



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AKVIZICE A KLASIFIKACE POHYBU

ACQUISITION AND CLASSIFICATION OF MOTION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Petra Tichá

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

BRNO 2017

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Petra Tichá

ID: 155613

Ročník: 2

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Akvizice a klasifikace pohybu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši problematiky akvizice a klasifikace pohybu s využitím akcelerometrických a gyroskopických dat. 2) Navrhněte akviziční systém pro snímání a záznam akcelerometrických a gyroskopických dat. Při návrhu zohledněte požadavek na přenosnost systému a plánované využití pro snímání pohybu dospělého člověka. 3) Realizujte akviziční systém. K realizaci řídicí jednotky využijte platformu Arduino. 4) Navrhněte metodu pro klasifikaci tří základních pohybů - sedu, chůze a běhu - ze zaznamenaných dat a realizujte ji s využitím programového prostředí Matlab. Klasifikační metoda může využívat buď samostatná data z akcelerometru a gyroskopu, nebo jejich kombinaci. 5) Ověřte korektnost klasifikace pohybů a vyhodnoťte přesnost akvizičního systému. 6) Proveďte diskuzi navrženého akvizičního systému a klasifikační metody.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] VODA, Zbyšek. Průvodce světem Arduina. Bučovice: Martin Stříž, 2015, 240s. ISBN 978-80-87106-90-7.

[2] YANG, Che-Chang a Yeh-Liang HSU. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. Sensors [online]. 2010, 10(8), 7772-7788 DOI: 10.3390/s100807772. ISSN 1424-8220.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 19.5.2017

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

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 akvizicí a klasifikací pohybu s využitím akcelerometrických a gyroskopických dat. V literární rešerši jsou zahrnuty kapitoly o biomechanice pohybu, senzorech používaných při analýze pohybu a o možnostech úpravy a klasifikace naměřených dat. Dále jsou zde popsány komponenty vlastního akvizičního systému, jeho realizace a způsob umístění zařízení na těle měřené osoby. K ověření funkčnosti bylo provedeno porovnání akvizičním systémem zaznamenaných dat s daty naměřenými chytrým telefonem pomocí aplikace Sense-it. Klasifikace pohybu byla realizována dvěma přístupy v programovém prostředí Matlab. První z nich využívá vektor příznaků, druhý klasifikuje pohyb pomocí absolutní hodnoty difference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Akvizice pohybu, klasifikace pohybu, akcelerometr, gyroskop, Arduino, Matlab

ABSTRACT

This diploma thesis deals with the acquisition and classification of movement using accelerometer and gyroscope data. The theoretical part contains biomechanics of movement, sensors used in the motion analysis and customization options and classification of measured data. A description of the components of the acquisition system, its implementation and placement on the body of the measured person are introduced in this work as well. To verify the functionality of the device, measured data was compared with the data measured by mobile application Sense-it. Classification of motion was implemented by two methods in the Matlab software environment. The first one uses a vector of three parameters, the other classifies the movement by the absolute value of the difference in signal deflections.

KEYWORDS

Acquisition and classification of movement, accelerometer, gyroscope, Arduino, Matlab

TICHÁ, P. *Akvizice a klasifikace pohybu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 98 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Akvizice a klasifikace pohybu jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících 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.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce Ing. Otu Janouškovi, Ph.D. za pedagogickou a odbornou pomoc, konzultace a cenné rady při zpracování této práce. Dále sportovnímu klubu Workout Brno za poskytnutí prostor k akvizici pohybu.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek	xiii
Úvod	1
1 Biomechanika pohybu	2
1.1 Základní pohybové stereotypy	2
1.2 Metody analýzy pohybu.....	2
1.2.1 Kinematické metody	2
1.2.2 Kinetické metody	3
2 Senzory pohybu	4
2.1 Akcelerometry	4
2.1.1 Akcelerometry piezoelektrické	6
2.1.2 Akcelerometry piezorezistivní	7
2.1.3 Akcelerometry kapacitní	8
2.2 Gyroskopy	10
2.2.1 Rotační gyroskopy	11
2.2.2 Vibrační gyroskopy (MEMS gyroskopy)	11
2.2.3 Optické gyroskopy	13
2.3 Umístění senzorů na lidském těle	14
3 Akcelerometrické a gyroskopické signály	16
3.1 Akcelerometrická data	17
3.1.1 Předzpracování dat	17
3.1.2 Klasifikace dat	17
3.2 Gyroskopická data	20
3.2.1 Předzpracování dat	20

4	Komponenty akvizičního systému	22
4.1	Arduino	22
4.2	Akcelerometr + gyroskop MPU-6050 GY-521	25
4.3	Data Logger Shield	26
5	Realizace akvizičního systému	28
5.1	Hardwarové řešení	28
5.2	Kalibrace a úprava dat	30
5.3	Program pro akvizici dat	31
5.4	Přípevnění akvizičního systému na měřené osobě	33
6	Testování akvizičního systému	35
7	Akvizice dat	40
7.1	Úprava akvizičního zařízení	40
7.2	Protokoly akvizice dat	40
8	Vlastnosti naměřených dat	45
8.1	Průměrná frekvence píků	46
8.2	Rozptyl a směrodatná odchylka	49
8.3	Hodnota minmax	56
8.4	Kvadratický průměr	60
8.5	Diference mezi vzorky	63
9	Klasifikační algoritmy	68
9.1	Načtení, úprava a filtrace signálu	68
9.2	Klasifikace pomocí vektoru příznaků	69
9.3	Klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu	74
9.4	Popis GUI rozhraní	80
10	Vyhodnocení přesnosti algoritmu	84

11 Diskuse výsledků	92
11.1 Klasifikační metody	92
11.2 Akviziční systém.....	95
12 Závěr	97
Literatura	99
Seznam symbolů, veličin a zkratk	103
Seznam příloh	105

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 2.1 - Piezoelektrický akcelerometr	6
Obrázek 2.2 - Křivka frekvenční odezvy piezoelektrického akcelerometru	7
Obrázek 2.3 - Piezorezistivní akcelerometr	8
Obrázek 2.4 - Kapacitní akcelerometr	9
Obrázek 2.5 - MEMS kapacitní akcelerometr Analog Device ADXL150	9
Obrázek 2.6 - Osy rotace u gyroskopu s třemi snímacími osami	11
Obrázek 2.7 - Působení Coriolisovy síly na gyroskop tvořený periodicky se pohybuujícím hmotným objektem	12
Obrázek 2.8 - Struktura snímače MEMS gyroskopu a jeho funkce při rotaci.....	12
Obrázek 2.9 - Optický gyroskop.....	14
Obrázek 3.1 - Normalizovaná FFT pro odpočinek, chůzi a běh.....	19
Obrázek 4.1 - Popis jednotlivých částí desky Arduino.....	23
Obrázek 4.2 - Arduino IDE.....	24
Obrázek 4.3 - Akcelerometr + gyroskop MPU-6050 GY-521	26
Obrázek 4.4 - Deek Robot Data Logging Shield V1.0	27
Obrázek 5.1 - Připojení senzoru MPU-6050 k desce Arduino	28
Obrázek 5.2 - Vrchní díl krabičky s baterií a tlačítkem.....	29
Obrázek 5.3 - Upevnění hardwaru ve spodní části krabičky	29
Obrázek 5.4 - Krabička akvizičního systému	30
Obrázek 5.5 – Blokové schéma programu pro Arduino	32
Obrázek 5.6 - Návrh popruhů, vlevo přední strana, vpravo zadní strana	34
Obrázek 5.7 – Připevnění akvizičního systému na měřené osobě.....	34
Obrázek 6.1 - Zkouška záznamu pohybu v ose x,y a z.....	35
Obrázek 6.2 - Zkouška záznamu rotace kolem osy x,y a z.....	36

Obrázek 6.3 - Schéma měření	37
Obrázek 6.4 - Akcelerometrická data naměřená pomocí chytrého telefonu.....	37
Obrázek 6.5 – Gyroskopická data naměřená pomocí chytrého telefonu	38
Obrázek 6.6 - Data z akcelerometru a gyroskopu naměřená akvizičním systémem	38
Obrázek 7.1 - Ukázka akcelerometrických a gyroskopických dat z měření 1	42
Obrázek 7.2 - Ukázka akcelerometrických a gyroskopických dat z měření 2.....	43
Obrázek 7.3 - Ukázka akcelerometrických a gyroskopických dat z měření 3.....	43
Obrázek 8.1 - Data z akcelerometru a složený signál $a_y + a_z$ (měření 3)	45
Obrázek 8.2 - Detekce píků (měření 3).....	46
Obrázek 8.3 - Četnost hodnot frekvence chůze a běhu (měření 1).....	48
Obrázek 8.4 - Četnost hodnot frekvence chůze a běhu (měření 2).....	48
Obrázek 8.5 – Četnost hodnot frekvence chůze a běhu (měření 3)	49
Obrázek 8.6 - Četnost hodnoty rozptylu (měření 1)	52
Obrázek 8.7 - Četnost hodnoty rozptylu (měření 2)	52
Obrázek 8.8 - Četnost hodnoty rozptylu (měření 3)	53
Obrázek 8.9 - Četnost hodnot směrodatné odchylky (měření 1)	55
Obrázek 8.10 - Četnost hodnot směrodatné odchylky (měření 2)	55
Obrázek 8.11 - Četnost hodnot směrodatné odchylky (měření 3)	56
Obrázek 8.12 - Četnost hodnoty minmax (měření 1)	58
Obrázek 8.13 - Četnost hodnoty minmax (měření 2)	59
Obrázek 8.14 - Četnost hodnoty minmax (měření 3)	59
Obrázek 8.15 - Četnost hodnot kvadratického průměru (měření 1)	61
Obrázek 8.16 - Četnost hodnot kvadratického průměru (měření 2)	62
Obrázek 8.17 - Četnost hodnot kvadratického průměru (měření 3)	62
Obrázek 8.18 - Ukázka výpočtu diference mezi vzorky (měření 1).....	63
Obrázek 8.19 - Četnost hodnot diferencí mezi vzorky (měření 1)	66
Obrázek 8.20 - Četnost hodnot diferencí mezi vzorky (měření 2)	66
Obrázek 8.21 - Četnost hodnot diferencí mezi vzorky (měření 3)	67

Obrázek 9.1 - Ukázka filtrace akcelerometrického signálu (měření 3)	69
Obrázek 9.2 - Blokové schéma předzpracování signálu	69
Obrázek 9.3 - Ukázka klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 1)	72
Obrázek 9.4 - Ukázka klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 2)	73
Obrázek 9.5 - Ukázka klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 3)	73
Obrázek 9.6 - Blokové schéma klasifikace pomocí vektoru příznaků	74
Obrázek 9.7 - Absolutní hodnota diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu	75
Obrázek 9.8 - Ukázka klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu (měření 1).....	78
Obrázek 9.9 - Ukázka klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu (měření 2).....	79
Obrázek 9.10 - Ukázka klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu (měření 3).....	79
Obrázek 9.11 - Blokové schéma klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek mezi vzorky signálu.....	80
Obrázek 9.12 - GUI rozhraní klasifikačního programu	81
Obrázek 9.13 - Výběr akcelerometrických signálů z jednotlivých os pomocí checkboxů	81
Obrázek 9.14 - Otevření nového okna při zvětšení grafu	82
Obrázek 9.15 - Třetí blok s volbou uložení detekovaných úseků jako dokument Microsoft Excel.....	82
Obrázek 9.16 - Náhled na uloženou tabulku detekovaných úseků	83
Obrázek 10.1 - Ukázka ručního odečtení konce úseku běhu	84
Obrázek 10.2 - Ukázka ručního odečtení přechodu mezi úsekem běhu a chůze	85
Obrázek 11.1 - Ukázka odlišnosti v klasifikaci počátku pohybového úseku (přechod ze sedu).....	93
Obrázek 11.2 – Redukce vstávání z lavičky v záznamu po složení signálu	93
Obrázek 11.3 - Ukázka detekce neplánovaného úseku chůze	94
Obrázek 11.4 - Oscilace způsobené nedostatečným připevněním akvizičního zařízení	96
Obrázek 11.5 - Vibrace při výskoku měřené osoby s nedostatečně pevně utaženými	

popruhy akvizičního zařízení.....	96
-----------------------------------	----

SEZNAM TABULEK

Tabulka 2.1 – Porovnání jednotlivých typů akcelerometrů na základě vlastností.....	10
Tabulka 3.1 - Přehled aplikací akcelerometrů a gyroskopů.....	16
Tabulka 3.2 - Souhrn parametrů získaných pomocí akcelerometrů a gyroskopů v různých studiích.....	16
Tabulka 4.1 - Technické parametry použité platformy Arduino UNO.....	23
Tabulka 5.1 - Hodnoty senzitivity pro akcelerometr a gyroskop podle měřítka	31
Tabulka 7.1 - Rozpis prvního měření	41
Tabulka 7.2 - Rozpis druhého měření.....	41
Tabulka 7.3 - Rozpis třetího měření	42
Tabulka 7.4 - Základní parametry měřených osob	44
Tabulka 8.1 - Průměrná frekvence píků pro chůzi.....	47
Tabulka 8.2 - Průměrná frekvence píků pro běh	47
Tabulka 8.3 - Naměřené hodnoty rozptylu pro běh	50
Tabulka 8.4 - Naměřené hodnoty rozptylu pro chůzi	50
Tabulka 8.5 - Naměřené hodnoty rozptylu pro odpočinek	51
Tabulka 8.6 - Směrodatná odchylka pro běh	53
Tabulka 8.7 - Směrodatná odchylka pro chůzi	54
Tabulka 8.8 - Směrodatná odchylka pro odpočinek	54
Tabulka 8.9 - Hodnoty minmax pro běh.....	56
Tabulka 8.10 - Hodnoty minmax pro chůzi	57
Tabulka 8.11 - Hodnoty minmax pro odpočinek	57
Tabulka 8.12 - Hodnoty kvadratického průměru pro běh.....	60
Tabulka 8.13 - Hodnoty kvadratického průměru pro chůzi	60
Tabulka 8.14 - Hodnoty kvadratického průměru pro odpočinek	61

Tabulka 8.15 - Hodnoty diferencí mezi vzorky pro běh.....	64
Tabulka 8.16 - Hodnoty diferencí mezi vzorky pro chůzi.....	64
Tabulka 8.17 - Hodnoty diferencí mezi vzorky pro odpočinek	65
Tabulka 10.1 - Přesnost klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 1)	85
Tabulka 10.2 - Přesnost klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 2)	86
Tabulka 10.3 - Přesnost klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 3)	86
Tabulka 10.4 - Přesnost klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu (měření 1)	87
Tabulka 10.5 - Přesnost klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu (měření 2)	88
Tabulka 10.6 - Přesnost klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu (měření 3)	88
Tabulka 10.7 - Rozdíly mezi celkovou dobou běhu, chůzí a odpočinku pro měření 1 ..	89
Tabulka 10.8 - Rozdíly mezi celkovou dobou běhu, chůzí a odpočinku pro měření 2 ..	90
Tabulka 10.9 - Rozdíly mezi celkovou dobou běhu, chůzí a odpočinku pro měření 3 ..	90

ÚVOD

Analýza pohybu lidského těla a jeho jednotlivých částí našla uplatnění v mnoha oborech. Velký význam má v medicíně, kde slouží jako prostředek k odhalení onemocnění a patologických stavů, nebo ve sportu. Tato práce se bude věnovat dvěma metodám analýzy pohybu. První z nich je akcelerometrie, která využívá měření zrychlení. Druhou metodou je měření úhlového zrychlení pomocí gyroskopu.

