



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta elektrotechnická  
Katedra radioelektroniky**

**Detekce přítomnosti člověka pomocí jeho akustických projevů**

**Human Presence Detection by Audio Signal Analysis**

Diplomová práce

Studijní program: Elektronika a komunikace

Studijní obor: Audiovizuální technika a zpracování signálů

Vedoucí práce: Dr. Ing. Libor Husník

**Bc. Jakub Krista**

---

**Praha 2019**



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Krista** Jméno: **Jakub** Osobní číslo: **425069**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra radioelektroniky**  
Studijní program: **Elektronika a komunikace**  
Studijní obor: **Audiovizuální technika a zpracování signálů**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Detekce přítomnosti člověka pomocí jeho akustických projevů**

Název diplomové práce anglicky:

**Human Presence Detection by Audio Signal Analysis**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte metodu na detekci přítomnosti člověka v prostoru pomocí analýzy jeho akustických projevů. Zkoumejte spolehlivost metody a závislost na vzdálenosti a okolním hluku.

Seznam doporučené literatury:

- [1] S. Sprager and D. Zazula: Heartbeat and Respiration Detection From Optical Interferometric Signals by Using a Multimethod Approach. Trans.on Biomedical Engineering, Vol 59, No. 10, October 2012.  
[1] El-Asir, B., L. Khadra, A.H. Al-Abbasi a M.M.J. Mohammed: Time-frequency analysis of heart sounds. In: Proceedings of Digital Processing Applications (TENCON '96)

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

**Dr. Ing. Libor Husník, katedra radioelektroniky FEL**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **19.02.2018** Termín odevzdání diplomové práce: **08.01.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2019**

Dr. Ing. Libor Husník  
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studenta



# Abstrakt

Cílem diplomové práce bylo navrhnout metodu, která by prostřednictvím analýzy zvukových projevů člověka dokázala určit jeho přítomnost. U takto navržených metod zjistit spolehlivost a závislost na okolních faktorech. Zpracování začíná pořízením tří různých sérií nahrávek, včetně referenčních nahrávek získaných pomocí fonendoskopu. Samotný návrh metod probíhal v programovacím prostředí MATLAB. Navržené metody jsou postaveny na korelační analýze, která byla dále vylepšena o využití Shannonovi energie. Druhá metoda je založená na vlnkové dekompozici signálu. Jednotlivé metody jsou testovány na pořízených nahrávkách, které zahrnují různé modelové případy.

Klíčová slova:

Analýza signálů, lidské akustické projevy, akustika, záznam zvuku, zpracování zvuku, korelace, vlnková transformace, Shannonova energie, srdeční ozvy, srdeční rytmus, pulz, nahrávací řetězec

# Abstract

The main goal of this thesis is to propose a method that would detect a human presence using audio signal analysis. For the methods determine reliability and dependence on the ambient conditions. Signal processing begins with the recording of three different series of recordings, including a reference record, that was recorded via a stethoscope. Methods were designed with the MATLAB development environment. Designed methods are based on cross-correlation analysis and its Shannon energy calculation improvement. The second method is based on the wavelet transform. All methods are tested on recordings that simulate different test cases.

Key words:

Signal Analysis, human acoustic signs, acoustic, sound recording, sound processing, correlation, wavelet transformation, Shannon energy, heart sound, heart rate, recording toolchain



# Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

.....

Podpis studenta

V Praze dne 8. ledna 2019





# Poděkování

Děkuji vedoucímu mé práce Dr. Ing Husníkovi za vedení práce a trpělivost. Dále děkuji rodině, kamarádům a kolegům za podporu při studiu.



1. Úvod.....	3
2. Akustické projevy.....	4
2.1 Srdeční rytmus.....	5
2.1.1 Elektrokardiogram.....	5
2.1.2 Fonendoskop .....	6
2.2 Respirace .....	7
3. Nahrávání .....	8
3.1 Jednakanálové nahrávky .....	9
3.1.1 Měřicí vybavení.....	10
3.1.2 Pořízení nahrávek .....	11
3.1.2.1 Nahrávání pomocí fonendoskopu.....	11
3.1.2.2 Distancované nahrávky .....	13
3.2 Nahrávání v akustické komoře .....	14
3.2.1 Měřicí vybavení.....	15
3.2.2 Pořízení nahrávek .....	16
3.3 Dvoukanálové nahrávání v akustické komoře.....	17
3.3.1 Měřicí vybavení.....	17
3.3.2 Pořízení nahrávek .....	17
4. Analýza dat z fonendoskopu .....	18
5. Zpracování dat.....	19
5.1 Předzpracování signálu.....	20
5.1.1 Frekvenční omezení.....	20
5.1.2 Potlačení šumu .....	21
5.1.3 Komprese.....	21
5.2 Detektor špiček.....	23
5.3 Analýza.....	24
5.3.1 Přímá korelace dvou signálů .....	25
5.3.1.1 Princip .....	25
5.3.1.2 Testování .....	26
5.3.1.3 Zhodnocení.....	30
5.3.2 Korelace s využitím obálky .....	31
5.3.2.1 Princip .....	31
5.3.2.2 Testování .....	33
5.3.2.3 Zhodnocení.....	36

5.3.3 Vlnková transformace .....	37
5.3.3.1 Princip .....	37
5.3.3.2 Výsledky.....	38
5.3.3.3 Zhodnocení.....	42
6. Závěr.....	43
7. Reference.....	44
8. Seznam obrázků .....	46

# 1. Úvod

Existuje nespočet způsobů, jak detekovat přítomnost osob, a i přesto roste poptávka po nových metodách jako je tato. Metoda, která by detekovala přítomnost člověka, jen na základě jeho akustických projevů. To by v případě funkčnosti znamenalo novou a z hlediska pořizovacích nákladů levnou variantu. Jde o bezkontaktní typ detekce, která by byla špatně ovlivnitelná vnějšími vlivy (teplota, vlhkost, ...) samozřejmě, že akustický vnější vliv by vadil. V práci jsem se zaměřoval na nalezení srdečního rytmu v pořízených testovacích nahrávkách.

Aby bylo možné navrhnout metody pro detekci libovolného signálu je potřeba znát samotný vznik akustických projevů. Práce se tak v první části věnuje teorii o lidském těle. Pro získání co nejlepší představy je nutné vycházet přímo u zdroje, ten jsme schopni měřit pomocí elektrokardiogramu, který sleduje šíření akčního potenciálu, což je budící signál soustavy – lidského těla. Z daného vstupního signálu lze očekávat příslušné vlastnosti, které jsou později analyzovány.

Druhá část je zaměřená na vlastní zpracování, každá z kapitol, obsahuje stručně zmíněnou použitou teorii. Základním kamenem pro začátek práce je získání dat. Prvním bodem bylo pořízení referenční nahrávky, která by potvrdila předpoklad vlastností signálu. Tato nahrávka byla pořízena pomocí fonendoskopu. Z analýzy srdečního rytmu je možné určit, kde se v signálu nachází užitečná informace, kterou je nutné extrahovat. Dalším bodem bylo pořízení třech různých sérií nahrávek, které by sloužily pro testování navržených metod. Nakonec jsou zde navrhnuté metody, pomocí kterých lze získat informaci o přítomnosti člověka v daném prostoru, a to na základě dvou přístupů. První z těchto metod vychází ze vzájemné korelace signálů. Druhá metoda je založená na vlnkové transformaci, tedy dekompozici signálu pomocí vlnek.

## 2. Akustické projevy

Akustickým projevem se myslí zvuk neboli mechanické vlnění, které probíhá v plynném prostředí, daném zemskou atmosférou. Člověk obecně dokáže generovat spoustu vlnění jako je řeč, různé samovolné pazvuky, způsobené fungováním lidského těla, nebo dokonce infrazvuk daný samotným pohybem a tak dále. Akustické omezení stanovuje, že se jedná o vlnění, které je ve slyšitelném spektru. Jde zejména o takové akustické projevy, které jsou nezpochybnitelné, co se týče detekce a nelze ovlivnit jejich zdroj. Tím je zejména projev způsobený srdečním rytmem, respektive změnou potenciálu danou QRS komplexem, který vyvolá stlačení srdce, a to vytvoří příslušný zvukový projev. Vzhledem k tomu, že tělo není jednoduchý systém a vše je propojené se vším, tak je nutné zmínit i respiraci, která má vliv na samotný srdeční režim.

## 2.1 Srdeční rytmus

Srdeční rytmus je způsoben periodickým stahováním a uvolňováním srdečního svalu. Tím se zajišťuje cirkulace krve celým tělním systémem. Transport okysličené krve do všech částí lidského organismu, zejména mozku, je nezbytně nutná k přežití. Srdce se nachází téměř uprostřed hrudního koše pod hrudní kostí a je lehce vychýlené na levou stranu. Rytmus pro ovládání stahů a uvolnění je generován pomocí buněk v sinoatriálním uzlu zvaných *pacemaker*, které generují spontánně akční potenciál. Výstupní generovaný signál se nazývá sinusový.

Základní vlastností srdečního rytmu je frekvence stahů srdce, které se obecně říká tep. Typicky udávána v počtech úderů za minutu (*Beats Per Minute–BPM*). U zdravého dospělého člověka v klidu se tato frekvence pohybuje v rozsahu 50–90 BPM. Je vysoce závislá na věku a fyzické kondici jedince, pochopitelně je také závislá na fyzické námaze, kdy při extrémní zátěži může dosahovat až 200 BPM. Frekvenční rozsah srdce se tedy pohybuje v rozsahu 50–200 BPM, to odpovídá 2 oktávám, vztaženo k sekundě to je 0,8–3,3 Hz.

### 2.1.1 Elektrokardiogram

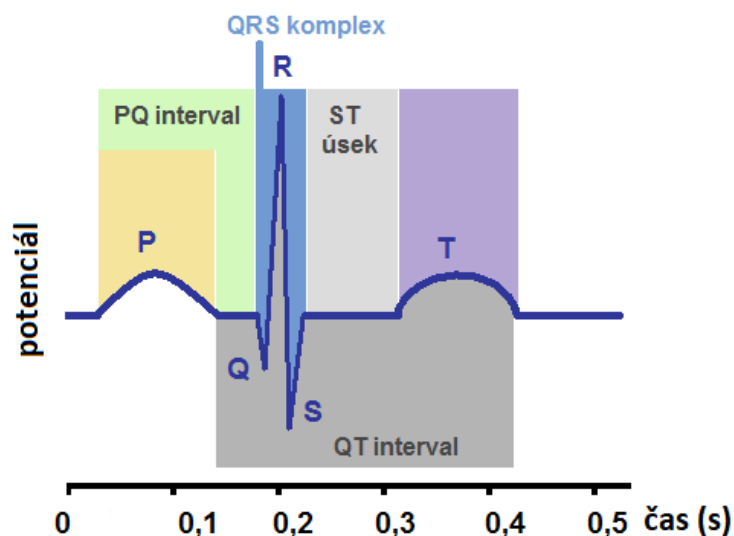
Nejpřesnější monitoring srdeční aktivity se pořizuje pomocí přístroje zvaného elektrokardiograf (EKG), který zavedl holandský fyziolog, lékař a nositel Nobelovy ceny Willem Einthoven jako klinické vyšetření již v roce 1906.

EKG pomocí elektrod umístěných na kůži člověka snímá šíření akčního potenciálu, respektive rozdíl potenciálů, na různých bodech lidského těla. Pozice těchto měřících bodů je důležitá z hlediska správného vyhodnocení, nejběžnější EKG používá 12 bodů-svodů. Výsledné EKG má tvar, který je idealizován na obr. 1. Jednotlivé části jsou popsány níže. Je dáno, jak má vypadat EKG zdravého jedince, z případných anomálií na jednotlivých úsecích lze detekovat srdeční vady.

**P – vlna** je depolarizace síní – vynulování potenciálu, značí počátek stahu.

**Q, R, S kmity** se interpretují jako tzv. **QRS komplex**, který reprezentuje stah srdce.

**T vlna** – repolarizace komor – změna potenciálu, značí konec stahu – uvolnění srdce.

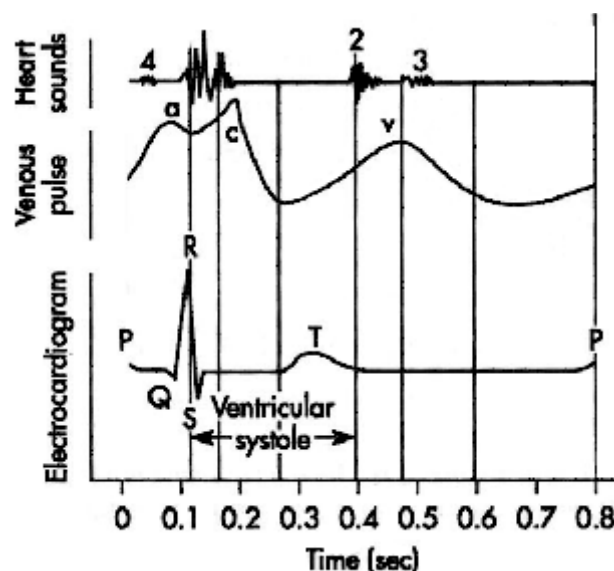


Obrázek 1: Jeden normální srdeční úder na EKG [1]

## 2.1.2 Fonendoskop

Vzhledem k tomu, že vyšetření pomocí EKG vyžaduje drahý přístroj a měření je zdlouhavé (musí se umístit elektrody), tak se při běžné preventivní kontrole používá akustické vyšetření pomocí fonendoskopu, který je mnohonásobně levnější a vyšetření je jednodušší, ale vyžaduje natrénovaný sluch. Fonendoskop se skládá ze zvonku spojeného pomocí silikonové hadičky, která slouží jako zvukovod, s ušními nástavci, které vedou do obou uší, aby došlo k dobrému potlačení okolního rušení. Průměr zvonku je mnohem větší než průměr hadičky a na jeho spodní straně je umístěná membrána, která přichází do přímého styku s kůží, tím je zajištěno, že signál je mnohonásobně zesílen.

Pomocí fonendoskopu lze sledovat odlišný signál než pomocí EKG, ale jistá korelace mezi nimi je. EKG je zde jako budící signál, který prochází soustavou s danou impulsní soustavou. Typicky se sledují čtyři základní parametry – ozvy, jsou to 1., 2., 3. a 4. srdeční ozva. Slyšitelné jsou vždy hlavně 1. a 2. ozva. 3. ozva je slyšitelná pouze u dětí, u dospělých jedinců se jedná o patologický jev, 4. ozva je velmi slabá a téměř neslyšitelná, pokud tomu tak není, tak se opět jedná o patologický jev. 1. srdeční ozva se nazývá systolická a je nejsilnější, druhá srdeční ozva se jmenuje diastolická a je druhá nejsilnější. Obě jsou velmi dobře slyšitelné. Porovnání jednotlivých závislostí je na obrázku 2. Nachází se zde kromě srdečních ozev také záznam elektrokardiogramu a tlak krve.



Obrázek 2: Srovnání 1. Ozev, 2. Krevního tlaku, 3. EKG [2]

Z následujícího je patrné, že z pohledu soustavy se jedná o soustavu, kde budíme právě elektrickým impulzem pro sevření srdce (záznam EKG) QRS komplex, který způsobí výstup na mechanické straně, a to stah srdečního svalu, který má za následek nárůst krevního tlaku a sevřením srdce vznikne i akustický signál – 1. ozva (systolická). T vlna, která uvolňuje srdce, vyvolá změnu tlaku vlivem vracející se krve, a z akustického hlediska k ní přísluší 2. ozva (diastolická).

Kromě těchto projevů, které lze exaktně měřit pouze kontaktními metodami, generuje lidské tělo i další akustické signály způsobené srdeční činností. Je to třeba rozšiřování žilního systému, nebo přímo srdeční pulzy, které pronikají skrz hrudní koš. Výsledkem toho bude interference všech těchto vlivů, ale i přesto zůstává budícím signálem EKG signál a předpokladem je, že ve výsledném akustickém signálu bude dominovat 1. a 2. srdeční ozva.



## 2.2 Respirace

Dýchání je cyklus, kdy se v plicích vyměňuje plyn, konkrétně oxid uhličitý za kyslík, respektive jejich koncentrací ve směsi. Probíhá tak, že pomocí dýchacích svalů se mění objem hrudního koše, s touto změnou se mění i objem plic. Typická dechová frekvence je 15–20 vdechů a výdechů a minutu. Stejně jako srdeční rytmus je závislá na věku, fyzickém stavu a pochopitelně na fyzické zátěži.

Proces dýchání je více hlasitý, než tlukot srdce běžně je v tišších podmínkách slyšitelný. To je dáno průchodem vzduchu z plic až do nosu, případně úst, kdy se průměr kudy plyn proudí mění a musí obtékat překážky, tím vzniká šelest. Krom tohoto jsou generovány nízkofrekvenční až infrazvukové složky dané pohybem hrudního koše a přechody mezi vdechem a výdechem – změny rychlosti proudění vzduchu.

