



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

DETEKCE SRDEČNÍHO RYTMU RADAREM

HEARTBEAT DETECTION USING RADAR SENSOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Richard Elsner

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Soběslav Valach

BRNO 2025



Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Kybernetika, automatizace a měření**

Ústav automatizace a měřicí techniky

Student: Bc. Richard Elsner

ID: 246475

Ročník: 2

Akademický rok: 2024/25

NÁZEV TÉMATU:

Detekce srdečního rytmu radarem

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem práce je nastudovat principy radarových senzorů pracujících v pásmu milimetrových vln, vytvořit algoritmy pro zpracování a detekci srdečního rytmu a dýchání u alespoň dvou osob.

- 1) Seznamte se radarovými senzory pracujícími v oblasti milimetrových vln a jejich principy.
- 2) Seznamte se s vhodnými softwarovými prostředky pro realizaci (C/C++, Matlab).
- 3) Navrhněte metody a algoritmy pro detekci osoby, jejího srdečního rytmu a oddělení od ostatních objektů ve snímané radarové scéně.
- 4) Připravte framework demonstrující funkcionality v simulačním prostředí a popište nejvýznamnější očekávané rušivé vlivy ovlivňující funkcionality senzoru.
- 5) Proveďte fyzickou realizaci ve skutečném radarovém čipu, který bude zapůjčen pro řešení DP.
- 6) Zhodnoťte dosažené výsledky a porovnejte je s teoretickými předpoklady.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

<https://ti.com/>

Termín zadání: 10.2.2025

Termín odevzdání: 21.5.2025

Vedoucí práce: Ing. Soběslav Valach

doc. Ing. Petr Fiedler, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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 diplomová práce se zabývá implementací radarového senzoru IWR6843AOP společnosti Texas Instruments pro detekci srdečního rytmu u snímané osoby a estimaci frekvence dechu a tepu osoby. V rámci práce je diskutován návrh řetězce pro zpracování dat a je zdokumentovaný postup implementace. Výsledkem práce je aplikace schopná detekce a estimace u jedné osoby v reálném čase.

KLÍČOVÁ SLOVA

radar, mmWave, Matlab, zpracování signálu, detekce srdečního rytmu, estimace frekvence dechu, estimace frekvence srdečního tepu

ABSTRACT

This master's thesis focuses on the implementation of the IWR6843AOP radar sensor by Texas Instruments for detecting a person's heart rate and estimating their breathing and heartbeat frequencies. The thesis discusses the design of the data processing pipeline and documents the implementation procedure. The outcome of the work is a real-time application capable of detecting and estimating these vital signs for a single person.

KEYWORDS

radar, mmWave, Matlab, signal processing, heart rate detection, respiration frequency estimation, heart rate frequency estimation

ELSNER, Richard. *Detekce srdečního rytmu radarem*. Diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav automatizace a měřicí techniky, 2025. Vedoucí práce: Ing. Soběslav Valach

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora: Bc. Richard Elsner
VUT ID autora: 246475
Typ práce: Diplomová práce
Akademický rok: 2024/25
Téma závěrečné práce: Detekce srdečního rytmu radarem

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

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno
.....
podpis autora*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu práce, panu Ing. Soběslavu Valachovi, za vstřícnou pomoc při řešení diplomové práce.

Obsah

Úvod	11
1 Teoretický úvod	12
1.1 Diskrétní Fourierova transformace (DFT)	12
1.1.1 Rychlá Fourierova transformace	12
1.2 Energie signálu, konvoluce	13
1.3 Radary	13
1.3.1 Dělení radarů	13
1.3.2 Radarová rovnice	14
1.3.3 Dopplerův jev	15
1.3.4 Měření pomocí radarů	16
1.3.5 mmWave Radar	21
1.4 Algoritmy zpracování radarového signálu	22
1.4.1 Odstranění statického šumu	23
1.4.2 Clustering	23
1.5 Pohyby hrudi	23
1.5.1 Pohyb hrudi při dýchání	25
1.5.2 Pohyb hrudi při srdeční činnosti	25
2 Popis řešení	27
2.1 Hardware	27
2.1.1 Konfigurační složka	27
2.1.2 Detekce více osob	28
2.2 Formát dat	28
2.3 Detekce srdečního rytmu	29
2.3.1 Kritérium přítomnosti hledaného signálu	30
2.3.2 Kritérium síly signálu	30
2.4 Estimace frekvence dechu a tepu	31
2.5 Omezení a potenciální nedostatky návrhu	32
3 Implementace řešení	34
3.1 Aplikace	34
3.2 Běh aplikace	35
3.3 Algoritmy zpracovávání dat	39
3.3.1 Detekce srdečního rytmu	39
3.3.2 Estimace frekvence dechu a tepu srdce	41

4	Testování a výsledky	42
4.1	Podmínky testování	42
4.2	Detekce srdečního rytmu	42
4.2.1	Detekce pouze fázového průběhu	42
4.2.2	Detekce za pomoci velikosti maximálních hodnot range profilu	44
4.2.3	Přesnost detekce srdečního rytmu	45
4.3	Měření frekvence dechu a srdečního tepu	46
4.3.1	Měření osoby v klidu	46
4.3.2	Pomalé dýchání s pauzami	50
4.3.3	Osoba po fyzické zátěži	50
4.4	Zhodnocení a srovnání s předpoklady	51
	Závěr	55
	Literatura	56
	A Návod na spuštění aplikace	59
	B Obsah elektronické přílohy	60

Seznam obrázků

1.1	Dva základní případy u Dopplerova efektu [6]	16
1.2	Průběhy chirp signálu	17
1.3	Zjednodušené blokové schéma radaru. Převzato a upraveno z [10]	17
1.4	Mezifrekvenční signál ze směšovače. Převzato a upraveno z [10]	18
1.5	Více mezifrekvenčních signálů od více objektů. Převzato a upraveno z [10]	19
1.6	Rozdíl vzdáleností jednotlivých přijímacích antén od snímaného objektu [10]	20
1.7	Blokový diagram modulu IWR6843AOP [13]	22
1.8	Vstup a výstup DBSCAN algoritmu	24
1.9	Časové průběhy pohybu hrudi při srdeční činnosti	26
2.1	Struktura UART datového rámce. Převzato a upraveno z [19].	29
2.2	Postup pro detekci osoby	31
2.3	Algoritmus na získání frekvence dechu a tepu	32
3.2	Diagram chodu aplikace	38
3.3	Část funkce <code>heartRateDetection.m</code>	40
4.1	Měření vzájemných energií u detekce srdečního rytmu	43
4.2	Maximální hodnoty rámců při snímání jednotlivých objektů	44
4.3	Výsledky měření opřené osoby v klidu	47
4.4	Výsledky měření předkloněné osoby v klidu	48
4.5	Srovnání frekvenčních spekter opřené osoby a osoby v předklonu	49
4.6	Výsledky estimace u pomalu dýchající osoby	51
4.7	Výsledky estimace u osoby po fyzickém výkonu	52

Seznam tabulek

2.1	Očekávané frekvence a amplitudy životních funkcí u dospělého [19] . .	31
4.1	Výsledky testu skutečné positivity detekce srdečního rytmu při snímání osoby v různých vzdálenostech	45
4.2	Výsledky testování falešně pozitivních výsledků u pohybující se osoby	46

Úvod

Díky zvyšování životních standardů a porodnosti pod náhradní úroveň plodnosti 2,1 populace více stárne a tím se tvoří větší výzvy ve zdravotnictví a sociální péči. Díky tomuto faktu vznikají technické koncepty pro usnadnění péče o ty, kteří péči vyžadují. Jedním z těchto konceptů je *Ambient Assistive Living* (překládáno jako *inteligentní asistované bydlení*). Příkladem uplatnění takového konceptu je samostatné snímání zdravotního stavu člověka a vyhodnocování dat, která mohou sloužit k předcházení nemocí či monitorovat stav nemocného člověka. [1]

Tato práce má za cíl navrhnout a implementovat metodu bezkontaktní detekce a měření srdečního rytmu a dechu osoby pomocí radarového senzoru IWR6843AOP firmy Texas Instruments.

V kapitole 1 budou čtenáři představeny nutné teoretické koncepty pro porozumění návrhu. Je zde probrána frekvenční reprezentace signálu, energie signálu, radarová rovnice a Dopplerův jev. Důležitým probíraným bodem je princip měření pomocí radaru, konkrétně měření vzdálenosti a úhlu. Poslední jsou zmíněné algoritmy zpracování radarového signálu a fyziologické pohyby hrudi v důsledku dýchání a tlukotu srdce.

Druhá kapitola 2 představuje návrh řešení, kde se konkrétněji popisuje nastavení radarového čipu a struktura příchozích dat na zpracování. Největší pozornost je věnovaná právě návrhům algoritmů pro detekci srdečního rytmu a estimaci frekvencí. Nakonec jsou popsány očekávané omezení a nedostatky metody, které jsou testovány v poslední kapitole.

Třetí kapitola 3 popisuje samotnou implementaci návrhu v programu Matlab20224a. Kapitola začíná popisem uživatelské aplikace vytvořené v programu App Designer, která dovoluje vlastní nastavení parametrů u detekce a estimace. Dále také slouží pro vykreslování dat. Poté je v kapitole popsán programový chod hlavní smyčky programu, která periodicky vyčítá data z radaru a vyhodnocuje je. Poslední dvě části kapitoly popisují implementaci algoritmů detekce a estimace.

Čtvrtá a poslední kapitola 4 se zabývá testováním implementovaného systému a výsledky testů. V první části jsou popsány podmínky testování řešení, druhá část testuje přesnost detekce srdečního rytmu. Zde jsou popsány postupně metody pro určení prahových hodnot pro detekci a poté je testována její přesnost. Třetí část se věnuje testování přesnosti estimace frekvencí dechu a tepu. Kapitola je zakončena zhodnocením výsledků testů a jejich srovnáním s očekávanými z druhé kapitoly.

Závěrečná kapitola stručně shrnuje práci.

1 Teoretický úvod

1.1 Diskrétní Fourierova transformace (DFT)

Každý signál může být reprezentován buď v časové oblasti nebo ve frekvenčním spektru. Ve spektru je signál reprezentován koeficienty a_k u k -té komplexní exponenciály $e^{j\frac{2\pi kn}{N}}$, kde N je počet vzorků signálu. Matematický aparát, který umožňuje přepočítání mezi oběma zobrazeními je Diskrétní Fourierova transformace (DFT). Tento přepočítání mezi časovými vzorky $x[n]$ a koeficienty spektra a_k je matematicky zapsán rovnicí 1.1. Tímto způsobem jsme schopni získat z N časových vzorků signálu N vzorků spektra daného signálu. [2]

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{j2\pi \frac{kn}{N}}, \quad k \in \mathbb{Z} \quad (1.1)$$

Tyto koeficienty a_k reprezentují složku signálu na frekvenci $k\frac{f_s}{N}$, $k \in \mathbb{Z}$, kde f_s je vzorkovací frekvence.

Z tvaru rovnice DFT 1.1 můžeme odvodit následující nejdůležitější vlastnosti této transformace:

- **Periodicita spektra:** koeficienty a_k se opakují s periodou N
- **Linearita:** pro lineární kombinaci signálů bude jejich spektrum stejnou lineární kombinací spekter jednotlivých signálů
- **Časový posun:** časový posun signálu o n_0 vzorků vede k násobení koeficientů členem $e^{j2\pi \frac{kn_0}{N}}$, neboli fázový posun frekvenčních koeficientů

1.1.1 Rychlá Fourierova transformace

DFT je užitečný matematický nástroj, ovšem v praktických větších real-time aplikacích je nepoužitelný. Na výpočet jednoho spektra signálu s N vzorky je potřeba N^2 operací, což je pro větší množství vzorků velmi časově náročné. Tento problém řeší algoritmus rychlé Fourierovy transformace - FFT.

FFT využívá faktu, že N -bodová transformace může být vypočtena jako součet dvou transformací, každá s $\frac{N}{2}$ vzorky: v jedné transformaci jsou všechny liché vzorky a v druhé všechny sudé. Díky tomuto algoritmu se výpočetní složitost sníží z N^2 na $N \log_2(N)$. [4]

1.2 Energie signálu, konvoluce

Energie signálu je definována pro diskretní reálný signál $x[n]$ délky N podle rovnice 1.2. Je to nejpoužívanější mírou pro určení síly signálu. [2]

$$E_x = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]^2 \quad (1.2)$$

Vzájemná energie dvou diskretních signálů $x[n]$ a $y[n]$ délek N lze obdobně definovat podle rovnice 1.3. [3]

$$E_{x,y} = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n] \quad (1.3)$$

Konvoluce je matematická operace, která je definována pro dva diskretní signály $x[n]$ a $y[n]$ podle rovnice 1.4. Tato funkce vrací sumu součinu signálu x s otočeným signálem y . Pomocí konvoluce lze

$$z[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]y[n-k] \quad (1.4)$$

1.3 Radary

Pojem radar vychází z anglického **RA**dio **D**etection **ANd** **R**anging. Radar je elektrické zařízení, které pomocí elektromagnetického záření dokáže určit polohu cílů. Princip fungování je založen na ozvěně vyslané radiové vlny, která je přijata a na základě známé rychlosti šíření vlny lze vypočítat vzdálenost mezi místem vzniku vlnění a cílem.

Radary se využívají v armádě a policejních složkách k detekci a sledování cílů. Dále v námořnictví a letectví k navigaci.[7]

1.3.1 Dělení radarů

Radary se dělí podle více kritérií, které se nevyklučují. V této kapitole bude uvedeno dělení podle operačního režimu, podle typu vysílání a podle typu vysílaného signálu [8] [9]

Dělení podle operačního režimu

- **Primární radarové systémy** pracují jako vysílače a přijímače zároveň. Tyto systémy vysílají signály do všech směrů a detekují malou část, která se odrazem vrátí od sledovaného objektu.
- **Sekundární radarové systémy** je komplexnější systém, ve kterém spolupracuje více stanic. Vysílací stanice vyšle signál, aby dotazovaný cíl poslal informaci o své poloze.

Dělení podle typu vysílání

- **Aktivní radarové systémy** fungují jako vysílače a zároveň i jako přijímače. Vysílají signál, který poté detekují.
- **Pasivní radarové systémy** fungují pouze jako přijímače. Polohy objektů zjišťují pouze na základě signálu vysílaného od těchto objektů.

Dělení podle typu vysílaného signálu

- **Pulzní radar** vysílá v pravidelných intervalech pulzy, které detekuje v časech, kdy nevysílá. Tento typ radaru funguje buď v režimu vysílače nebo přijímače.
- **Radar s kontinuální vlnou** (anglicky *Continuous Wave CW*) konstantně vysílá spojitou vlnu. Tento typ radaru má dvě oddělené antény, jednu na vysílání a druhou na přijímání. Tento typ radaru je dělen na dvě kategorie:
 - Radar s nemodulovanou kontinuální vlnou** dokáže měřit rychlost objektu, ale ne jeho přesnou polohu
 - Radar s modulovanou kontinuální vlnou FMCW** který dokáže určit přesnou polohu a rychlost sledovaného objektu. Zkratka vychází z anglického *Frequency Modulated Continuous Wave*

1.3.2 Radarová rovnice

Jedna z nejdůležitějších rovnic popisujících faktory, které ovlivňují výkon radaru je radarová rovnice 1.5. Rovnice je rozepsána jako součin třech faktorů. První faktor vyjadřuje výkonovou hustotu, kterou vyzařuje radar o výkonu P_t z antény ze ziskem G_t ve vzdálenosti R . Druhý faktor obsahuje v čitateli radiolokační odraznou plochu cíle σ . Jmenovatel určuje odchýlení odražených vln od cíle a je stejný, jako u prvního faktoru. Třetí faktor A_e reprezentuje efektivní plochu antény. Součinem těchto tří faktorů dostaneme výkon přijatého signálu, který se odrazí od snímaného objektu zpátky k anténě P_r . [5]

$$P_r = \frac{P_t G_t}{4\pi R^2} \times \frac{\sigma}{4\pi R^2} \times A_e \quad (1.5)$$

Z předchozí rovnice 1.5 lze odvodit maximální vzdálenost objektu, který lze detekovat R_{max} . Tato vzdálenost lze vyjádřit z rovnice za předpokladu, že přijatý výkon P_r bude roven minimálnímu detekovatelnému signálu S_{min} . Přepsáním rovnice 1.5 dostáváme rovnici 1.6. [5]

$$R_{max} = \sqrt[4]{\frac{P_t G_t A_e \sigma}{(4\pi)^2 S_{min}}} \quad (1.6)$$

1.3.3 Dopplerův jev

V této sekce popíšu fyzikální podstatu Dopplerova jevu společně s jednoduchými rovnicemi pro dva případy: detektor v pohybu a zdroj v klidu a detektor v klidu a zdroj v pohybu. Spojením těchto dvou případů odvodím rovnici obecného Dopplerova efektu. Zdrojem této sekce je [6].