Cílem této práce je klasifikace tří základních pohybů – sedu (stoje), chůze a běhu. Půjde tedy o rozlišení, kdy byla měřená osoba v klidu a kdy v pohybu. Pohyb bude dále rozdělen na chůzi a běh. V první kapitole o biomechanice pohybu jsou uvedeny zmíněné základní pohybové stereotypy a jejich vlastnosti, které lze využít ke klasifikaci.

K návrhu akvizičního systému je zapotřebí vybrat správný senzor k měření pohybové aktivity. Z toho důvodu jsou v rámci druhé kapitoly uvedeny různé druhy akcelerometrů a gyroskopů, jejich vlastnosti a princip. Rozebrána je i problematika umístění senzorů na lidském těle, protože se jedná o důležitý prvek ovlivňující přesnost měření.

Třetí kapitola popisuje akcelerometrické a gyroskopické signály a možnosti jejich předzpracování a analýzy, které povedou k úspěšné klasifikaci pohybů.

Na základě teoretických poznatků a informací byl navržen akviziční systém s ohledem na přesnost systému a na přizpůsobení pro měření dospělých osob. K realizaci byla použita platforma Arduino. Popis zvolené desky, senzorů a dalších komponentů je ve čtvrté kapitole. V páté kapitole je popsána realizace akvizičního systému.

K ověření funkčnosti zařízení bylo provedeno zkušební měření. Data získaná vlastním akvizičním systémem byla porovnána s daty naměřenými pomocí mobilní aplikace Sense-it.

Popis způsobu akvizice akcelerometrických a gyroskopických dat je uveden v sedmé kapitole. Osmá kapitola se věnuje analýze naměřených dat.

Informace o odlišnostech dat v úsecích signálů náležících běhu, chůzi nebo odpočinku byly využity při realizaci klasifikačních algoritmů, které jsou popsány v deváté kapitole. Následně je vyhodnocena i jejich přesnost a provedena diskuse klasifikačních algoritmů i akvizičního systému.

1 BIOMECHANIKA POHYBU

1.1 Základní pohybové stereotypy

Chůze a běh patří mezi tzv. základní pohybové stereotypy, které jsou typické pro lokomoci člověka a od kterých se odvíjí další fyzická činnost při sportu.

Elementárním prvkem **chůze** je krok. Skládá se z opěrné, stojné, kročné, kmihové a švihové fáze. Jedná se o rytmický pohyb provázen pohyby celého těla, zejména pohyby horních končetin.

Složkami určující rychlost chůze jsou délka kroku a frekvence chůze. Kmih chůze je způsoben odrazem zadní dolní končetiny a délka a jeho frekvence je závislá především na kontrakční síle kyčelních flexorů (*m.rectus femoris*, *m.iliopsoas*, *m.tensor fasciae latae*), ve stojné fázi převážně extenzory kyčle (např. *m.glutaeus maximus*), extenzory kolena (*m.quadriceps femoris*) a plantárními flexory (např. *m.triceps surae*). Na konci švihové fáze se uplatňuje extenze bérce pomocí *m.quadriceps* (zejména při rychlejší chůzi, kdy se délka kroku prodlužuje).

Běh vychází ze stejného pohybového stereotypu jako chůze a jsou během něj zapojeny stejné svalové skupiny. Rozdíl mezi chůzí a během je hlavně v dynamice činnosti zapojených svalů a tím, že při běhu následuje po odrazu z fáze opěrné fáze letová. [2]

1.2 Metody analýzy pohybu

Přístrojové metody umožňují analyzovat pohyb při sportovní činnosti nebo slouží k odhalování poruch pohybu. Nejčastěji se rozdělují na metody kinematické, kinetické a neurální mechanismy kontroly pohybu (např. elektromyografie). Z hlediska zaměření práce bude věnována pozornost prvním dvěma. [1]

1.2.1 Kinematické metody

Hodnotí časoprostorové charakteristiky pohybu a posuzují pohyb člověka nebo jednotlivých tělesných segmentů vůči sobě z hlediska změny polohy vzhledem k definovaným bodům (nebo osám) v čase. Výstupem těchto metod jsou základní kinematické veličiny: dráha (úhel), rychlost nebo čas a další parametry z nich odvozené.

Mezi kinematické metody patří například akcelerometrie (měření zrychlení těla v daném směru), goniometrie (měření rozsahu pohybu v určitém kloubu) a inklinometrie (měření úhlového vychýlení segmentu vzhledem k definované (nejčastěji vertikální) ose. [1][2]

1.2.2 Kinetické metody

Hodnotí pohyb z hlediska sil, které jej způsobují. Zabývají se externími silami a tlaky, které na člověka působí (přímým kontaktem s podložkou) nebo vztahy mezi objektem a interními silami svalů, vazů, kostí a kloubů. Příkladem těchto metod je například posturografie nebo plantografie. [1][2]

2 SENZORY POHYBU

Pro akvizici pohybu lidského těla jsou použity dva typy senzorů. Prvním z nich je akcelerometr měřící zrychlení. Druhým je gyroskop, pomocí něhož můžeme určit orientaci v prostoru.

2.1 Akcelerometry

Akcelerometr je elektromechanické zařízení, které měří zrychlení a převádí jeho hodnotu na elektrické napětí. Rozlišujeme dva druhy těchto zrychlení. Změnou rychlosti pohybu (senzoru či objektu s připevněným senzorem) nebo vibrací akcelerometru vzniká zrychlení **dynamické**. Měřením tohoto zrychlení lze analyzovat směr, kterým se objekt pohybuje. Druhé, **statické** zrychlení, je důsledkem tíhového působení země (na jednotlivých osách je toto zrychlení závislé na orientaci vůči zemi) a výsledky měření je možno využít k výpočtu úhlu vychýlení vzhledem k zemskému povrchu. [21][22]

Základní jednotka zrychlení, kterou akcelerometr poskytuje, vychází z podílu vzdálenosti a druhé mocniny času. Nejčastěji je touto jednotkou m/s^2 . Další způsob vyjádření zrychlení je pomocí použití tíhového zrychlení na povrchu Země $g = 9,81 \text{ m/s}^2$. Hodnota 1 g bude tedy odpovídat rychlost $9,81 \text{ m/s}^2$.

Měření pohybové aktivity člověka pomocí akcelerometru je z hlediska zpracování dat výhodné, protože zrychlení je přímo úměrné vnější síle a odráží tedy intenzitu lidského pohybu. Z akcelerometrických dat lze dále odvodit rychlost pohybu a informaci o změně polohy integrací rychlosti v závislosti na čase (zrychlení je první derivací rychlosti podle času nebo druhou derivací polohy podle času). [9]

Princip akcelerometru je založen na měření výchylek pružně hmotného tělesa (tuhost pružiny i hmotnost je známa) uvnitř akcelerometru. Uplatňuje se zde tedy druhý Newtonův zákon (těleso se pohybuje se zrychlením, jestliže na něj působí síla). [2][9]

Vlastnosti akcelerometrů

Statická převodní charakteristika senzoru je charakterizována jako funkce:

$$y = f(x), \tag{2.1}$$

kde x je vstupní veličina a y výstupní veličina v časově ustáleném stavu. Ideální statickou charakteristiku lze vyjádřit jako:

$$y = K \cdot x, \quad (2.2)$$

kde K je citlivost senzoru. Dynamické vlastnosti senzorů jsou specifické změnou měřené hodnoty v čase. Rovnice (pokud není lineární) je nutno po úsecích linearizovat a dynamické chování sledovat v daných úsecích. Odchylku od ideální lineární charakteristiky udává **chyba linearity**.

Citlivost lze definovat jako výstupní napětí snímače při měření určité síly, která je vyjádřena v g ($1 g = 9,81 \text{ m/s}^2$). Například malý rozsah a tedy vysoká citlivost odpovídá $1,5 g$ (800 mV/g). Úroveň a frekvence výstupního střídavého napětí odpovídá amplitudě a frekvenci měřeného signálu. Čím má akcelerometr vyšší citlivost, tím větší změnu v signálu naměříme při dané změně zrychlení. Akcelerometry s vyšší citlivostí tedy nacházejí využití při měření nízkých úrovní vibrací (s malou amplitudou).

Horní a dolní frekvenční limit udává frekvenci, kdy je překročena dovolená mez přesnosti výstupního signálu (závisí na rezonanční frekvenci zařízení) či při které začne signál (a současně citlivost) klesat.

Kvůli pružnosti (pružné části) systému se u akcelerometrů objevuje jev rezonance, který je charakterizován **rezonanční frekvencí**. Frekvenční měření jsou touto frekvencí omezeny shora.

Frekvenční rozsah udává množství dob za sekundu, ve kterých je akcelerometr schopen spolehlivě měřit zrychlení (dovolená odchylka $\pm 5 \%$). Hodnota závisí na hmotnosti snímače, rezonanční frekvenci a piezoelektrických vlastnostech krystalu. Měl by odpovídat předpokládanému rozsahu frekvence.

V obvodech zesilovače je generováno širokopásmové (frekvenční spektrum užitečného signálu a frekvenční spektrum šumu se překrývají) nebo spektrální frekvenční **rušení** (postihuje určité frekvence). Úrovně šumu jsou uváděny v jednotkách g ($1 g = 9,81 \text{ m/s}^2$) na uvedený rozsah frekvencí. S rostoucí frekvencí zpravidla klesá i šum, při měření nízkých frekvencí je proto signál značně zatížen rušením.

Dynamický rozsah je intervalem hodnot amplitudy snímané veličiny, kdy nedojde k poškození přístroje. Uvádí se v násobku g ($1 g = 9,81 \text{ m/s}^2$) a jeho šířka by měla být větší než předpokládaný rozsah amplitudy.

Důležitou vlastností je také **hmotnost** akcelerometru. Měla být mnohem menší než hmotnost měřeného objektu, aby nedošlo k ovlivnění vlastního kmitočtu a zrychlení měřeného objektu. Podíl hmotnosti měřeného objektu a hmotnosti akcelerometru musí být větší než 10. S rostoucí hodnotou podílu se míra ovlivnění kmitočtu a zrychlení snižuje. [22][4]

Pro většinu měření stačí akcelerometry měřící ve dvou dimenzích. Jestliže chceme zaznamenávat zrychlení ve třech dimenzích, musíme použít tři akcelerometrické osy nebo samostatné dvou-osé akcelerometry na sebe vzájemně kolmé. [2][21][23][3]

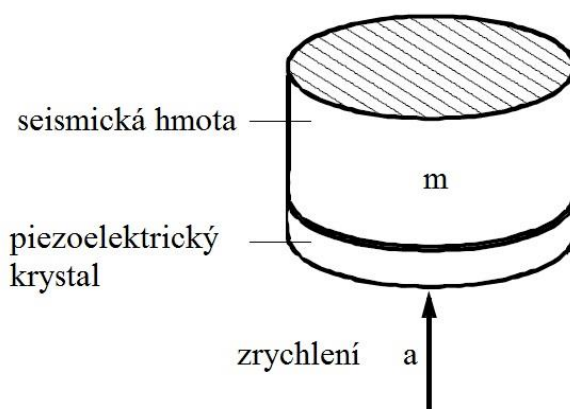
Mezi základní typy akcelerometrů patří akcelerometry piezoelektrické, piezorezistivní a kapacitní.

2.1.1 Akcelerometry piezoelektrické

Tento typ akcelerometrů využívá přímý piezoelektrický jev. Seismická hmota akcelerometru v závislosti na jejím zrychlení a hmotnosti působí podle druhého Newtonova zákona silou na piezoelektrický krystal:

$$F = m \cdot a, \quad (2.3)$$

kde F je působící síla, m hmotnost tělesa a a zrychlení. Piezoelektrický krystal je v důsledku působící síly mechanicky namáhán (deformován) a generuje výstupní napětí přímo úměrné působící síle (Obrázek 2.1 [7]).