Na rozdíl od srdečního tepu je dech možné zadržet. Trénovaní jedinci zvládnou zadržet dech na 10 minut. Rekordman dokonce na 19 minut, pochopitelně v klidovém režimu. Tím pádem se z tohoto akustického projevu stává poměrně neúčinný způsob, jak detekovat přítomnost osoby, a to zejména pokud budeme hodnotit kolik osob je systém schopný detekovat za jednotku času. Pokud by průměrná schopnost zadržet dechu byla 4 minuty a pro úspěšnou detekci bychom považovali alespoň 3 detekované dechy, pak při 100% úspěšnosti detekce by bylo možné detekovat pouze 5 osob za hodinu, respektive 0,083 osob za minutu. Pro klidový dechový režim 20 cyklů za minutu, odpovídá kapacita detekce 6 osobám za minutu. To už je mnohem lepší, ale pořád se jedná jen o odhadnuté teoretické maximum za daných předpokladů.

Vztaženo k reálným datům, Letiště Václava Havla v roce 2017 odbavilo 15 415 001 cestujících [5], pokud budeme přepokládat lineární rozložení cestujících během celého roku, což je velké zjednodušení, které je velmi vzdálené reálné situaci, pak letištem projde každou minutu přibližně 29 lidí. To znamená, že pokud bychom každý objekt detekovali 12 minut, bylo potřeba takových detektorů 350 a pro normální respiraci by to bylo 5.

Z tohoto extrémně zjednodušeného příkladu je jasné, že jako klíčový detektor je tento způsob naprosto nevhodný, a to i přesto, že kritéria byla nastavena velmi přívětivě 100 % detekce, tedy 0 % falešně negativních detekcí a pouze 3 detekce pro případnou kvalifikaci, ale vzhledem k časové náročnosti, anebo na druhé straně vzhledem k jednoduché možnosti obejití. Nicméně tato vlastnost by mohla sloužit pro zpřesnění detekce člověka nezadržujícího dech, pro případy, kdy by se nějaké dechy detekovaly.

Srdeční tep a dýchání nejsou dva nezávislé jevy, srdeční tep je závislý na dýchání. Při nádechu se zvyšuje a při výdechu zase snižuje srdeční tep, takže způsobuje frekvenční modulaci srdečního tepu. Zároveň může být signál srdečního rytmu superponován na dechovém infrafrekvenčním signálu. Předpoklad je, že tyto jevy nejsou natolik výrazné, aby s nimi bylo nutné nějak zvlášť počítat.

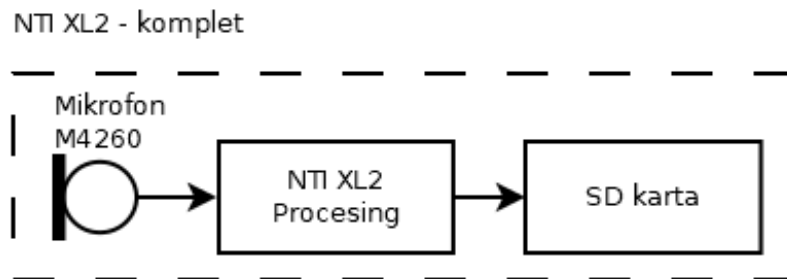
### 3. Nahrávání

Pro návrh a zhodnocení efektivnosti jednotlivých metod, bylo nutné nahrát audio stopy, se kterými by bylo možné dále pracovat. V průběhu práce se nahrávalo několik typů nahrávek. Jako první bylo klíčové pořídit referenční nahrávku, která by reprezentovala zvukový projev srdečního rytmu a posloužila jako zdroj informací o signálu, případně pro tvorbu synteticky zašuměného signálu.

Dále už se jednalo o nahrávky, na kterých by bylo možné detekovat přítomnost srdečního rytmu. První skupina takových nahrávek byla pořízena v běžné tiché místnosti, druhá skupina v akustické komoře. V akustické komoře byly kromě jednokanálových nahrávek pořízeny i dvoukanálové. U dvoukanálových nahrávek byl předpoklad, že bude zachyceno větší množství informace a také jako možnost získání synchronizovaných stop, kde by v jedné stopě byla reference (srdeční rytmus) a ve druhé stopě nahrávka prostoru pomocí distancovaného mikrofonu.

### 3.1 Jednokanálové nahrávky

Pro první přiblížení byly pořízeny jednokanálové nahrávky v běžné učebně, které měly stačit na první přiblížení se k vyzářovacím akustickým charakteristikám lidského těla. Použitý měřicí řetězec je na obrázku 3.



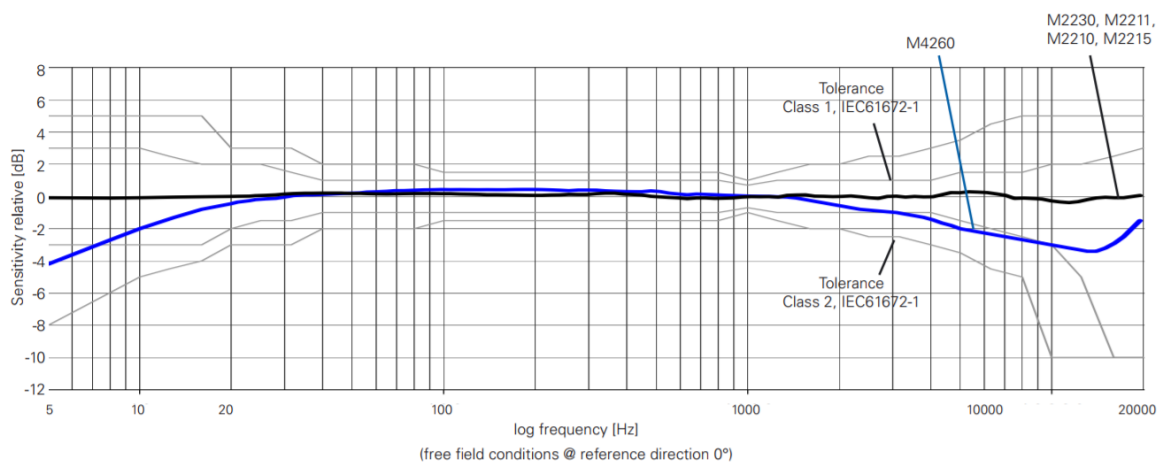
Obrázek 3: Blokové schéma kompletu XL2

### 3.1.1 Měřicí vybavení

Data byla zaznamenávány pomocí NTI audio XL2 s měřicím kondenzátorovým 1/4" mikrofonem M4260 do volného pole, tj. pole přímých vln. Z frekvenčního hlediska podle výrobcem zveřejněných charakteristik (viz obr. 4) má tento mikrofon na 5 Hz pokles o 4 dB což je vlastnost membrány o průměru 1/4". Horní frekvenční hranice je pro tento účel nepodstatná. Citlivost mikrofonu je 26 mV/Pa. Jedná se o mikrofon s všesměrovou charakteristikou, ale výrobce dodává, že frekvenční charakteristika je platná pouze z přímého směru, to znamená v ose mikrofonu, což je vzhledem k vlastnostem akustických signálu o vyšších frekvencích pochopitelné.

NTI audio XL2 je ruční akustický analyzátor. Zajišťuje fantomové napájení pro mikrofon, zesílení a digitalizaci signálu [16], digitalizovaný signál je možné zaznamenat na paměťovou kartu. Tento řetězec má frekvenční rozsah 4,4 Hz – 10,2 kHz pro pokles o 3 dB. Konkrétní model zařízení bohužel nepodporuje záznam v nekomprimovaném formátu. Jediný možný formát je 4bitová adaptivní diferenciatně pulsně kódová modulace (ADPCM). Maximální vzorkovací kmitočet je 24 kHz. Další vlastnosti měřicí soupravy jsou na stránkách výrobce [6].

Vzhledem k tomu, že podle [4] se frekvenční rozsah 1. a 2. ozvy pohybuje ve frekvenčním pásmu 10–400 Hz. Na 10 Hz má mikrofon podle obr. 4 pokles o 2 dB. Analyzátor by neměl mít útlum větší než 3 dB, lze předpokládat, že na tom bude o něco lépe než mikrofon. Součet těchto dvou útlumů by neměl mít výrazný vliv. Mikrofon s omnidirekcionální směrovou charakteristikou není z hlediska odrazů a šumu ideální, ale za daných podmínek (velká místnost a malý vyzařovaný výkon) by to neměla být překážka.



Obrázek 4: Frekvenční charakteristika měřicího mikrofonu M4260 [6]

### 3.1.2 Pořizování nahrávek

Pořizování nahrávek probíhalo s výše popsanou konfigurací. Záznamové zařízení bylo pro nahrávání pomocí fonendoskopu nastavené na dynamický rozsah do 132,9 dB. V případě distancovaných nahrávek na citlivost 114,9 dB. S touto citlivostí docházelo občas k přebuzení záznamu a následné limitaci vlivem silného impulzního okolního ruchu (bouchnutí dveří). Takové nahrávky byly zahozeny.

#### 3.1.2.1 Nahrávání pomocí fonendoskopu

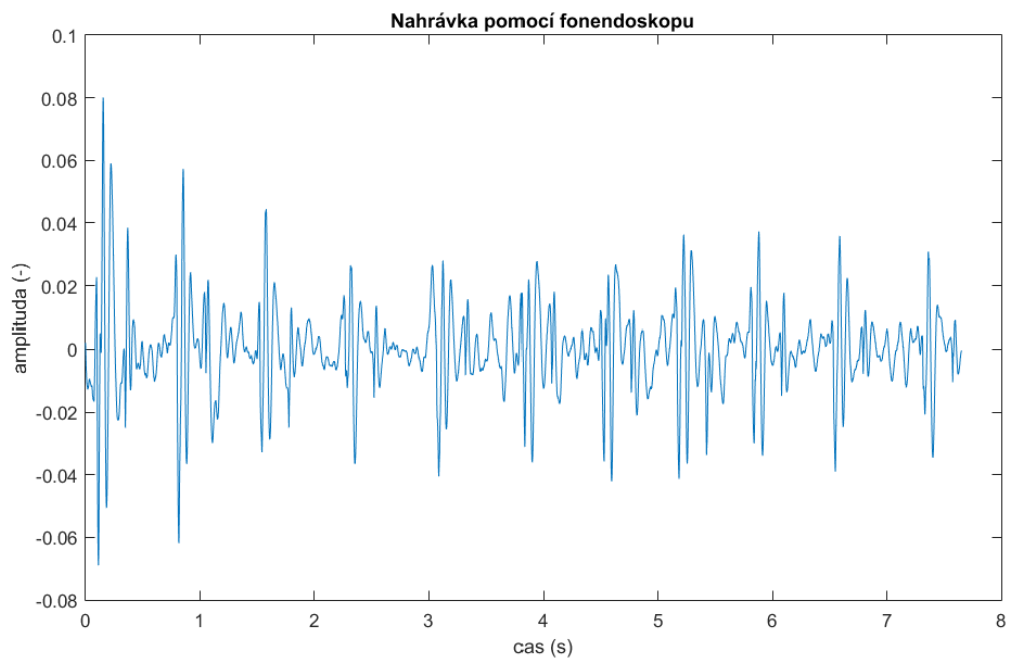
Pro získání čisté nahrávky srdce byl řetězec z 3.1.1 rozšířen o lékařský fonendoskop, u kterého bylo nutné vyměnit silikonový zvukovod za přímý zvukovod, který vedl pouze k měřicímu mikrofonu. Při použití původního zvukovodu, kdy byl jeden vývod zatlučen a k druhému byl připojen mikrofonu, ve zvukovodu vznikalo stojaté vlnění, které na nahrávce výrazně snižovalo kvalitu – vznikaly ozvěny.

Problematika nahrávání s fonendoskopem je v nutnosti umístit ho poměrně přesně na správné místo, to má velký vliv na energii získaného signálu. Dalším problémem je to, že je extrémně citlivý na jakýkoliv pohyb. To je znát zejména na nahrávkách, kdy je zvonek fonendoskopu držen v ruce. To lze vyřešit přitlačení srce podložku z pružného materiálu, který přirozené pohyby těla potlačí. Dalším problémem je, že na výkon signálu a tvorbu ruchů má vliv síla, která působí jako přítlak zvonku fonendoskopu k tělu. Tato síla je dále modulována pohybem hrudního koše při dýchání. Tato skutečnost byla potlačena mělkým a méně častým dýcháním, které bylo potlačeno pomocí stejné pružné podložky. Příklad takto ošetřené nahrávky je na obrázku 5, kde je výběr deseti srdečních úderů. Jednotlivé údery lze bez potíží rozdělit. Zároveň je na nich patrná amplitudová modulace, která byla způsobena výše uvedenými příčinami. Podíl mezi největším a nejmenším pulzem odpovídá přibližně 6 dB, pokud se vybere vhodný úsek, tak může být podíl ještě menší.

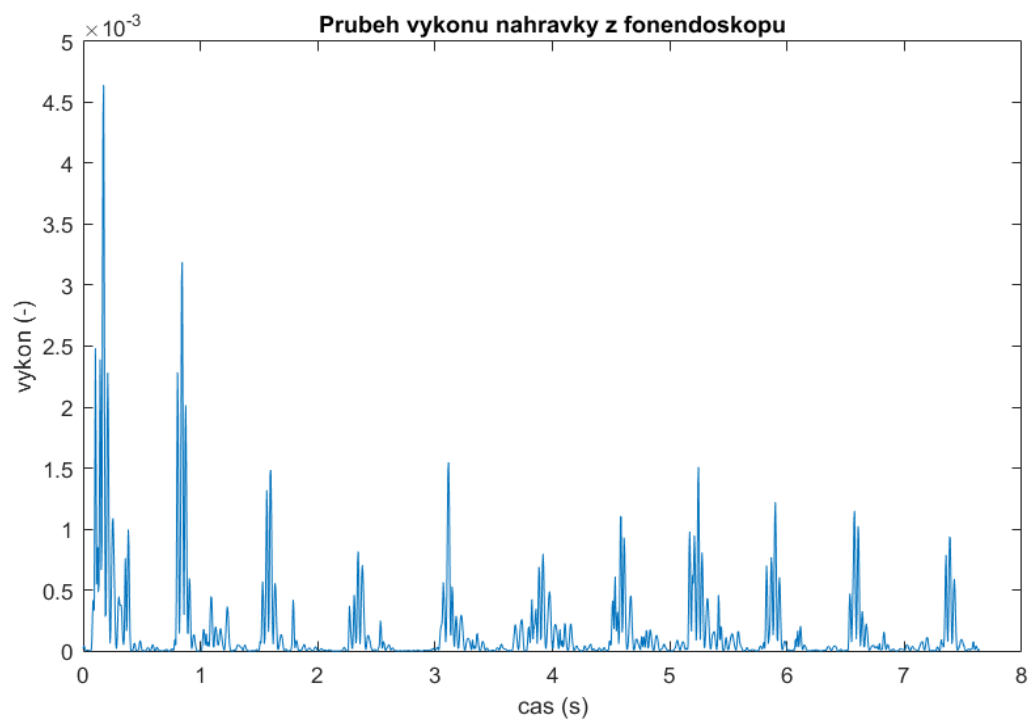
Výsledkem je signál, který má odhad odstup signálu a šumu (SNR) přibližně 20 dB. Hodnota SNR byla odhadnuta na základě výpočtu výkonu signálu po blocích po 10 ms s překryvem 5 ms, z výsledného průběhu výkonu v čase byla vzata průměrná efektivní hodnota v čase pulzů a v době pauz mezi jednotlivými pulzy. Pak byla vypočítána hodnota podle známého vztahu:

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{P_{sig}}{P_{sum}} \quad (1)$$

Průběh výkonu v čase pro stejný výběr deseti pulzů, který je zobrazený na obr. 5. se na nachází na obrázku 6. Výsledné SNR není příliš vysoké, ale mimo výše popsaných slabín je ještě nutné zohlednit, že po jednom úderu není ticho a dále je slyšet dýchání, cirkulování krve atd.