Dopplerův jev je nedílnou součástí fyzikální podstaty radary. Tento princip spočívá v závislosti změny frekvence signálu na rychlosti a směru pohybu vysílače. Typickým využitím tohoto efektu u radarů je měření rychlosti auta: radar vyšle svazek o frekvenci f vůči jedoucímu autu a vrátí se svazek o jiné frekvenci f' . Na základě rozdílu frekvencí lze určit rychlost jedoucího auta, pokud auto jede přímo k radaru. Pro jiný případ je potřeba přepočítat naměřenou rychlost.

Detektor v pohybu, zdroj v klidu

Tato situace je naznačena na obrázku 1.1a. Vysílač vysílá vlnění, které se pohybuje rychlostí v prostorem. Detektor (ucho) se pohybuje rychlostí v_D ke zdroji, který vysílá vlnění o frekvenci f . Detektor zachytí vlnění o frekvenci f' , která bude vyšší pro případ, že se detektor pohybuje směrem ke zdroji a menší pro opačný pohyb - od vysílače. Tento vztah je popsán rovnicí 1.7, kde znaménko plus je pro pohyb směrem k vysílači a minus pro pohyb od vysílače.

$$f' = f \frac{v \pm v_D}{v} \quad (1.7)$$

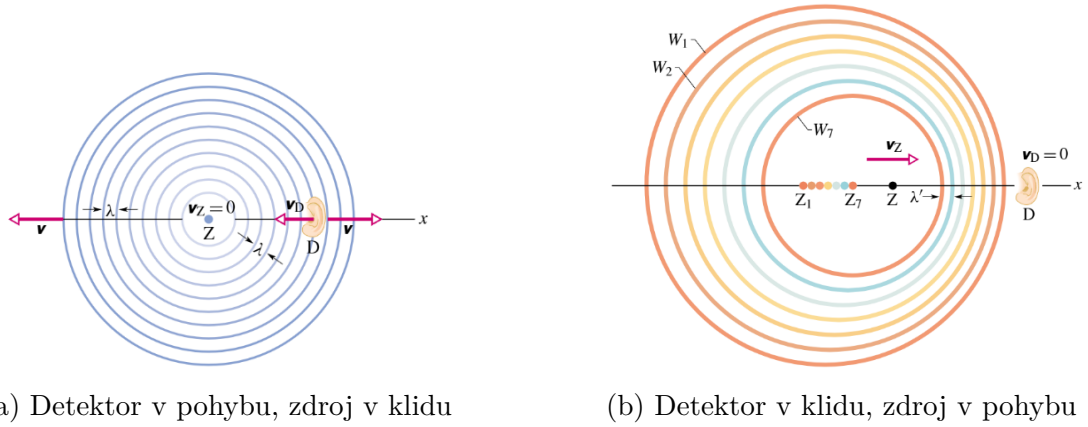
Detektor v klidu, zdroj v pohybu

V tomto případě máme zdroj, který neustále vysílá vlnění o frekvenci f a pohybuje se rychlostí v_Z . Detektor detekuje vlnění o frekvenci f' , která bude vyšší, když se zdroj pohybuje směrem k detektoru a opačně pro pohyb od zdroje. Závislost mezi dvěma frekvencemi je popsána rovnicí 1.8, kde znaménko plus je pro pohyb od detektoru a minus pro pohyb k detektoru. v opět značí rychlost šíření vln v prostředí.

$$f' = f \frac{v}{v \mp v_Z} \quad (1.8)$$

Rovnice obecného Dopplerova efektu

Spojením rovnic pro jednotlivé případy 1.7 a 1.8 dostáváme rovnici obecného Dopplerova efektu 1.9. Vyšší znaménka jsou pro pohyb vysílače a detektoru k sobě, nižší znaménka jsou pro pohyb, kde se vysílač a detektor oddalují.



Obr. 1.1: Dva základní případy u Dopplerova efektu [6]

$$f' = f \frac{v \pm v_D}{v \mp v_Z} \quad (1.9)$$

1.3.4 Měření pomocí radarů

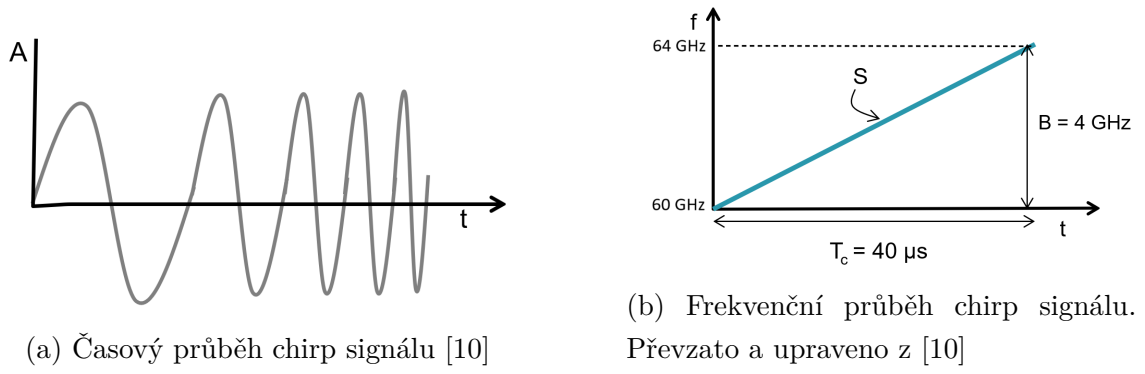
V této sekci bude popsán princip měření vzdálenosti, rychlosti a úhlu snímaných objektů pomocí radarů, které využívají frekvenčně modulované radiové pulzy v kmitočtech 60 až 64 GHz (vlnová délka zhruba 4 mm) od firmy Texas Instruments, jejichž technologie se používají v této práci. Zdrojem této kapitoly je [10] a [11]

FMCW radary pravidelně vysílají pulzní lineárně frekvenčně modulovaný signál neboli *chirp* signál. Pulz má sinusový tvar, jehož frekvence lineárně roste od počáteční frekvence až do finální frekvence. Časový průběh lze vidět na obrázku 1.2a, kde A je amplituda signálu a na obrázku 1.2b je vidět frekvenční průběh. Zde signál je pulz trvající 40 μs s počáteční frekvencí 60 GHz, konečnou frekvencí 64 GHz a strmostí změny frekvence $S = 100 \text{ MHz}/\mu\text{s}$.

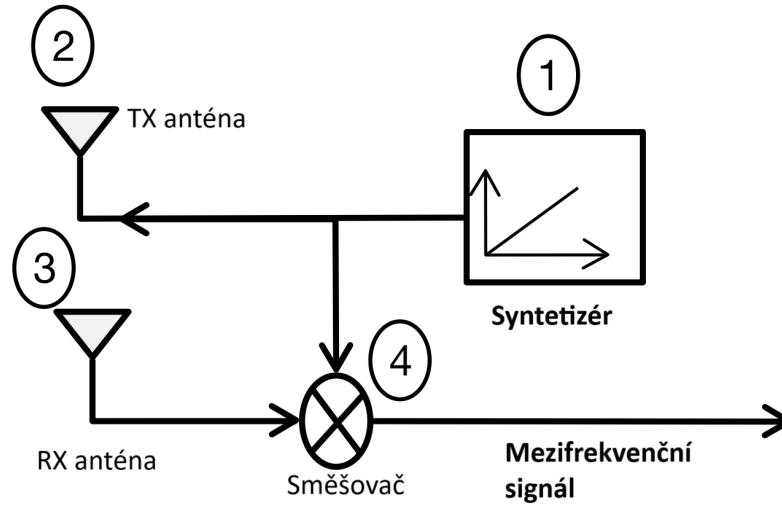
Měření vzdálenosti

FMCW radarový systém je zjednodušeně tvořen čtyřmi funkčními bloky, které jsou naznačeny na obrázku 1.3.

1. **Syntetizér** generuje chirp signál s požadovanými vlastnostmi
2. **TX anténa** vysílá vygenerovaný chirp signál
3. **RX anténa** přijímá odražený signál od zkoumaného objektu
4. **Směšovač** kombinuje signály od obou antén k vytvoření *mezifrekvenčního signálu* (IF signál), ze kterého lze vyhodnotit vzdálenost objektu od vysílače



Obr. 1.2: Průběhy chirp signálu



Obr. 1.3: Zjednodušené blokové schéma radaru. Převzato a upraveno z [10]

Mezifrekvenční signál vzniká jako kombinace dvou signálů. Pro obecný případ dvou harmonických signálů x_1 a x_2 , každý se svou frekvencí ω a fázovým posunem φ vznikne použitím směšovače signál x_{out} .

$$\begin{aligned} x_1 &= \sin(\omega_1 t + \varphi_1) \\ x_2 &= \sin(\omega_2 t + \varphi_2) \end{aligned} \quad (1.10)$$

Výsledný produkt je harmonický signál x_{out} s frekvencí rovnou rozdílu frekvencí $\omega_1 - \omega_2$ a fázovým posunem rovným součtem posunů $\varphi_1 + \varphi_2$.

$$x_{out} = \sin[(\omega_1 - \omega_2)t + (\varphi_1 + \varphi_2)] \quad (1.11)$$

Tato skutečnost je naznačena na obrázku 1.4 v $f - t$ grafech. Na horním grafu jsou dva chirp signály od vysílače a přijímače. Tyto signály jsou pro zjednodušení identické, pouze se liší časovou prodlevou. Na dolním grafu je smíšený signál x_0 . Jde vidět, že tento signál je konstantní, protože rozdíl frekvencí vysílaného a přijímaného

signálu je konstantní. Obecný zápis mezifrekvenčního signálu spolu s rovnicemi pro frekvenci a fázový posun v závislosti na vzdálenosti d jsou naznačen v rovnici 1.12.

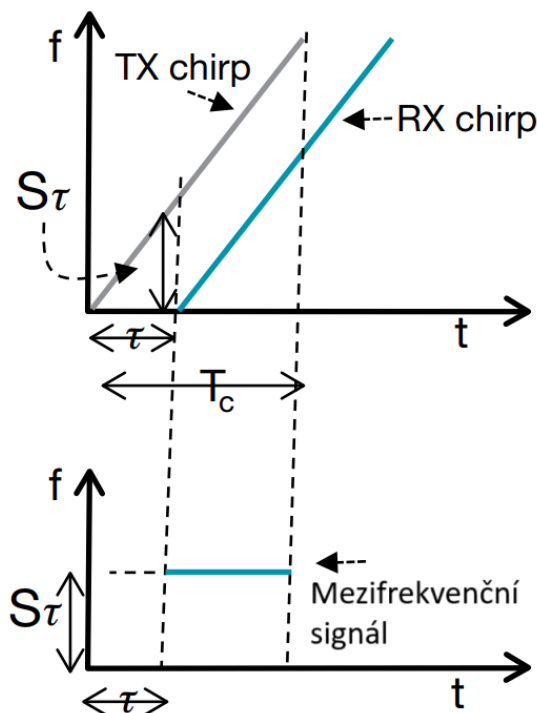
$$\begin{aligned} x_0 &= A \sin(2\pi f_0 t + \varphi_0) \\ f_0 &= \frac{S2d}{c} \\ \varphi_0 &= \frac{4\pi d}{\lambda} \end{aligned} \quad (1.12)$$

Pro určení časové prodlevy mezi vysláním signálu a jeho příjmem τ stačí znát strmost změny frekvence chirp signálu radaru S a frekvenci smíšeného signálu f_0

$$\tau = \frac{f_0}{S} \quad (1.13)$$

Ze znalosti časové prodlevy τ a rychlosti šíření elektromagnetického vlnění v prostoru c lze určit vzdálenost objektu od radaru d jako

$$d = \frac{\tau \cdot c}{2} = \frac{f_0 \cdot c}{2S} \quad (1.14)$$



Obr. 1.4: Mezifrekvenční signál ze směšovače. Převzato a upraveno z [10]

Rozlišení vzdálenosti

Rozlišení vzdálenosti je schopnost radaru rozlišit více objektů. Čím blíže jsou objekty, tím je pro radar obtížnější mezi nimi rozlišit a po překročení hranice radar

bude považovat tyto objekty za jeden.

Z teorie Fourierovy transformace plyne, že jediný způsob, jak zvýšit rozlišovací schopnost radaru d_{res} , je zvýšení frekvenčního pásma chirp signálu B . c je rychlost šíření signálu prostorem.

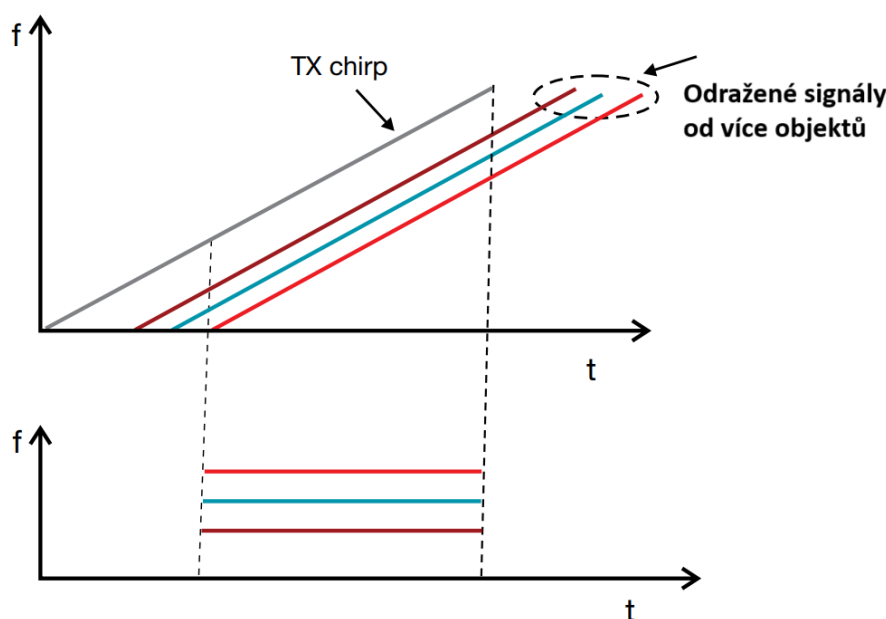
$$d_{res} = \frac{c}{2B} \quad (1.15)$$

Pro FMCW radar s šířkou frekvenčního pásma 4 GHz je jeho rozlišení rovno zhruba 3,75 cm [10]

Detekce více objektů

Doteď byl pro zjednodušení předpokládán případ s jediným objektem. Pro více objektů je princip stejný, pouze přijímač bude přijímat více signálů s různými časovými zpožděními, jako je naznačeno na obrázku 1.5.

Takovýto přijatý signál s více frekvenčními složkami musí být zpracován přes Fourierovu transformaci. Výsledné spektrum bude obsahovat několik vrcholů na specifických frekvencích, každý vrchol reprezentuje jeden objekt.



Obr. 1.5: Více mezifrekvenčních signálů od více objektů. Převzato a upraveno z [10]

Měření malých změn vzdálenosti

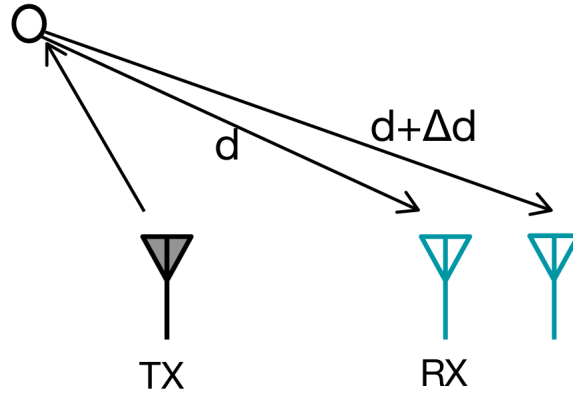
Pro malé změny vzdálenosti objektů (např. pohyby hrudi v důsledku dýchání a tlukotu srdce) nelze přesně změřit podle frekvence smíšeného signálu, protože rozdíl ve frekvencích bude minimální u takto malých pohybů. Ovšem takto malé změny menší než vlnová délka vysílaného signálu lze určit pomocí změny fáze přijatého signálu, která je lineární se změnou vzdálenosti podle rovnice 1.16.

$$\Delta\varphi = \frac{4\pi\Delta d}{\lambda} \rightarrow \Delta d = \Delta\varphi \frac{\lambda}{4\pi} \quad (1.16)$$

Měření úhlu

FMCW radary jsou schopné mimo měření vzdálenosti a rychlosti objektu také měřit úhel odraženého signálu v horizontální rovině. Tomuto úhlu se říká *úhel odražení* (anglicky *angle of arrival*). Tento úhel je možné změřit pouze při použití více přijímacích antén.

Každá anténa, která přijímá odražený signál od zkoumaného objektu je jinak vzdálená od objektu. Na obrázku 1.6 je tato situace naznačena. První anténa je vzdálena d a druhá $d + \Delta d$, tedy rozdíl vzdáleností je roven Δd . Tento rozdíl ve vzdálenostech jednotlivých antén způsobuje změnu fáze u špičkové frekvence ve spektrálním zobrazení.