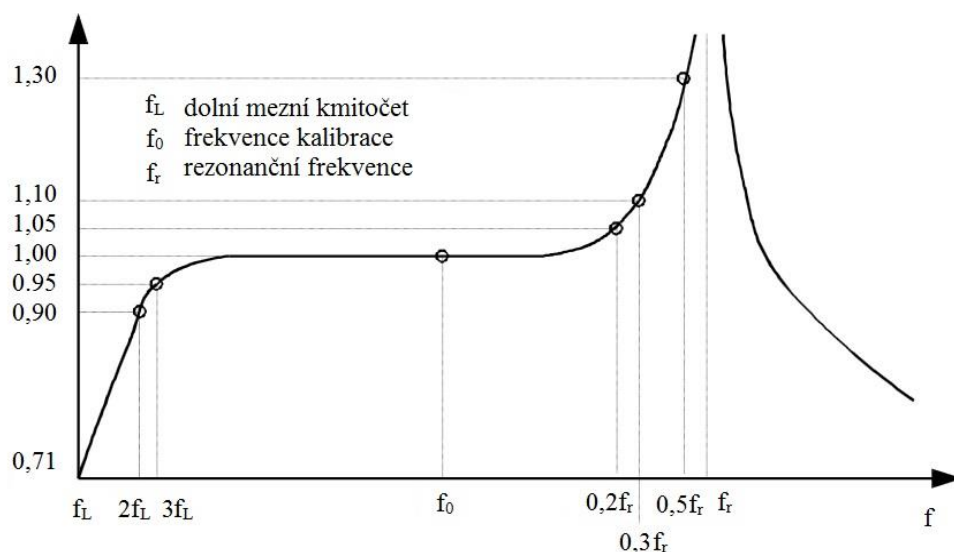
Obrázek 2.1 - Piezoelektrický akcelerometr

Obecně jsou piezoelektrické akcelerometry známy jako nejlepší volba pro měření vibrací. V porovnání s ostatními typy mají extrémně široký dynamický rozsah (měřené signály jsou téměř bez šumu, lze snímat rázy i téměř nepostřehnutelné vibrace) a široký frekvenční rozsah (je možné měřit i velmi vysoké frekvence). [3][7]

Jejich nevýhodou je to, že reagují pouze na dynamické zrychlení a nemohou být tedy použity pro měření konstantního zrychlení (frekvencí nižších než 0,1 Hz). Důvodem je pokles hodnot pro nízké hodnoty frekvence vlivem elektronického zpracování signálu. [17][9][4]

Piezoelektrický akcelerometr může být považován za mechanickou dolní propust s rezonančním vrcholem. Seismická hmota a piezoelektrický krystal tvoří pružný systém, který vykazuje rezonanční chování, a proto jsou vysoké frekvence akcelerometru limitovány. Pro větší frekvenční rozsah musí být zvýšena i rezonanční frekvence. Toho je docíleno redukcí seismické hmoty, negativním důsledkem je ovšem snížení citlivosti. Akcelerometr s vysokou rezonanční frekvencí tedy bude méně citlivý než seismický akcelerometr s nízkou rezonanční frekvencí. [21][7]

Obrázek 2.2 [7] zobrazuje křivku frekvenční odezvy piezoelektrického akcelerometru měřenou při konstantním zrychlení. Lze z ní vyčíst některé důležité frekvenční rozsahy. Při frekvenci 0,2 násobku f_r je odezva snímače 1,05, což znamená, že akcelerometr měří s chybou 5 %. Při 0,3 násobku f_r je chyba už 10 %. Z toho důvodu by měl být frekvenční rozsah shora omezen hodnotou $1/3$ rezonanční frekvence. [7]



Obrázek 2.2 - Křivka frekvenční odezvy piezoelektrického akcelerometru

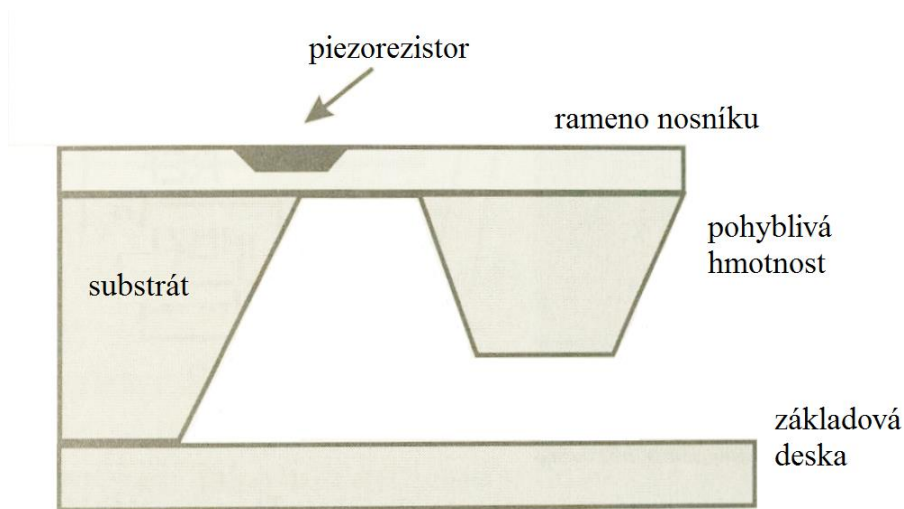
2.1.2 Akcelerometry piezorezistivní

Jsou založeny na piezorezistivním jevu, který vyjadřuje vliv krystalografické orientace hmoty na rezistivitu materiálu. Využívají opět krystal, ovšem v tomto případě krystal piezorezistivní, který převádí sílu (vznikající urychlovanou hmotou) na změnu odporu. Principem je ohybové namáhání nosníku s piezorezistivním křemíkovým materiálem,

v důsledku čehož dochází ke změně rezistivity piezorezistivních elementů (Obrázek 2.3 [4]). U integrovaných akcelerometrů je síť leptaných piezorezistivních elementů zapojena do Wheatstoneova můstku, které produkují napětí úměrné působícímu zrychlení. Wheatstoneův můstek kompenzuje změnu teploty a tím pádem zvyšuje citlivost senzorů. [19][4][36]

Oproti piezoelektrickým akcelerometrům mohou piezorezistivní akcelerometry měřit i konstantní akceleraci (frekvenci změn od 0 Hz). Jsou jednoduché a levné. V porovnání s ostatními akcelerometry má tento typ nejvyšší poměr citlivosti vůči hmotnosti a díky stabilitě napěťové citlivosti jsou vhodné k dlouhodobým měřením. [19][4][9]

Hlavními nevýhodami je vysoká citlivost na kolísání teploty (jsou teplotně závislé) a nižší úroveň výstupních signálů. [9][9][4]



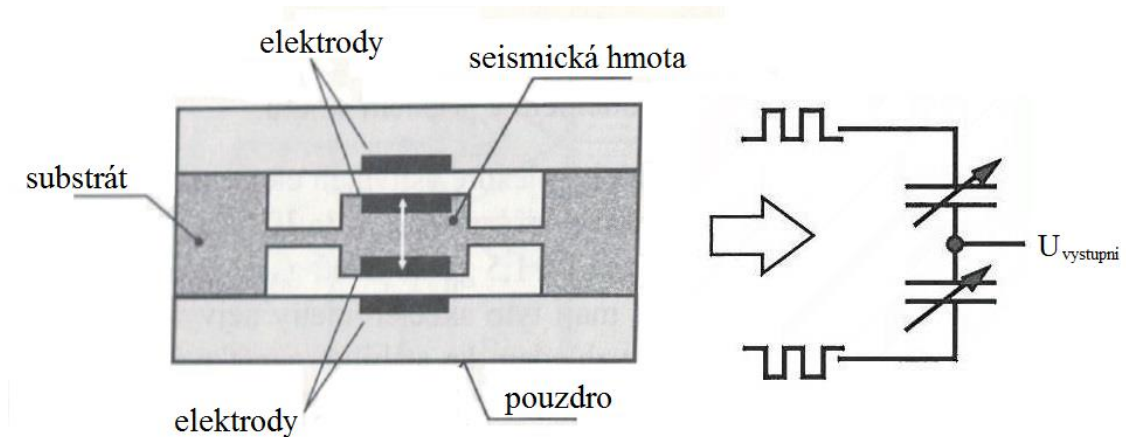
Obrázek 2.3 - Piezorezistivní akcelerometr

2.1.3 Akcelerometry kapacitní

Jsou jedním z nejvíce používaných pevných pohybových čidel. Pro určování zrychlení využívají snímání diferenciální kapacity.

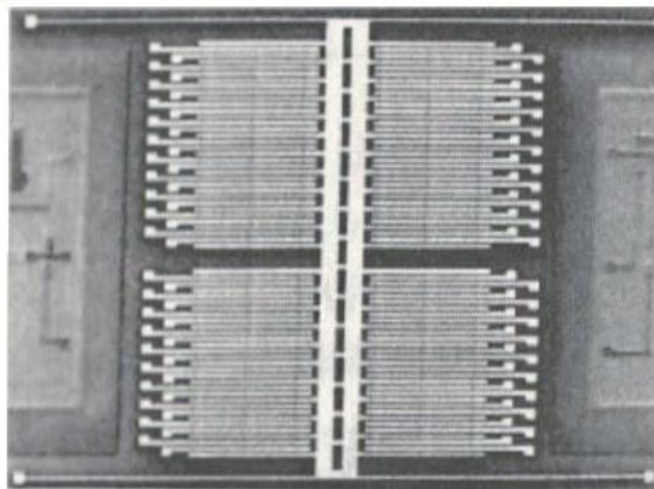
Posun seismické hmoty mezi kontrolní ploškou a nosným rámem lze měřit pomocí změny elektrické kapacity. Ve snímacím mechanismu je seismická hmota zapouzdřena mezi dvěma elektrodami, z nichž každá představuje desku kondenzátoru. Při pohybu seismické hmoty dochází k vytlačování elektrod v jednom nebo opačném směru a tím ke změně vzdálenosti mezi deskami kondenzátorů, jak je zobrazeno na Obrázek 2.4 [4]. Hodnota jedné kapacity se tedy zvětšuje a druhá snižuje. Diferenciální kapacita je přímo úměrná výchylce seismické hmoty.

V praxi jsou pohyblivé elektrody a stacionární rám často konstruovány ve formě vzájemně do sebe vnořených elektrod (struktura hřebenu). Velikost překrývající se oblasti pohyblivých a stacionárních elektrod a mezera mezi nimi určují citlivost měření. [9][9][4]



Obrázek 2.4 - Kapacitní akcelerometr

MEMS akcelerometry (MEMS = MicroElectroMechanical Systems) jsou uspořádány do výše zmíněné struktury. Jedná se o miniaturizovaný elektromechanický systém na (například) křemíkovém substrátu, zhotovený technologií podobnou výrobě integrovaných obvodů (Obrázek 2.5 [4]). Tvar hřebínku má seismická hmota z polykrystalického křemíku, která je zavěšena pomocí dvou pružných upevnění na monokrystalický substrát. Každý zub hřebínku je střední pohyblivou elektrodou, která je součástí soustavy diferenčních kapacitních senzorů s proměnnou vzduchovou mezerou. Součástí soustavy jsou vždy i dvě pevné elektrody. [4]



Obrázek 2.5 - MEMS kapacitní akcelerometr Analog Device ADXL150

Výhody kapacitních akcelerometrů jsou nízká spotřeba energie, přesnost, vysoká úroveň výstupního signálu a rychlá odezva na pohyb. Akcelerometry využívající kapacitní detekci mají nízkou úroveň šumu a tedy větší citlivost. Kapacitní akcelerometry jsou také stabilnější a mají lepší rozlišení než piezorezistivní akcelerometry. Jsou vhodné pro nízké dynamické rozsahy zrychlení. [9][8][4]

Tabulka 2.1 – Porovnání jednotlivých typů akcelerometrů na základě vlastností

Parametr	Piezoelektrické	Piezorezistivní	Kapacitní
Gravitační složka	Ne	Ano	Ano
Šířka pásma	Široká	Průměrná/úzká	Široká
Impedance	Vysoká	Nízká	Velmi vysoká
Úroveň signálu	Vysoká	Nízká	Průměrná
Teplotní rozsah (°C)	-55 až 150	-55 až 150	-200 až 200
Linearita	Dobrá	Průměrná	Vynikající
Cena	Vysoká	Nízká	Vysoká
Robustnost	Dobrá	Průměrná	Dobrá

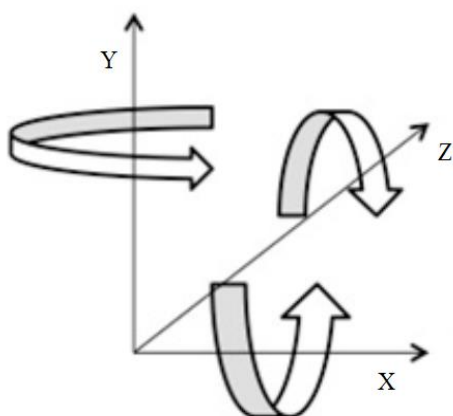
Tabulka 2.1 [8] slouží k porovnání piezoelektrických, piezorezistivních a kapacitních akcelerometrů na základě vlastností uvedených v úvodu kapitoly. Pro realizaci akvizičního systému byl z důvodu rychlé odezvy na pohyb, velké přesnosti a citlivosti zvolen kapacitní (MEMS) akcelerometr.

2.2 Gyroskopy

Pomocí gyroskopů lze měřit úhlovou rychlost a orientaci v prostoru. Jsou rozděleny na rotační, vibrační a optické. Mezi základní specifikace těchto senzorů patří:

Rozsah měření, který určuje maximální úhlovou rychlost, která může být senzorem měřena. Vyjádřena je obvykle ve stupních za sekundu ($^{\circ}/s$).

Podobně jako u akcelerometrů, tak i u gyroskopů volíme **počet snímacích os** (jedna, dvě nebo tři osy). Jestliže je pro měření použit gyroskop s 3 osami, je prostorová orientace tělesa specifikována parametry rotace kolem osy z, x a y (Obrázek 2.6 [15]).