Obrázek 5: Nahrávka srdce pořízená pomocí fonendoskopu. Výběr deseti úderů. Citlivost 132,9 dB

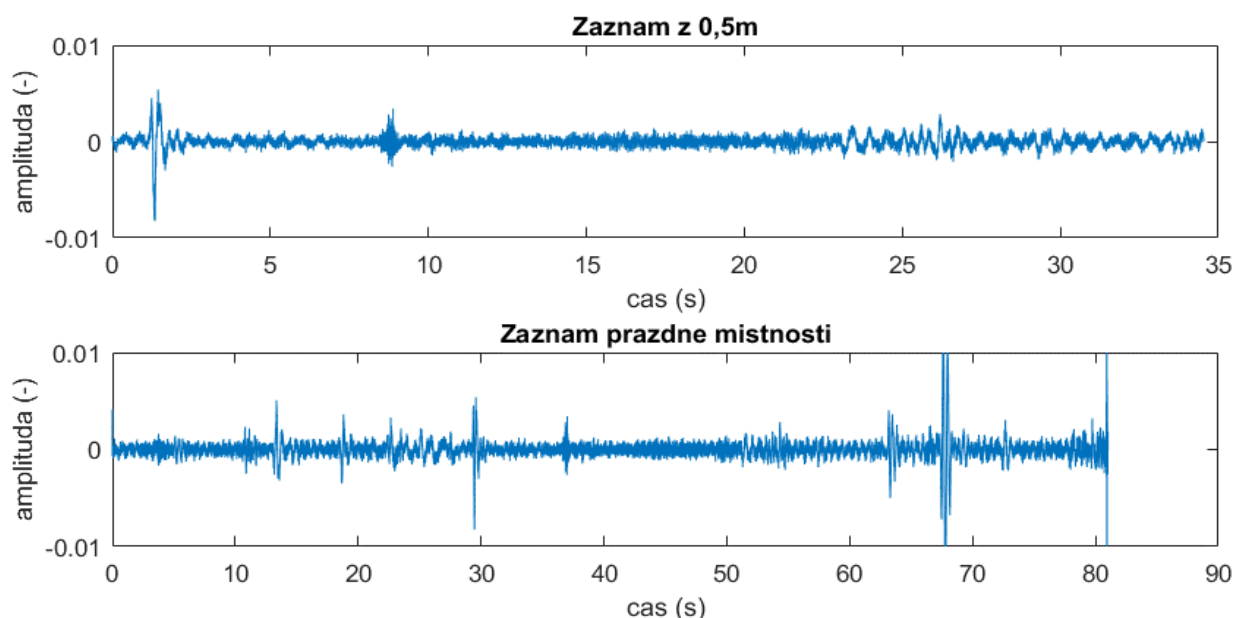


Obrázek 6: Průběh výkonu nahrávky z fonendoskopu v čase.

### 3.1.2.2 Distancované nahrávky

Distancované nahrávky byly provedeny ze vzdálenosti 0,5 a 1 m, měřený subjekt stál v ose mikrofону a osa protínala úroveň srdce. To by v případě kulové charakteristiky a zkoumaných frekvencí nemělo mít vliv, ale je nutné stanovit výchozí podmínky. Zároveň z hlediska akustického vyzařování byl předpoklad, že v tomto bodě bude největší intenzita.

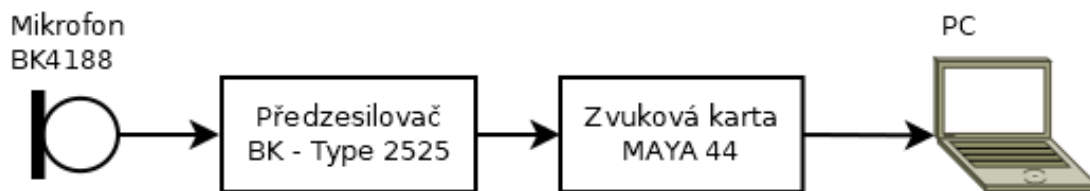
Nahrávání probíhalo v prázdné učebně, která nebyla izolována od okolního rušení a pronikalo tam rušení jak z vnějšího prostoru, tak z vedlejších učeben i rušení nesoucí se železobetonovou konstrukcí monobloku. Dlouhodobá hladina akustického tlaku (*Sound Pressure Level – SPL*) se v prázdné místnosti pohybovala okolo 40 dB, což je všeobecně považováno za tiché prostředí, nicméně zde bylo i impulzní, neperiodické rušení, jak bylo zmíněno výše. Takové rušení je patrné na obrázku 7 (Záznam prázdné místnosti – v case cca 68 s). Na obou stopách je vidět šum a ostatní rušení, které dosahují přibližně shodné úrovně v obou nahrávkách. Mezi jednotlivými nahrávkami není pouhým okem viditelný rozdíl. Ně kterým nahrávkám byly podmínky komplikovány přidavným rušením, kterým bylo otevřením okna, nebo přehráváním bílého šumu.



Obrázek 7: Příklad nezpracovaných nahrávek. 1. Nahrávka osoby z 0,5m s citlivostí 114,9 dB, 2. Nahrávka prázdné místnosti (vč. Příchodu a odchodu) citlivost 114,9 dB.

## 3.2 Nahrávání v akustické komoře

Pro získání kvalitnějších vstupních dat byly další nahrávky pořízeny v akustické komoře zároveň byl použit kvalitnější měřicí řetězec, který je na obr. 8. Akustická komora je samostatně stojící místnost malého vnitřního objemu, maximální kapacita je jedna osoba. Akusticky se jedná o prostor, který je akusticky velmi zatlumený a dobře odhlučněný od okolního prostředí. Vzhledem k tomu, že tloušťka stěn je přibližně 30 cm je pochopitelné, že nízké kmitočty nemohou být příliš potlačeny. Komořka je primárně určena pro subjektivní poslechové testy případně pro pořizování zvukových nahrávek.



Obrázek 8: Nahrávací jednokanálový řetězec



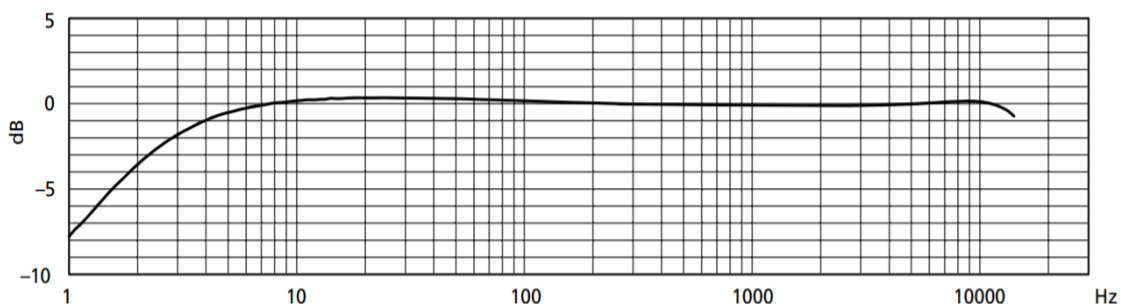
### 3.2.1 Měřicí vybavení

Oproti měřicímu řetězci z 3.1.1 byl měřicí řetězec zcela upraven. Jako měřicí mikrofon byl použit kondenzátorový 1/2" *Brüel & Kjær – BK4188* [12], který je určený k měření ve volném poli. Frekvenční rozsah je 8 Hz – 12,5 kHz. Podle charakteristiky na obr. 9 odpovídá dolní prahová frekvence (pro pokles o 3 dB) 2 Hz. Zlepšení o oktávu je dáno větším průměrem membrány to je patrné i z hlediska citlivosti, kde má citlivost 31,6 mV/Pa. Směrová charakteristika je všesměrová, výrobce stejně jako v kapitole 3.1.1 dále dodává, že daná frekvenční charakteristika je platná pouze v ose mikrofonu.

Jako zesilovač posloužil měřicí zesilovač *Brüel & Kjær – Type 2525* [13]. Tento zesilovač je primárně určený k měření vibrací, pro tyto účely nabízí i pokročilejší funkce. V tomto případě bylo využito fantomové napájení pro mikrofon a mikrofonní zesilovač, který zesílil signál na linkovou úroveň. Výhodou zesilovače je jeho vysoké maximální zesílení a nízká úroveň šumu, která je klíčová pro tento účel.

Externí USB zvuková karta *MAYA 44* sloužila k digitalizaci signálu, jedná se o poměrně obyčejnou zvukovou kartu, která nahrávala v běžném režimu 44100 Hz a 16 bit. Datový tok byl zaznamenán prostřednictvím PC v open source programu *AUDACITY* [14].

Vzhledem k frekvenčnímu rozsahu mikrofonu nemá v předpokládaném užitečném spektru žádný útlum. Předzesilovač je na tom stejně a také na 10 Hz nemá výrazný útlum. Zvuková karta už ale není výrobcem popsána a jediný údaj o frekvenční charakteristice je její rozsah 20 Hz – 20 kHz, ale není uvedeno, o jaký pokles se rovná a ani co se děje pod frekvencí 20 Hz. I pokud by se jednalo o ideální pásmovou propust, tak pořád zůstává dostatečný frekvenční prostor pro užitečnou informaci.

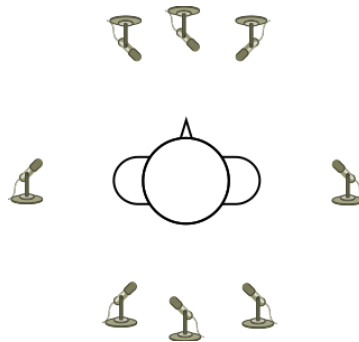


Obrázek 9: Frekvenční charakteristika mikrofonu BK4188 (v ose) [12]

### 3.2.2 Pořízení nahrávek

Nahrávání se odehrávalo v pátek, jelikož je to pro dané podmínky z hlediska okolního ruchu nejtišší den v týdnu. Mikrofon byl zafixován pomocí mikrofonního stojanu a veškerá zařízení, která by mohla způsobovat šum byla mimo místnost. Subjekt byl posazen na židli a snažil se nehybně sedět.

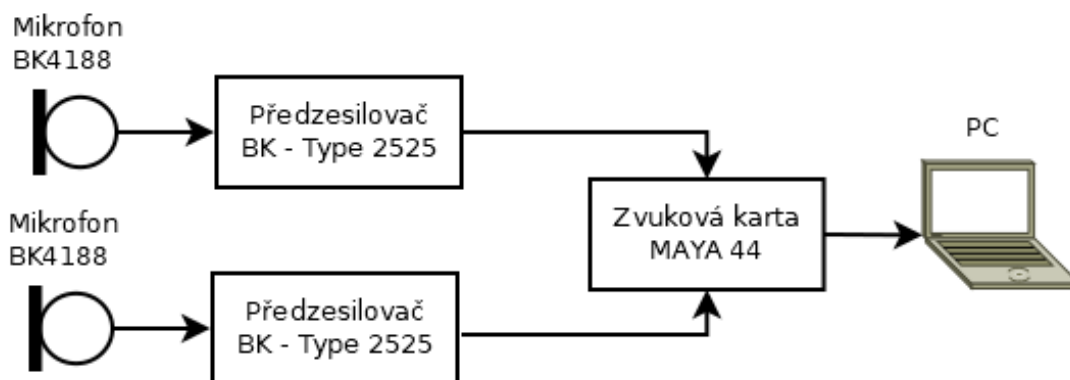
Za těchto předpokladů byla pořízena série nahrávek s různým umístěním mikrofonu. Mikrofon byl vždy ve vzdálenosti 0,5 m od subjektu. Vertikální umístění mikrofonu odpovídalo přibližně úrovni srdce. Vybrané polohy mikrofonu jsou znázorněny na obrázku 10. Délka každé nahrávky je alespoň jedna minuta. Předzesilovač byl nastavený pro všechny nahrávky stejně a to tak, aby se maximálně využil dynamický rozsah zvukové karty (16 bit ~ 96 dB). Další kritérium pro velikost zesílení bylo omezení limitací v průběhu nahrávání a tím zamezit vstupu dalších nelinearit do systému. Takové nastavení odpovídalo celkovému zesílení předzesilovače o 70 dB. Jakýkoliv hlasitější zvukový projev způsobil limitaci, která byla signalizovaná na zesilovači.



Obrázek 10: Vybrané varianty umístění mikrofonu okolo subjektu ve vzdálenosti 0,5m

### 3.3 Dvoukanálové nahrávání v akustické komoře

Pro možnost práce s více nahrávkami jednoho procesu a tím získání více dat bylo provedeno měření s dvoukanálovým nahráváním. Při stereo režimu je zaručená synchronizace vzorků už na úrovni hardwaru zvukové karty. Celkové blokové schéma je na obrázku 11. Oproti blokovému schématu z obrázku 8 je zde zdvojená kombinace mikrofону a předzesilovače. Signál je připojen do společné zvukové karty *MAYA44* [15].



Obrázek 11: Nahrávací dvoukanálový řetězec

#### 3.3.1 Měřicí vybavení

Druhy měřicího vybavení se shodují s vybavením v kapitole 3.2.1 *Měřicí vybavení*. Liší se pouze v přidání jedné sekce mikrofónu, předzesilovače a nastavením nahrávání do dvou kanálů.

#### 3.3.2 Pořízení nahrávek

Zvukové stopy byly nahrány podobně jako v případě předchozí kapitoly. Jednalo o dva mikrofóny na stojanech. Horizontální rovina byla omezena pouze na čelní půlkruh subjektu. Vertikální rovina byla v úrovni srdce. Proměnná v tomto měření byla různá vzdálenost od středu hrudního koše subjektu. Přehled jednotlivých zvukových stop je v tabulce 1. Jedna z nahrávek je také stereo záznam uzavřené komory, která může sloužit jako reference. Zesílení bylo nastaveno shodně s předchozí kapitolou na úroveň 70 dB.

Číslo nahrávky	Vzdálenost (cm)		
	Levý kanál	Pravý kanál	Mezi mikr.
1	8	36	40
2	65	10	52
3	0	20	20
4	10	10	11
5	45	45	60
6	40	40	77
7	100	50	70
8	Bez subjektu		

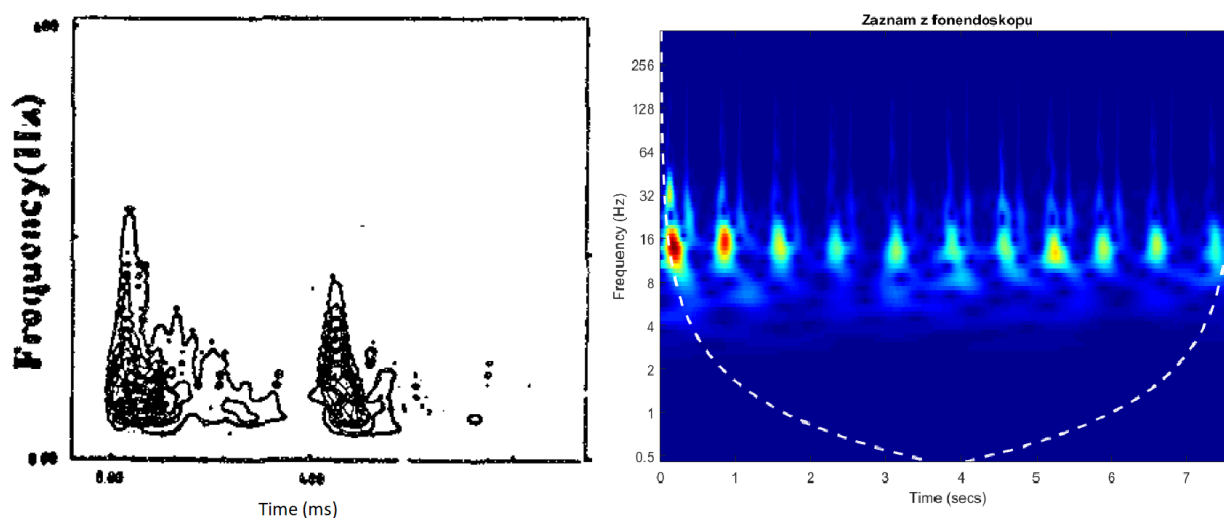
Tabulka 1: Přehled vybraných nahráných stereo stop

## 4. Analýza dat z fonendoskopu

V článku zabývajícím se frekvenční analýzou srdečních ozev [4] je zmíněno, že frekvenční rozsah 1. a 2. ozvy je od 10 Hz do 400 Hz v závislosti na pozici měření. Pro ověření jsem provedl spektrální analýzu vlastního záznamu z fonendoskopu pomocí odhadu vyhlazeného spektra Welchovou metodou [9]. Jako váhovací funkci pro FFT jsem zvolil Hammingovo okno, které je z hlediska průsaku do spektra ve vhodném poměru velikosti prvního laloku a odstupu mimo něj. Velikost okna jsem stanovil na 65536 ( $2^{16}$  – Pro FFT musí být použita mocnina 2, důkaz je například v [10]) vzorků, to při vzorkovací frekvenci 24 kHz odpovídá časové délce okna přibližně 2,7 s, díky tomu získáme jemné frekvenční rozlišení i pro analyzované nízké frekvence. Odhad takového spektra je na obrázku 15 (modrá). Je patrné, že spektrum částečně odpovídá tomu, co bylo popsáno v [3], oproti této studii je z tohoto experimentu patrné, že veškerá užitečná informace je do přibližně 200 Hz.

Pokud data porovnáme ve frekvenčně – časové rovině pomocí spojitě vlnkové transformace (obrázek 12 – transformace je provedena na stejném úseku dat jaký je zobrazen na obrázku 5) zjistíme, že se podobají. Jsou zde patrné dvě po sobě jdoucí události (1. a 2. srdeční ozva, viz. 2.1.2 *Fonendoskop*). Jak je patrné ze škálogramů, tak z odhadu spektra. Většina energie je v nízkých kmitočtech do 50 Hz. To odpovídá i zmiňované studii. Rozdíl je ve frekvenčním maximu, ze škálogramu je to ještě více patrné než v spektrogramu.