Obr. 1.6: Rozdíl vzdáleností jednotlivých přijímacích antén od snímaného objektu [10]

Pro tento jednoduchý případ se dvěma přijímači lze změnu fáze $\Delta\phi$ určit pomocí rovnice 1.17.

$$\Delta\phi = \frac{2\pi\Delta d}{\lambda} \quad (1.17)$$

Za předpokladu jednoduché planární geometrie bude platit $\Delta d = l \sin(\theta)$, kde l je vzdálenost mezi anténami a θ je úhel návratu. Díky tomuto vztahu lze zapsat závislost mezi úhlem návratu θ a naměřenému fázovému rozdílu $\Delta\phi$ pomocí rovnice 1.18.

$$\theta = \sin^{-1} \left(\frac{\lambda\Delta\phi}{2\pi l} \right) \quad (1.18)$$

Z tohoto vztahu vidíme nelineární závislost mezi dvěma úhly. $\Delta\phi$ závisí na funkci $\sin(\theta)$. Funkce $\sin$ se může považovat za lineární pouze pro malé hodnoty úhlu návratu a poté můžeme aproximovat $\sin(\theta) \approx \theta$. Důsledkem této aproximace dostáváme velmi přesné hodnoty úhlu pro nízké hodnoty θ , ale menší přesnost s hodnotou blíží se $\frac{\pi}{2}$.

Maximální rozsah měření úhlu

Maximální rozsah měření úhlu je definován pomocí nejvyššího úhlu návratu, který radar dokáže odhadnout. Jednoznačné měření úhlu je možné pouze za podmínky $|\Delta\phi| < \pi$, kde $\Delta\phi$ je fázový rozdíl přijatého signálu mezi anténami. Vyjádříme-li $\Delta\phi$ z rovnice 1.18, dostaneme $|\frac{2\pi l \sin(\theta)}{\lambda}| < \pi$. Z tohoto jsme schopni vyjádřit maximální úhlový rozsah θ_{max} pomocí rovnice 1.19.

$$\theta_{max} = \sin^{-1} \left(\frac{\lambda}{2l} \right) \quad (1.19)$$

zde dosáhneme nejvyššího rozsahu $\frac{\pi}{2}$, když jsou přijímací antény od sebe vzdáleny polovinu vlnové délky $l = \frac{\lambda}{2}$.

Beamforming

Technika *beamforming* slouží ke zlepšení měření úhlu. Principem techniky je "nasměrování" vysílacích antén pomocí fázového posunu vysílaného signálu daným směrem a tím zvýšení vysílaného výkonu tím směrem. Takto radar po částech snímá prostor a poté ze všech snímaní složí výsledný obraz.

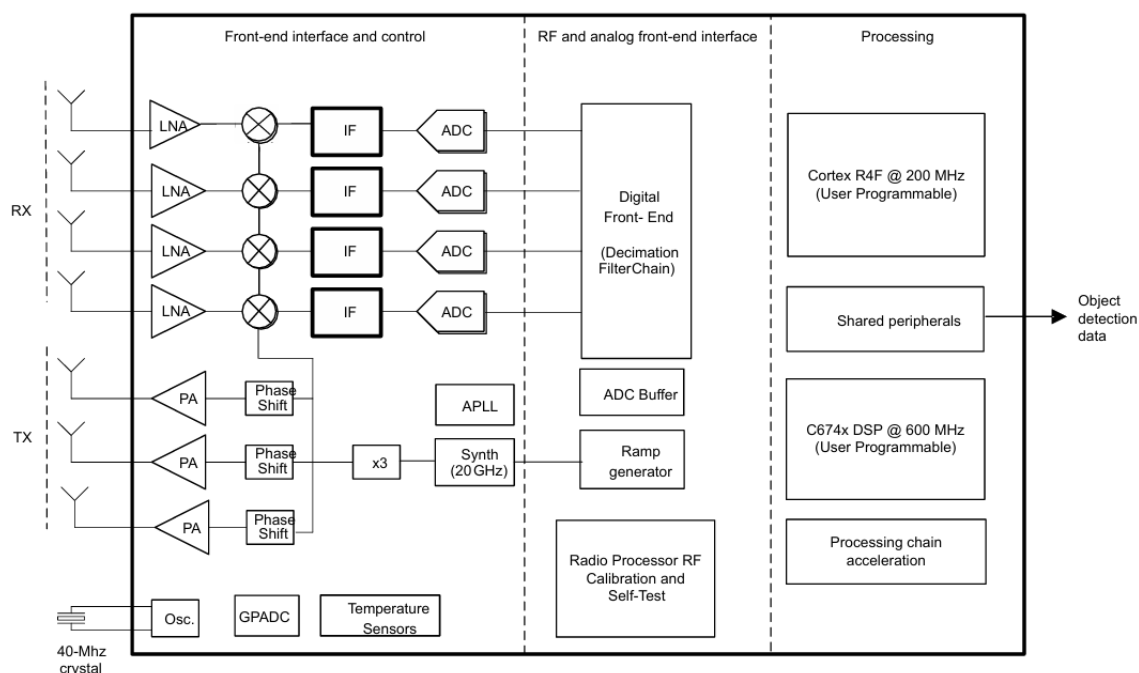
1.3.5 mmWave Radar

mmWave je radarová technologie využívající radiové vlny s vlnovou délkou v řádech jednotek mm. V této sekci popíšeme základní vlastnosti a funkce radarového modulu **IWR6843AOP** od firmy *Texas Instruments*, který bude používán v diplomové práci k praktické implementaci.

Tento modul je plně integrovaný radarový vysílač/přijímač, který vyžaduje externě pouze 40 MHz krystal. Modul obsahuje 3 vysílače FMCW technologie a 4 přijímače. Radar operuje ve frekvenčním rozmezí 60 - 64 GHz, tzn. vlnové délky ≈ 5 mm. Modul nabízí nastavitelnost zesilovačů vysílaného signálu pro přizpůsobení okolnímu prostředí a regulací. Dále nabízí programové nastavení fázového posunu vysílaného signálu pro technologii *beamsteering* - nasměrování vyzařovaného výkonu žádaným směrem.

Součástí modulu varianty IWR6843AOP jsou antény v rámci balíčku, které pomáhají jednodušší integraci a redukuje oblast plošného spoje modulu pro prostorově náročnější aplikace.

Blokový diagram modulu je na obrázku 1.7. [13]



Obr. 1.7: Blokový diagram modulu IWR6843AOP [13]

Radarový modul IWR6843AOP disponuje nástroji na zpracování surových dat a může posílat uživateli jen relevantní data. Nejčastěji využívaným výstupem radaru je *point cloud*. Point cloud je seznam důležitých bodů v 3D prostoru reprezentovaných v kartézských nebo sférických souřadnicích. Součástí výstupu jsou také informace o rychlostech bodů a jejich poměru signál-šum SNR. Samotné body jsou vybrány algoritmem CFAR (*Constant False Alarm Rate*), který je robustnější než tradiční metody prahování.

Dalším typem je *range profile*. Range profile je graf výkonu odraženého signálu. Vzdálenost, na kterém jsou zvýrazněné detekované body reprezentující snímané objekty. Tento graf vyjadřuje jednoduchou reprezentaci vzdáleností jednotlivých objektů, ovšem neříká nic o úhlu snímaných objektů. Navíc, pokud je více předmětů stejně daleko od radaru a jsou pouze v jiných úhlech, jsou nerozpozantelné z tohoto grafu. [14]

1.4 Algoritmy zpracování radarového signálu

V této kapitole popíšu dva algoritmy pro předzpracování radarového signálu, které se využívají u modulů Texas Instruments. Tyto algoritmy jsou implementovány v samotném modulu, aby radar uživateli zasílal pouze relevantní informace.

1.4.1 Odstranění statického šumu

Statický šum radarového signálu vzniká odrazem od statických předmětů a je rušivou složkou radarového signálu. Statický šum je obzvláště velký ve vnitřních prostorách, kde se signál odráží od stěn, nábytku a ostatních věcí. Čím větší je průřez předmětu, tím větší rušení daný předmět přináší a může utopit užitečný signál.

Pro odstranění statického šumu se využívá fakt, že statické předměty odráží signál stejné frekvence, jako který byl vyslán. Jinými slovy, neprojevuje se Dopplerův jev (za předpokladu statického vysílače). Radary Texas Instruments využívají tohoto faktu k vyfiltrování statického šumu v rámci mízko-úrovňového zpracování signálu. [15]

1.4.2 Clustering

Clustering je rozřazení bodů do skupin s nějakým propojením. Pro radarová data se používá metoda **DBSCAN**, která určuje jednotlivé shluky podle hustoty bodů. Hustota bodů v daném je počet bodů v daném kruhovém okolí. Na základě určení hustoty bodů můžeme najít celistvé objekty se zvýšenou hustotou. Podstatu algoritmu můžeme pospat takto:

Předpokládejme, že máme souřadnice více bodů. Na základě polohy jednotlivých bodů je můžeme rozdělit do tří skupin:

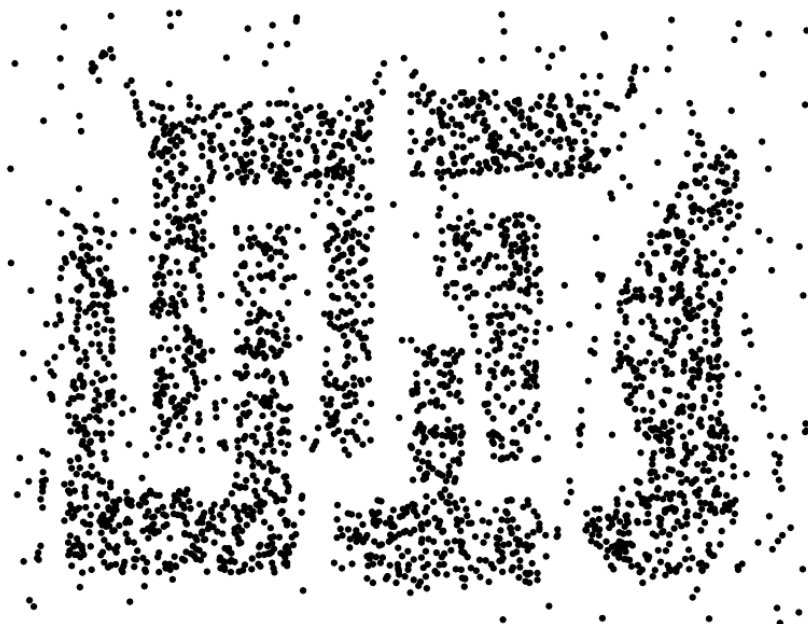
- **Jádrové body** jako body uvnitř objektu se zvýšenou hustotou, neboli v kruhovém okolí se nachází více bodů, než stanovený dolní práh.
- **Okrajové body** nemají ve svém kruhovém okolí dostatek bodů, aby se považovaly za jádrové body, ale spadají do kruhového okolí jednoho nebo více jádrových bodů.
- **Šum** je jakýkoli bod, který není ani jádrový ani okrajový.

Na základě předchozí definice bodů lze definovat popsat shluky jako: každé dva jádrové body, které jsou dostatečně blízko u sebe jsou částí jednoho shluku. Dále okrajové body, které jsou dostatečně blízko od jednoho či více jádrových bodů jsou součástí stejného shluku. Šum je zahozen a nebere se v potaz.

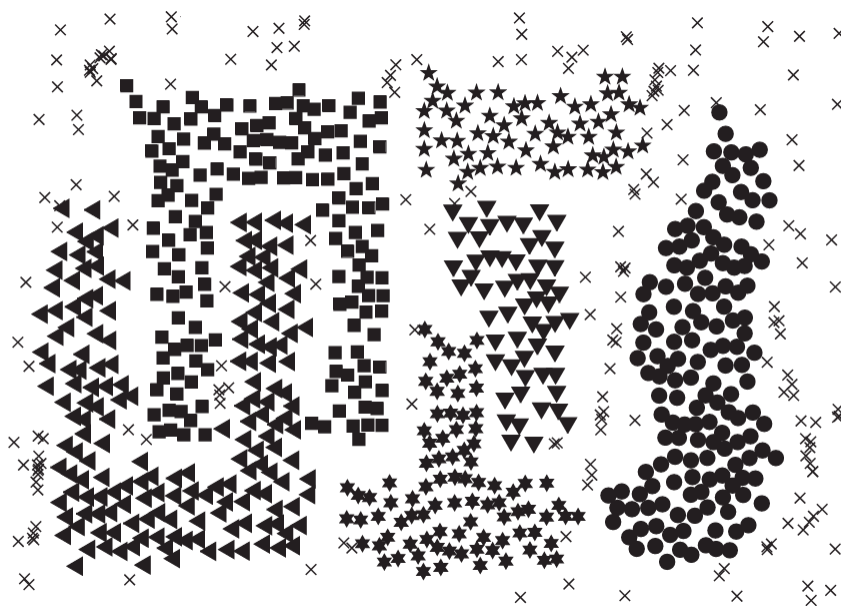
Pro názornost je na obrázku 1.8 ukázán vstup a výstup DBSCAN algoritmu. Na obrázku 1.8a jsou vstupní body v 2D mapě, které nejsou nijak roztříděny a na obrázku 1.8b jsou nalezené výsledné shluky. [16]

1.5 Pohyby hrudi

V této kapitole se zaměřím na fyziologické pohyby hrudi člověka, konkrétně na tvar časového průběhu pohybu hrudi při dýchání a srdeční činnosti. Jak bude popsáno



(a) Body před roztríděním pomocí DBSCAN [16]



(b) Roztríděné body na jednotlivé shluky pomocí DBSCAN [16]

Obr. 1.8: Vstup a výstup DBSCAN algoritmu

v následující kapitole zaměřené na teoretický návrh samotného měření životních funkcí, tato znalost pohybu hrudi bude klíčová. V první části se zaměřím na pohyb při dýchání a ve druhé na pohyb hrudi způsobený srdečním rytmem.

1.5.1 Pohyb hrudi při dýchání

Při vdechování a vydechování dochází k největším pohybům hrudníku kvůli plnění a vyprazdňování plic. I když existují matematické modely časového průběhu, kde tento pohyb je modelován jako sinusový periodický pohyb s konstantními úseky na horních a dolních extrémech [17], věřím, že pro účely této práce postačí zjednodušená aproximace pomocí harmonické funkce. Dýchání je dominantní pohyb celého hrudního koše, proto nebude těžké tento pohyb najít v naměřených datech.

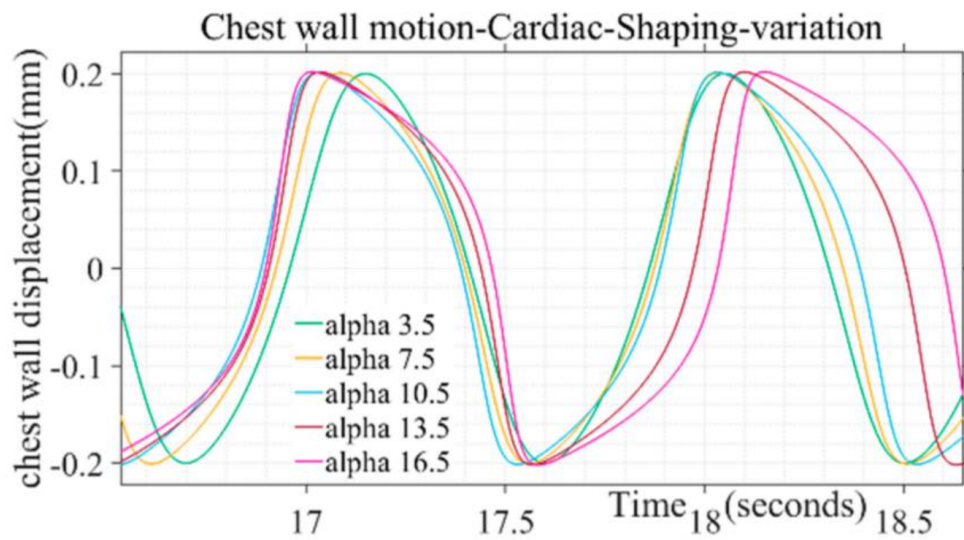
1.5.2 Pohyb hrudi při srdeční činnosti

Pohyb hrudi způsobený rytmickým střídáním kontrakce (systoly) a relaxace (diastoly) srdeční svaloviny je také periodický pohyb hrudi, ovšem s mnohem menší intenzitou ve srovnání s pohybem z dýchání. V důsledku najít tento pohyb v naměřených datech může být obtížné, pokud budeme hledat opět jednoduchý sinusový průběh. Proto zmíním matematický model tohoto průběhu pro přesnější aproximaci, který jsem převzal z [18].