Obrázek 2.6 - Osy rotace u gyroskopu s třemi snímacími osami

Šířka pásma u gyroskopů udává, kolik měření může být provedeno za sekundu. Jednotkou je tedy Hz.

Teplotní rozsah se u gyroskopů pohybuje od $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ do 70 až $200\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Jedna ze základních specifikací definuje míru šumu gyroskopu. Nazývá se „**úhlová náhodná procházka**“ (ARW = Angular Random Walk) a jednotkou jsou ($^{\circ}/\text{s}$).

Odchyłka senzoru je výstupním signálem, který není způsoben žádnou rotací. Vyjádřen je opět v ($^{\circ}/\text{s}$). [15]

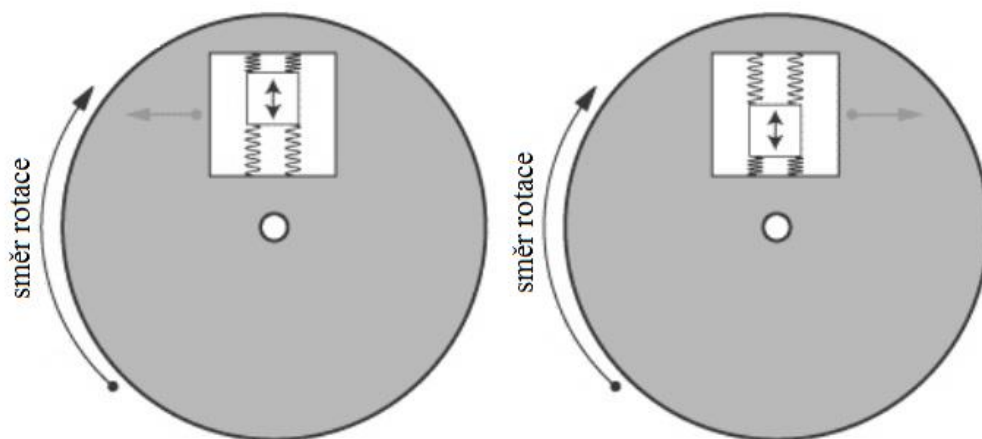
2.2.1 Rotační gyroskopy

Klasický mechanický gyroskop je obecně definován jako volný rotační setrvačnick (těžké kolo, které se otáčí v ložiscích) s nepatrným třením. Díky svému momentu hybnosti zachovává svou osu rotace, to znamená, že bez působení vnějších sil udržuje konstantní směr (výsledný vnější moment působící na systém je nulový). Na základě tendence gyroskopu dostat se vždy do polohy s největším setrvačným momentem, lze určit orientaci v prostoru. [15][24][25]

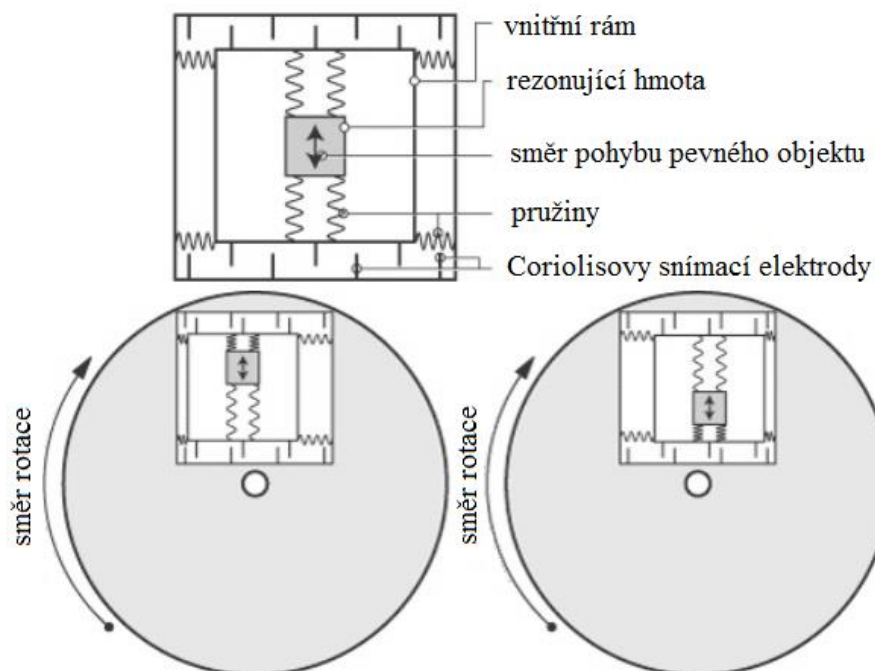
2.2.2 Vibrační gyroskopy (MEMS gyroskopy)

Pomocí těchto gyroskopů lze měřit pohyb ve formě rotační rychlosti objektu ve stupních za sekundu. Princip gyroskopů je založen na měření Coriolisovy síly (pomocí vibračních prvků), která vzniká v rotační vztažné soustavě a je úměrná rotační rychlosti (úměrná není jen její hodnota, ale také její směr). Úhlovou orientaci je poté možno získat integrací gyroskopického signálu. [8]

Coriolisova síla je definována jako imaginární síla působící kolmo ke směru hmotného objektu, který se s určitou rychlostí (periodicky) pohybuje v rotující soustavě. Směrem od osy rotace hodnota Coriolisovy síly vzrůstá. Gyroskopy jsou tvořeny pevným objektem uvnitř rámu, který je připevněn pružinami. Působení Coriolisovy síly při pohybu objektu směrem k okraji a ke středu rotujícího systému je znázorněno na Obrázek 2.7 [20]. [9][15][20]



Obrázek 2.7 - Působení Coriolisovy síly na gyroskop tvořený periodicky se pohybujícím hmotným objektem



Obrázek 2.8 - Struktura snímače MEMS gyroskopu a jeho funkce při rotaci

Coriolisovu sílu, která působí na objekt pohybující se v soustavě rotující kolem určité osy, lze vypočítat podle vzorce:

$$F_C = 2 \cdot m \cdot (v \times w), \quad (2.4)$$

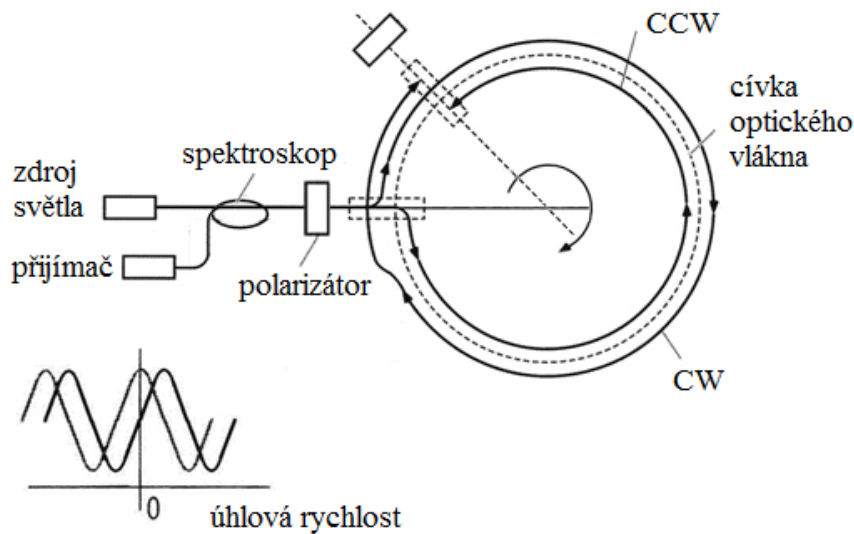
kde rychlost objektu je v , úhlová rychlost rotující soustavy w a hmotnost objektu m .

MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) gyroskopy musí být stále udržovány v periodickém pohybu (mechanické oscilace), aby se projevil efekt Coriolisovy síly. Proto je vždy součástí jedna periodicky se pohybující (vibrující) pevná struktura připevněná k rámu pružinami. Směr jejího pohybu musí být vždy kolmý ke směru otáčení. Vychýlení rezonujícího struktury v důsledku působení Coriolosovy síly může být zaznamenáno pomocí vnějších pružin, díky kterým dochází ke vzájemnému posuvu měřících plošek (které fungují jako elektrody kondenzátorů) viz Obrázek 2.8 [20]). Takto získáme výstup ve formě změny kapacity, která je úměrná rychlosti otáčení. Gyroskopy tedy využívají Coriolisův efekt pro převod rotačního pohybu objektu na měřitelný lineární pohyb. [9][20]

2.2.3 Optické gyroskopy

K měření úhlové rychlosti využívají Sagnacův efekt. Základem měření jsou dva paprsky světla, které se současně šíří optickým vláknem (jedno ve směru a druhé proti směru hodinových ručiček). Rotace kruhového vlnovodu v rovině, ve které leží optická vlákna, způsobí změnu obvodové rychlosti šíření paprsků – u jednoho se rychlost zvýší a u druhého sníží. Tato změna způsobí fázový rozdíl mezi dvěma vlnami, který je úměrný úhlové rychlosti otáčení. Optické vlny dopadají na fotoelektrický snímač, který produkuje proud v závislosti na intenzitě světelných vln (Obrázek 2.9 [37]). [14][15][5]

Ve srovnání s MEMS gyroskopy jsou citlivější. Citlivost se zvyšuje s délkou optických vláken (v souladu s vlastnostmi senzorů s optickými vlákny a fázovou modulací) vlákna pak mohou být dlouhá až několik kilometrů. Dále se vyznačují odolností vůči otřesům a gravitačním účinkům. Vzhledem k tomu našly optické gyroskopy využití hlavně v námořních a leteckých aplikacích. [14][15][5]



CW/CCW = světelný paprsek šířící se po směru/
proti směru hodinových ručiček

Obrázek 2.9 - Optický gyroskop

2.3 Umístění senzorů na lidském těle

Výběr umístění je závislý na typu senzoru a účelu, pro který je použit. Mezi nejlepší místa na lidském těle pro nošení senzorů patří oblast límce, zadní část nadloktí, předloktí, přední a zadní strana hrudního koše, v pase, stehna, lýtka a horní část chodidla. Tyto lokality jsou totiž typické poměrně větší souvislou plochou, nízkou pohyblivostí, flexibilitou a mají podobné rysy v porovnání mezi pohlavími. V případě měření pohybu celého těla jsou senzory nejčastěji umístěny v pase (na pas je nahlíženo jako místo v blízkosti středu hmoty celého těla a trup zaujímá většinu hmotnosti těla - tím pádem měřené parametry lépe charakterizují hlavní lidský pohyb) na hrudní kosti nebo dolní části zad.

Důležitý je také způsob upevnění senzoru na určené místo lidského těla. Senzory mohou být nalepeny přímo ke kůži nebo připevněny pomocí popruhů, pásků nebo jiného příslušenství. Další možností je integrovat senzory přímo do oblečení. Jelikož je pro měření pohybu důležité minimalizovat pohyb mezi senzorem a lidským tělem, nejlepším řešením je umístění pomocí popruhů. Nedostatečné upevnění způsobuje vibrace a posouvání senzoru, jejichž důsledkem je vytváření artefaktů v signálu a snižuje snímací přesnost. [9]

Místem pro umístění senzoru byla zvolena oblast zad, odpovídající obratlům Th9-Th10. Důvodů pro toto rozhodnutí je hned několik. Zaprvé, měření proběhne pro hlavní lidský pohyb (při běhu a chůzi) a tato oblast zad je v blízkosti středu hmoty celého těla, proto budou měřené parametry tento pohyb dobře popisovat. Zadruhé, v případě běhu může docházet k rotaci trupu a tím pádem budeme zaznamenávat určitou výchylku v odpovídající ose gyroskopu. Lze ji tedy použít jako další klasifikační prvek. Zatřetí, vzhledem k plánované velikosti akvizičního zařízení byly k upevnění přístroje vybrány popruhy a zvolená lokalita poskytuje dobré řešení jejich realizace. Je totiž velmi důležité, aby byl přístroj pevně umístěn a nedošlo při rychlejším pohybu k jeho pohybům (nebo je nutné alespoň tyto pohyby minimalizovat).

Zvolené řešení popruhů a umístění je popsáno v kapitole 5.4.

3 AKCELEROMETRICKÉ A GYROSKOPICKÉ SIGNÁLY

Akcelerometry a gyroskopy jsou použity v celé řadě studií lidského pohybu a pohybových poruch. Základní aplikace zmíněných senzorů zobrazuje Tabulka 3.1 [8]. Jak lze vyčíst z tabulky, gyroskopy se využívají spíše ve studii pohybu člověka jako celku, kdežto akcelerometr našel využití i ve studii pohybu jednotlivých částí těla (např. analýza třesu horní končetiny při Parkinsonově chorobě).

Tabulka 3.1 - Přehled aplikací akcelerometrů a gyroskopů

Analýza:	Akcelerometry	Gyroskopy
Chůze	ano	ano
Držení těla a pohybu trupu	ano	ano
Pohybu horních končetin	ano	ne
Fyzické aktivity	ano	ne

Tabulka 3.2 - Souhrn parametrů získaných pomocí akcelerometrů a gyroskopů v různých studiích

Akcelerometry	Gyroskopy
Orientace tělesného segmentu	Rychlost a délka kroku
Zrychlení dolních končetin	Úhel kloubu dolních končetin
Rychlost dolních končetin	Úhlová rychlost rotace trupu
Úhel dolních končetin	Úhlová výchylka pohybu trupu
Zrychlení a úhel pohybů horních končetin	
Frekvence pohybů horních končetin	
Zrychlení trupu	
Krok a doba cyklu chůze	
Výdej metabolické energie	

Analýzou naměřených signálů lze získat různé parametry, díky kterým je možné získat informace o poloze zkoumaném objektu nebo o jeho pohybu. Z hlediska množství těchto parametrů jsou přínosnější akcelerometry. Příklady parametrů získaných analýzou dat z akcelerometrů a gyroskopů, použitých při různých výzkumech a studiích, jsou uvedeny v Tabulka 3.2 [8].

