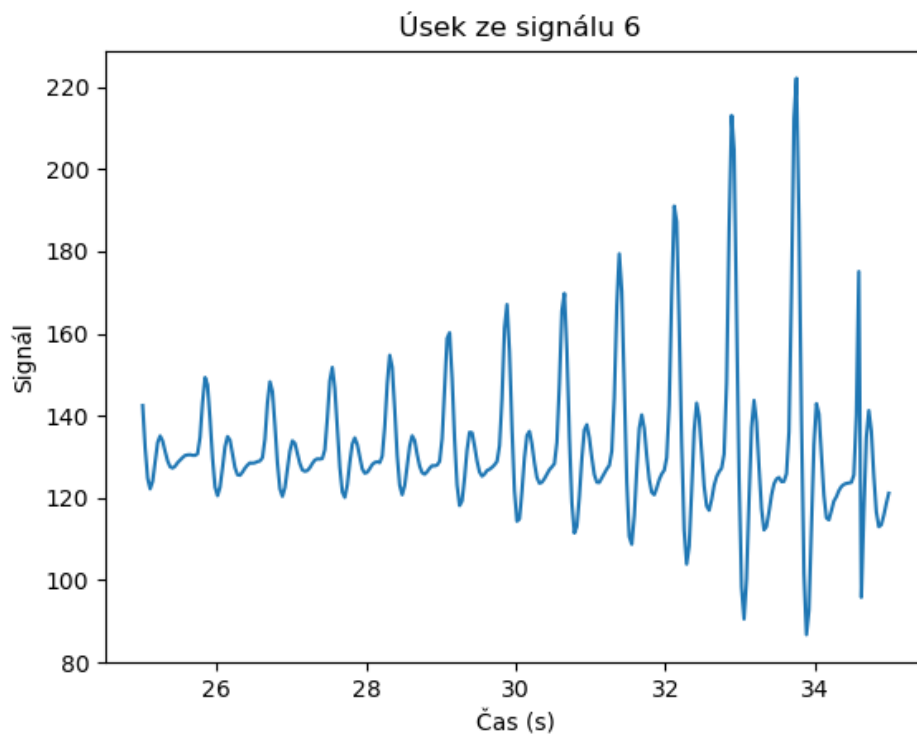
Obrázek 34 – úsek ze signálu č.3



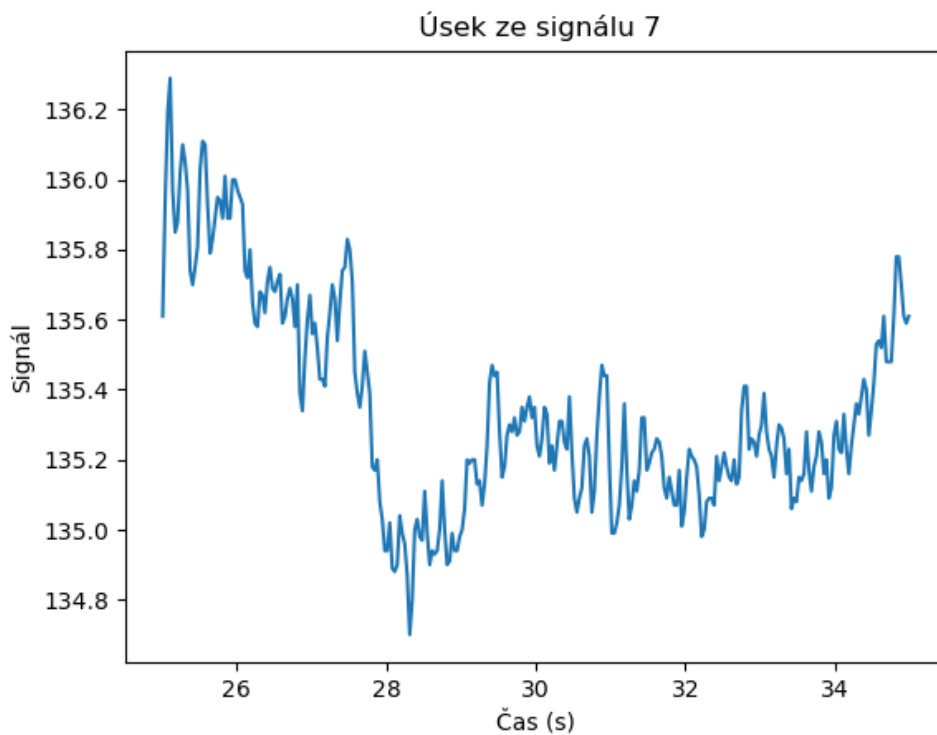
Obrázek 36 – úsek ze signálu č.4