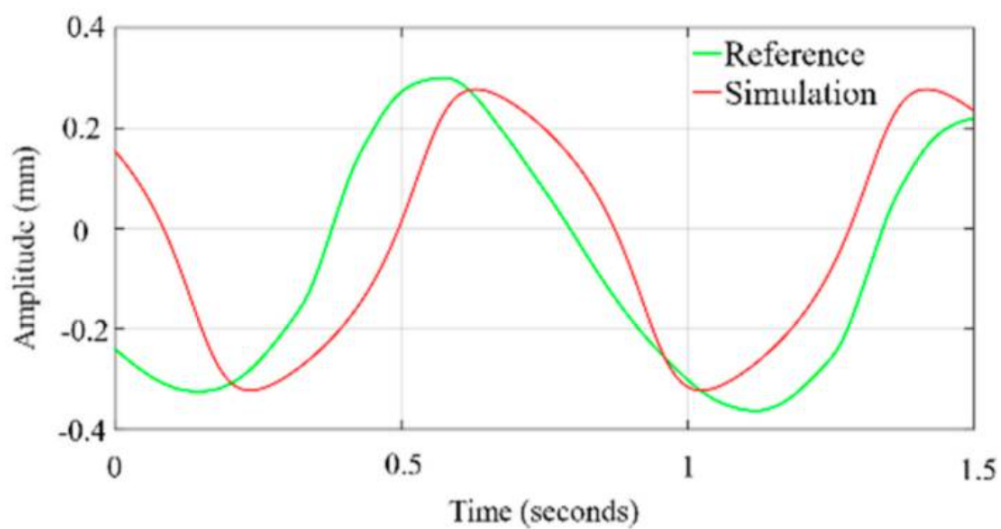
Zde je svalovina a hrudní koš kolem srdce modelován jako relaxační oscilátor, neboli oscilátor, který se přizpůsobí s frekvencí kmitů budícímu zdroji - v tomto případě srdeční svalovině. Časový průběh $x(t)$ relaxačního oscilátoru je obecně popsán diferenciální rovnicí 1.20. ω^2 je koeficient ovlivňující délku trvání pulzu a α ovlivňuje tvar pulzu. Ve zdroji [18] použili hodnoty $\omega^2 \in \{50; 60; 70; 80; 90; 110\}$ a $\alpha \in \{3, 5; 7, 5; 10, 5; 13, 5; 16, 5\}$.

$$\frac{d^2x}{dt^2} - \alpha(1 - x^2)\frac{dx}{dt} + \omega^2x = 0 \quad (1.20)$$

Na obrázku 1.9a jsou časové průběhy $x(t)$ z diferenciální rovnice v závislosti na hodnotě α . Na dalším obrázku 1.9b je srovnání namodelovaného signálu s experimentálně získaným časovým průběhem. Ve zmíněné práci porovnávali podobnost těchto signálů pomocí Pearsonova korelačního koeficientu, jehož medianová hodnota je zhruba 0,93. Pro srovnání mediánový koeficient u simulovaného průběhu, který má tvar obyčejné sinusovky, je v rozmezí 0,7 až 0,84, což ukazuje přesnější reprezentaci skutečného průběhu.



(a) Simulované průběhy pro různé hodnoty α [18]



(b) Srovnání simulace a experimentálních dat [18]

Obr. 1.9: Časové průběhy pohybu hrudi při srdeční činnosti

2 Popis řešení

V této kapitole popíšu návrh řešení s dostupnými prostředky. V první části se zaměřím na hardwarovou část řešení, ve druhé na formát vysílaných dat z modulu. Třetí sekce kapitoly se bude věnovat principu zpracování dat z modulu pro získání frekvence dechu a tepu. Poslední sekce se zabývá omezeními a nevýhodami diskutované metody.

2.1 Hardware

V této práci je využit radarový modul IWR6843AOP firmy Texas Instruments, který jsem více popsal v části 1.3.5. Ten je propojen s PC pomocí USB 2.0, který slouží k napájení a zároveň přenosu dat.

Radarový modul je vnitřně naprogramován volně přístupnou binární složkou z demo programu společnosti Texas Instruments *68xx Vital Signals*, který je součástí toolboxu **mmWave Industrial Toolbox 4.12.1** [20]. Tato binární složka vznikla kompilací dvou programů:

- Programy ve složce **MSS** (Master Subsystem), které kontrolují konfiguraci modulu, stavy senzorů a komunikaci s PC
- Programy ve složce **DSS** (Data Subsystem), které spravují zpracování surových dat do požadovaného výstupu jako point cloud nebo range profile

Takto vytvořenou binární složku lze nahrát do radarového modulu pomocí programu Uniflash [21] od Texas Instruments. Po nahrání binární složky už je jen potřeba poslat konfiguraci obsaženou v `.cfg` složce, kde se mimo jiné nastaví frekvence odesílání rámců s daty. Popis `.cfg` složky je v oficiálním dokumentu firmy TI *mmWave SDK User Guide* [22].

2.1.1 Konfigurační složka

Ve výše zmíněné `.cfg` složce lze nastavit několik paramterů modulu. Mezi nejdůležitější v této práci patří parametry za příkazem `profileCfg`, kde lze nastavit počáteční frekvence chirp signálu, délka jeho trvání a strmost frekvence změny. Díky těmto parametrům lze uživatelsky nastavit vlnová délka chirp pulzů.

Demo program od Texas Instruments používá `.cfg` složku s následujícími parametry příkazu `profileCfg`:

- Počáteční frekvence chirp signálu $f_0 = 60,25 \text{ GHz}$
- Doba trvání vysílání chirp signálu $T = 57 \mu\text{s}$
- Strmost frekvenční změny chirp signálu $S = 65 \frac{\text{MHz}}{\mu\text{s}}$

Se znalostí těchto parametrů lze vypočítat rozlišení vzdálenosti tohoto nastavení podle rovnice 1.15.

$$d_{\text{res}} = \frac{c}{2B} = \frac{c}{2ST} \doteq 4,0486 \text{ cm}$$

Dalším důležitým příkazem je `frameCfg`, kde lze nastavit časová prodleva mezi vysláním jednotlivých UART rámců s daty.

Posledním příkazem, který zmíním, je příkaz používaný v demo aplikaci od TI `vitalSignsCfg`. Pro tuto práci jsou nejdůležitější první dva parametry, které určují minimální a maximální vzdálenost od radaru, kde radar očekává snímanou osobu. Data ve formátu range profile, které modul odesílá, pokrývají pouze vzdálenosti od radaru v tomto rozmezí.

2.1.2 Detekce více osob

Zadání diplomové práce obsahuje pokyn pro *zpracování a detekci u alespoň dvou osob*. Pro současné snímání dvou a více osob je potřeba, aby každá osoba byla v různé vzdálenosti a pod různým úhlem snímání. Toto ovšem nebude možné při použití binární složky, která je k dispozici k demo programu od Texas Instruments. Tato složka nastavuje radar tak, že používá jednu vysílající a jednu přijímací anténu. V důsledku tohoto má radar nulové zorné pole a bude snímat objekty pouze přímo před radarem. Toto lze změnit pouze upravením zdrojových programů binární složky. Tato úprava mss a dss programů nebyla úspěšná a tedy v práci se používá původní binární složka pro nastavení radaru. Dále pracuji s estimací frekvencí dechu a tepu a detekcí srdečního rytmu pouze u jedné osoby.

2.2 Formát dat

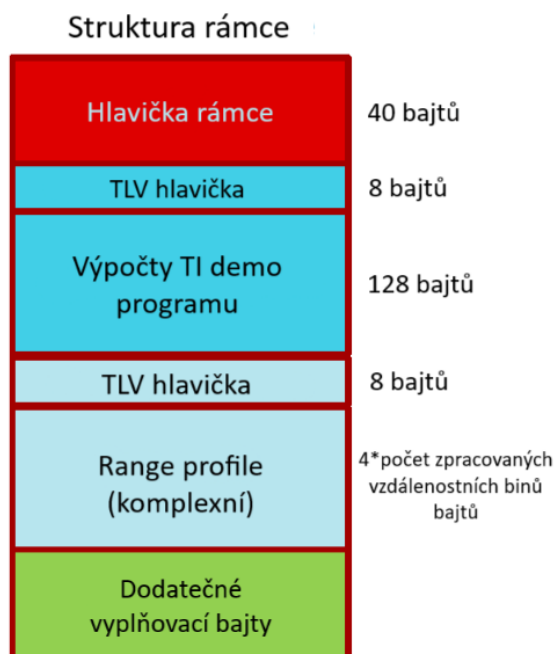
Jak jsem popsal v sekci o hardwarové konfiguraci 2.1, v práci budu pracovat s radarovým modulem IWR6843AOP, který bude propojen s PC přes USB 2.0. Tento kabel bude zprostředkovávat oboustrannou komunikaci pomocí rozhraní UART. V této části popíšu formát vysílaných dat z modulu do PC.

Radarový modul, který je naprogramován pomocí výše zmíněné binární složky, vysílá datové rámce po blocích typu **TLV** (type/length/value).

- *Type* je číslo, které v tomto případě určuje, jestli blok reprezentuje hodnoty vypočtené demo programem (typ 6) nebo jestli hodnoty odpovídají komplexnímu range profile (typ 2)
- *Length* rámce odpovídá počtu bajtů v datové části bloku
- *Value* reprezentuje samotné hodnoty odesílané v bloku

Celý rámec začíná 40 bajty hlavičky celého rámce, kde je mimo jiné identifikační posloupnost bajtů *Magic Word*, celková délka rámce v bajtech a počet TLV bloků dat. Nakonec je rámec ještě zakončen dodatečnými bajty pro zaplnění délky rámce, aby počet bajtů odpovídal násobku 32.

Tato obecná struktura vysílaného rámce lze vidět na obrázku 2.1.



Obr. 2.1: Struktura UART datového rámce. Převzato a upraveno z [19].

Samotné hodnoty velikosti range profilu, které odesílá radar v demo programu, reprezentují $\log_2$ výkonu přijatého signálu na anténě vůči referenční velikosti signálu [23]. Při použití více přijímacích antén je velikost range profilu rovna součtu těchto $\log_2$ hodnot. Hodnota range profilu je tedy bezrozměrná jednotka, dokumentace od Texas Instruments používá označení *A. U.* neboli umělé jednotky.

2.3 Detekce srdečního rytmu

Detekce srdečního rytmu je založena na splnění dvou kritérií. Prvním je přítomnost signálu, který připomíná sinusový průběh pohybu hrudi. Druhým je dostatečná velikost signálu, který se odrazil zpátky k radaru. V této sekci proberu obě kritéria a pokud jsou obě splněna, program vyhodnotí, že radar skutečně snímá osobu se srdečním rytmem.

2.3.1 Kritérium přítomnosti hledaného signálu

Prvním zmíněným kritériem je přítomnost sinusového signálu v datech z radaru, konkrétně ve fázovém průběhu maximální hodnoty range profilu jednotlivých rámců. Hledaný signál ve fázovém průběhu bude sinusový signál s frekvencemi odpovídajícími očekávaným frekvencím tepu.

Funkcí pro hledání signálu je konvoluce. Konvoluce je operace, která vypočítá vzájemnou energii dvou signálů, kde jeden signál je časově posunut o celý počet vzorků. Čím si jsou dva signály podobnější, tím je větší jejich vzájemná energie a tím bude větší maximální hodnota konvoluce.

Detekce srdečního rytmu bude tedy spočívat v nalezení špičky vzájemné energie fázového signálu a sinusového průběhu reprezentující pohyb hrudi. Pokud tato špička přesáhne určitou prahovou hodnotu, která je závislá na energii sinusového signálu, potom program detekuje srdeční rytmus. Tato prahová hodnota detekce je popsána v podsekcí 4.2.1, kde je stanovena na základě experimentálních výsledků.

2.3.2 Kritérium síly signálu

Druhým kritériem, které musí být splněno pro detekci srdečního rytmu, je minimální výkon odraženého signálu zpět k radaru. Tento výkon je v datech z radaru reprezentován jako maximum absolutní hodnoty range profilu. Pro určení, zda-li maxima range profilu jsou dostatečně velké, poslouží dvě prahové hodnoty:

- Prahová hodnota velikosti maxima range profilu
- Počet přijatých rámců, kde maximum musí být vyšší, než předešlá prahová hodnota

Prahová hodnota velikosti maxima range profilu bude závislá na vzdálenosti objektu podle radarové rovnice 1.5. Z rovnice vyplývá, že odražený výkon signálu zpět k radaru je $\propto \frac{1}{R^4}$, kde R představuje vzdálenost objektu od radaru. Příchozí data ve formátu range profilu ovšem představují $\log_2\left(\frac{P}{P_0}\right)$, kde P je přijatý výkon a P_0 je referenční hodnota, kterou radar vnitřně používá. Spojením těchto dvou faktů dostaneme závislost velikosti maxima range profilu na vzdálenosti od radaru $\max(\text{range Profile}) \propto -4 \cdot \log_2(R)$. Obecně s použitím konstant k a R_0 lze napsat předchozí závislost jako:

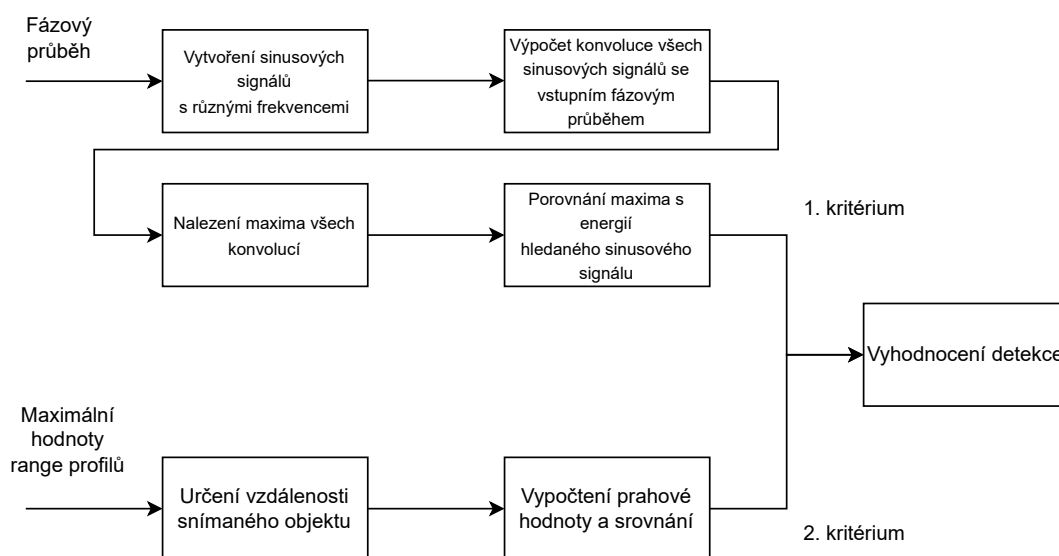
$$\max(\text{range Profile}) = k - 4 \log_2\left(\frac{R}{R_0}\right) \quad (2.1)$$

kde k představuje obecnou konstantu a vzdálenost R_0 bude rovna velikosti jednoho vzdálenostního binu range profilu. Tímto podíl $\frac{R}{R_0}$ reprezentuje index vzdálenostního binu, kde je přítomen snímáný objekt (maximální hodnota range profilu).

Pro určení velikosti konstanty k bude potřeba stanovení daného prahu velikosti range

profilu při dané vzdálenosti. Poté dosazením do rovnice 2.1 je možné vypočítat konstantu k pro různou vzdálenost objektu od radaru a tím i prahovou hodnotu síly signálu. Poté stačí pouze porovnat, kolik rámců range profilu přesahuje tuto hodnotu, a rozhodnout o detekci srdečního rytmu.

Celý tento postup detekce podle dvou kritérií je naznačen na obrázku 2.2.



Obr. 2.2: Postup pro detekci osoby

2.4 Estimace frekvence dechu a tepu

V této kapitole stručně popíšu princip měřícího přístroje frekvence srdečního rytmu a dýchání u snímaných osob. Zdrojem a inspirací je [19].

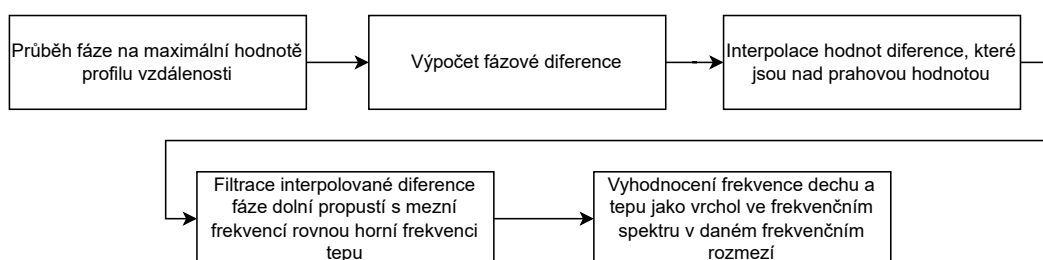
Při dýchání a tlukotu srdce se pohybuje hrud a tyto změny polohy mohou být snímány a vyhodnocovány. Pro referenci jsou v tabulce 2.1 zaneseny typické hodnoty frekvence a amplitudy pohybu hrudi v důsledku obou životních funkcí.

Životní funkce	Frekvence [Hz]	Amplituda [mm]
Dýchání	0,1 - 0,5	$\approx 1 - 12$
Srdeční rytmus	0,8 - 2	$\approx 0,1 - 0,5$

Tab. 2.1: Očekávané frekvence a amplitudy životních funkcí u dospělého [19]

Při znalosti těchto parametrů lze pomocí níže popsaného algoritmu zjistit frekvence dechu a tepu. Tento postup je následně pro přehlednost vykreslen na obrázku 2.3.