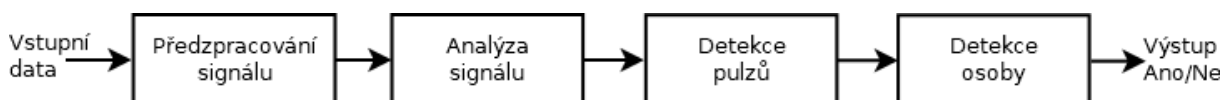
Tato odlišnost může být způsobena několika faktory. Hlavní rozdíl je, že ve výzkumu [4], byl použit speciální elektronický fonendoskop, který byl schopný snímat zároveň EKG. Je možné předpokládat, že tento fonendoskop měl mikrofon umístěný přímo ve zvonku, pokud membrána zvonku nebyla zároveň membránou mikrofonu, v takovém případě by se vlastně jednalo o vibrafon. Nicméně tak pravděpodobně došlo k lepšímu přenosu vlnění k mikrofonu. Další faktor může být špatný tlak na zvonek, nebo jeho špatná pozice, nicméně veškeré pořízené nahrávky vykazují velmi podobné charakteristiky. Frekvencí pod 10 Hz nepůsobí jako užitečný signál, ale spíš jako nežádoucí rušení vzhledem k neurčitosti v čase, které ale má významnou energii. Mohlo to být také způsobeno problémy se snímáním popsány v 3.1.2.1 *Nahrávání pomocí fonendoskopu*.



Obrázek 12: Porovnání škálogramu z [4] (vlevo) a škálogramu z vlastní nahrávky na deseti úderech (vpravo).

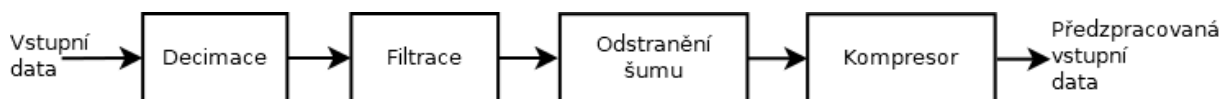
## 5. Zpracování dat

S pořízeným souborem dat je již možné pokusit se vytvořit samotný detektor, který by byl schopen detekovat přítomnost osoby jen na základě akustického projevu způsobeného srdečním rytmem. Navrhovaný detektor by měl ideálně vypadat tak, jak je znázorněn na obrázku 13. Na základě vstupních dat, tedy dat z analogového řetězce, který je znázorněn na obr. 3, 8, případně 11, by byl schopný na svém výstupu poskytnout informaci o tom, zda je nebo není zjištěna přítomnost člověka. K tomuto rozhodnutí by měl dospět podle detekovaného počtu pulzů, které by odhalila některá z navržených metod. Veškeré následující metody byly realizovány v programovacím prostředí MATLAB.



## 5.1 Předzpracování signálu

V této části zpracování dochází k takové úpravě signálu, kdy se signál upraví z frekvenčního a časového hlediska. Nedochází však k žádné transformaci signálu. Signál se pouze optimalizuje. Navržený předzpracující řetězec je vyobrazen blokovým schématem na obrázku 14. Dané úpravy v dalších krocích zlehčují práci se signálem a snižují celkovou výpočetní náročnost.



Obrázek 14: Blokové schéma předzpracování signálu.

### 5.1.1 Frekvenční omezení

Vzhledem ke zjištěnému reálnému frekvenčnímu rozsahu v kapitole 4. *Analýza dat z fonendoskopu*, je možné beztržně decimovat signál na zvolený vzorkovací kmitočet 1 kHz, kde je dostatečná rezerva ke zjištěným 200 Hz, respektive minimální vzorkovací frekvenci 400 Hz. Při decimaci se zároveň provede filtrace vysokých kmitočtů pomocí tzv. antialiasing filtru, který slouží k zamezení zrcadlení spekter a tím způsobené ztrátě informace.

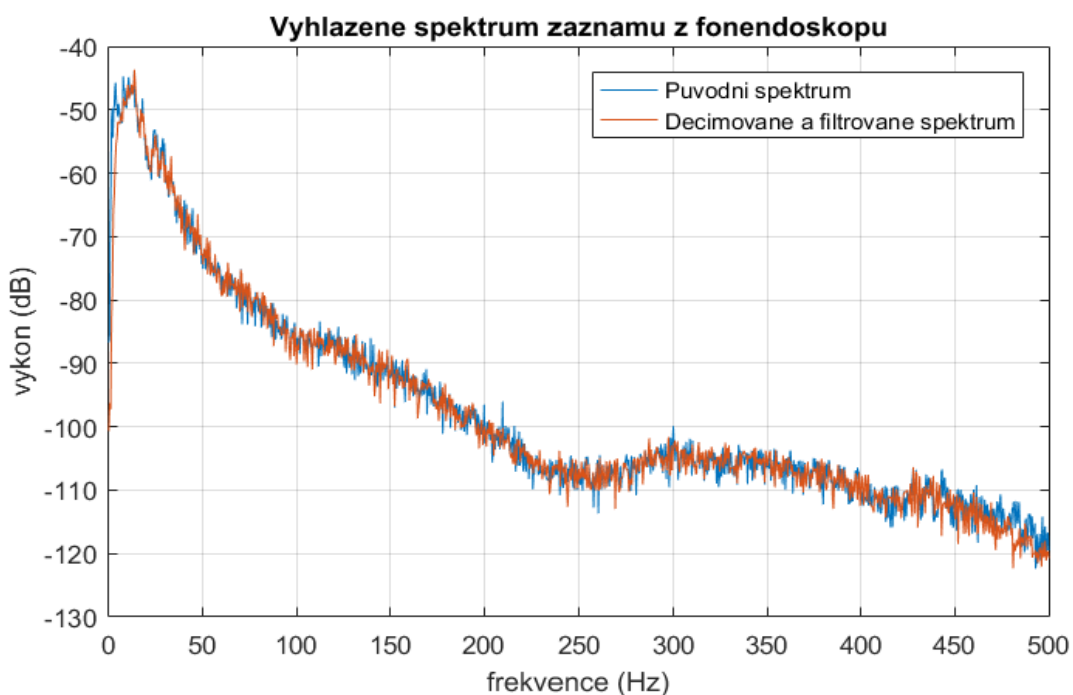
Další poznatek je, že pod 10 Hz nejsou jednoznačná data, takže je vhodné aplikovat filtr typu horní propust pro omezení pomalých jevů. Stejnoseměrnou složku odstraňuje mikrofon z principu jeho činnosti, jakožto diferenciálního senzoru. K filtraci dolních kmitočtů je použita aproximace Butterworth 3. řádu. Takto upravený signál je k porovnání s původním spektrem v obrázku 15. Odhad spektra je opět proveden Welchovou metodou jen okno je pochopitelně úměrně zmenšeno na 2048 ( $2^{11}$ ) vzorků, to při vzorkovacím kmitočtu 1 kHz odpovídá 2 s. Spektra si tvarově odpovídají, je zde vidět omezení krajních kmitočtů i snížení vzorkovací frekvence a s tím spojeného zmenšení okna, které způsobuje zhoršení frekvenčního rozlišení výsledného odhadu.

Tímto je zajištěno, že se ve spektrální oblasti bude pracovat pouze s užitečnou částí signálu, zároveň se tím výrazně ušetří výpočetní výkon vzhledem ke snížení počtu vzorků. Převzorkováním se zároveň srovnají vzorkovací frekvence všech nahrávek což je vzhledem k různým frekvencím nezbytné.

## 5.1.2 Potlačení šumu

Jedno z nejjednodušších potlačení šumu je spektrální odečítání. I přes svoji jednoduchost je pro tuto metodu poměrně účinná, zvláště pokud se jedná o krátké úseky dat, jaké se v tomto případě analyzují (délka trvání je vždy kratší než minuta). Při této metodě se vybere část nahrávky, kdy je přítomen pouze šum a odhadne se jeho spektrum například pomocí Welchovy metody. Takto odhadnutá reálná část spektra kopíruje barvu šumu, který je v pozadí. Odhad se pak odečítá od reálných částí spekter jednotlivých segmentů signálu o délce odpovídající délce odhadu spektra. Imaginární část zůstává zachována původní. Části spektra se pak transformují zpátky do časové oblasti. Standardně se segmentace provádí pomocí oken a jednotlivé segmenty jsou voleny s překryvem 50 % přesahy se pak sčítají – metoda *Overlap And Add* (OLA), tímto postupem je docíleno spojitosti mezi sousedními okny.

Tato metoda funguje pouze na potlačení aditivního šumu vzhledem k tomu, že hlavní operace je odčítání spekter. Pro konvoluční šum tato metoda nemůže fungovat, takový algoritmus by vyžadoval dělení ve spektru. Další slabinou je, že pokud se mění spektrum šumového pozadí, tak opět selhává, a naopak zanáší další rušení. To lze ošetřit pravidelným odhadováním nového spektra šumu, takové ošetření vede na optimální neboli Wienerovu filtraci. Vzhledem ke stejnorodosti šumového pozadí a zmíněným krátkým úsekům dat není pro tento účel potřebná. Pro real-time systém už by taková filtrace byla přímo nezbytná. A neposlední řadě samozřejmě selhává pro případ impulzního a neperiodického šumu, tak jako každá metoda na potlačování šumu, která nevyužívá další zdroje, které by takové rušení dokázaly od signálu v časové oblasti odečíst.

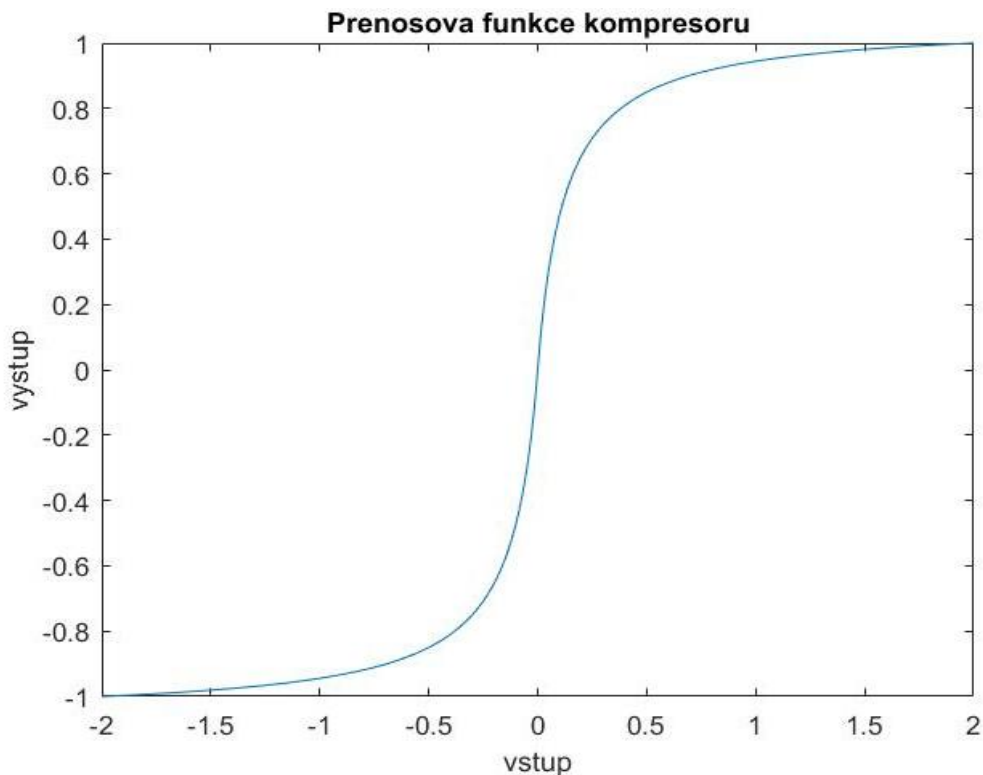


Obrázek 15: Modrá: Původní odhad výkonového spektra, červená - odhad spektra frekvenčně omezeného a decimovaného signálu

### 5.1.3 Kompresce

Vzhledem k tomu, že signály, které je potřeba detekovat, mají velmi malý výkon a jakékoliv rušení má mnohem větší výkon, tak je vhodné tyto výkony srovnat tak, aby k výkyvům nedocházelo a zvýšila se odolnost vůči rušení.

Kompresor je typický představitel nelineárního prvku ve zpracování signálů. Existuje spousta převodních funkcí pro kompresory. Jeho funkce spočívá v zesilování komponent signálu s malou amplitudou a tlumení signálů s velkou amplitudou, tím pádem snižuje dynamiku signálu. Převodní charakteristika implementovaného kompresoru je na obrázku 16. Vhodnější by bylo použít analogový kompresor, který by snižoval dynamiku ještě spojitěho signálu, díky tomu by se dalo zajistit omezení limitací na AD převodnicích. Další možností by bylo využití logaritmických zesilovačů namísto lineárních, které by měly podobný efekt, ale bylo by to řešené už na úrovni zesílení a tím by se snížilo množství zanášeného šumu do soustavy.



Obrázek 16: Příklad přenosové funkce kompresoru



## 5.2 Detektor špiček

Detektor špiček slouží pro detekci jednotlivých pulzů (viz obr. 13) a je shodný pro všechny metody. Jedná se o detektor špiček s exponenciálním zapomínáním. Rozhodnutí o tom, jestli se jedná o špičku probíhá v rámci následujících podmínek. Všechny tyto podmínky musí být splněny, aby se počítadlo pulzů inkrementovalo:

1. Zkoumaný vzorek signálu je větší než současný vypočítaný práh.
2. Vzorek je větší než minimální aktuální hranice pro detekovanou špičku.
3. Vzorek se nenachází v blokováném časovém pásmu po předešlé špičce.

Současným vypočítaným prahem se myslí poslední maximum, které je snižované s každým vzorkem podle klesající exponenciály o základu  $e$ . Vzorek je zároveň násoben zapomínajícím koeficientem  $\tau$  určujícím, jak rychle se bude současný práh snižovat.

Hranice pro uznání vzorku, tedy práh, kdy není daná úroveň brána jako dostatečně velká pro špičku – tedy šum. Toto opatření je pro případ, kdy by dlouho nebyl v signálu žádný velký pulz a práh by se snížil na takovou úroveň, kdy by se počítaly jako pulzy i nerelevantní lokální maxima. Tento práh se počítá ze střední hodnoty následujícím intervalu (od současného vzorku) trvajícím 0,5 s. Z tohoto intervalu se berou hodnoty vzorků v absolutní hodnotě a výsledná střední hodnota je ještě zvýšena o 30 %. Dopředný výběr vzorků jsem zvolil, aby se zbytečně nepřepisovalo maximum v případě náběžné hrany příchozího pulzu.

Blokovací časové pásmo zamezuje selhání v situaci, kdy se hodnota vzorků při náběžné hraně zvyšuje a tím pádem by každý další vzorek byl brán jako špička. Místo toho se vezme hodnota vzorku jako nové maximum a vynuluje se čítač blokovacího pásma. V ideálním případě se tímto způsobem vybere jako bod detekce pulzu skutečné maximum pulzu. Blokovací čas jsem zvolil 0,3 s, protože to odpovídá trvání 1. a 2. ozvy, viz obrázek 2.

Výstupní data tohoto bloku je počet detekovaných pulzů za sekundu, které se spočítají z délky trvání dat a počtu detekovaných špiček. Na základě této informace už lze rozhodovat o tom, zda se jedná o detekci, pokud výsledek leží v rozmezí frekvencí běžného srdečního rytmu, samozřejmě je nutné zohlednit i nespolehlivost detekcí, nebo zamaskování pulzů velkým maximem, což je největší slabina tohoto detektoru.

## 5.3 Analýza

Nejdůležitější částí detektoru je analyzování signálu, při kterém se v signálu naleznou jednotlivé pulzy a zvýrazní se tak, aby je zachytil detektor špiček. Jako vstupní podmínky jsem určil, že je známý tvar hledaného pulzu (viz. 3.1.2.1 *Nahrávání pomocí fonendoskopu*) a jeho jak frekvenční, tak časové vlastnosti. Z obrázků je patrné, že každý pulz nemá úplně totožný průběh. Vyjádřeno v proměnných, tak se jednotlivé pulzy liší ve fázi, intenzitě, ataku a odstupu 1. a 2. srdeční ozvy. Rozdíl bude větší, pokud se bude jednat o různé jedince v různém fyzickém rozpoložení. V tomto případě je výhoda, že všechny nahrávky jsou pořízené na stejné osobě. Dalším faktorem je frekvence pulzů, která se pohybuje v rozsahu 0,8 – 3,3 Hz (viz. 2.1 *Srdeční rytmus*), to je poměrně překážka, kdyby byla frekvence fixní, detekce by byla mnohem jednodušší. Faktorem patrným z obrázku 7 a to, že úroveň hledaných signálů je pod úrovní šumu, tzn.  $SNR < 0$  to považuji za největší překážku celého úkolu. Pokud to shrnu, je potřeba najít signál s proměnnou periodou, který je pod úrovní šumu a je možné ho přesně specifikovat pouze statisticky.