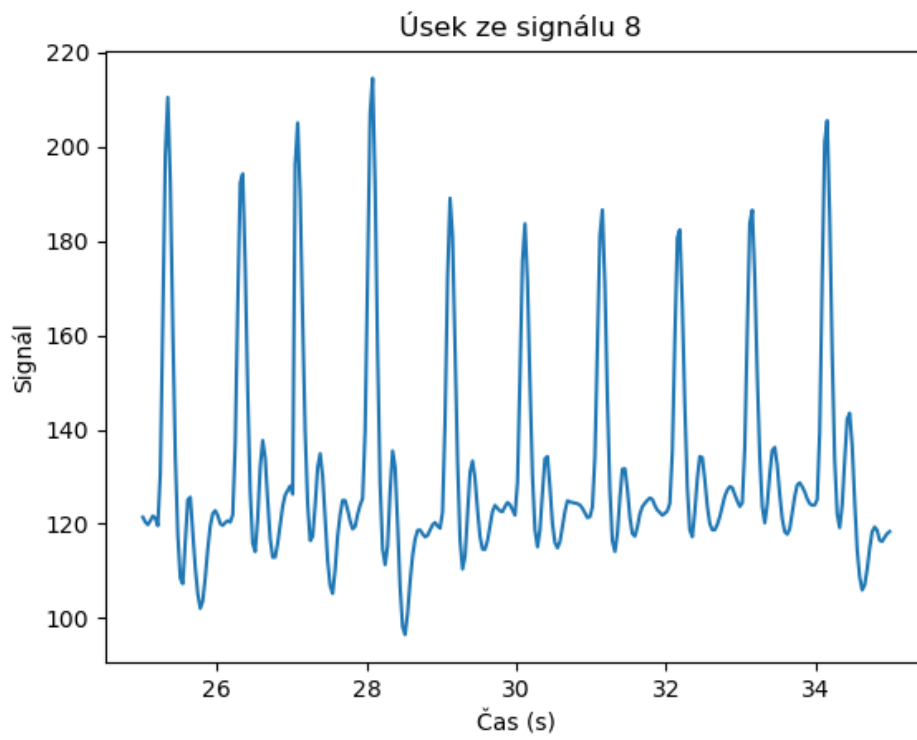
Obrázek 37 – úsek ze signálu č.5



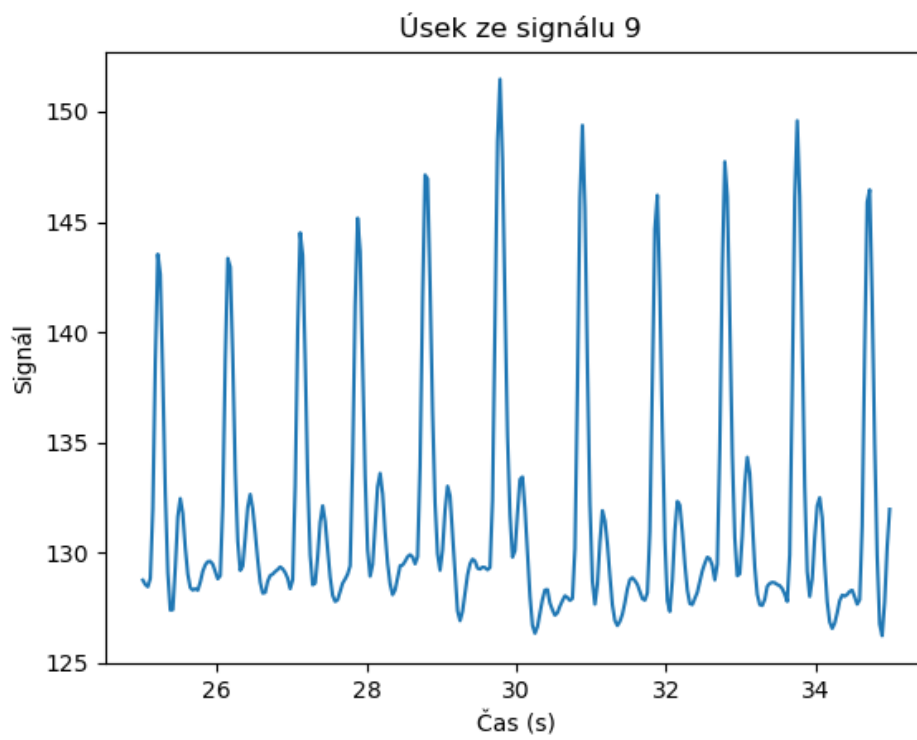
**Obrázek 39 – úsek ze signálu č.6**



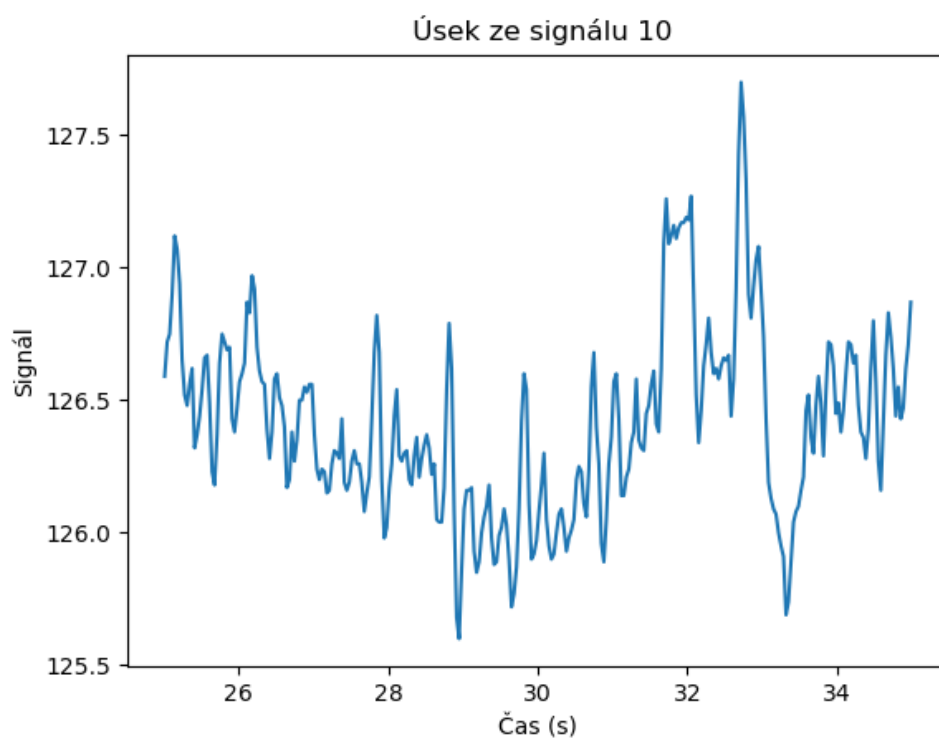
**Obrázek 38 – úsek ze signálu č.7**



**Obrázek 41 – úsek ze signálu č.8**



**Obrázek 40 – úsek ze signálu č.9**



Obrázek 42 – úsek ze signálu č.10