3.1 Akcelerometrická data

Chůze, běh a stoj by měly být odlišitelné amplitudami zrychlení. Velikost zrychlení se mění v závislosti na činnosti a na konkrétní měřené osobě (její fyzické statnosti, výšce, váze, pohlaví atd.). Důsledkem tedy může být překrývání intervalů konkrétních parametrů (např. když osoba běhá pomalu). Odlišné jsou i frekvenční rozsahy těchto pohybů a další parametry. [11][12]

3.1.1 Předzpracování dat

Cílem předzpracování signálu je vhodně upravit data, aby se dala lépe klasifikovat. Prvním krokem je vyhlazování pomocí průměrujícího nebo mediánového filtru. Okno by mělo být voleno tak, aby nedocházelo k velkým deformacím amplitud signálu, ale aby byly odstraněny například parazitní signály aktivit, které trvají jen krátkou dobu a neodpovídají žádné měřené pohybové aktivitě. [13][11]

Druhým krokem je oddělení užitečného signálu (související s pohybovou aktivitou člověka) od rušivého signálu (šum). Odstraněním stejnosměrné (nízkofrekvenční) složky signálu eliminujeme také vliv gravitace na lineární zrychlení. Řešením je filtrování signálu horní propustí s mezní frekvencí 0,5 Hz (a méně – záleží na frekvenčním rozsahu měřených pohybů). [11][16]

3.1.2 Klasifikace dat

Přístupy ke klasifikaci pohybu mohou být založené na bázi prahů nebo s využitím statistických klasifikačních systémů.

První zmiňovaná metoda využívá známé poznatky a informace o pohybech, které mají být klasifikovány. Je zapotřebí sady empiricky odvozených prahových hodnot (pro každý druh pohybu), na základě kterých je možné data klasifikovat. Uplatňují se

zde hierarchické struktury algoritmu (rozhodovací strom). Pohyby mohou být dále klasifikovány pomocí analýzy ve frekvenční oblasti nebo pomocí diskretní vlnkové transformace (používá se například pro odlišení pohybu na rovném povrchu nebo na schodišti). [9]

Klasifikace s využitím statistických programů je založena na dozorovaném postupu strojového učení, které přiřazuje pozorovaný pohyb (na základě vlastností) na možný pohyb z hlediska pravděpodobnosti pozorování. Příklady těchto systémů jsou klasifikace pomocí rozhodovacího stromu, nejbližšího souseda, Bayesův klasifikátor (Naive Bayes classifier), GMM (Gaussian Mixture model) a skrytý Markovův model. [9]

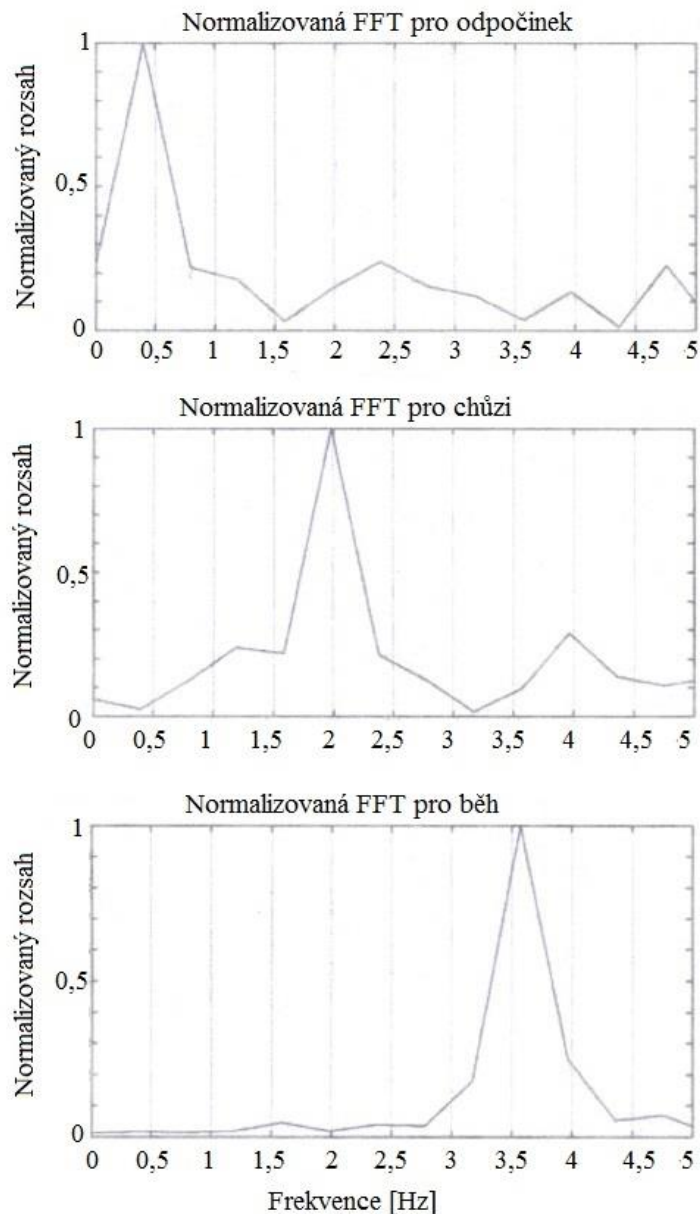
Vzorkovací frekvence by měla být zvolena tak, aby splňovala Nyquistovo kritérium (vzorkovací frekvence musí být větší než dvojnásobek maximální frekvence signálu).

Klasifikace pomocí spektrální analýzy

Cílem spektrální analýzy je popis rozložení složek signálu ve frekvenční oblasti. Analyzovaný signál je poté vyjádřen pomocí ortogonálních bázových funkcí, které v případě Fourierovy transformace mají tvar $e^{j2\pi f}$ (f = frekvence, j = imaginární jednotka). [11][4]

Jak už bylo zmíněno v úvodu kapitoly, kmitočtová pásma klasifikovaných pohybů by měla být odlišná. Většina pohybových jevů leží ve frekvenčním rozsahu do 20 Hz. Stání odpovídá hodnotě kolem 0,5 Hz, chůze 1,5 až 2,5 Hz, běh 2,5 až 4 Hz (podle [11]). Frekvenční pásma by měla být teoreticky podobná u všech měřených osob. Energie frekvenčních pásem nebo dominantní frekvence se tedy jeví jako vhodné parametry ke klasifikaci. Na Obrázek 3.1 [11] jsou znázorněny frekvenční rozsahy pro odpočinek (stání), chůzi a běh. [11]

Pro klasifikaci by měla být celá sada dat rozdělena do bloků. V případě fyzické aktivity je vhodná velikost bloku odpovídající cca 1,28 s dat (součin použité vzorkovací frekvence a velikosti bloku by měl být mocninou dvou – v případě následné aplikace FFT bude algoritmus nejrychlejší). Normalizace signálu v našem případě vhodná není, protože amplituda signálu je jedním z parametrů klasifikace. [11]



Obrázek 3.1 - Normalizovaná FFT pro odpočinek, chůzi a běh

Další možností je analýza výkonové spektrální hustoty (PSD - Power Spectral Density). Na rozdíl od Fourierovy transformace, která vyjadřuje změnu velikosti signálu v závislosti na frekvenci, PSD vyjadřuje rozdělení výkonu signálu v závislosti na frekvenci. Jednotkou je $W \cdot Hz^{-1}$ nebo $V^2 \cdot Hz^{-1}$. [12][4]

Klasifikace pomocí vlnkové transformace

Vlnková transformace poskytuje časově-frekvenční popis signálu. Oproti Fourierově transformaci obsahuje i informaci o distribuci frekvenčních složek signálu v čase. Teoreticky nelze současně určit přesnou frekvenci a polohu jejího výskytu v čase

(pro velké časové okno mají kmitočty velké rozlišení ve frekvenci a malé v čase a pro úzké okno naopak). Řešením u vlnkové transformace je vhodnou změnou šířky okna v čase a změnou jeho tvaru dosáhnout nejlepšího kompromisu mezi rozlišitelností v čase a frekvenci. Funkce, která ohraničuje použité okno, se nazývá mateřská vlnka:

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \psi \cdot \left(\frac{t - \tau}{s} \right), \quad (3.1)$$

kde s je měřítko pro změnu šířky vlnky (dilatace), τ je poloha, která slouží k posunu vlnky na časové ose (translace), $\psi(t)$ je tzv. prototyp vlnky. [4]

Parametry klasifikace

Parametry vhodné ke klasifikaci mohou být:

- Doba mezi uplynutím dvou sousedních píků signálu (v případě běhu a chůze se jedná o periodické signály). Pro činnosti s vysokou intenzitou je lepší použít místo průměrné doby mezi píky průměrný počet píků v definovaném okně (APF – Average Peak Frequency).
- Rozptyl, směrodatnou odchylku a RMS (Root Mean Square – kvadratický průměr) signálu v daném okně pro všechny 3 osy.
- Korelace mezi dvěma osami (např. z a y).
- Hodnota minmax, která je definována jako diference mezi maximální a minimální hodnotou v okně. [16]

Na základě vypočtených parametrů lze sestavit vektor příznaků a aplikovat některou ze statistických metod.

3.2 Gyroskopická data

Gyroskopická data poskytují informaci o úhlové rychlosti měřené osoby. Z hlediska pohybové aktivity by byly vhodné zejména při detekci určitých cviků, při kterých je typická rotace (válení sudů, kotouly,...). Svou úlohu mají také při určování rozdílu mezi během a ostatními pohyby.

3.2.1 Předzpracování dat

Teoreticky by bylo možné vypočítat numerickou integraci gyroskopických dat (úhlové rychlosti) úhel změny polohy měřené osoby. Kvůli přítomnosti driftu a akumulovaných chyb senzoru v signálu nelze integraci aplikovat přímo. Řešení problému je například odhad tohoto rušení pomocí Kalmanova filtru a signálů z akcelerometru od Luinge

a kolektivu [8]. Pro účely této klasifikace postačí filtrování signálu horní propustí s mezní frekvencí 0,3 Hz (opět záleží na frekvenčním rozsahu měřených signálů). [8][17]

Gyroskopická data poslouží jako další parametr ke klasifikaci. Běh se od ostatních testovaných pohybů liší v rotaci trupu během pohybu. V příslušné ose bude znatelná výchylka odpovídající úhlové rychlosti rotace. Díky tomu bude možno lépe odlišit obtížně klasifikovatelné úseky (odpovídající např. pomalému běhu/rychlé chůzi). Rotace v dalších osách bude mít spíše informační charakter.

4 KOMPONENTY AKVIZIČNÍHO SYSTÉMU

Při návrhu akvizičního systému byl brán ohled na přesnost systému a na přizpůsobení systému pro cílové uživatele – dospělé osoby. V této kapitole jsou popsány jednotlivé komponenty zařízení, které byly použity k realizaci akvizičního systému.

4.1 Arduino

Arduino je open-source elektronická platforma založená na snadno použitelném hardwaru a softwaru. Celosvětovou komunitou tvůrců a uživatelů je sdílána i spousta schémat a návodů, která poskytuje spousty informací a poznatků k využití Arduina. Vývoj Arduina začal v roce 2005 jako jednoduchý vývojový set pro studenty. Časem se jeho využití rozšířilo mezi širší komunitu a platforma Arduino se přizpůsobovala novým potřebám. Dnes jej nalezneme v různých formách základních desek uzpůsobených potřebám uživatele.

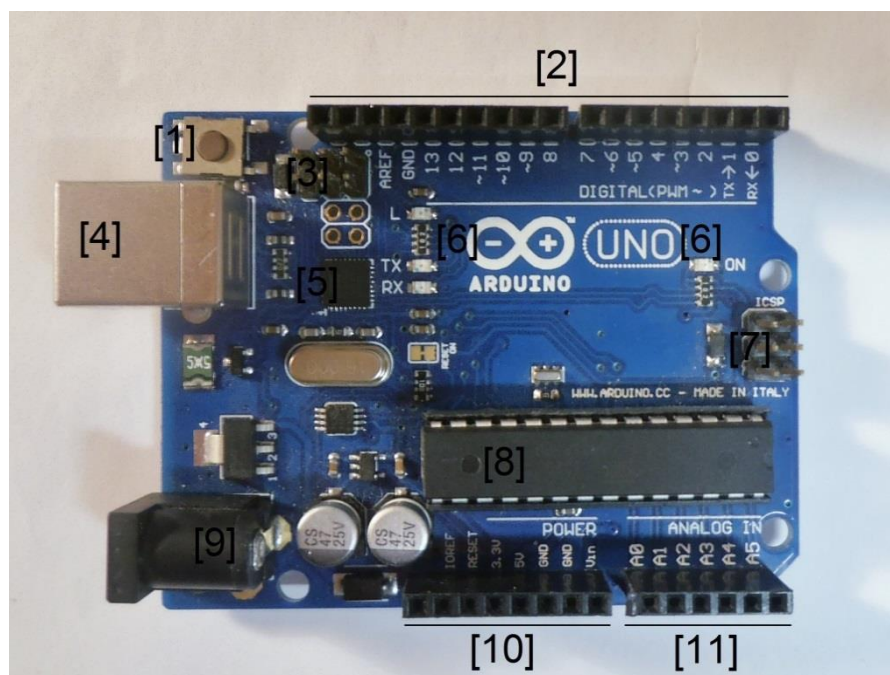
K návrhu a realizaci akvizičního systému bylo zvoleno Arduino Uno. Hlavní komponentou této vývojové desky je mikroprocesor ATmega328 firmy Atmel. Komunikaci mezi čipem a počítačem (PC) zajišťuje USB sériový převodník (USB port je součástí desky). Dále je na desce k dispozici 14 pinů, které mohou být použity jako vstupy nebo výstupy. Jejich pracovní napětí je 5 V. Každý pin může poskytnout nebo přijímat proud o velikosti 20 mA (horní limit na každém pinu je 40 mA, aby se zabránilo trvalému poškození mikrokontroleru). Některé piny mají speciální funkce: pin 0 (Rx) slouží k příjmu a pin 1 (Tx) k přenosu sériových dat, piny 3, 5, 6, 9, 10 a 11 poskytují 8-bitový PWM výstup (PWM = pulse with modulation – pulzně šířková modulace). Další části desky jsou popsány u Obrázek 4.1. Technické parametry jsou uvedeny v Tabulka 4.1.