### 5.3.1 Přímá korelace dvou signálů

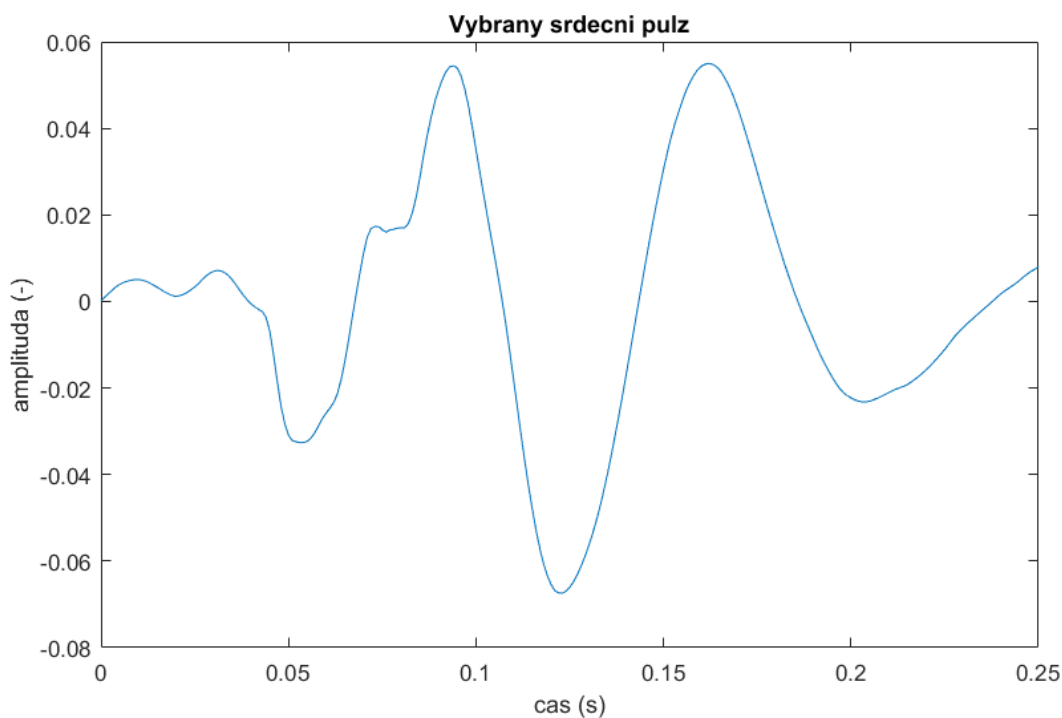
Pokud jde o podobnost signálů, tak se přímo nabízí využití vzájemné korelace dvou signálů, kdy využijeme vzorového signálu, který se bude korelovat s testovacím signálem.

#### 5.3.1.1 Princip

Korelační analýza určuje míru podobnosti dvou signálů je definována pomocí korelačního integrálu (1). V případě diskrétních signálů předchází integrál do sumy a spojitý čas na vzorky  $t = \frac{n}{f_s}$ , kde  $n$  je číslo vzorku a  $f_s$  je vzorkovací frekvence. Typické použití je určení frekvence signálu (autokorelace), nebo zpoždění signálu. Omezením této metody je, že funguje pouze pro lineární systémy. To by pro tento případ nemělo představovat velký problém, pokud vezmeme v potaz že jediné, s čím jsou akustické projevy ovlivněny je aditivní šum, který je pochopitelně lineární. Výhodnou vlastností korelace je to, že pokud vezmeme dva náhodné procesy (dva bílé šумы) mají malou (teoreticky nulovou) vzájemnou korelaci.

$$R_{xy} = \int x(\tau) \cdot y(t + \tau) d\tau \quad (2)$$

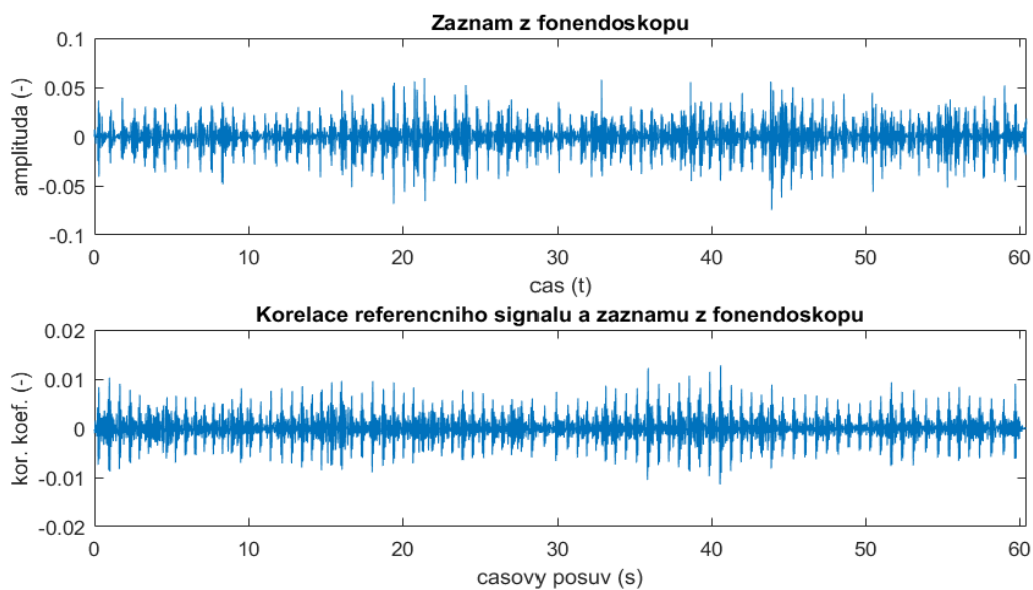
Vybraný jeden průměrný srdeční úder je na obrázku 17, jedná se o první srdeční ozvu, která je dominantní. Veškeré korelace budou provedeny právě s tímto signálem. Zde se nabízí možnost další rozšíření, kdy by se použila speciální banka pulzů, která by obsahovala několik vzorových stop. Jednotlivé stopy by pak byly korelovány zvlášť, ale takový systém by byl velmi náročný na vyhodnocení. Dá se také předpokládat, že by generoval spoustu falešně pozitivních výsledků.



Obrázek 17: Vybraná 1. srdeční ozva používaná pro korelaci.

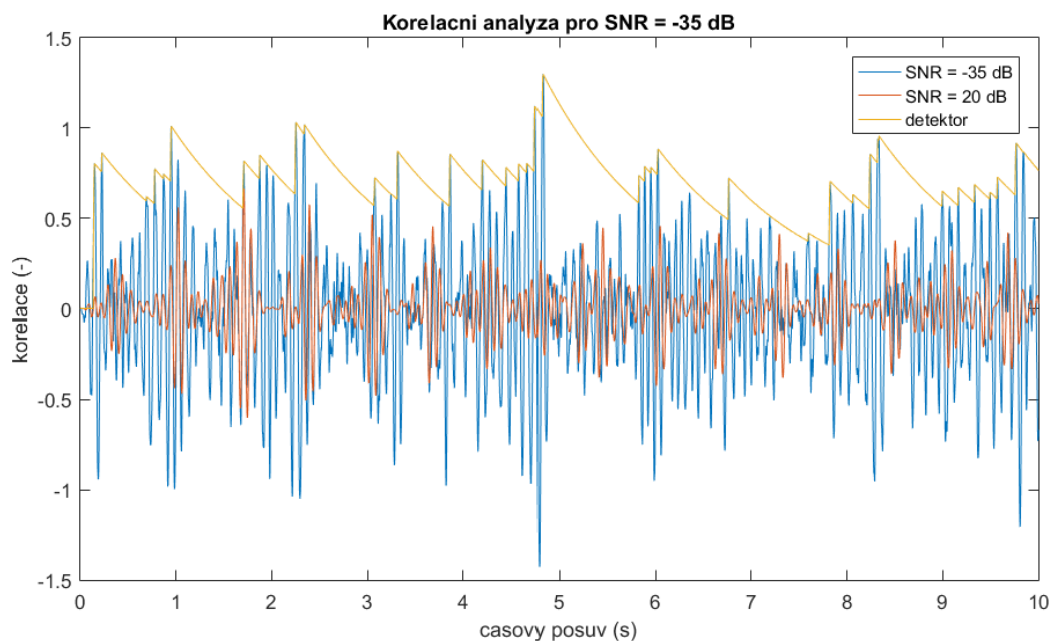
### 5.3.1.2 Testování

Na první testování jsem zvolil surovou nahrávku z fonendoskopu (obr. 18) je vidět, že po korelaci se jednotlivé špičky zvýraznily a v místech, kde byl lokálně vyšší šum je to patrné nejvíce viz okolí v čase 45 s. Pro příslušné SNR tato metoda funguje poměrně dobře, nicméně je to kvalitní signál. Přínos tohoto testu je, že dokazuje zjednodušení detekovatelnosti pulzů a není to tím pádem slepá cesta. Zvýšila se celková uniformita signálu. Detektor špiček detekoval 80 BPM. To je zvýšený tep způsobený zejména krkolomnou pozicí při nahrávání. Provádět v reálném použití korelaci pro tuto úroveň SNR nemá žádný smysl.



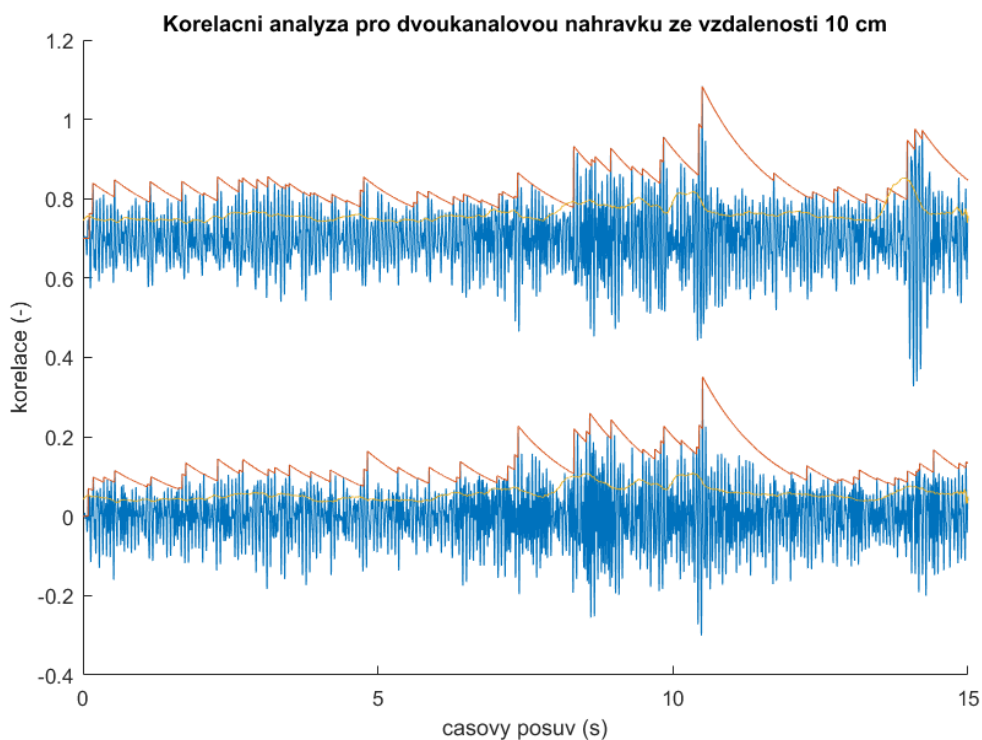
Obrázek 18: 1. Záznam nahrávky z fonendoskopu, 2. Korelace záznamu z fonendoskopu s jedním vybraným pulzem

Druhé testování této metody proběhlo na stejném signálu, ke kterému byl přičten bílý šum, simulující rušení. Postup byl takový, že jsem zvyšoval úroveň šumu, dokud celá analýza nezačala selhávat, to odpovídalo zhruba 10% poklesu detekovaných pulzů, z tohoto hlediska je pokles účinnosti strmý. Takto nalezené maximum odstupů signálu a šumu bylo -35 dB viz. obr. 19, kde jsou korelace referenčního jednoho pulzu s nahrávkou z fonendoskopu a s totožnou zašuměnou nahrávkou. Je patrné, že v daném úseku je většina pulzů úspěšně detekována. Třetím průběhem na obrázku je reakce detektoru špiček, který působí poněkud uspěchaně, nicméně se jedná o zobrazené kritérium číslo 1 z kapitoly 5.2 *Detektor špiček*, je to tedy průběh hranice pro uznání špičky, počítadlo se inkrementuje až po splnění dalších dvou podmínek. Problém této metody je hlavně z hlediska toho, že pokud se signál začíná blížit šumu, tak stejně nedopadá výsledná korelace, protože se v ní stane dominantním otisk referenčního pulzu. To způsobuje problém s detektorem, který počítá falešné detekce. Nicméně vizuální kontrolou je jasné, že nic nemůže být detekováno.



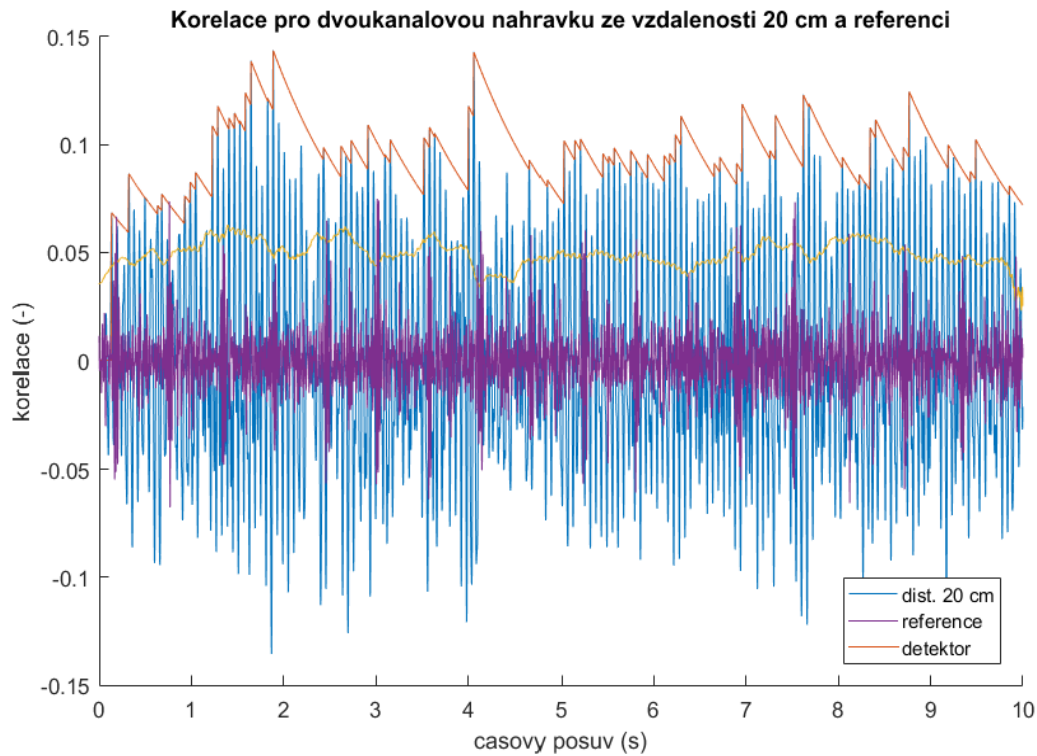
Obrázek 19: Výsledek krajní simulace korelace SNR = -35 dB. Modrá: SNR = -35 dB, Červená: SNR = 20 dB, Žlutá: Reakce detektoru

Třetí testovací vzorek byl nejslibnější nahrávka z akustické komory, kdy byly oba mikrofony vzdáleny od subjektu pouze 10 cm. Jedná se o stereo nahrávku, takže pro zpřesnění výsledku je možné zkontrolovat i druhou stopu. Pearsonův korelační koeficient (popisující vzájemnou lineární závislost mezi skupinami dat) mezi těmito nahrávkami je 0,62, to je obecně považováno za dolní hranici silné vzájemné korelace. To znamená, že mezi jednotlivými stopami je společná závislost, protože korelace šumu je i v případě korelačního koeficientu nulová. Nicméně závislost může být i společné vnější rušení, které to z velké části je, což dokazuje výpočet koeficientu pro prázdnou komoru, který vyšel 0,52 čili mírná korelace. Ale je mezi nimi rozdíl 0,1 a to je ve statistickém světě významný rozdíl. Výsledná vzájemná korelace je na obrázku 20. Detektor špiček napočítal na levém kanálu 72 a na pravém 60 pulzů. To jsou z hlediska vyhodnocení reálná čísla pro detekci osoby. Vizualně výsledek působí podobně jako simulace s úrovní SNR -35 dB. Jednotlivé korelační špičky jsou dobře viditelné a mají mezi sebou správný rozestup. Celkově vzato by takový systém mohl za těchto podmínek fungovat.



Obrázek 20: Výsledek korelace na dvoukanalové nahrávce. Oba mikrofony ve vzdálenosti 10 cm. Dole: Levý kanál, Nahoře: Pravý kanál, Modrá: Výsledek korelace, Červená: Reakce detektoru, Žlutá: Minimální hranice detektoru

Následující test proběhl na nahrávce, na které byl jeden mikrofon vzdálen 20 cm, a druhý byl v bezprostřední blízkosti hrudníku tak, aby mohl soužit jako referenční signál. Oproti předchozímu pokusu se jedná o zhoršení kvality signálu o 6 dB (dvojnásobek vzdálenosti a kulová vlna). Výsledek testu je na obrázku 21. V tomto případě už je detekce velmi nespolehlivá, ale i přesto jsou některé pulzy nalezeny přesně. Vzhledem k tomu, že správně detekované pulzy jsou v menšině, tak lze říci že za těchto podmínek již tato metoda selhává. Výsledek detektoru špiček je 42, čili mimo reálný interval. Vzhledem k tomu, že v tomto případě už detekce selhala, tak nemá smysl prezentovat výsledky pro ostatní nahrávky, které mají horší kvalitu, pokud jde o SNR.