1. **Zjištění časového průběhu pohybu hrudi:** Z komplexního range profilu lze zjistit fázi, kde je nejvyšší vrchol absolutní hodnoty profilu.
2. **Rozdíl časového průběhu fáze:** Tento krok zvýrazní efekt pohybu hrudi díky tlukotu srdce. Zároveň tento krok potlačí tzv. phase slip, který může nastat při rozbalení fáze
3. **Interpolace hodnot difference, které jsou nad prahem:** V důsledku periodicity fáze může dojít k výrazně vyšším hodnotám difference, které interpolace dokáže vyfiltrovat
4. **Vyfiltrování vyšších frekvencí:** Z tabulky 2.1 je známo rozmezí, kde bude algoritmus hledat frekvence dechu a tepu. Vyšší frekvence jsou tedy nepotřebné a můžou se vyfiltrovat dolní propustí.
5. **Převedení časového průběhu signálu do frekvenční domény**
6. **Určení frekvencí životních funkcí:** Nalezení vrcholů ve frekvenčním rozmezí jednotlivých životních funkcí.



Obr. 2.3: Algoritmus na získání frekvence dechu a tepu

2.5 Omezení a potenciální nedostatky návrhu

V předchozí části jsem naznačil, jak by algoritmus mohl fungovat, nyní popíšu očekávané nevýhody a omezení této metody pro budoucí srovnání v kapitole hodnotící výsledky.

1. **Hýbání osoby** - jak lze vidět z popisu, metoda spoléhá na velmi malé a přesné změny fáze odraženého signálu. Zde je tedy potřeba, aby snímaná osoba seděla nehybně. Jakékoli menší pohyby mají potenciál ovlivnit výsledky.
2. **Utopení srdečního signálu v šumu** - podle tabulky 2.1 je očekávaná amplituda pohybu hrudi kvůli srdeční činnosti maximálně 0,5 mm. To je výrazně

méně než amplituda představující dýchání a i přes veškeré signálové zpracování může dojít k nepřesné detekci či estimaci skutečné hodnoty kvůli náhodnému šumu

3. **Nepřesná detekce srdečního rytmu** - princip detekce je založen na splnění dvou kritérií - kritérium přítomnosti střídavé složky a kritérium síly signálu. Zde může dojít k falešně pozitivním výsledkům u snímání jiných objektů než člověka, nebo nedojde k detekci při snímání člověka, jehož odražený signál je příliš slabý
4. **Nedostatečná přesnost ve frekvenční doméně** - přesnost určená frekvenčním krokem je přímo úměrná počtu vzorků, ze kterých se bude počítat spektrum. Tudíž pro zvýšení přesnosti bude potřeba buď zvýšit snímkovou frekvenci datových rámců nebo prodloužit časové okno signálu, ze kterého se mají hodnoty estimovat. Zde můžeme narazit buď na maximum výpočetní rychlosti počítače nebo přílišnou časovou náročnost měření způsobenou délkou vyhodnocovacího časového okna

3 Implementace řešení

V této kapitole popíšu samotnou implementaci řešení popsaného v minulé kapitole. Řešení je tvořeno uživatelskou aplikací `.mlapp` a funkcemi `.m` vytvořenými v programu Matlab 2024a. V popisu implementace se budu odkazovat na předešlou kapitolu, kde jsem obecně popsal řešení.

V první části kapitole se zaměřím na uživatelskou aplikaci s jejími funkcemi a možnostmi nastavení od uživatele. V druhé části popíšu běh hlavního programu od zapnutí aplikace se zaměřením na hlavní smyčku implementovanou ve funkci `mainLoop.m`. Poslední dvě části kapitoly popíší implementaci algoritmů pro detekci srdečního rytmu a estimaci frekvence dechu a srdečního tepu respektivě.

3.1 Aplikace

V prostředí App Designer v Matlabu jsem vytvořil aplikaci pro snadné uživatelské ovládání a vykreslování výsledků. Po zapnutí se objeví aplikace v přednastaveném stavu jako je tomu na obrázku 3.1a.

V aplikaci má uživatel možnost nastavení následujících parametrů:

1. Panel **Communication with radar module** obsahuje proměnné pro zprovoznění komunikace s radarem
 - *Data Port* pro pojmenování portu pro přijímání dat a jeho přenosovou rychlost
 - *Communication Port* pro pojmenování portu pro odesílání dat a jeho přenosovou rychlost
 - *CFG file* pro pojmenování `.cfg` složky pro odeslání do připojeného modulu
2. Panel **Custom configuration** obsahuje proměnné pro úpravu `.cfg` složky a jejího následného poslání. Uživatel může upravit tyto parametry:
 - *Minimum Distance* [m] udává minimální vzdálenost od radaru, kde radar očekává osobu
 - *Maximum Distance* [m] udává maximální vzdálenost od radaru, kde radar očekává osobu
 - *Frame Rate* [Hz] udává frekvenci UART rámců
 - Tlačítko *Apply custom configuration* přepíše původní `.cfg` soubor a pošle tuto konfiguraci do modulu
3. Panel **Computation of the vital signs** obsahuje proměnné, které používám v detekci osoby a následném výpočtu

- *Window to detect person* [s] upravuje časové okno, které se spustí bezprostředně po zapnutí skriptu. Je to časové okno pro detekci osoby
- *Window length* [s] upravuje časové okno dat, ze kterých se mají počítat frekvence estimací po úspěšné detekci osoby
- *Refresh rate of vital signs rate* [s] označuje, jak často se mají přepočítávat frekvence životních funkcí
- Následující tři frekvence upravují frekvenční oblasti, kde algoritmus počítá frekvenci dechu a tepu

Následně aplikace obsahuje pole, kde se vypisují relevantní informace pro uživatele nebo se vykreslují data:

1. Panel *Resulting vital signs estimation* vypisuje vypočtené a získané frekvence tepu a dechu z mého programu a z demo programu firmy TI. Pomocí tlačítka *Export data* lze exportovat historii vypsaných dat do `.txt` složky
2. *Console* vypisuje zprávy o stavu programu
3. Graf *Live Range Profile* vykresluje profil vzdálenosti, který se aktualizuje po přijetí každého rámce
4. Graf *FFT of Vital Signs* vykresluje po každém výpočtu spektrum, ze kterého program bere frekvence dechu a tepu. Tyto vrcholy jsou vyznačeny v grafu na obrázku 3.1b, kde je zachycena aplikace při běhu.

Celý běh programu se zapíná a přerušuje pomocí přepínacího tlačítka *Run the script*.

3.2 Běh aplikace

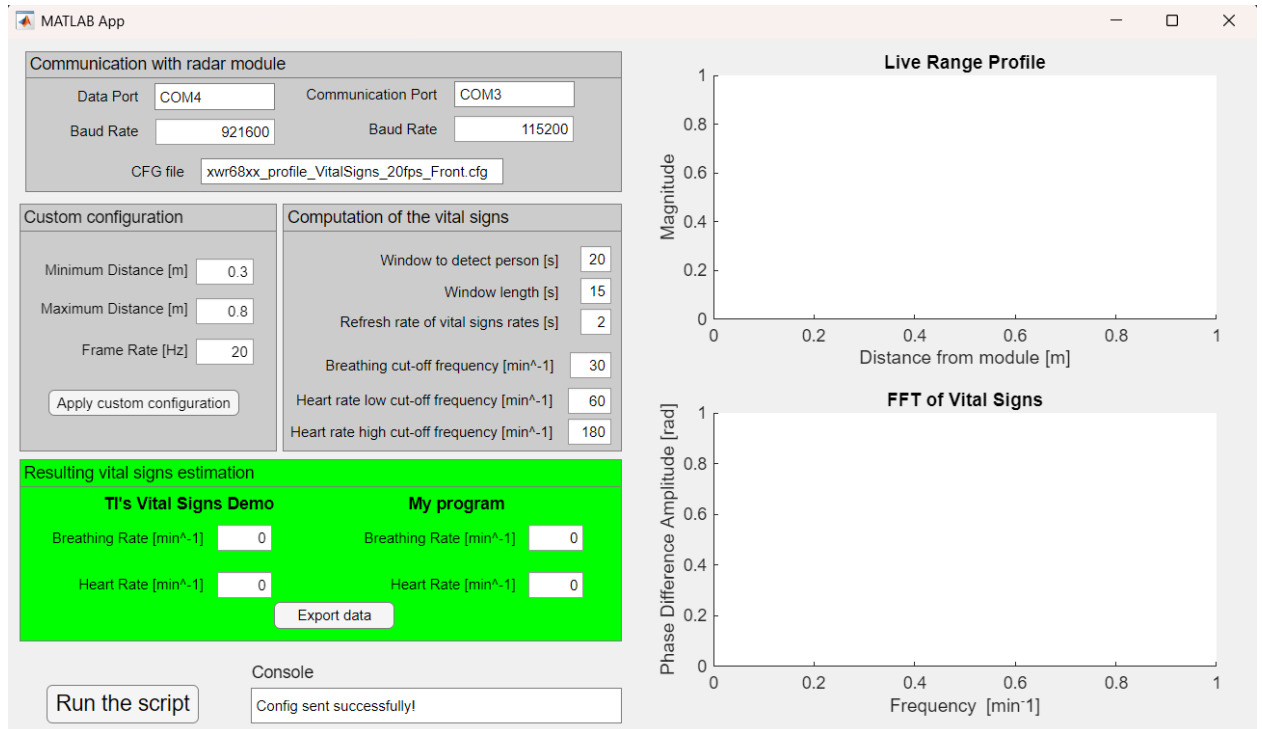
V této části popíšu obecný běh programu aplikace společně s nejdůležitější funkcí `mainLoop.m`. Pro názornost je přiložený diagram na obrázku 3.2.

Zapnutí aplikace

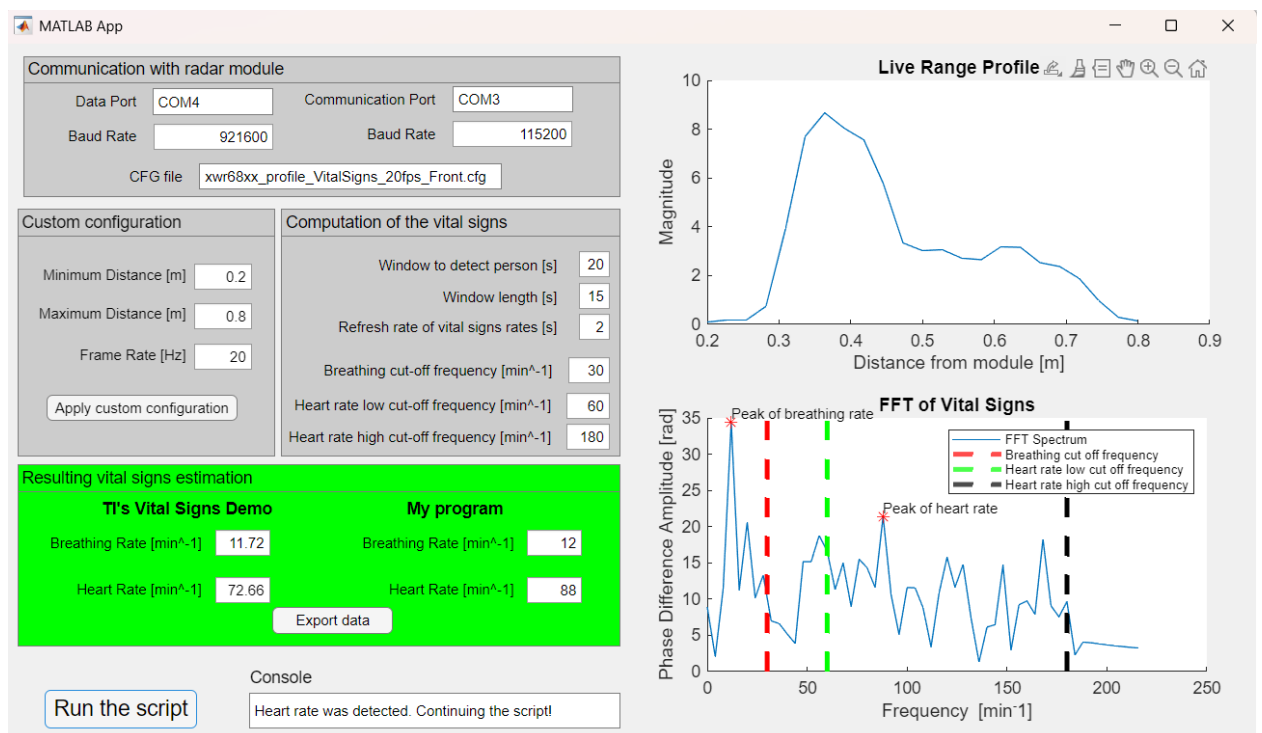
Při zapnutí aplikace se inicializují grafy aplikace a komunikace s modulem. Pro komunikaci použije program porty, které jsou již vyplněné v polích aplikací při spuštění, tzn. jestli uživatel ví, že jsou jiné, měl by je změnit v aplikaci App Designer. Po zprovoznění komunikace program pošle obsah `.cfg` složky do modulu a program čeká na příkaz od uživatele.

Poslání nové konfigurace

Pokud uživatel stiskne tlačítko pro poslání nové konfigurace do modulu, aplikace zavolá funkci `send_custom_config.m`. Ta postupně načte všechny řádky původní `.cfg` složky a upraví uživatelem zadané parametry v jednotlivých řádcích. Dále



(a) Aplikace bezprostředně po zapnutí



(b) Aplikace s pozastaveným programem, už s vykreslenými výsledky

tyto řádky pošle modulu a nakonec přepíše původní složku s novými parametry. Po vykonání této funkce aplikace opět čeká na vstup od uživatele.

Hlavní smyčka

Hlavní smyčka ve funkci `mainLoop.m`, která vyhodnocuje frekvence životních funkcí a prezentuje je pomocí aplikace, se volá, pokud uživatel zapne tlačítko *Run the script*. Pokud jej opět vypne, program vyleze ze smyčky a vrátí se do stavu čekání na uživatele.

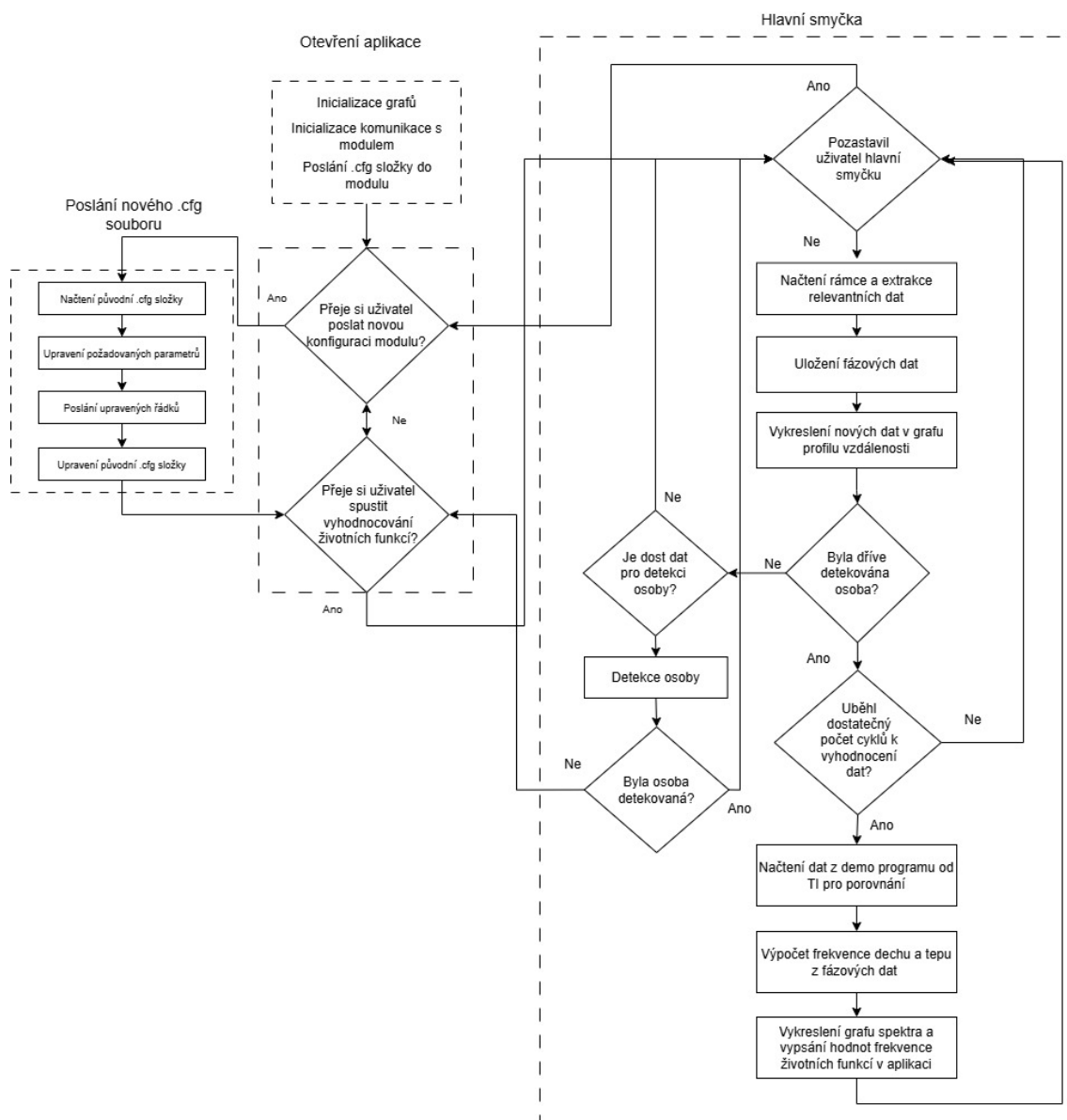
Funkce `mainLoop.m` po inicializaci proměnných přejde do while smyčky, ze které vyleze pouze, když uživatel vypne tlačítko *Run the script*. V této smyčce dojde prvně k načtení dat rámce dat ze zásobníku a z těchto dat se uloží informace o fázi z maxima z profilu vzdálenosti. Dále se tento profil vykreslí v aplikaci.