USB port slouží nejen ke komunikaci s PC, ale i pro napájení desky. K realizaci akvizičního systému bude potřeba přídatného externího napájení ve formě baterie, neboť základním požadavkem je, aby byl systém bezdrátový a lehce přenosný. Pro tento účel je na desce umístěn napájecí konektor. Arduino může teoreticky operovat s externím napájením v rozsahu od 6 do 20 V. Při hodnotách menších než 7 V pracovní napětí na pinu může klesnout pod 5 V a deska se stane nestabilní. Naopak při hodnotách napájení vyšších než 12 V hrozí přehřátí a poškození desky. Doporučený

rozsah je tedy 7 – 12 V. [6][26]

Tabulka 4.1 - Technické parametry použité platformy Arduino UNO

Technické parametry	
Mikrokontrolér	ATmega328P
Pracovní napětí	5 V
Vstupní napětí (doporučeno)	7 – 12 V
Výstupní napětí (limit)	6 – 20 V
Digitální I/O piny	14 (6 poskytuje PWM výstup)
Analogové vstupy	6
DC proud na jeden I/O pin	20 mA
Flash	32 KB (ATmega328P) 0.5 KB použito pro bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Krystal	16 MHz

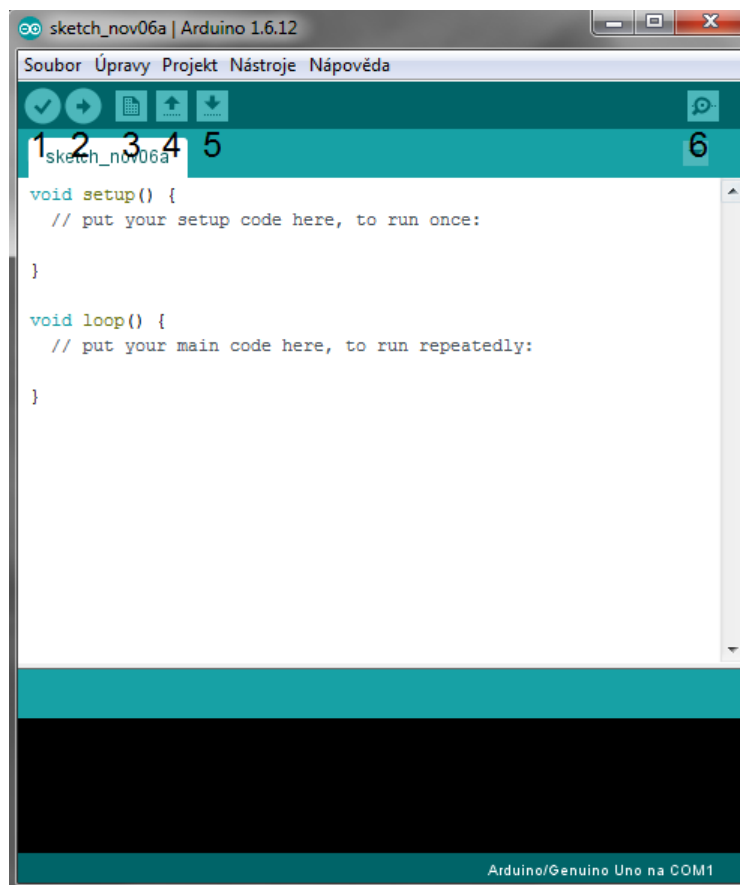


Obrázek 4.1 - Popis jednotlivých částí desky Arduino

- 1 Tlačítko pro reset (spuštění programu od začátku)
- 2 Digitální piny
- 3 ICSP hlavice pro externí programování USB-serial převodníku
- 4 USB port
- 5 USB seriál převodník
- 6 Indikační LED diody a indikační dioda napájení
- 7 ICSP hlavice pro externí programování hlavního čipu

- 8 Mikroprocesor ATmega328
- 9 Konektor pro externí napájení
- 10 Výstupy pro napájení
- 11 Analogové vstupy

Integrované vývojové prostředí – Arduino IDE (Integrated development environment) vzniklo z prostředí Processing (editor programovacího jazyku určený k výuce programování) a umožňuje nahrávání programů, ladění a komunikaci s deskou. Skládá se z textového editoru k zápisu kódu (bílé okno), oblasti výpisu informačních a chybových zpráv (černé okno), nástrojové lišty s nabídkou funkcí a řádkem ikon. Programy psané pomocí Arduino IDE se nazývají sketche a jsou ukládány s příponou souboru .ino. [6][27]



Obrázek 4.2 - Arduino IDE

- 1 Verify – zkontroluje kód a zvýrazní chyby
- 2 Upload – nahrává kód do připojeného Arduina
- 3 New – vytvoří nový sketch
- 4 Open – předloží nabídku všech sketchů k otevření
- 5 Save – uložit sketch
- 6 Serial Monitor – otevření sériového monitoru pro sériovou komunikaci

4.2 Akcelerometr + gyroskop MPU-6050 GY-521

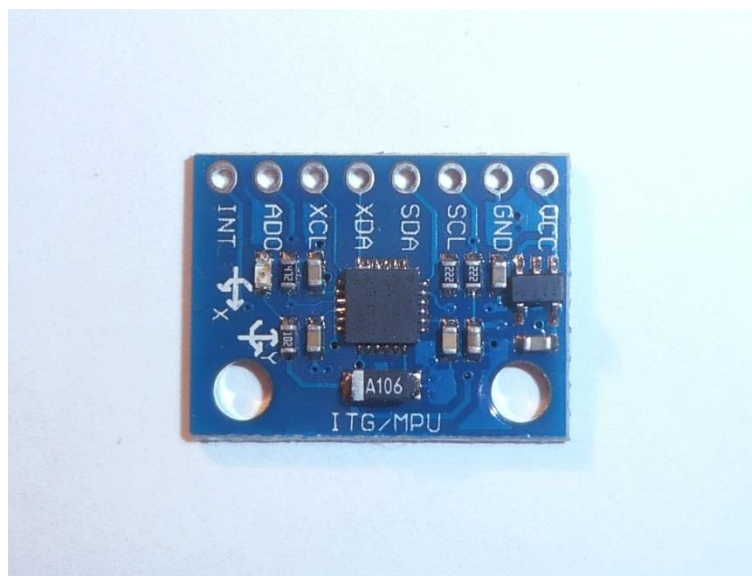
Snímač InvenSense MPU-6050 obsahuje MEMS akcelerometr i MEMS gyroskop na jednom čipu. Je velmi přesný, protože poskytuje 16ti bitový analogově-digitální konverzní hardware pro každý kanál. Ve stejnou dobu zachycuje kanály X, Y i Z.

Součástí snímače je DMP (Digital Motion Processor), který po naprogramování pomocí firmware může provádět složité výpočty s hodnotami senzorů přímo na čipu. Tím se snižuje zatížení mikrokontroléru (na desce Arduino) .

Nevýhodou u tohoto typu snímače je nekvalitní kondenzátor, který způsobuje nižší úroveň výstupního signálu (je zatížen šumem).

Trojosý **gyroskop** snímá úhlovou rychlost. Plný rozsah stupnice je možno naprogramovat uživatelem (+/- 250, +/- 500, +/-1000 a +/- 2000 °/s). Skládá se ze tří samostatných vibračních MEMS gyroskopů, které zajišťují detekci rotace kolem osy x, y a z. Je-li senzorem otáčeno podle některé z os, Coriolosova síla způsobuje vibrace, které jsou snímány. Signál je poté zesilován, demodulován a filtrován na napětí, které je úměrné úhlové rychlosti. Vzorkovací frekvence digitalizace signálu je volitelná v rozmezí 3,9 až 8 000 vzorků za sekundu, provozní proud je 3,6 mA.

Akcelerometr je rovněž trojosý (x,y,z). Zrychlení ve směru jedné ze snímacích os způsobí posun na odpovídající kontrolní plošce a kapacitní snímače jej detekují. Jestliže tedy bude zařízení umístěno na rovném povrchu, bude naměřená hodnota na ose x a y nulová a na ose z bude hodnota rovna +1. Měřítka akcelerometru je kalibrováno ve výrobě a je obecně nezávislé na napájecím napětí. Plný rozsah stupnice digitalizovaného výstupu může být upraven na +/- 2 g, +/- 4 g, +/- 8 g nebo +/- 16 g. Konstrukční řešení snímače snižuje citlivost akcelerometru vůči výrobní nepřesnosti i teplotnímu driftu. [28][35]



Obrázek 4.3 - Akcelerometr + gyroskop MPU-6050 GY-521

4.3 Data Logger Shield

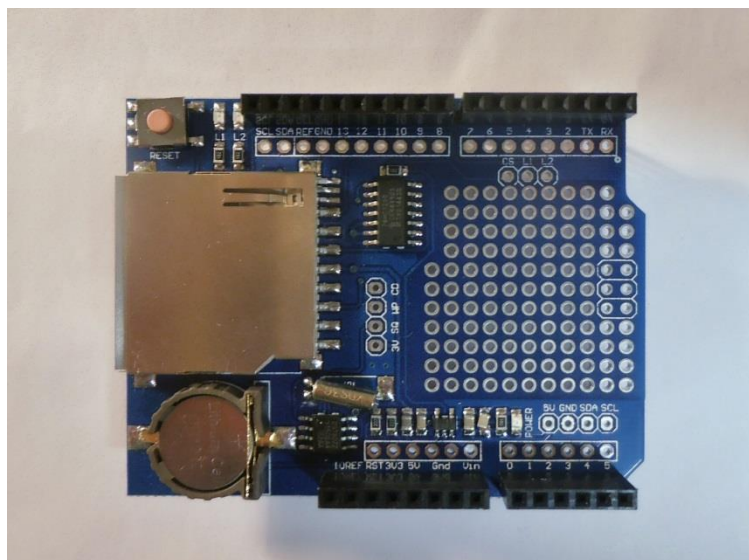
Data Logger Shield *Deek Robot Data Logging Shield V1.0* umožňuje k deskám Arduino přidat datové uložení ve formě SD karty s gigabyty úložného prostoru. To znamená, že lze data zaznamenávat na externí SD kartu, která musí být formátována na souborový systém FAT16 nebo FAT32.

Základní součástí je napěťový regulátor, který posunuje všechny hodnoty napětí v intervalu hodnot 3,3 V až 5 V na 3,3 V. Díky tomu je možné používat tento shield bezpečně s jakýmkoliv Arduinem, čímž se zabrání poškození SD karet.

Součástí shieldu jsou hodiny reálného času (RTC) s 8-pinovým čipem DS1307 a patičky pro baterii CR1220 (3 V). RTC tedy fungují, i když je Arduino odpojeno od napájení. Dále lze na shieldu nalézt dvě konfigurovatelné indikační LED diody, resetovací tlačítko a pájecí pole pro pájení konektorů, odvodů nebo senzorů. [33][34]

Pro komunikaci mezi mikrokontrolérem a SD kartou je používáno SPI (Serial Peripheral Interface). Jedná se o synchronní sériový datový protokol k rychlé komunikaci jednoho hlavního zařízení (mikroprocesor) s jedním nebo více periferními zařízeními na krátké vzdálenosti. Obvykle jsou používány 3 linky společné pro všechna zařízení MISO (Master In Slave Out – linka směrem k hlavnímu zařízení), MOSI (Master Out Slave In – linka směrem k periferním zařízením) a SCK (Serial Clock – pulsy generované hlavním zařízením k synchronizaci datového přenosu). Další linka (SS – Slave Select) je specifická pro každé zařízení, slouží k aktivaci či deaktivaci

konkrétního zařízení. Na desce Arduino UNO odpovídají linkám tyto piny: MOSI (11), MISO (12), SCK (13) a SS (10). Shield nevyžaduje složité zapojení k desce Arduino – stačí jej pouze vsunout do desky. [29][30]

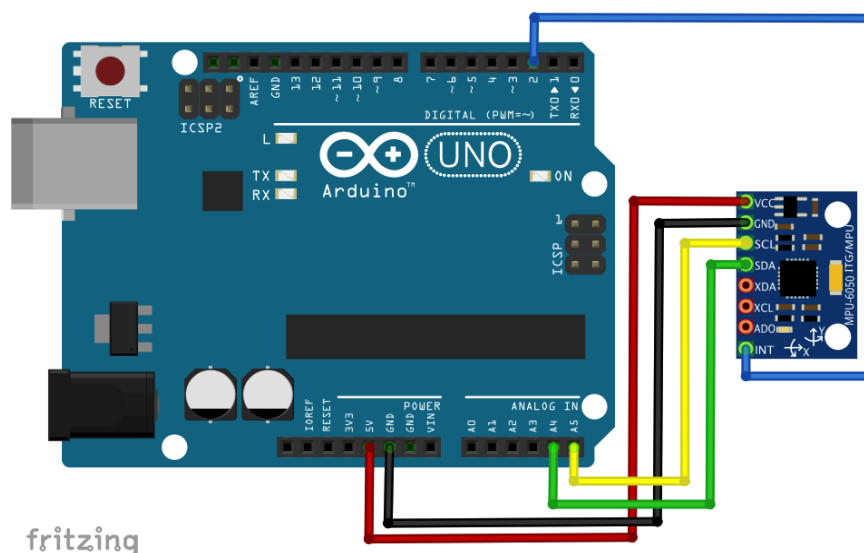


Obrázek 4.4 - Deek Robot Data Logging Shield V1.0

5 REALIZACE AKVIZIČNÍHO SYSTÉMU

5.1 Hardwarové řešení

Data logger shield byl nasazen na desku Arduino. Senzor MPU-6050 byl připojen k nepájivému poli a zapojen k Arduino pomocí 5 pinů (zobrazeno na Obrázek 5.1 [31]). Pin VCC byl připojen k napájení +5V, GND k zemi (GND), SCL (hodiny) k A5 a SDA (data) k A4. V některých aplikacích se připojuje také pin INT s digitálním pinem D2 pro detekci přerušení od DMP (Digital Motion Processor). [31]