Obrázek 21: Výsledek korelace na dvoukanalové nahrávce. Mikrofon ve vzdálenosti 20 cm. Druhý referenční. Modrá: Výsledek korelace, Červená: Reakce detektoru, Žlutá: Minimální hranice detektoru, Fialová: Reference

### 5.3.1.3 Zhodnocení

Korelační analýza vzhledem ke své jednoduchosti fungovala překvapivě dobře, nicméně její limity byly brzy objeveny. Z hlediska použitelnosti určené generovaným signálem působí funkčnost pro  $\text{SNR} = -35$  dB jako dobrá, ale na reálných nahrávkách se ukázala realita.

I přesto, že testovací nahrávky byly z tichých prostor, tak práh dobré použitelnosti vyšel na vzdálenost 10 cm. Nehledě na to, že když se objevilo rušení typu bouchnutí dveřmi, tak korelace byla vysoká, což je dáno tím, že i tvary signálů jsou podobné, tím pádem i korelace musí být vysoká. Další slabina je že v případě šumového signálu se reference obtiskne do výsledné korelace a tím znesnadňuje práci detektoru špiček, který v tomto provedení může selhávat a generovat tak falešně pozitivní detekce.

Obecně je vidět, jak malý je akustický výkon vyzářený činností srdce, když už na vzdálenosti 10 cm se  $\text{SNR}$  pohybovalo kolem úrovně  $-35$  dB, odhadem na základě simulace. A to i přes extrémně tiché prostředí.

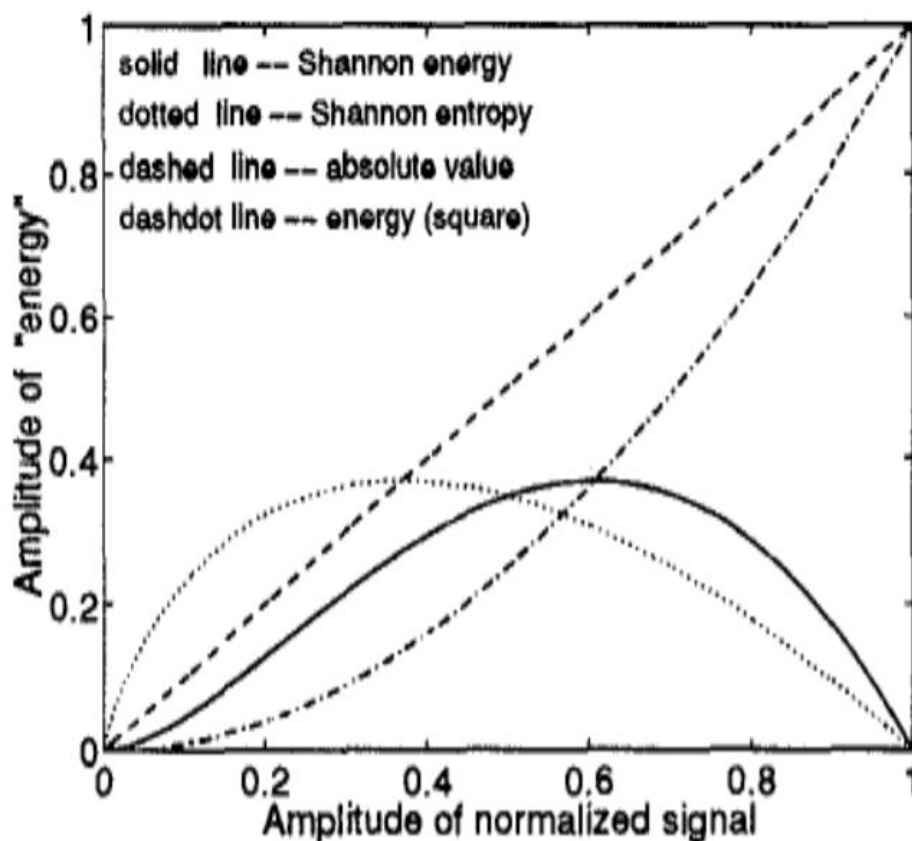


### 5.3.2 Korelace s využitím obálky

Následující metoda vychází z předchozí korelační analýzy a snaží se minimalizovat nevýhodu použití pouze korelace, kterou je objevení se spousty falešných špiček vlivem obtisku referenčního signálu do výsledné korelace. To komplikuje detekování jednotlivých špiček. Využívá se zobecnění výsledné korelace pomocí její obálky, v tomto případě je to konkrétně Shannonova obálka.

#### 5.3.2.1 Princip

Shannonova obálka má takovou vlastnost, že její velikost nelineárně odpovídá energii signálu. Použita byla pro detekci času mezi jednotlivými srdečními ozvy v článku [11], kde je počítána obálka ze signálu pořízeného pomocí fonokardiogramu. Obrázek 22, pochází právě z této publikace a vystihuje názorně vlastnosti Shannonovi obálky. Vlivem nelinearity a maxima průběhu, které se nenachází v nekonečnu dochází ke zvýraznění silných signálů a signály, které jsou blízké limitaci jsou tlumeny. Vzorec pro výpočet v diskretním čase je rovnice číslo 2. Vychází se z výpočtu entropie, která popisuje míru neuspořádanosti signálu. Signál s velkou mírou neuspořádanosti bude dosahovat nízkých hodnot. Energeticky silnější signály budou, zavedením nelinearity (přirozeného logaritmu, mocnina), zvýrazněny. Tím pádem takový výpočet potlačuje šumy v signálu, ale zároveň by měl omezovat i ruchy.



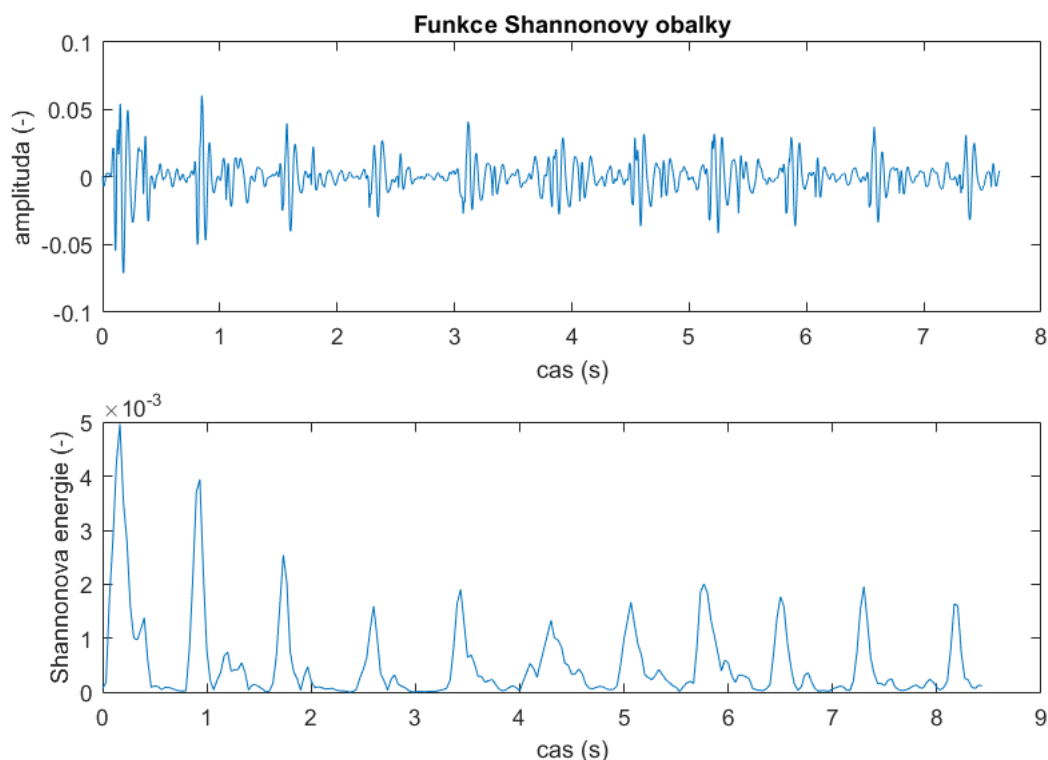
Obrázek 22: Vlastnosti jednotlivých operací se signály. Plná čára: Shannonova energie, Tečkovaná: Shannonova entropie, Čárkovaná čára: Absolutní hodnota, Čerchovaná čára: Energie signálu. Zdroj [11].

Je nutné zvolit, jak velké bude časové okno pro výpočet Shannonovy energie. V definiční sumě (3) je to parametr  $N$ . Výstupem algoritmu je pak  $k$  energií počítaných z  $N$  vzorků. Aby nedocházelo k nespojitostem se pak okénka, vybírající část signálu, překrývají. Typicky je volen překryv 50 %.

$$S[k] = -\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} s^2[n] \cdot \ln(s^2[n]) \quad (3)$$

Na obrázku 23 je experimentálně nalezené optimum na nahrávce z fonendoskopu, které odpovídá 60 ms. Oproti původnímu signálu, je jednodušší na obálce najít jednotlivá maxima. U některých pulzů jsou vidět i obě srdeční ozvy. Zároveň rozdíl úrovní mezi částmi, kde je pulz a místem, kde není je výraznější než v původním signálu.

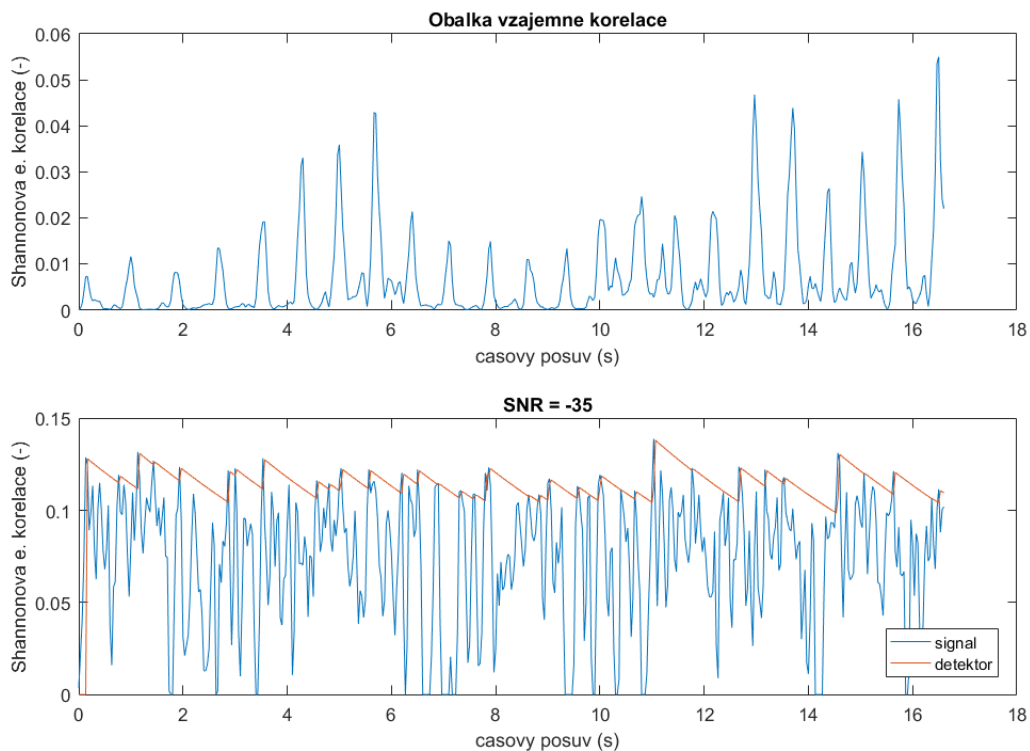
Zařazení v řetězci zpracování signálu je za vzájemnou korelací referenčního a testovaného signálu. Svoji povahou spadá tento algoritmus někde mezi analýzu signálu a detekci pulzů (viz. obr. 13), protože jeho hlavní úkol je zjednodušení práce detektoru špiček. Vlivem průměrování v čase opět dochází ke snížení vzorkovacího kmitočtu z 1 kHz na 30 Hz. To může ušetřit výpočetní výkon, ale pouze za předpokladu, že další články v řetězci budou výpočetně natolik náročné, že převáží výpočetní náročnost výpočtu obálky, zejména pak logaritmu. Každopádně dochází k redukci objemu dat, a to je výhodná vlastnost v případě záznamu.



Obrázek 23: Ukázka funkce Shannonovy obálky (dole) na nahrávce z fonendoskopu (nahore)

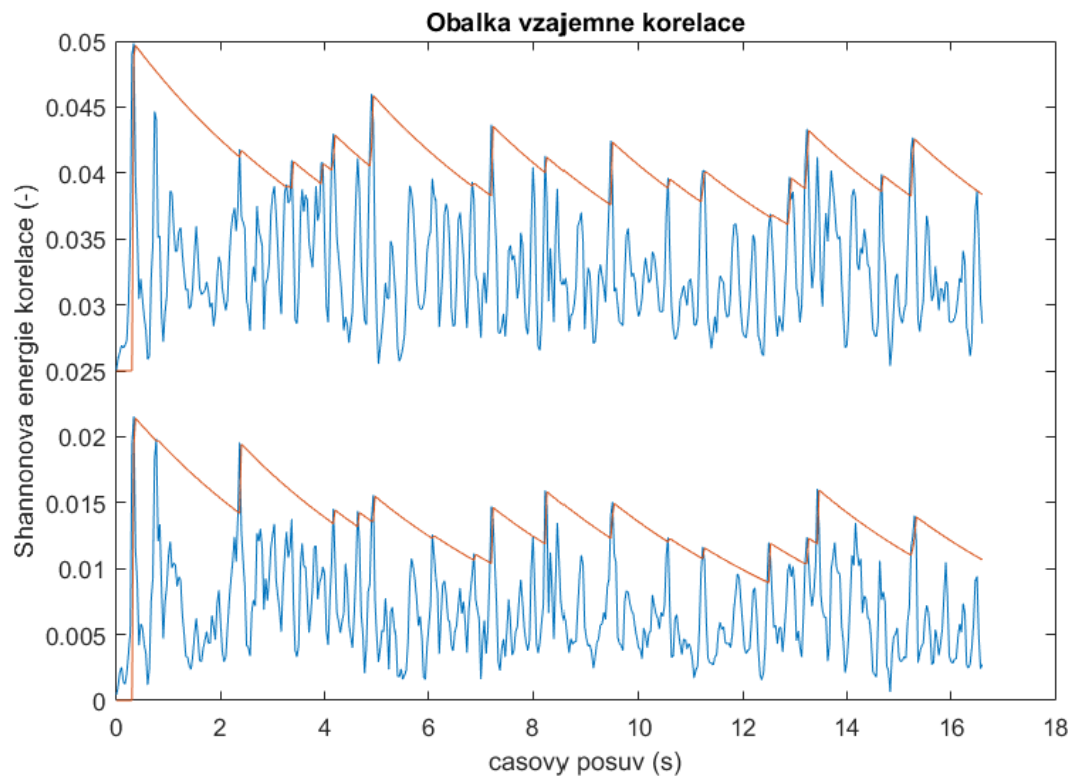
### 5.3.2.2 Testování

První test proběhl stejně jako v případě samotné korelace. Tedy nejprve se použila směs nahrávky z fonendoskopu a bílého šumu. Pro názornost jsem zvolil stejné SNR (-35 dB) a stejný výběr signálu jako v případě samostatné korelace (obr. 19), aby bylo možné tyto metody porovnat mezi sebou. Výsledek je na obrázku 24. Počet napočítaných pulzů přibližně odpovídal stejné 10 % chybě jako v případě samotné korelace. Při vizuální kontrole je vidět, že tento výsledek je nerelevantní, protože pouze málo pulzů bylo detekováno správně a samostatná korelace pro tento případ vykazuje lepší výsledky. K selhávání v tomto případě začínalo docházet na úrovni SNR = -32 dB, a to je zhoršení o 3 dB. Pro méně zašuměné realizace tento způsob vykazoval spolehlivější detekci pulzů, a to jak optickou, tak pomocí detektoru.