Takto se postupně načítají data o fázi až uběhne doba specifikovaná v *Window to detect person*. Po uběhnutí dojde ve smyčce k zavolání funkce pro detekci srdečního rytmu. Pokud algoritmus rozhodne, že osoba není detekovaná, přeruší se hlavní cyklus a program čeká na vstup od uživatele.

Pokud byla osoba detekovaná, program pokračuje ve vyčítání dat, dokud neuběhne čas specifikován v *Window length*. Až tento čas uběhne, dojde k vyhodnocení fázových dat z posledních rámců reprezentující dobu *Window length*.

V rámci vyhodnocování program prvně načte data reprezentující frekvence dechu a tepu z TI demo programu. Poté se zavolají další `.m` funkce, které vyhodnotí frekvence dechu a tepu z fázových dat a proměnných zadaných uživatelem v aplikaci. Nakonec dojde k vypsání výsledných frekvencí a vykreslení grafu *FFT of Vital Signs*.

Po prvním výpočtu dochází k dalším přepočtům po uplynutí času *Refresh rate of vital signs*, dokud program nezsataví uživatel.



Obr. 3.2: Diagram chodu aplikace

3.3 Algoritmy zpracovávání dat

3.3.1 Detekce srdečního rytmu

Jak jsem popsal v sekci 2.3, princip detekce srdečního rytmu spočívá v určení obou kritérií pro detekci: vzájemné energie fázového signálu z vrcholu range profilu a maximálních hodnot range profilu

První kritérium se určí v programu takto:

1. vygenerování sinusových signálů a vypočtení jejich energií. Tyto signály mají poloviční délku jako fázový signál
2. spočítání a nalezení maxima vzájemné energie fázového signálu a vygenerovaných sinusových průběhů pomocí funkcí `max(conv(...))`
3. nalezení celkového maxima společných energií mezi sinusovými signály různých frekvencí

Druhé kritérium je implementováno následovně:

1. Výpočet konstanty k podle vzorce 2.1
2. Stanovení vzdálenosti snímaného objektu od radaru podle indexu vzdálenostního binu, kde byl nejčastější vrchol range profilu. Tuto identifikaci nejčastějšího indexu dělá funkce `mode`
3. Výpočet prahové hodnoty pro určení dostatečné síly signálu

Následuje pouze jednoduchá `if` podmínka, kde se kontroluje, jestli jsou obě kritéria splněna.

Tento výpočet je udělán ve funkci `heartRateDetection.m`, jehož část lze vidět na 3.3.

```

1  %filling the heart rate signals
2  for i = 1:length(f)
3      for j = 1:N
4          heartRateSignals(i, j) = amplitude*sin(2*pi*f(i)/60*t(j));
5      end
6      energy(i) = sum(heartRateSignals(i, :).^2);
7  end
8
9  %computing the maximums of convolutions with each heart rate signal
10 convolutionMaximums = zeros(length(f), 1);
11 for i=1:length(f)
12     convolutionMaximums(i) = max(conv(phaseTimeCourse,...
13     heartRateSignals(i, :), 'valid'));
14 end
15
16 [maximumConvolution, index] = max(convolutionMaximums);
17
18
19 %computing the threshold for the
20 %maximumFFTs based on distance from the module
21 rangeBinSize = 0.0405; %[m], from the TI's Vital Signs Demo
22 k = 10 + 4*log2(0.5/rangeBinSize);
23
24 distanceFromRadar = app.MinimumDistanceEditField.Value + ...
25 rangeBinSize*(mode(indexMaximumFFTs)-1);
26
27 thresholdMaximumFFTs = k - 4*log2(distanceFromRadar/rangeBinSize);
28
29 %deciding whether the heartbeat was detected or not
30 if maximumConvolution > 3/4*energy(index) &&...
31     sum(maximumFFTs > thresholdMaximumFFTs) > 3/4*length(maximumFFTs)
32     heartRateDetected = true;
33 end

```

Obr. 3.3: Část funkce heartRateDetection.m

3.3.2 Estimace frekvence dechu a tepu srdce

Princip estimace frekvence dechu a tepu jsem popsal v sekci 2.4. Tento postup je realizován ve funkci `estimateVitalSigns.m`, která postupně volá další podfunkce, které plní dílčí úkoly. Funkce dělá následující kroky:

1. funkce zavolá podfunkci `computePhaseDifference.m`, která vypočte dopředný rozdíl hodnot časového průběhu fáze
2. tento rozdíl poté pošle do funkce `interpolateOverThreshold.m`, která provede interpolaci hodnot, které jsou nad prahovou hodnotou. Tato prahová hodnota je rovna 0,4.
3. vyfiltrování vyšší harmonické složky pomocí matlabovského příkazu `lowpass`
4. vypočtení spektra již vyfiltrovaného signálu pomocí příkazu `fft`.
5. vypočtení indexů mezních frekvencí pro určení frekvence dechu a tepu srdce
6. nalezení nejvyšších hodnot v jednotlivých frekvenčních rozmezích a vypočtení těchto frekvencí pomocí indexů vrcholů

4 Testování a výsledky

Tato kapitola popisuje principy testování přesnosti detekce srdečního rytmu a estimace frekvencí dýchání a srdečního rytmu. První část popíše podmínky, za kterých byly všechny výsledky získány. V druhé části je vysvětlen princip získání prahových hodnot pro detekci srdečního rytmu společně s testováním skutečně a falešně pozitivních výsledků. Třetí část kapitoly prezentuje výsledky estimace frekvence dechu a tepu. Zde jsou ukázány výsledky měření osoby v klidu s normálním dýcháním, dále s hlubokými nádechy a nakonec osoby se zvýšeným frekvencí tepu kvůli fyzické zátěži. V poslední části je slovní zhodnocení výsledků experimentů a srovnání s předpoklady u teoretického návrhu v sekci 2.5.

4.1 Podmínky testování

Veškeré experimentální výsledky, které jsou popsány v následujících sekcích, byly získány při následujících podmínkách:

- Radar nasměrován na snímanou osobu a ve výšce hrudi. Jestli nebyla snímána osoba, byl radar namířen na střed snímaného objektu
- Mezi radarem a snímaným cílem nebyla žádná jiná překážka
- Minimální vzdálenost, kde radar očekával osobu, byla 0,3 m
- Frekvence snímků 20 Hz
- Maximální frekvence pro určení dýchání 30 min^{-1}
- Rozmezí tepových frekvencí 60 až 180 min^{-1}
- Časový interval mezi estimacemi frekvence dechu a tepu 2 s

4.2 Detekce srdečního rytmu

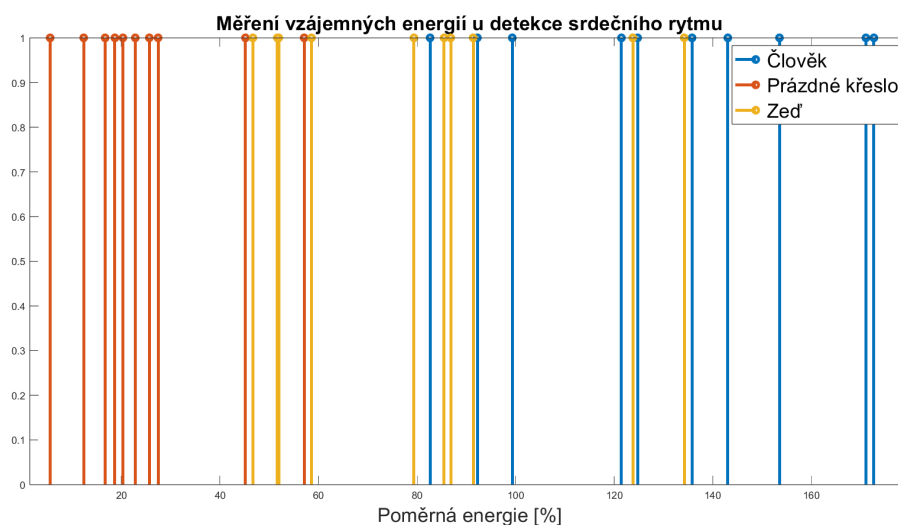
Tato sekce v první části popisuje principy experimentálního určení prahových hodnot pro detekci srdečního rytmu. První prahovou hodnotu je hodnota pro vzájemnou energii s hledaným sinusovým průběhem. Druhé hodnoty jsou spjaté s kritériem maximálních absolutních hodnot range profilu. V druhé části sekce je testování přesnosti detekce srdečního rytmu.

4.2.1 Detekce pouze fázového průběhu

Pro testování přesnosti detekce jsem udělal tři sety testů detekce, každé po 10 testech. V každém testu jsem nahrál 20 sekund snímků a ty jsem vyhodnocoval s 10 sekundovým sinusovým průběhem. V těchto třech setech jsem radar snímal následující objekty:

- Nehybný předmět - kancelářskou židli - ve vzdálenosti, kde radar očekával přítomnost osoby
- Zeď, která byla dále od radaru, než je maximální vzdálenost v .cfg souboru
- Sedící osoba ve vzdálenosti, kde ji radar očekával

V každém z celkových třiceti měření jsem si zaznačil výslednou maximální hodnotu vzájemné energie a tu jsem převedl na relativní energii podílem s energií sinusového signálu reprezentujícího pohyb hrudi v důsledku tlukotu srdce. Výsledky jsou vykresleny na obrázku 4.1, kde x-ová osa reprezentuje zmíněný poměr a jednotlivé vertikální čáry reprezentují každé měření. Dohromady ukazují hustotu rozdělení.



Obr. 4.1: Měření vzájemných energií u detekce srdečního rytmu

Z grafu je patrné, že vzájemná energie byla jednoznačně nejnížší při měření nehybného objektu v blízkosti radaru. Většina hodnot vzájemné energie se pohybovala kolem 20% celkové energie sinusového signálu. Na druhou stranu hodnoty energie u člověka stabilně dosahovaly hranice 80% a více. Při měření vzdálené zdi při některých měření došlo k vysokým hodnotám. Při snímání zdi totiž byly výsledky velmi náhodné a zašumělé a při konvoluci několika set hodnot se občas v šumu našla taková kombinace hodnot, při které vzájemná energie dosáhla vysokých hodnot. Tomuto lze ovšem předejít prahovou minimální hodnotou pro velikosti přijímaných hodnot. Při tomto testu jsem vyhodnocoval pouze fázový průběh bez ohledu na velikost maxima range profilu v daném rámci.

Na základě tohoto testu jsem stanovil hranici pro podobnost fázového průběhu se sinusovým signálem jako $\frac{3}{4}$ energie samotného sinusového signálu.

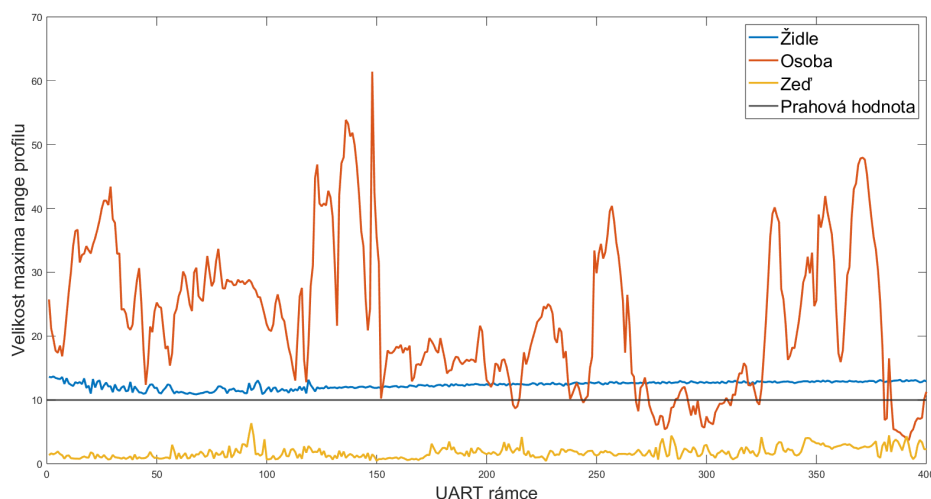
4.2.2 Detekce za pomoci velikosti maximálních hodnot range profilu

Kvůli neúplné přesnosti detekce rytmu jen na základě vzájemné energie hledaného sinusového průběhu ve fázovém signálu bylo vytvořeno jedno dodatečné kritérium, které signál z radaru musí splnit, aby program v něm detekoval srdeční rytmus. Tímto kritériem je velikost maximální absolutní hodnoty range profilu.

Kritérium velikosti absolutní hodnoty maxima range profilu spočívá v počtu přijatých rámců, jejichž maximum přesahuje jistou prahovou hodnotu velikosti.

Na obrázku 4.2 lze vidět průběh maximálních absolutních hodnot range profilů při snímání stejných objektů, jako u detekce jen podle fázového průběhu. V tomto případě lze jasně vidět, že při snímání zdi nebo jakýchkoli jiných vzdálenějších objektů radar přijímá pouze šum s nejvyššími hodnotami nepřesahujícími 5 bezrozměrných jednotek range profilu. U snímání židle radar dostává stejný odraz u každého rámcu, takže průběh maxima je víceméně konstantní přes všechny rámce. Posledním objektem je snímání osoba, u které je průběh nejvíce dynamický, nicméně hodnoty maxima téměř konzistentně dosahují deseti a více při vzdálenosti 0,5 m od radaru. Tento krok určil prahovou hodnotu 10 pro vzdálenost 0,5 m a tyto hodnoty můžu použít pro výpočet konstanty k ze vzorce 2.1.

Druhou hodnotou pro stanovení detekce jsem použil podíl $\frac{3}{4}$ jako minimální podíl rámců, kde maximum range profilu musí být větší než 10.



Obr. 4.2: Maximální hodnoty rámců při snímání jednotlivých objektů

4.2.3 Přesnost detekce srdečního rytmu

Přesnost detekce jsem hodnotil pomocí dvou testů. V prvním jsem hodnotil přesnost správně pozitivního výsledku v závislosti na vzdálenosti snímané osoby od radaru. Druhý test se zaměřil na falešně pozitivní výsledek detekce u chodící osoby.

Test skutečné positivity detekce

Správně pozitivní výsledek označuje případ, kdy program detekoval srdeční rytmus když byl skutečně přítomen. Zde radar snímal sedící osobu v různých vzdálenostech, v každé vzdálenosti proběhl test desetkrát.

Podle výsledků uvedených v tabulce 4.1 lze vidět, že přesnost detekce byla v provedených testech stoprocentní až do vzdálenosti 0,75 m. U jednoho metru se objevují první falešně negativní výsledky až nakonec u vzdálenosti 1,5 metru prakticky nedochází k detekci.

Důvod pro falešně negativní výsledky u této vzdálenosti je nesplnění kritéria velikosti maximální hodnoty range profilu. U větších vzdáleností dochází k tomu, že výkon odražený od osoby se rozdělí do více vzdálenostních binů v přibližné vzdálenosti osoby. Tím, že program počítá pouze s jednou hodnotou maxima každého rámce, dochází k nesplnění kritéria.

vzdálenost od radaru [m]	úspěšnost detekce [%]
0,5	100
0,75	100
1	90
1,25	80
1,5	10

Tab. 4.1: Výsledky testu skutečné positivity detekce srdečního rytmu při snímání osoby v různých vzdálenostech

Test falešné positivity detekce

Falešně pozitivní detekce je takový výsledek detekce, který určí přítomnost srdečního rytmu i když žádný není snímáný. V tomto testu jsem zkoumal přesnost detekce, když radar snímá pohybující se osobu.

V případě pohybující osoby bude odražený signál dostatečně silný, takže kritérium síly signálu bude splněno. Tento test slouží jako ukázka závislosti délky okna pro získání dat pro detekci. V tomto testu jsem změřil četnost falešně pozitivních výsledků pro délku časových 5, 10, 15 a 20 sekund. Pro každou délku okna jsem udělal

deset testů, v každém testu radar snímal osobu, která chodila k a od radaru ve vzdálenosti, kde radar očekával snímanou osobu. Výsledky jsou v tabulce 4.2.

délka časového okna [s]	relativní četnost falešně pozitivních výsledků [%]
5	80
10	60
15	10
20	0

Tab. 4.2: Výsledky testování falešně pozitivních výsledků u pohybující se osoby

Z výsledků je patrná jednoznačná závislost na délce okna. S kratší délkou roste pravděpodobnost falešně pozitivní detekce. Důvodem je kratší sinusový průběh, se kterým program počítá vzájemnou energii. Čím je kratší tento průběh, tím je pravděpodobnější, že fázový signál, který je v tomto případě prakticky jen šum, bude obsahovat vhodnou kombinaci vzorků, jejíž vzájemná energie přesáhne kritérium pro detekci.