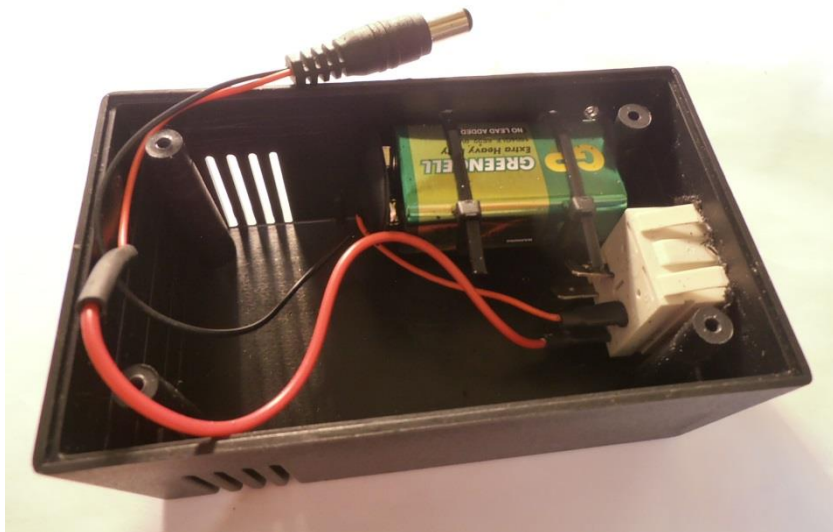


Obrázek 5.1 - Připojení senzoru MPU-6050 k desce Arduino

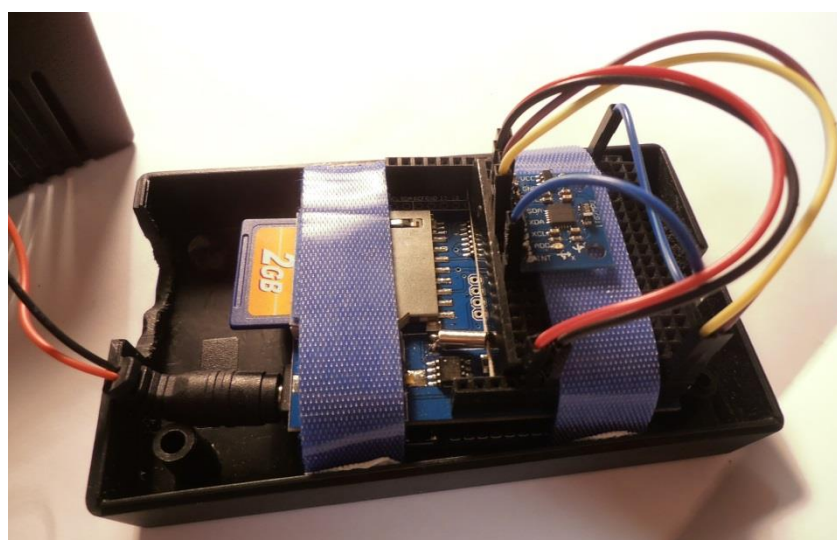
Zapojený hardware byl umístěn do spodního dílu krabičky. Pro snazší manipulaci bylo zvoleno připevnění Arduina se shieldem pomocí suchých zipů, které zároveň slouží jako podložení Arduino desky. Díky tomu je zabráněno poškození kontaktů na její spodní straně. Vytvořen byl také otvor pro připojení desky k PC bez nutnosti vyjímání desky z krabičky (viz Obrázek 5.3).

Nezbytné bylo podložit senzor, aby se nepohyboval vůči nepájivému poli (nenakláněl). I malá změna polohy senzoru se projevila na posunu hodnot v odpovídajících osách.

Do vrchního dílu krabičky byla stahovacími pásky upevněna baterie pro externí napájení a umístěno tlačítko, které slouží k zapínání a vypínání zařízení (Obrázek 5.2). Oba díly krabičky jsou k sobě přišroubovány (Obrázek 5.4).



Obrázek 5.2 - Vrchní díl krabičky s baterií a tlačítkem



Obrázek 5.3 - Upevnění hardwaru ve spodní části krabičky



Obrázek 5.4 - Krabička akvizičního systému

5.2 Kalibrace a úprava dat

Protože v klidovém stavu hodnoty neodpovídaly teoretickým hodnotám (akcelerometr: osy x a y rovny 0, osa z rovna 1, gyroskop: osa x , y i z rovny 0), musela být provedena kalibrace senzoru a následná úprava dat.

Kalibrace byla realizována za pomoci programu, který byl nainstalován spolu s knihovnou MPU6050. Umístěn je ve složce examples → MPU6050 → MPU6050_calibration. Principem je výpočet průměrné hodnoty dat v každé z os z 1000 vzorků (vynechává se prvních 100 vzorků k dosažení větší přesnosti). Na základě těchto průměrů (odpovídají posunům os) je vypočten jeden parametr (ax_offset , ay_offset , az_offset , gx_offset , gy_offset a gz_offset) pro každou osu.

```
void calibration() {  
    ax_offset=-mean_ax/8;  
    ay_offset=-mean_ay/8;  
    az_offset=(16384-mean_az)/8;  
  
    gx_offset=-mean_gx/4;  
    gy_offset=-mean_gy/4;  
    gz_offset=-mean_gz/4;  
}
```

Po zadání parametrů do určeného příkazu dojde k posunu os k žádaným hodnotám.

```
accelgyro.setXAccelOffset(ax_offset);  
accelgyro.setYAccelOffset(ay_offset);  
accelgyro.setZAccelOffset(az_offset);
```

```

accelgyro.setXGyroOffset(gx_offset);
accelgyro.setYGyroOffset(gy_offset);
accelgyro.setZGyroOffset(gz_offset);

```

Při výpisu nezpracovaných naměřených hodnot jsou získány hodnoty odpovídající (nebo alespoň velmi podobné) $ax = 0$, $ay = 0$, $az = 16384$, $gx = 0$, $gy = 0$, $gz = 0$. K získání výsledku v jednotkách g ($1g = 9,81 \text{ m/s}^2$) pro akcelerometr a stupních za sekundu ($^\circ/s$) pro gyroskop je třeba provést úpravu dat ve formě vydělení nezpracovaných hodnot senzitivitou. Ta se určuje podle měřítka akcelerometru a gyroskopu. Přehled hodnot je v Tabulka 5.1, která je získána z datasheetu MPU6050. [32][35]

$$\text{Požadovaná hodnota} = \frac{\text{Nezpracovaná hodnota}}{\text{Senzitivita}} \quad (5.1)$$

Tabulka 5.1 - Hodnoty senzitivity pro akcelerometr a gyroskop podle měřítka

Akcelerometr		Gyroskop	
Měřítka [g]	Senzitivita	Měřítka [$^\circ/s$]	Senzitivita
+/- 2	16384	+/- 250	131
+/- 4	8192	+/- 500	65,5
+/- 8	4096	+/- 1000	32,8
+/- 16	2048	+/- 2000	16,4

Data z gyroskopu mohou být převedena na radiány za sekundu (rad/s) podle následujícího vztahu:

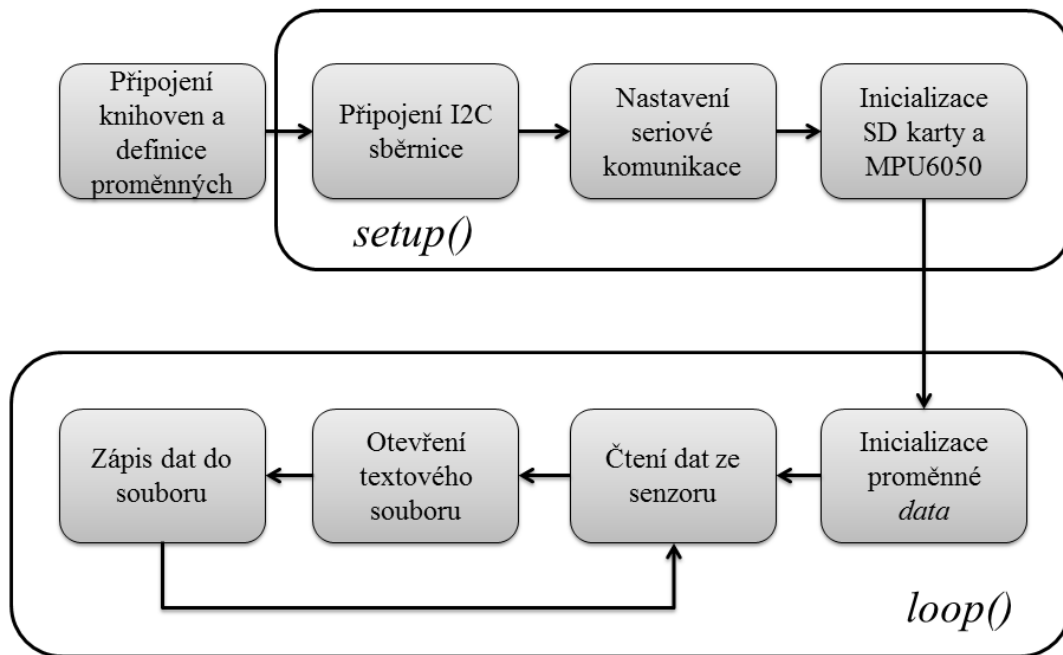
$$H_{rad} = \frac{H_{st} * \pi}{180}, \quad (5.2)$$

kde H_{rad} = hodnota v radiánech a H_{st} = hodnota ve stupních.

5.3 Program pro akvizici dat

Každý program napsaný ve vývojovém prostředí Arduino IDE v programovém prostředí Wiring je složen ze dvou bloků. První blok začíná voláním funkce `void setup(){...}`, do složených závorek se píše část kódu s příkazy, které jsou provedeny pouze jednou, a to na začátku programu. Druhý blok začíná funkcí `void loop(){...}`. V tomto případě se příkazy vepsané do závorek opakují stále dokola, dokud je připojeno

napájení.[6] Blokové schéma programu je zobrazen na Obrázek 5.5.



Obrázek 5.5 – Blokové schéma programu pro Arduino

Na začátku programu je třeba připojit potřebné knihovny. První z nich je *Wire.h*, která umožňuje komunikaci s I2C zařízeními, druhou je *SPI.h*, která slouží ke komunikaci mezi zařízeními SPI (viz 4.3), *SD.h*, která umožňuje čtení a zápis dat na SD karty, *I2Cdev.h* a *MPU6050.h*, potřebné k funkčnosti senzoru MPU6050. Následuje definice proměnných, do kterých se budou ukládat hodnoty ze senzoru (*ax*, *ay* a *az* pro akcelerometr a *gx*, *gy* a *gz* pro gyroskop) a proměnná *time* pro zaznamenávání času.

V prvním bloku (*setup()*) je připojena I2C sběrnice a je započata sériová komunikace, nastavena na zvolenou hodnotu (např. *Serial.begin(9600)*). Rychlost pro sériový přenos dat v bitech za sekundu bude tedy 9600. Dále jsou v tomto bloku umístěny příkazy pro inicializaci SD karty a senzoru MPU6050 včetně testování připojení. Probíhající operace a jejich výsledky lze kontrolovat na sériovém monitoru.

V druhém bloku (*loop()*) jsou nadefinovány hodnoty senzitivity pro akcelerometr a gyroskop podle rozsahu měřítka (viz Tabulka 5.1). Pomocí příkazu *millis()* je do proměnné *time* ukládán čas v milisekundách, který uběhl od začátku aktuálního programu. Do proměnné *data* budou ukládány aktuální hodnoty ze senzoru, odděleny tabulátorem. Posledním sloupcem bude čas zápisu jednotlivých hodnot. Čtení

aktuálních hodnot ze senzoru je realizováno příkazem `accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz)`. Následuje vytvoření textového souboru `data.txt`, do kterého se ukládají naměřená data (`dataFile.println(data)`).

```
//Cteni namerenych dat ze senzoru
accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);

//Otevreni souboru data.txt
File dataFile = SD.open("data.txt", FILE_WRITE);

//Pokud soubor uz existuje, zapisujeme data do nej
if (dataFile) {
  //Samotny zapis - zapise data a skoci na novy radek
  dataFile.println(data);
  dataFile.close();

  Serial.print("Zapisuji do souboru data - ");
  Serial.println(data);
}
```

Aktuální operace jsou opět vypisovány na sériový monitor (`Serial.print()` nebo `Serial.println()` pro zápis na nový řádek). Posledním příkazem je `delay()`, který definuje pauzu programu (v milisekundách) a tím pádem interval zápisu naměřených hodnot.

5.4 Připevnění akvizičního systému na měřené osobě

Kvůli přepokládané velikosti zařízení a z dalších důvodů uvedených v kapitole 2.3, bylo zvoleno umístění krabičky s akvizičním zařízením na zádech v oblasti odpovídající obratlům Th9-Th10.

Fixaci krabičky zajišťují popruhy. Popruhy byly navrženy tak, aby se zabránilo pohybu přístroje vůči měřené osobě. Řešení popruhů je podobné sportovním camelbakům, které poskytují pevné upevnění zátěže a tím pádem minimalizují omezování sportovce i při rychlejším pohybu (běhu). Návrh je zobrazen na Obrázek 5.6. Plné obdélníky značí trojzubce, trojúhelníky zkracovače (k úpravě délky popruhů) a světlý obdélník akviziční zařízení.