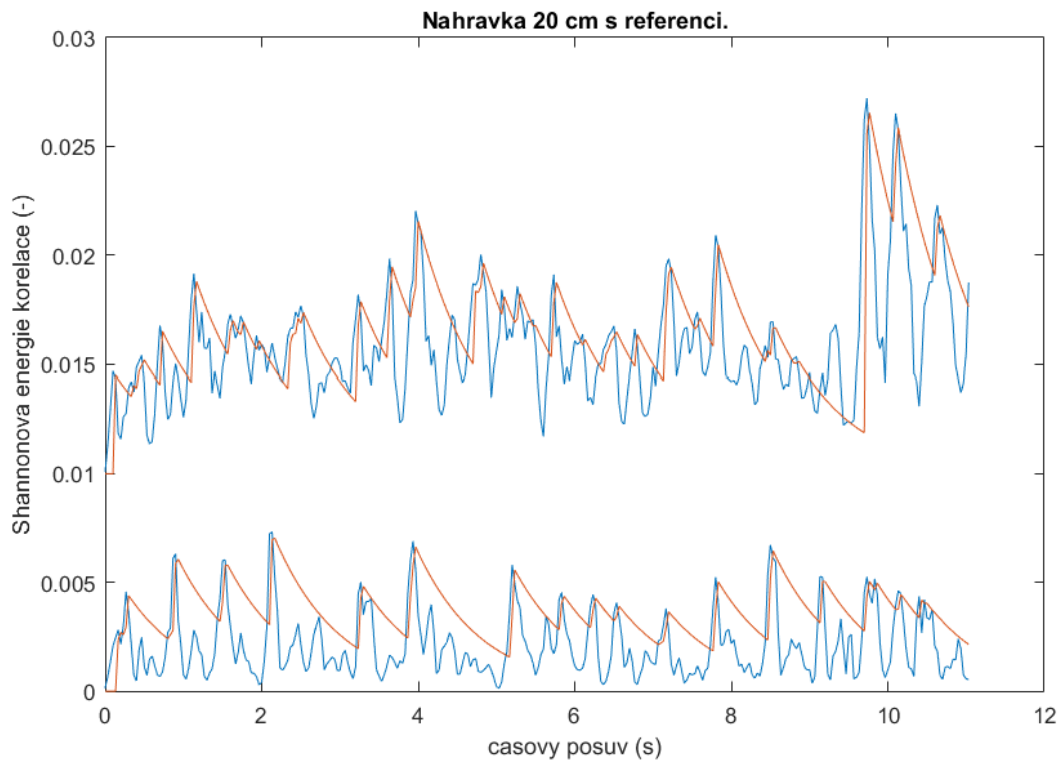
Obrázek 24: Použití Shannonovy obálky na zašuměném signálu. Nahoře: SNR = 20, Dole: SNR = -35 dB.

Další test opět proběhl na stejné nahrávce jako v případě korelace. Tedy akustická komora, dva mikrofony ve vzdálenosti 10 cm. Výstup je na obrázku 25. Čítač pulzů napočítal na obou kanálech naprosto shodně 59 BPM. To je reálná hodnota, a navíc blízká hodnotě v případě korelace. Při pohledu na průběh signálu jsou zde detekované poměrně výrazné špičky, které většinou mají mezi sebou i správný časový rozestup. Oproti korelaci se zde oba kanály ve vyhodnocení značně shodují, to lze brát jako výhodu i nevýhodu. Z optimistického hlediska se jedná o stabilizaci systému bez nutnosti používat více kanálů. Pesimistické hledisko je takové, že vlivem nelinearity je maskován užitečný signál a přichází se data a s tím snižující se přesnost celého systému. Výsledky v předchozím odstavci nasvědčují pesimistické variantě.



Obrázek 25: Výsledek obálek korelace na dvoukanálové nahrávce. Oba mikrofony ve vzdálenosti 10 cm. Dole: Levý kanál, Nahoře: Pravý kanál, Modrá: Výsledná obálka korelace, Červená: Reakce detektoru

Aby srovnání s korelací mohlo být kompletní, tak jako poslední test je i zde nahrávka ze vzdálenosti 20 cm, která má referenci na jednotlivé srdeční údery. Pro samotnou korelaci je to obr. 21 s použitím Shannonovy energie je to obr. 26. Je patrné, že pro referenční signál je využití Shannonovy energie účinná metoda zpracování a jednotlivé pulzy jsou spolehlivě detekovány. Při pohledu na horní průběh je jasné, že ani v tomto zašuměném případě tato metoda nepřinesla zisk a metoda vytvořila falešné špičky, které nekorelují s referenčním signálem. Detektor špiček sice napočítal stejné BPM jako v případě reference, ale vzhledem k tomu, co je patrné z obrázku se jedná o náhodu.



Obrázek 26: Výsledek korelace na dvoukanálové nahrávce. Mikrofon ve vzdálenosti 20 cm. Dole: Zpracovaný referenční signál, Nahoře: Zpracovaná nahrávka z 20 cm. Modrá: Průběh zpracovaného signálu. Červená: Reakce detektoru špiček.

### 5.3.2.3 Zhodnocení

Vylepšení korelace pomocí Shannonovy energie mělo přinést zlepšení výsledků korelace, a to jednodušší detekování špiček a potlačení obtisku referenčního signálu do výsledku. Oba tyto požadavky byly vlastně naplněny, ale další metoda přinesla další komplikace. Prvním problémem je zhoršení detekovatelnosti jak v případě uměle zašuměného signálu (zhoršení v SNR o 3 dB), tak reálných modelových případech, kdy na vzdálenosti 20 cm, už se prakticky nic nedetekovalo.

Případné zhoršení by bylo přípustné, pokud by došlo ke zlepšení v oblasti detektoru a na tom závislého potenciálního poměru falešně pozitivní a falešně negativních detekcí. Ani v tomto směru nenastalo zlepšení, oproti pouhé korelaci sice zmizela, jaká si nejasnost, co se týká toho, co je a co není špička, ale objevily se sice výrazné špičky, které nekorelují s referencí. Z tohoto důvodu není možné určit výsledek detekce, protože výstupní signál i na pohled vypadá tak, že by mohl být skutečný (obr. 26 nahoře) a to je velký problém této metody. Nehledě na to, že po aplikování na částech nahrávky, kde se nacházelo silnější rušení, tak vznikaly poměrně nenápadné špičky, které by se daly zaměnit s detekcí pulzu.

Jediný přínos má tato metoda pro signály s dobrým SNR, kdy je detekce špiček nesmírně snadná, a kromě toho se nechají lépe odhadovat i ostatní vlastnosti srdečního rytmu (zvýraznění jednotlivých ozev), tak jak to bylo popsáno v [11]. Pro účel detekce je metoda nepoužitelná a oproti samostatné korelaci nepřináší zlepšení.

### 5.3.3 Vlnková transformace

V oblasti práce se srdečními projevy se nejčastěji zmiňuje vlnková transformace. Využívá se na signály získané pomocí elektrokardiogramu, fonokardiogramu dokonce i na data snímající tep pomocí optického kabelu [3]. Proto se následující kapitola věnuje analýze signálu právě pomocí vlnek.

#### 5.3.3.1 Princip

Vlnková transformace je dána vztahem (4).  $\psi$  - mateří vlnka je definovaná matematická funkce, která má několik parametrů. Existuje nespočet typů vlnek, liší se průběhem a pochopitelně i vlastnostmi a je potřeba vybrat vhodnou vlnku pro daný účel. Vlnkovým parametrem  $a$  nastavuje měřítko vlnky v čase, čím je  $a$  větší tím je trvání vlnky kratší. Druhým parametrem  $b$  se mění její pozice v čase. Na rozdíl od Fourierovy transformace rozkládá signál do vlnek, respektive hledá podobnost mezi signálem a vlnkou. U Fourierovy transformace figurují funkce sinus a cosinus jdoucí z mínus nekonečna do nekonečna, oproti tomu zde vlnka konečná. Podobnost lze brát pouze s krátkodobou Fourierovou transformací STFT, která také poskytuje časově frekvenční analýzu signálu.

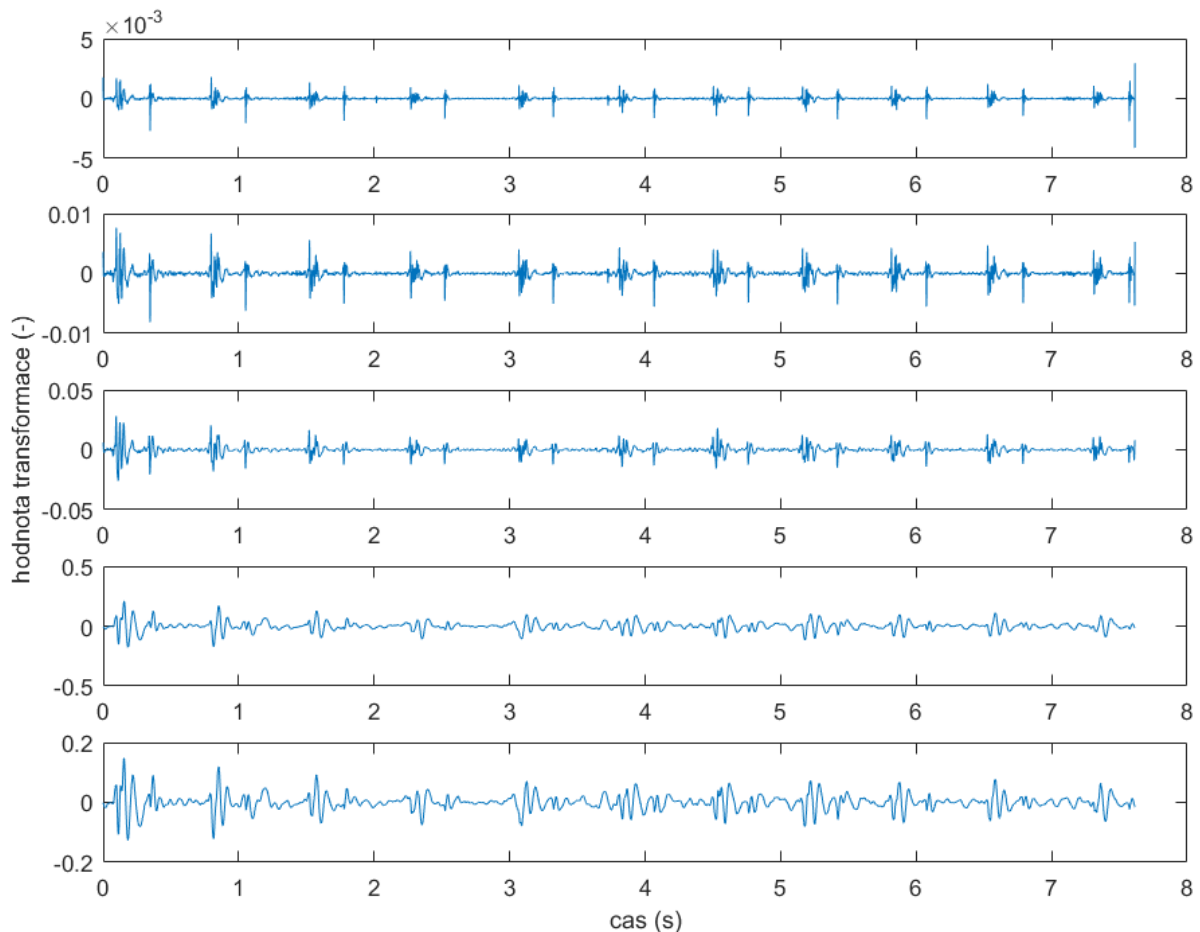
$$CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4)$$

Celý proces vlnkové transformace lze v oblasti zpracování signálu interpretovat, jako rozklad signálu pomocí banky filtrů, kde parametry filtru odpovídají tvaru vlnky. Musí být navrženy minimálně dva filtry – horní a dolní propust. Pomocí dolních propustí se získávají aproximace a horní propusti mají na výstupu detaily. Filtry musí splňovat podmínky perfektní rekonstrukce (žádný překryv filtrů a žádné zkreslení). Detailní popis vlastností je například [5].

Vlnka se volí podle charakteru signálu, tedy co nejpodobnější. Pro srdeční ozvy to může být například vlnka Daubechies 6, 12, nebo vlnka Morse. Ideální vlnka by byla stejná jako srdeční pulz, taková vlnka, ale není matematicky popsána. Z toho důvodu je potřeba počítat s tím, že tato metoda dosáhne horších výsledků než metody založené na korelaci, co se týče odstupů signálu a šumu. Na druhou stranu není zde potřeba vstupu referenčního signálu do systému. Další benefit je vlastnost této transformace a sice změna měřítka. Tím se získá vyšší flexibilita oproti jednomu referenčnímu fixnímu průběhu.

### 5.3.3.2 Výsledky

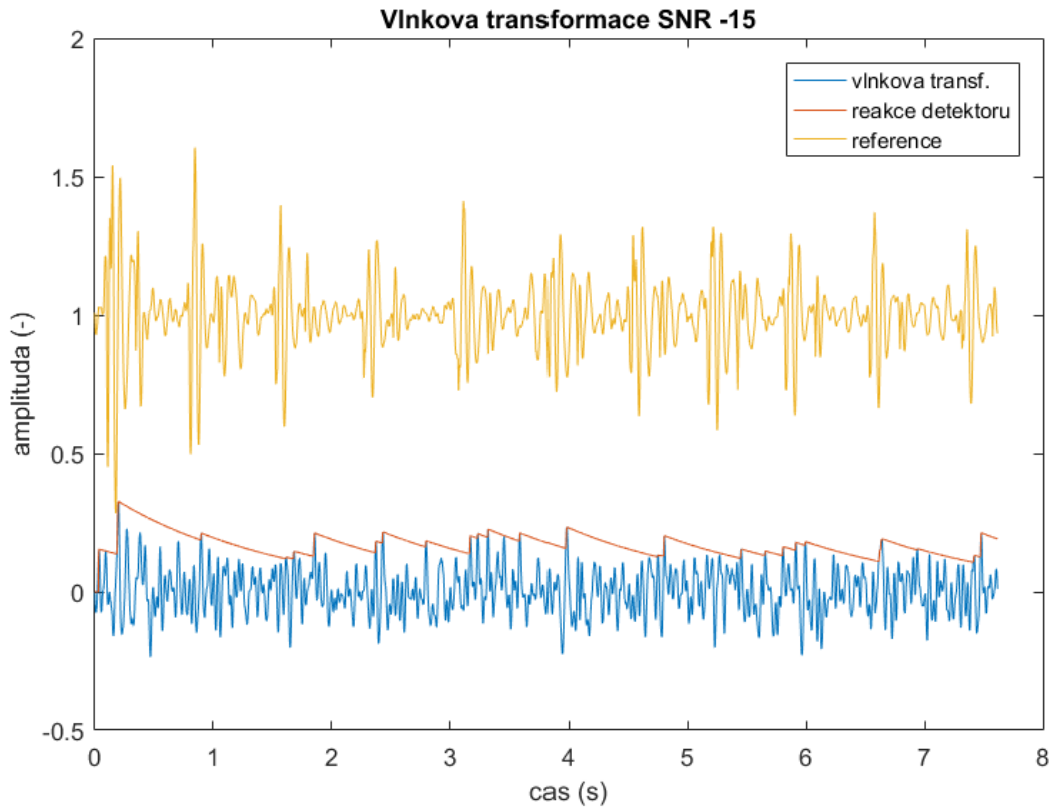
Výsledek pro samostatnou nahrávku z fonendoskopu je již na obrázku 12. Kde je dobře vidět frekvenční průběh 1. a 2. ozvy v čase. Pokud se stejný signál rozloží pomocí banky filtrů se stupněm dekompozice 3 dopadne to jako obrázek 27. Zde jsou vybrány aproximace a detaily okolo prostředních frekvencí, kde transformace dosahuje nejvyšších hodnot. Směrem nahoru roste střední frekvence složené pásmové propusti. To je patrné na úbytku pomalých změn v signálu a navýšení počtu těch rychlých. Za pozornost zde stojí, že u detailů vyšších úrovní jsou názorně rozděleny obě srdeční ozvy. Z toho jsem empiricky zvolil nejvhodnější úroveň dekompozice, a to aproximaci třetí úrovně.



Obrázek 27: Ukázka dekompozice nahrávky z fonendoskopu. Směrem vzhůru jsou větší detaily.

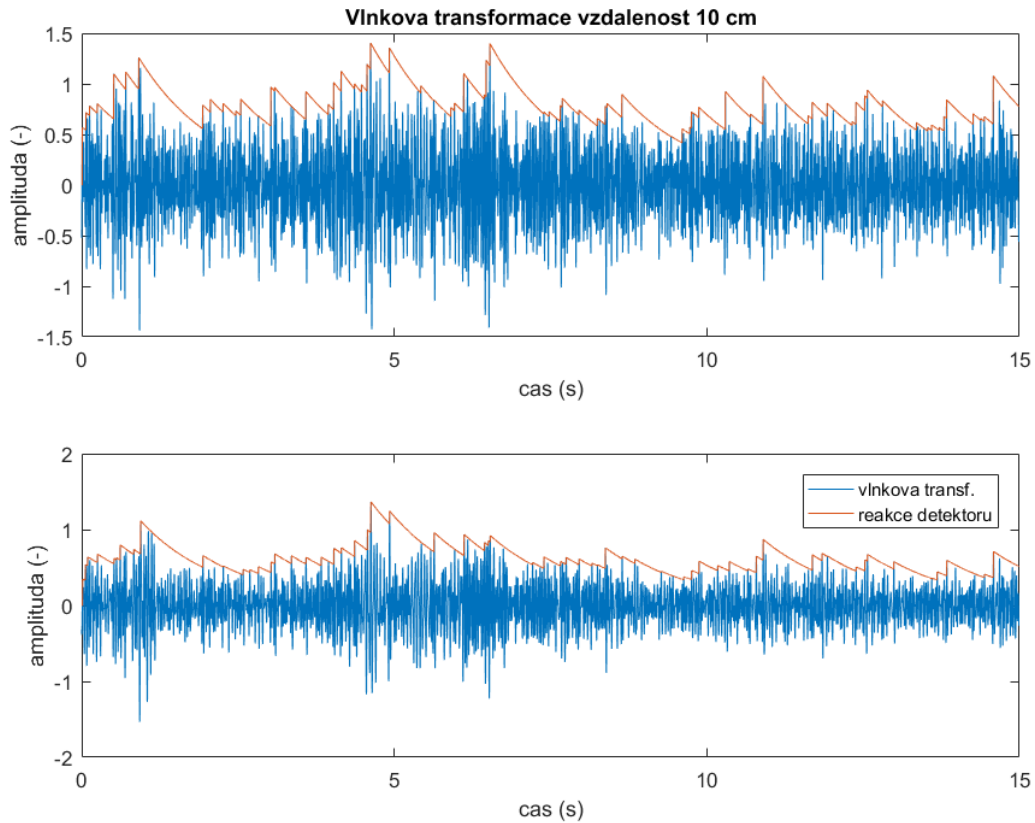


Dalším bodem testování byl odhad SNR, kdy detekce začne selhávat. Jak to dopadlo je na obrázku 28. Podle stanoveného předpokladu dopadla tato metoda podstatně hůř než předchozí založené na korelaci. SNR bylo odhadnuto na -15 dB. Oproti korelaci je to velmi významný rozdíl 20 dB, který tímto tuto metodu značně znevýhodňuje. Oproti předchozím metodám generuje celkem málo náhodných významných špiček.