4.3 Měření frekvence dechu a srdečního tepu

V této části budu prezentovat výsledky měření frekvence dechu a tepu. Ve výsledcích frekvence dýchání porovnávám výsledky mého programu a výsledky demo programu od Texas Instruments. U frekvence tepu výsledky ještě porovnávám s hodnotami naměřenými pomocí hodinek Samasung Galaxy Watch4. Tyto a podobné hodinky měří frekvenci tepu pomocí optického PPG senzoru, který snímá odražené světlo od pokožky.

Při měření radarem radar snímal osobu ve vzdálenosti $\approx 0,5$ metru. Mezi radarem a osobou byly odstraněny veškeré další objekty, které by mohly vnášet rušení. Pro výpočet estimace frekvencí jsem používal časové okno délky 15 sekund.

4.3.1 Měření osoby v klidu

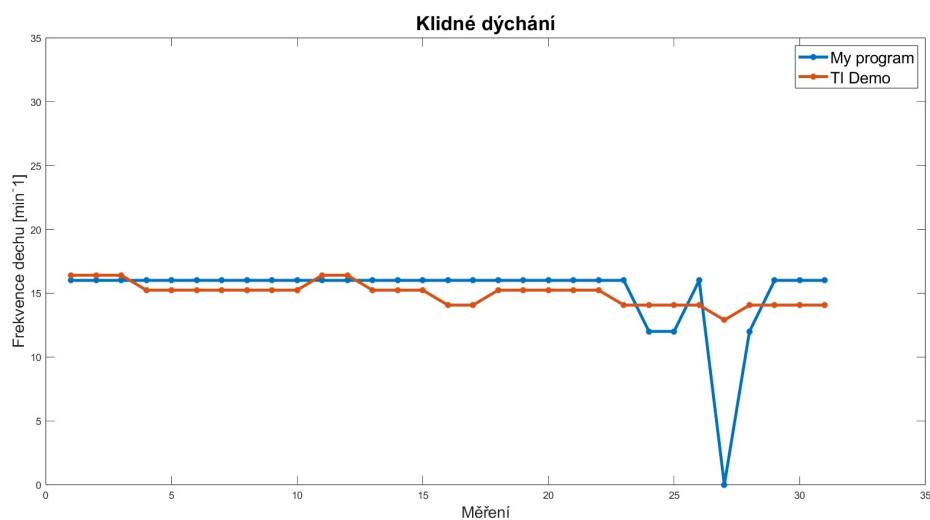
V této sekci prezentuji výsledky měření osoby v klidu ve dvou případech: v prvním je snímaná osoba opřená o židli a ve druhém je v mírném předklonu. Tato malá změna měla velký efekt na výsledky.

Opřená osoba

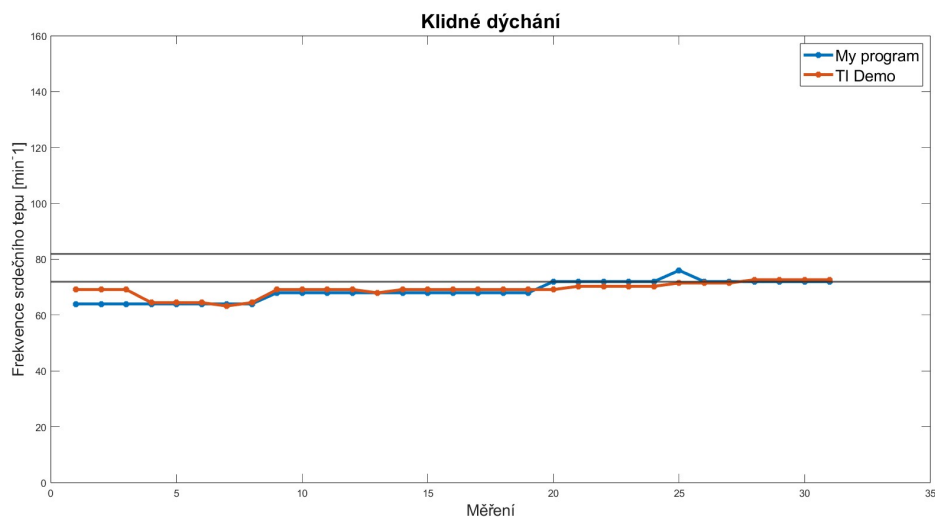
Při tomto měření byla snímaná osoba v klidu, opřená o židli, se stabilními dlouhými nádechy a výdechy a s klidovým pulsem. Výsledky měření osoby, která zůstala

naprosto v klidu v průběhu měření jsou na obrázcích 4.3a a 4.3b.

Na výsledcích dýchání jde vidět, že estimovaná hodnota mého programu je téměř konstantní. Jediné, kde je toto porušeno, je estimace za 25. měření. Jako srovnání v grafu je estimace demo programu, který vykazuje také téměř konstantní průběh. Podobný závěr lze usoudit u dat na grafu u frekvence tepu, kde výsledky mého programu a programu od TI jsou také téměř konstantní a v mnoha měřeních se překrývají. Pro srovnání jsou v grafu vykresleny dvě y-ové linie označující interval hodnot frekvence, kterou naměřily zmíněné hodinky. Tento interval je mezi 72 a 82 min^{-1} .



(a) Frekvence dýchání



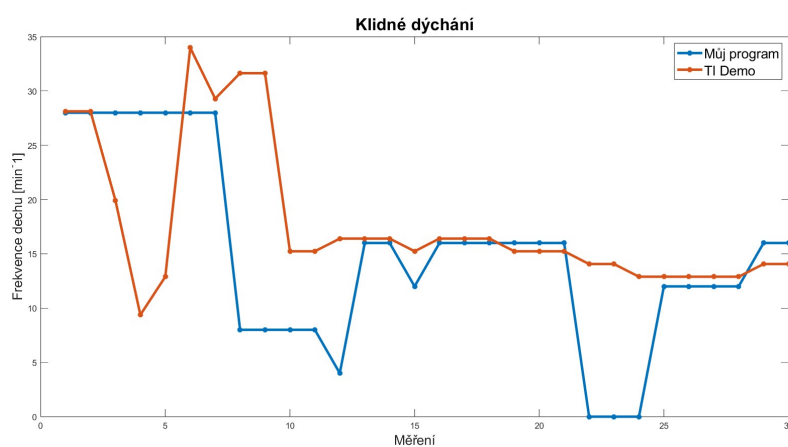
(b) Frekvence tepu

Obr. 4.3: Výsledky měření opřené osoby v klidu

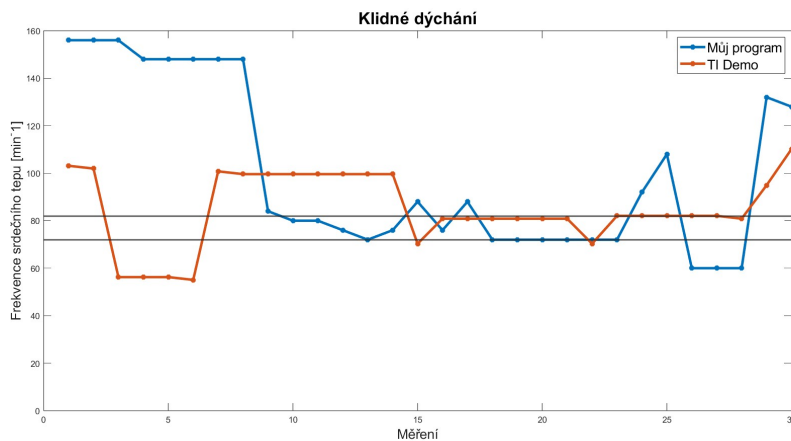
Osoba v mírném předklonu

Tento experiment jsem opakoval se stejnými podmínkami, až na polohu osoby. V tomto případě byla snímaná osoba v mírném předklonu tak, aby hrud osoby byla co nejvíce kolmá vůči radaru.

Výsledky měření jsou na obrázcích 4.4a a 4.4b. Zde je jasně vidět, že průběhy estimace frekvencí mají mnohem větší rozptyl ve srovnání s měřením, kdy byla osoba opřená celou dobu. V časovém průběhu měření frekvence tepu je pouze zhruba polovina estimací v rozmezí frekvencí určené hodinkami. Toto platí pro můj program i pro demo program od TI. Můj program se estimacemi liší hlavně v prvních výsledcích, kdy estimuje až nesmyslně vysoké frekvence tepu 156 min^{-1} .



(a) Frekvence dýchání

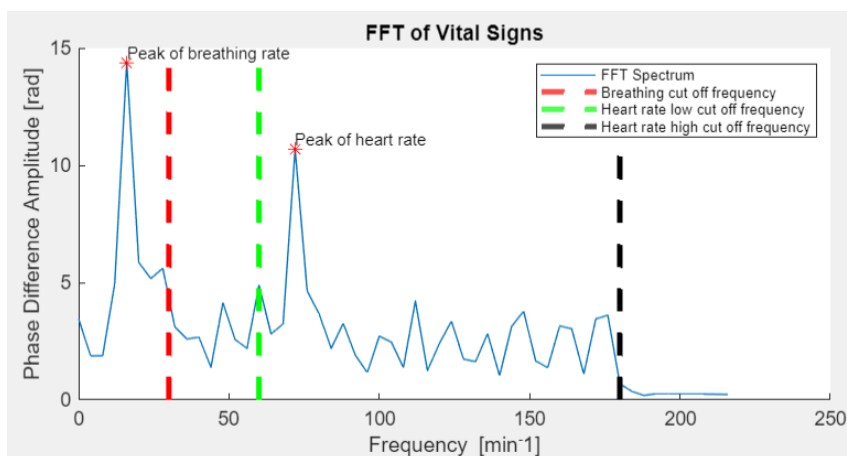


(b) Frekvence tepu

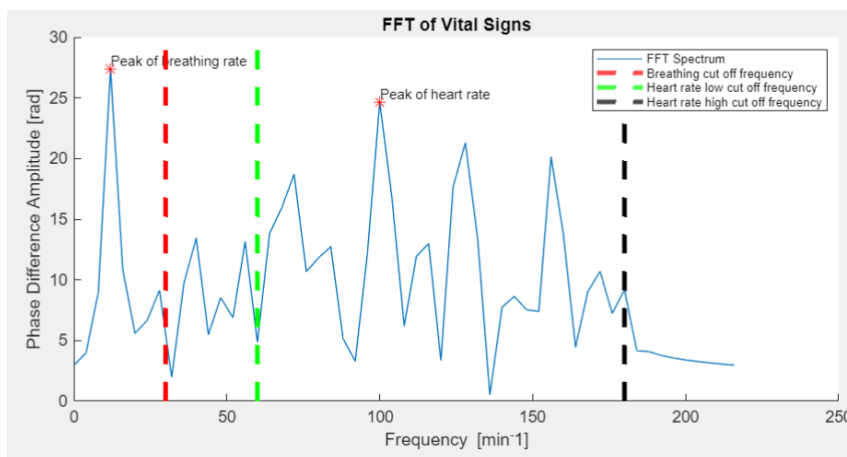
Obr. 4.4: Výsledky měření předkloněné osoby v klidu

Tento rozptyl je daný metodou určení frekvence a tou je pouze nalezení maxima v rozmezí frekvencí, kde se očekává srdeční tep. U měření osoby v předklonu je fázový průběh mnohem více zašumělý. Tento šum může způsobit utopení tepového signálu a chybné estimace. Toto ukazuje dvě vypočtená spektra z aplikace, jedno spektrum opřené osoby 4.5a a druhý pro osoby v předklonu 4.5b.

U prvního spektra lze na první pohled jednoznačně identifikovat vrcholy reprezentující dýchání a tlukot srdce. U druhého je identifikace frekvence tepu výrazně méně jednoznačná. Zde jsou vidět čtyři vrcholy, z toho pouze jeden je způsoben srdeční činností.



(a) Opřená osoba



(b) Osoba v předklonu

Obr. 4.5: Srovnání frekvenčních spekter opřené osoby a osoby v předklonu

4.3.2 Pomalé dýchání s pauzami

V dalším testu jsem se zaměřil na přesnost estimace frekvence dechu. V tomto testu snímaná osoba prováděla hluboké nádechy a výdechy s krátkou pauzou při maximálním nádechu či výdechu. Frekvence dýchání byla $\approx 6 \text{ min}^{-1}$.

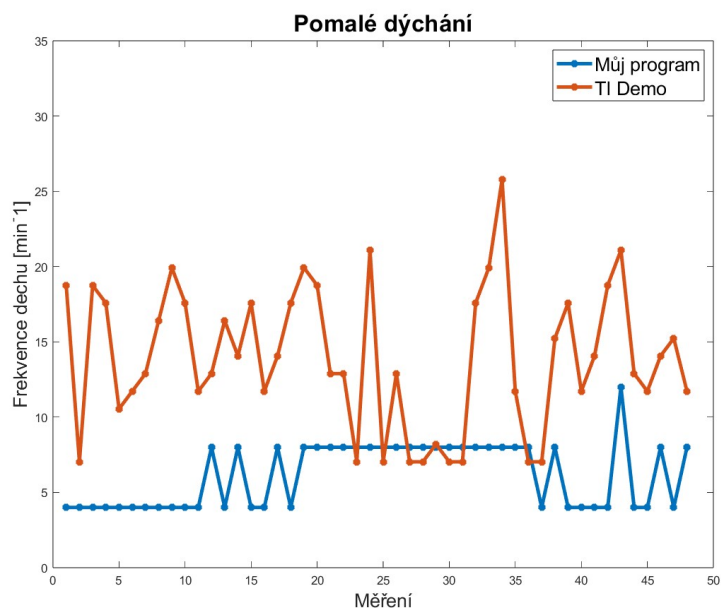
Výsledky jsou na obrázcích 4.6a a 4.6b. U estimace dechové frekvence můj program uspěl, až na jednu hodnotu jsou estimace rovny 4 nebo 8 min^{-1} . Demo program od TI estimoval výrazně hůře, ke skutečným hodnotám se přiblížil pouze, když můj program konzistentně estimoval frekvenci 8 min^{-1} .

Na druhou stranu u estimací frekvence tepu můj program neuspěl. Zde frekvenční pásmo v tepové části nemělo jasný vrchol a tedy vrchol se rapidně měnil mezi jednotlivými estimacemi skoro až v celém rozsahu. TI demo program mnohem spolehlivěji estimoval hodnoty kolem rozsahu frekvence tepu, kterou naměřily hodinky: 75 až 86 min^{-1} .

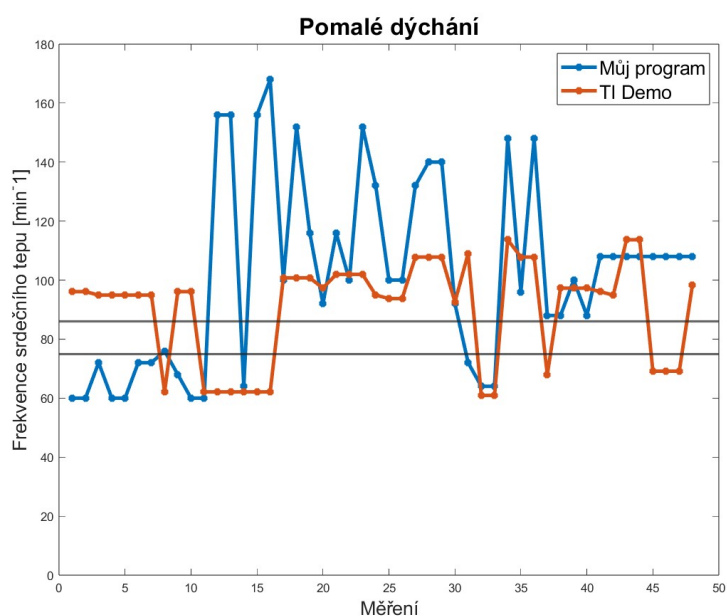
4.3.3 Osoba po fyzické zátěži

Posledním měření na ověření přesnosti estimace bylo měření osoby po fyzickém výkonu. Zde byla osoba měřena ze zvýšeným tepem, který postupně klesal. V prezentovaném případě to bylo konkrétně od 150 tepů do 110 min^{-1} . Výsledné tepové estimace lze vidět na obrázku 4.7a.

Podobně jako u estimace osoby s pomalým dýcháním i zde jsou výsledky estimace téměř celé mimo skutečné hodnoty a jsou s velkým rozptylem. Důvod pro velký rozptyl je stejný jako v minulém testu: přítomnost více vrcholů ve spektru jak lze vidět na 4.7b.