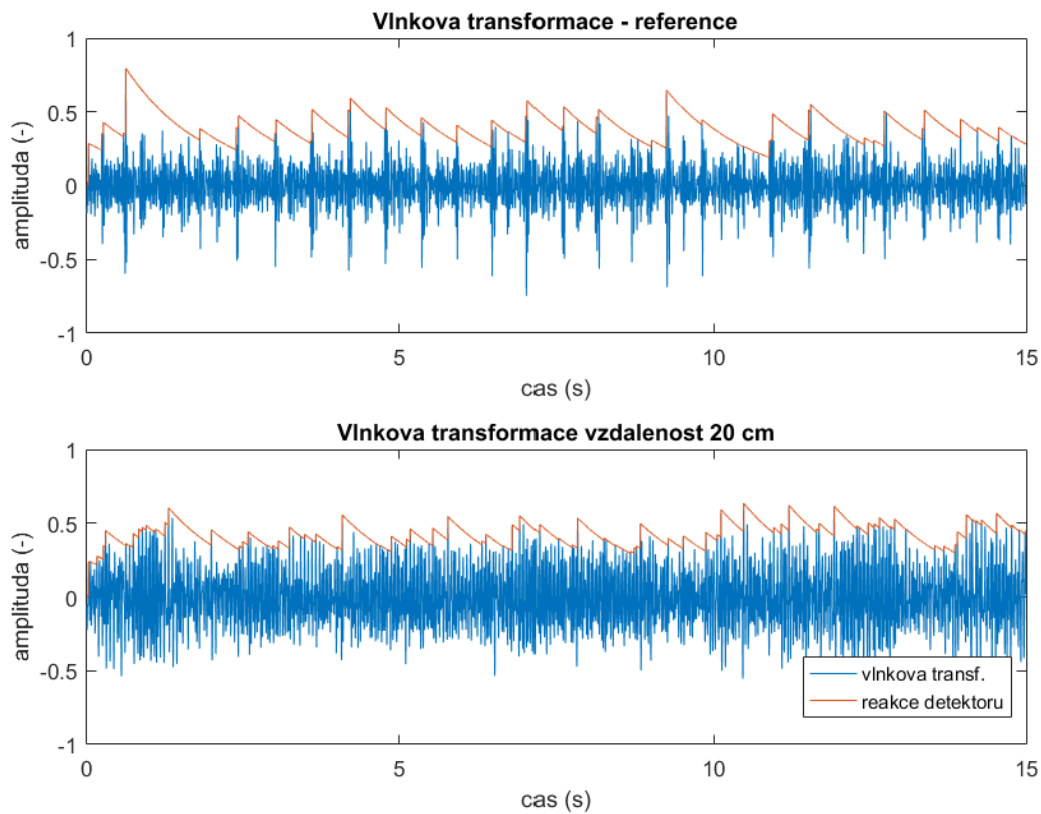
Obrázek 28: Použití vlnkové transformace na zašuměném signálu SNR = -15 dB. Modrá: Příslušná dekompozice, Červená: Reakce detektoru, Žlutá: Referenční průběh.

Bez vysokých očekávání test nahrávky na vzdálenost 10 cm, viz obr. 29. Příznivě lze hodnotit To, že výsledný signál se blíží šumu a průměrování by bylo možné docílit zamezení falešně pozitivních detekcí. Pokud výsledná data porovnáme s výsledky korelace (Obrázek 20), které jsou ze stejné časové výše, tak je patrné že tento způsob detekce na tuto vzdálenost nefunguje.



Obrázek 29: Vlnková transformace a nahrávka s mikrofony ve vzdálenosti 10 cm. Nahoře: Levý kanál, Dole: Pravý kanál, Modrá: Příslušná dekompozice, Červená: Reakce detektoru

Pro zachování úplnosti zde uvedu výsledek poslední z vybraných testovacích signálů. I přesto, že tato metoda selhala již na předchozí úrovni. Metoda zapůsobila dobře na referenční nahrávku z bezprostřední blízkosti. S testovacím signálem už si metoda neporadila a ve výsledku není ani jedna správná detekce. Viz obr. 30.



Obrázek 30: Dole: Vlnková transformace na nahrávce ze vzdálenosti 20 cm, Nahore: Použitá vlnková transformace na referenční signál. Modrá: Výsledek transformace, Červená: Reakce detektoru

### 5.3.3.3 Zhodnocení

Výhodnou vlastností vlnkové transformace je její flexibilita zmíněná v jejím popisu. Ve škálogramech umí názorně vykreslit časově frekvenční charakteristiky. Pro detekci pulzů a jejich dalších parametrů lze tuto metodu použít pouze za předpokladu, že má signál dobré SNR. V případě, že se jedná o signály, které mají úroveň SNR hluboko pod 0 dB, tak tato metoda selhává. Navíc je ze všech metod výpočetně nejnáročnější. Kladně u ní lze hodnotit to, že když selhává, tak negeneruje příliš silná maxima, která by mohla způsobovat falešně pozitivní detekce.

## 6. Závěr

V této práci jsem se snažil rozpoznat přítomnost člověka v uzavřeném prostoru na základě jeho akustických projevů. K tomuto účelu jsem pořídil tři série nahrávek určené pro další analýzu. Před samotnou analýzou signálů bylo nutné předzpracovat signály. Vzhledem k tomu, že srdeční ozvy mají poměrně úzké spektrum, které je zejména na nízkých frekvencích, tak jsem mohl získané signály převzorkovat na nižší kmitočet 1 kHz a dále pro odstranění nízkofrekvenčních ruchů byl implementován filtr typu horní propust na 10 Hz. Pro potlačení šumu v nahrávkách byla implementována jednoduchá metoda založená na principu spektrálního odečítání. Nakonec pro zkorigování byl použit kompresor, který upravil dynamický rozsah nahrávek. Pro detekci pulzů a možnost hodnocení u jednotlivých metod jsem vytvořil detektor špiček, který detekuje jednotlivé špičky v signálu.

První metoda pro detekci pulzu je založená na korelaci signálu s jedním vybraným srdečním pulzem pořízeným pomocí fonendoskopu. Tato metoda fungovala ze všech navržených nejlépe její maximum se ukázalo při  $\text{SNR} = -35$  dB. Spolehlivě fungovala na vzdálenost 10 cm v akustické komoře. Zároveň se ukázalo, že je citlivá na ruchy. Proto jsem přišel s myšlenkou vylepšení této metody výpočtem Shannonovy energie z výsledné korelace. Přineslo to zlepšení detekce pouze ve velmi specifických případech a z obecného hlediska došlo ke zhoršení. Druhý směr byl použit vlnkovou dekompozicí, která je hojně využívána pro získávání informací z nahrávek EKG. Realizacemi dekompozic jsem empiricky stanovil vhodnou 3. úroveň aproximace dekompozice pro srdeční rytmus. Ukázalo se, že na signál se špatným SNR tato metoda nefunguje a selhává na úrovni -15 dB.

V této práci se mi nepodařilo najít způsob jakým by bylo možné detekovat osobu v prostoru na větší vzdálenost, než 10 cm v tichém prostředí. Hlavní kámen úrazu je, že srdečním rytmem vyzářený akustický výkon je velmi malý. Tím pádem všechny nahrávky měly špatné SNR, to by šlo zlepšit použitím směrových mikrofonů jako například v [17], kde se podařilo na vzdálenost 10 cm dosáhnout SNR 10 dB, což se domnívám (Vzhledem k zmíněným výsledkům), že bude chyba v publikaci. Nejslibnější navržená metoda je ta využívající vzájemnou korelaci signálů. Zároveň se mi podařilo vytvořit soubor dat s různými podmínkami, které jsem v této práci nevyužil zdaleka celé, protože navržené metody nemělo smysl testovat na náročnějších signálech.

## 7. Reference

- [1] [www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie](http://www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie)
- [2] [www.rfumsp physiology.pbworks.com/w/page/12566779/Heart%20Sounds](http://www.rfumsp physiology.pbworks.com/w/page/12566779/Heart%20Sounds)
- [3] S. Sprager and D. Zazula: Heartbeat and Respiration Detection from Optical Interferometric Signals by Using a Multimethod Approach. *Transactions on Biomedical Engineering*, Vol 59, No. 10, October 2012.
- [4] EL-ASIR, B., L. KHADRA, A.H. AL-ABBASI a M.M.J. MOHAMMED. Time-frequency analysis of heart sounds. In: *Proceedings of Digital Processing Applications (TENCON '96)* [online]. IEEE, 1996, s. 553-558 [cit. 2018-02-12]. DOI: 10.1109/TENCON.1996.608401. ISBN 0-7803-3679-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/608401/>
- [5] <https://www.prg.aero/pocet-odbavenych-cestujicich-na-letisti-vaclava-havla-praha-vloni-vzrostl-o-temer-18>
- [6] <http://www.nti-audio.com>
- [7] Anisimova, E. – Bednář, J. – Páta, P.: Zpracování obrazu pomocí vlnkové transformace. *Elektrorevue* [online]. 2013, roč. 15, č. 4, s. 238-246. Dostupné z: <http://elektrorevue.cz/cz/download/zpracovani-obrazu-pomoci-vlnkove-transformace-image-processing-using-the-wavelet-transform-/>.
- [8] SUSENO, Jatmiko Endro a Muhammad BURHANUDIN. The signal processing of heart sound from digital stethoscope for identification of heart condition using wavelet transform and neural network. In: *2017 1st International Conference on Informatics and Computational Sciences (ICICoS)* [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 153-158. ISBN 978-1-5386-0903-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/8276354/>
- [9] Welch, P. D., The use of Fast Fourier Transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. In: *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, June 1967, Vol. 15, No. 2, pp. 70–73, Dostupné z doi:10.1109/TAU.1967.1161901 Dostupné též z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1161901>
- [10] Uhlíř, J., Sovka, P.: Číslíkové zpracování signálů a implementace. Vydavatelství ČVUT, Praha 1996.
- [11] Praveen Kumar Sharma, Sourav Saha, Saraswati Kumari: Study and Design of a Shannon-Energy-Envelope based Phonocardiogram Peak Spacing Analysis for Estimating Arrhythmic Heart Beat, *International Journal of Scientific and Research Publications*, Volume 4, Issue 9, September 2014 I ISSN 2250-3153G.
- [12] <https://www.bksv.com/en/products/transducers/acoustic/microphones/microphone-cartridges/4188>
- [13] <https://www.bksv.com/media/doc/bp1483.pdf>
- [14] <https://www.audacityteam.org/>
- [15] <https://www.esi-audio.com/products/maya44usb/>
- [16] <https://en.wikipedia.org/wiki/Digitization>

- [17] Kranjec, Jure & Beguš, S & Drnovsek, Janko & Geršak, Gregor. (2014). Novel Methods for Noncontact Heart Rate Measurement: A Feasibility Study. *Instrumentation and Measurement*, IEEE Transactions on. 63. 838-847. 10.1109/TIM.2013.2287118.

## 8. Seznam obrázků

Obrázek 1: Jeden normální srdeční úder na EKG [1].....	5
Obrázek 2: Srovnání 1. Ozev, 2. Krevního tlaku, 3. EKG [2].....	6
Obrázek 3: Blokové schéma kompletu XL2 .....	9
Obrázek 4: Frekvenční charakteristika měřícího mikrofону M4260 [6].....	10
Obrázek 5: Nahrávka srdce pořízená pomocí fonendoskopu. Výběr deseti úderů. Citlivost 132,9 dB.	12
Obrázek 6: Průběh výkonu nahrávky z fonendoskopu v čase.....	12
Obrázek 7: Příklad nezpracovaných nahrávek. 1. Nahrávka osoby z 0,5m s citlivostí 114,9 dB, 2. Nahrávka prázdné místnosti (vč. Příchodu a odchodu) citlivost 114,9 dB. ....	13
Obrázek 8: Nahrávací jednonálový řetězec .....	14
Obrázek 9: Frekvenční charakteristika mikrofону BK4188 (v ose) [12].....	15
Obrázek 10: Vybrané varianty umístění mikrofону okolo subjektu ve vzdálenosti 0,5m .....	16
Obrázek 11: Nahrávací dvoukanálový řetězec .....	17
Obrázek 12: Porovnání škálogramu z [4] (vlevo) a škálogramu z vlastní nahrávky na deseti úderech (vpravo).....	18
Obrázek 13: Blokové schéma navrhovaného detektoru .....	19
Obrázek 14: Blokové schéma předzpracování signálu.....	20
Obrázek 15: Modrá: Původní odhad výkonového spektra, červená - odhad spektra frekvenčně omezeného a decimovaného signálu .....	21
Obrázek 16: Příklad přenosové funkce kompresoru .....	22
Obrázek 17: Vybraná 1. srdeční ozva používaná pro korelaci. ....	25
Obrázek 18: 1. Záznam nahrávky z fonendoskopu, 2. Korelace záznamu z fonendoskopu s jedním vybraným pulzem.....	26
Obrázek 19: Výsledek krajní simulace korelace SNR = -35 dB. Modrá: SNR = -35 dB, Červená: SNR = 20 dB, Žlutá: Reakce detektoru.....	27
Obrázek 20: Výsledek korelace na dvoukanálové nahrávce. Oba mikrofóny ve vzdálenosti 10 cm. Dole: Levý kanál, Nahoře: Pravý kanál, Modrá: Výsledek korelace, Červená: Reakce detektoru, Žlutá: Minimální hranice detektoru .....	28
Obrázek 21: Výsledek korelace na dvoukanálové nahrávce. Mikrofon ve vzdálenosti 20 cm. Druhý referenční. Modrá: Výsledek korelace, Červená: Reakce detektoru, Žlutá: Minimální hranice detektoru, Fialová: Reference.....	29
Obrázek 22: Vlastnosti jednotlivých operací se signály. Plná čára: Shannonova energie, Tečkovaná: Shannonova entropie, Čárkovaná čára: Absolutní hodnota, Čerchovaná čára: Energie signálu. Zdroj [11]. ....	31
Obrázek 23: Ukázka funkce Shannonovy obálky (dole) na nahrávce z fonendoskopu (nahore).....	32



Obrázek 24: Použití Shannonovy obálky na zašuměném signálu. Nahoře: SNR = 20, Dole: SNR = -35 dB. ....	33
Obrázek 25: Výsledek obálek korelace na dvoukanálové nahrávce. Oba mikrofony ve vzdálenosti 10 cm. Dole: Levý kanál, Nahoře: Pravý kanál, Modrá: Výsledná obálka korelace, Červená: Reakce detektoru.....	34
Obrázek 26: Výsledek korelace na dvoukanálové nahrávce. Mikrofon ve vzdálenosti 20 cm. Dole: Zpracovaný referenční signál, Nahoře: Zpracovaná nahrávka z 20 cm. Modrá: Průběh zpracovaného signálu. Červená: Reakce detektoru špiček. ....	35
Obrázek 27: Ukázka dekompozice nahrávky z fonendoskopu. Směrem vzhůru jsou větší detaily. ....	38
Obrázek 28: Použití vlnkové transformace na zašuměném signálu SNR = -15 dB. Modrá: Příslušná dekompozice, Červená: Reakce detektoru, Žlutá: Referenční průběh. ....	39
Obrázek 29: Vlnková transformace a nahrávka s mikrofony ve vzdálenosti 10 cm. Nahoře: Levý kanál, Dole: Pravý kanál, Modrá: Příslušná dekompozice, Červená: Reakce detektoru .....	40
Obrázek 30: Dole: Vlnková transformace na nahrávce ze vzdálenosti 20 cm, Nahoře: Použitá vlnková transformace na referenční signál. Modrá: Výsledek transformace, Červená: Reakce detektoru .....	41