(a) Frekvence dýchání

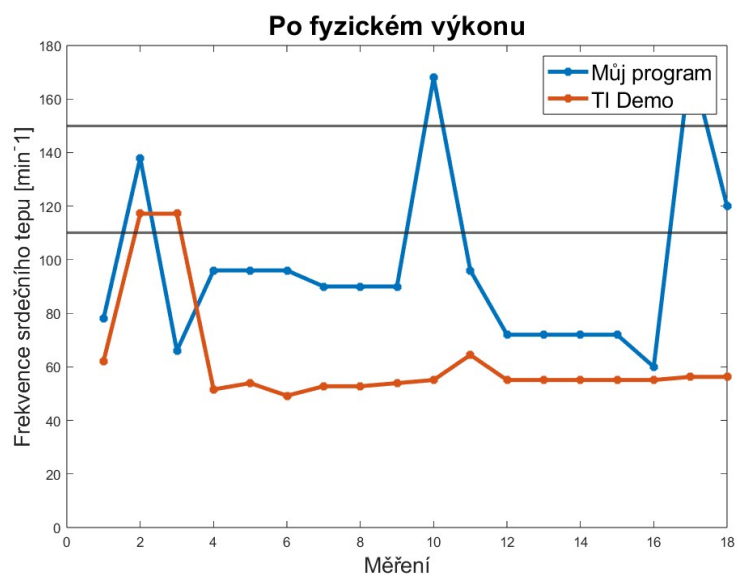


(b) Frekvence tepu

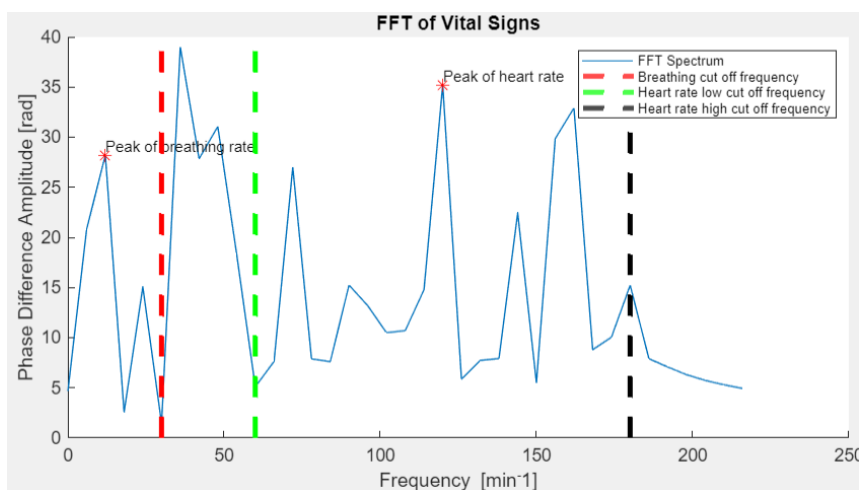
Obr. 4.6: Výsledky estimace u pomalu dýchající osoby

4.4 Zhodnocení a srovnání s předpoklady

V části 2.5 jsem popsal teoretické předpoklady a potenciální omezení metody detekce a estimace. Nyní s experimentálními výsledky tyto předpoklady zhodnotím.



(a) Estimace frekvence dýchání



(b) Spektrum u estimace

Obr. 4.7: Výsledky estimace u osoby po fyzickém výkonu

Hýbání osoby

Experimenty estimace frekvencí u osoby v klidu, když je opřena nebo v předklonu 4.3.1, ukázaly vliv i sebemenších pohybů na výslednou přesnost estimace. Obzvláště u estimace dýchání byl rozdíl přesnosti jasně vidět, protože menší pohyby celé osoby jsou zpravidla pomalé a tak se projevují na nižších frekvencích.

Utopení srdečního signálu v šumu

Dalším předpokladem, který byl zcela správný, bylo utopení signálu reprezentující srdeční činnost v šumu. Až na téměř perfektní podmínky jako u opřené osoby v klidu měly estimace srdečního tepu velký rozptyl. Dokonce i u snímání osoby s pomalým nepravidlým dýcháním v části 4.3.2 estimoval program převážně vyšší hodnoty než byla skutečnost. Oproti tomu estimace frekvence dechu mého programu byla výrazně přesnější.

Nepřesná detekce srdečního rytmu

Dále jsem předpokládal, že detekce srdeční činnosti bude vracet falešně pozitivní výsledky při snímání pohybujícího se objektu v dostatečné blízkosti radaru. Toto bylo otestováno v 4.2.3. Test ukázal, že předpoklad byl správný pro krátkou délku časového okna. Pro časové okno 5 sekund a hledaný signál 2,5 sekund byla detekce pozitivní u osmi z deseti případů. Tento fenomén ovšem vymizel při zvýšení délky časového okna a s ním i hledaného sinusového signálu představujícího tep srdce.

Druhým testem spolehlivosti byl test skutečně pozitivních detekcí při snímání osoby v různých vzdálenostech od radaru 4.2.3. Testy ukázaly, že metoda je spolehlivá až zhruba do 1 m vzdálenosti osoby.

Nedostatečná přesnost ve frekvenční doméně

Skutečně podle předpokladu jsem v testech pracoval s výsledky estimací, které měly frekvenční krok 3 min^{-1} . Ovšem vzhledem k velkému zašumění a nespolehlivosti některých výsledků nebyl tento poměrně velký frekvenční krok omezující. V ani jednom z testů jsem nepotřeboval tak přesnou estimaci a proto byl tento krok pro účely testování dostačující.

Celkové zhodnocení

Experimentální testování ukázalo spolehlivost detekce srdečního rytmu, když jsou splněny následující podmínky: radar směřuje přímo na hrud snímání osoby, neexistují žádné překážky mezi radarem a osobou, osoba se málo či vůbec nehýbe a je dostatečně blízko. S těmito striktními požadavky je těžké si představit nějakou skutečnou aplikaci, kde by byl výsledek práce uplatnitelný. Podobné lze říci o estimaci frekvence dechu a tepu, kde jsou kladeny ještě vyšší nároky na snímanou osobu, aby zůstala co nejvíce v klidu.

Na druhou stranu tato práce může sloužit jako ukázka toho, kolik informací lze získat zpracováním omezeného množství a typu dat, jsou-li pořízena za přísných podmínek.

Pro vylepšení metody by byl potřeba přístup k surovým radarovým datům, které nelze posílat přes obyčejný USB 2.0 kabel. Takovou funkci poskytuje např. modul DCA1000EVM [24].

Závěr

Cílem diplomové práce byl návrh algoritmů pro zpracování a detekci srdečního rytmu a dýchání u alespoň dvou osob a implementace tohoto návrhu ve skutečném radarovém čipu. Výsledkem práce je implementovaný systém vytvořený v programu Matlab 2024a složený z uživatelské aplikace pro nastavení parametrů detekce a estimace, která také slouží jako vizualizační nástroj výsledků. Implementační systém dále tvoří 12 funkcí zajišťující komunikaci s radarem, zpracování signálů a prezentaci výsledků skrze aplikaci.

Pro navrhnutí řešení byly nastudovány principy zpracování signálů a měření pomocí radarů s modulovanou kontinuální vlnou. Mezi tyto principy patří: reprezentace signálu ve frekvenční doméně, měření vzdálenosti a úhlu pomocí radarů, algoritmy zpracovávání surových dat, které probíhají v radaru. Dále byl nastudován pohyb hrudi v důsledku dýchání a srdeční činnosti. Na základě těchto znalostí bylo navrženo řešení, které dokázalo detekovat srdeční rytmus a estimovat frekvenci dýchání a srdečního tepu snímané osoby. Návrh ovšem nedovolil současnou detekci a estimaci více osob naráz, kvůli použití radarové konfigurace s jednou vysílací a jednou přijímací anténou.

Po navrhnutí a následné implementaci návrhu v prostředí Matlab2024a byla testována přesnost detekce srdečního rytmu a estimace frekvence životních funkcí. Výsledky testování ukázaly vysokou spolehlivost detekce srdečního rytmu a nepřesná detekce se dala odstranit metodicky: přiblížením snímané osoby blíže k radaru nebo prodloužením délky časového okna pro detekci. U přesnosti estimace frekvencí byly výsledky spolehlivé pouze při splnění velmi přísných kritérií. Pro ostatní případy měly výsledné estimace velký rozptyl či neodpovídaly skutečnosti.

Na základě provedených testů lze říci, že radarový modul IWR6843AOP je využitelný pro detekci srdečního rytmu a za omezených podmínek i k estimaci frekvencí dechu a tepu.

Pokračováním práce by bylo využití více radarových antén pro snímání širšího úhlu. Díky tomuto by bylo možné provádět současnou detekci více osob na základě stejného algoritmu, který byl použit v této práci.

Literatura

- [1] Al-khafajiy, M., Baker, T., Chalmers, C. et al. Remote health monitoring of elderly through wearable sensors. *Multimed Tools Appl* 78, 24681–24706 (2019). <https://doi.org/10.1007/s11042-018-7134-7>
- [2] BOULET, Benoit a CHARTRAND, Leo. *Fundamentals of Signals and Systems*. Da Vinci Engineering Press, 2005. ISBN 978-1584503811.
- [3] JURA, Pavel. Signály a systémy, Část 1: Spojité signály. Online. S. 28 - 29. Dostupné z: https://www.fit.vut.cz/person/ibarina/public/sig/Signaly_System_S_P1.pdf. [cit. 2025-05-20].
- [4] Radix-2 fast fourier transform. Online. S. 2, 3. Dostupné z: https://www.phys.uconn.edu/rozman/Courses/m3511_19s/downloads/radix2fft.pdf. [cit. 2024-12-29].
- [5] SKOLNIK, Merrill I. *Radar Handbook*. 2. McGraw-Hill Book Co., 1970. ISBN 0070579083.
- [6] HALLIDAY, David; RESNICK, Robert a WALKER, Jearl, DUB, Petr (ed.). *Fyzika. 2.*, přeprac. vyd. Překlady vysokoškolských učebnic. Brno: VUTIUM, c2013. ISBN 978-80-214-4123-1. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:9e0e1ad0-6cac-11e9-998b-005056825209>.
- [7] WOLFF C., *Radar Tutorial* [online]. 1998 [cit. 2024-11-02]. Dostupné z: <https://www.radartutorial.eu/01.basics/Radar%20Principle.en.html>
- [8] *Radar*. Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Radar>. [cit. 2024-11-03].
- [9] SSLA. *Radar*. Online. 2013. Dostupné z: <https://www.ssla.co.uk/radar/>. [cit. 2024-11-03].
- [10] TEXAS INSTRUMENTS INC. Fundamentals of mmWave Radar Sensors [online]. 2024 [cit. 2024-11-02]. Dostupné z: https://dev.ti.com/tirex/explore/content/radar_academy_2_10_00_2/_build_radar_academy_2_10_00_2/source/introduction/fundamentals.html
- [11] TEXAS INSTRUMENTS INC. *The fundamentals of millimeter wave radar sensors*. Online. 2021. Dostupné z:

- <https://www.ti.com/lit/wp/spyy005a/spyy005a.pdf?ts=1730379637066>. [cit. 2024-11-03].
- [12] TEXAS INSTRUMENTS. *IWR6843AOP Single-Chip 60- to 64-GHz mmWave Sensor Antennas-On-Package (AOP)*. Online. 2022. Dostupné z: <https://www.ti.com/document-viewer/IWR6843AOP/datasheet#GUID-96B7F158-B4DC-4E73-9FEC-5BCCE1A5C7B8/TITLE-SWRS188X5103>. [cit. 2024-12-28].
- [13] PEAKE, Greg a CHEVRIER, Matthieu. Building a multipatient contactless vital signs sensor for at-home use with mmWave radar sensors. Online. S. 1-6. Dostupné z: https://www.ti.com/lit/an/slyt836/slyt836.pdf?ts=1735551344522&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F. [cit. 2024-12-30].
- [14] TEXAS INSTRUMENTS. *IWR6843AOP What Does Radar Data Look Like?*. Online. 2024. Dostupné z: https://dev.ti.com/tirex/explore/content/radar_academy_2_10_00_2/_build_radar_academy_2_10_00_2/source/introduction/radar_data.html [cit. 2024-12-28].
- [15] Design Guide: TIDEP-01001 Vehicle Occupant Detection Reference Design. Online. S. 9. Dostupné z: https://www.ti.com/lit/ug/tidue95a/tidue95a.pdf?ts=1735810407384&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Ftool%252FTIDEP-01001. [cit. 2025-01-02].
- [16] Cluster Analysis: Basic Concepts and Algorithms. Online. S. 40-42. Dostupné z: <https://www-users.cse.umn.edu/~kumar001/dmbook/ch8.pdf>. [cit. 2025-01-02].
- [17] R. F. Fouladi and A. Oncu, *Vital signs modeling for Doppler radar cardiorespiratory monitoring*, 2013 36th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), Rome, Italy, 2013, pp. 363-366, doi: 10.1109/TSP.2013.6613953. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6613953>. [cit. 2025-01-06]
- [18] Singh A, Rehman SU, Yongchareon S, Chong PHJ. *Modelling of Chest Wall Motion for Cardiorespiratory Activity for Radar-Based NCVS Systems*. Sensors (Basel). 2020 Sep 7;20(18):5094. doi: 10.3390/s20185094. PMID: 32906804; PMCID: PMC7570465. Dostupné z: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7570465/#B6-sensors-20-05094>. [cit. 2025-01-06].

- [19] TEXAS INSTRUMENTS. Vital Signs 68xx Developer's Guide. Online. 2022. Dostupné z: https://dev.ti.com/tirex/explore/node?node=A__AMuRqMvrweG4DqrGojBlxw__com.ti.mmwave_industrial_toolbox__VLyFKFf__LATEST. [cit. 2025-01-02].
- [20] TEXAS INSTRUMENTS. Industrial Toolbox (4.12.1). Online. Dostupné z: https://dev.ti.com/tirex/explore/node?a=1AslXXD__1.00.01.07&a=VLyFKFf__4.12.0&a=VLyFKFf__4.12.1&node=A__AEIJm0rwIeU.2P1OBWwlaA__com.ti.mmwave_industrial__toolbox__VLyFKFf__4.12.1&r=1AslXXD__1.00.00.26. [cit. 2025-05-20].
- [21] TEXAS INSTRUMENTS. UniFlash flash programming tool. Online. Dostupné z: https://www.ti.com/tool/UNIFLASH?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=epd-der-null-58700007779115367_uniflash_rsa-cpc-evm-google-ww_en_int&utm_content=uniflash&ds_k=uniflash&gad_source=1&gad_campaignid=12788839648&gbraid=0AAAAAC068F0fs8fzLjo46bGWqnZWWhcW4t&gclid=Cj0KCQjwoZbBBhDCARIsAOqMEZWZSnF-gzMPLu3ZN9Xae2iZOLhgc_GKQ9gmNsIsPijUPk9uRyjJO30aAp0CEALw_wcB&gclsrc=aw.ds. [cit. 2025-05-20].
- [22] TEXAS INSTRUMENTS. mmWave SDK User Guide. Dostupné z https://download.ti.com/software-development/software-development-kit-sdk/MD-PIrUeCYr3X/03.06.00.00-LTS/mmwave_sdk_user_guide.pdf
- [23] IWR6843AOPEVM: The "Range Profile" of "Vital Sign Reader Demo." Online. In: . Dostupné z: <https://e2e.ti.com/support/sensors-group/sensors/f/sensors-forum/1198381/iwr6843aopevm-the-range-profile-of-vital-sign-reader-demo>. [cit. 2025-05-20].
- [24] TEXAS INSTRUMENTS. DCA1000EVM. Online. Dostupné z: <https://www.ti.com/tool/DCA1000EVM>. [cit. 2025-05-20].

A Návod na spuštění aplikace

V prvním kroku, pokud tak nebylo už uděláno, je potřeba do radarového modulu nahrát binární složku `vital_signs_demo_68xx.bin` pomocí programu UniFlash. Návod s odkazy k dispozici zde [19].

Poté je třeba otevřít program Matlab, v něm otevřít celou přiloženou složku s vytvořenou aplikací a funkcemi. Před otevření aplikace `application.mlapp` v Matlab App Designer je potřeba prvně zkompileovat všechny `.m` funkce ve složce `matlab_files\matlab_functions`

Při používání aplikace doporučuji před každým nahráním `.cfg` souboru zmáčknout tlačítko `RST_SW`.

B Obsah elektronické přílohy

Přiložené paměťové médium USB FLASH obsahuje veškeré kódy, uživatelskou aplikaci a firmware radarového modulu. Tyto dokumenty jsou uspořádány v následující struktuře:

```
/
├── matlab_files ..... aplikace a funkce vytvořené v Matlabu
│   ├── matlab_functions .....m funkce
│   │   ├── computePhaseDifference.m
│   │   ├── estimateVitalSigns.m
│   │   ├── fillVitalSignsStats.m
│   │   ├── getCurrentConfiguration.m
│   │   ├── heartRateDetection.m
│   │   ├── interpolateOverThreshold.m
│   │   ├── mainLoop.m
│   │   ├── printVitalSignsdata.m
│   │   ├── radarData.m
│   │   ├── rangeBinsToComplexRange.m
│   │   ├── send_config.m
│   │   └── send_custom_config.m
│   └── application.mlapp .... uživatelská aplikace vytvořená v App Designer
├── radar_firmware .....soubory z demo aplikace Texas Instruments
│   ├── vital_signs_demo_68xx.bin
│   └── xwr68xx_profile_VitalSigns_20fps_Front.cfg
└── thesis
    └── Elsner_Richard_246475_DP_2025.pdf
```