Obrázek 5.6 - Návrh popruhů, vlevo přední strana, vpravo zadní strana

Pro akviziční systém byla ušita látková kapsa, na které je umístěn suchý zip. Ten slouží k uchycení na popruhy. Dalším upevňujícím prvkem jsou dvě širší gumy, které obemykají zařízení zespodu, kříží se a na patentky se zapínají k uším popruhů. Kapsa byla zvolena z toho důvodu, že méně klouže než plastový obal zařízení a připevnění je proto stabilnější.

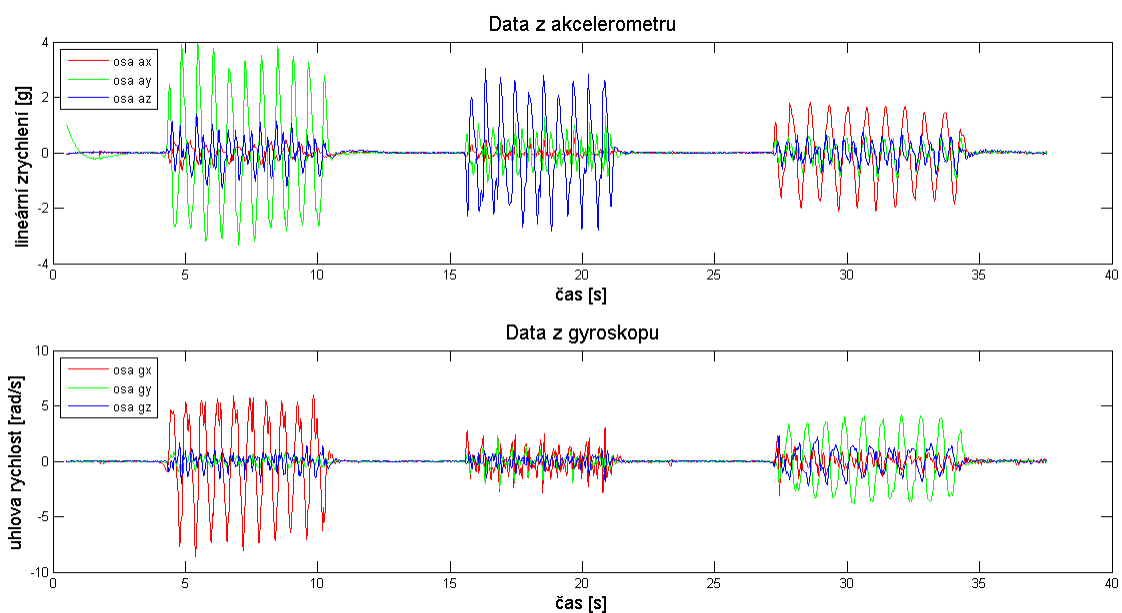


Obrázek 5.7 – Připevnění akvizičního systému na měřené osobě

6 TESTOVÁNÍ AKVIZIČNÍHO SYSTÉMU

Testování akvizičního systému probíhalo ve dvou fázích. Nejprve bylo třeba ověřit teoretické předpoklady o záznamu dat během pohybu akvizičního zařízení ve všech třech akcelerometrických osách a během rotace kolem těchto tří os pomocí gyroskopu. Druhou fází bylo testování akvizice lidského pohybu (odpočinku, chůze a běhu).

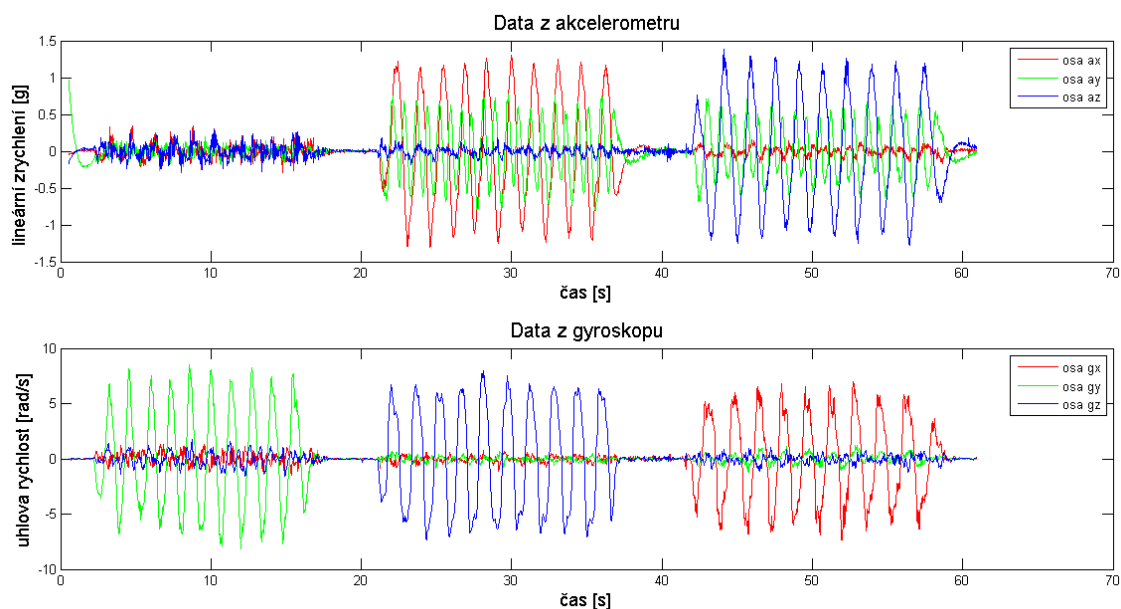
Akcelerometrická data informují o zrychlení v ose x , y a z . Naměřené hodnoty byly pro lepší srovnání převedeny na m/s^2 (při testování lidského pohybu). První zkušební záznam dat (viz Obrázek 6.1) byl naměřen během pohybu po akcelerometrické ose ay , jednalo se tedy o pohyb nahoru (v záznamu kladná výchylka) a dolů (záporná výchylka). Následoval pohyb po ose az , kdy bylo akvizičním zařízením pohybováno dopředu (kladná výchylka) a dozadu (záporná výchylka). Poslední část tohoto záznamu patřila pohybu doprava (záporná výchylka) a doleva (kladná výchylka).



Obrázek 6.1 - Zkouška záznamu pohybu v ose x , y a z

Během druhého zkušebního měření byla prováděna rotace kolem všech tří os (viz Obrázek 2.6). Získané hodnoty byly přepočteny na radiány za sekundu. Na Obrázek 6.2 lze vidět nejen záznam rotace pomocí gyroskopu (graf dole) ale i to, jak se rotace projeví v záznamu lineárního zrychlení pomocí akcelerometru (graf nahoře). První rotace byla provedena kolem osy gy . Rotace přístroje doprava se v záznamu dat promítne jako záporná výchylka, rotací doleva je získána výchylka kladná. Následující rotace byla kolem osy gz , tedy pohyb levou stranou akvizičního zařízení směrem vzhůru

(po směru hodinových ručiček) a zpět (pravou stranou nahoru, proti směru hodinových ručiček). V prvním případě byla získána záporná výchylka, v druhém kladná. Poslední část měření patřila rotaci kolem osy g_x , což se při rotaci směrem dopředu projevilo jako záporná výchylka a při rotaci směrem dozadu jako kladná výchylka.



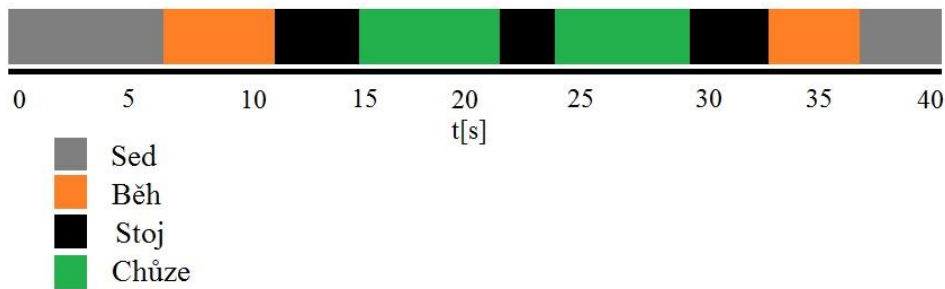
Obrázek 6.2 - Zkouška záznamu rotace kolem osy x, y a z

Z důvodu pohybu akvizičním zařízením pomocí rukou mohly vzniknout nepřesnosti. To znamená, že záznamy nebyly provedeny přesně a jenom v jedné ose, ale během pohybu bylo zařízením pohybováno i v jiné ze zbývajících os, u kterých nebyl pohyb sledován. Záznamy v jiných než primárně sledovaných osách tedy nemusí odpovídat teoretickým předpokladům.

Testování akvizičního systému během lidského pohybu proběhlo v tělocvičně při teplotě $22\text{ }^{\circ}\text{C}$. Senzor byl kalibrován při stejné teplotě, aby byl eliminován teplotní rozdíl, který by mohl mít vliv na přesnost měření. Pozice akvizičního zařízení (i chytrého telefonu) je při měření taková, že osa y odpovídá ose působící svisle vzhůru (výchylka v klidu je v ose y $+1\text{ g}$).

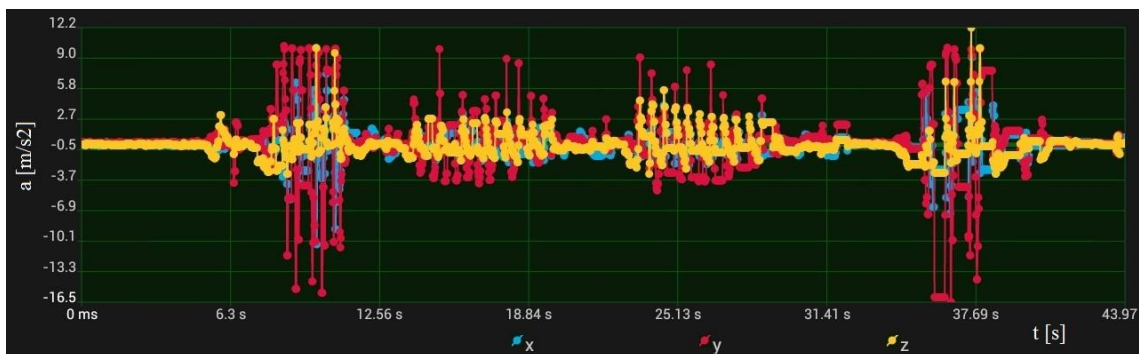
Nejdříve bylo měření provedeno akvizičním systémem, poté chytrým telefonem. Aplikace Sense-it neumožňuje snímání ze dvou senzorů zároveň, takže byla akvizice akcelerometrických a gyroskopických dat provedena zvlášť. Z tohoto důvodu měřená osoba absolvovala trať třikrát, což může být zdrojem nepřesností při vizuálním porovnávání získaných dat (někdy se pohybovala rychleji nebo byl časový úsek stoje a sedu delší a naopak). Jelikož bylo účelem měření ověřit funkčnost přístroje, nejsou

tyto nepřesnosti nijak významné. Přibližné schéma měření je zobrazeno na Obrázek 6.3.



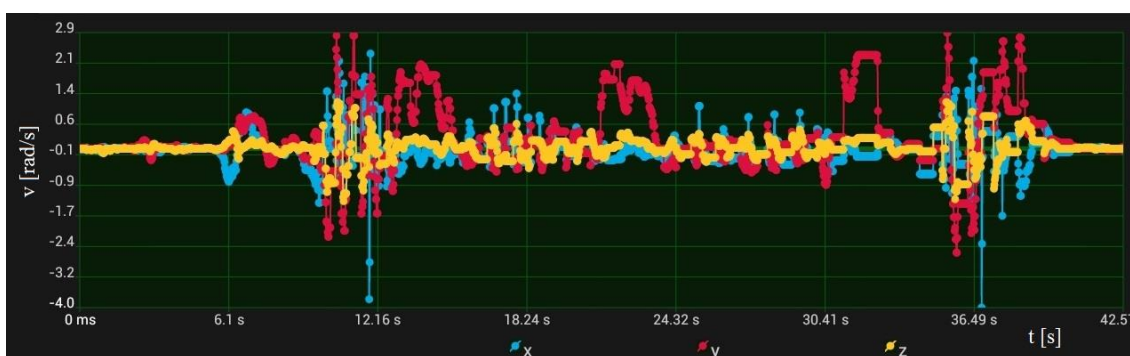
Obrázek 6.3 - Schéma měření

Pro studii lineárního zrychlení lidského pohybu je třeba se zaměřit na akcelerometrická data. Po klidových hodnotách, odpovídajících sezení měřené osoby, nastává změna při zvedání ze židle. V první části pohybu je tělo nakloněno směrem dopředu (kladná výchylka v ose z , zrychlení po směru osy), v druhé části dochází zároveň k pohybu směrem nahoru a k napřímění těla. Výchylka v ose z bude tedy záporná (pohyb vzad) a v ose y kladná (pohyb vzhůru). Při sedání na židli jsou výchylky v ose z stejné (nejdříve pohyb těla směrem dopředu, poté dozadu), změna nastává ve výchylce v ose y , která v tomto případě bude záporná. Hodnoty zrychlení v ose z při chůzi a běhu informují o pohybu směrem vpřed (nebo vzad), hodnoty v ose x informují o pohybu směrem do stran. Jak lze vidět v grafech, při chůzi jsou tyto hodnoty v ose z převážně kladné, měřená osoba se tedy pohybuje přímo vpřed a hodnoty v ose x rovnoměrně klesají a stoupají (v závislosti na kročné noze se tělo naklání vpravo či vlevo). U běhu je to odlišné. Fázi opěrnou střídá fáze letová, která se vyznačuje rychlejší rotací trupu (výchylky v ose x) a posunu těžiště při dopadu mírně vzad. V ose z se proto budou nacházet i záporné výchylky. Viz Obrázek 6.4 a Obrázek 6.6 nahoře.

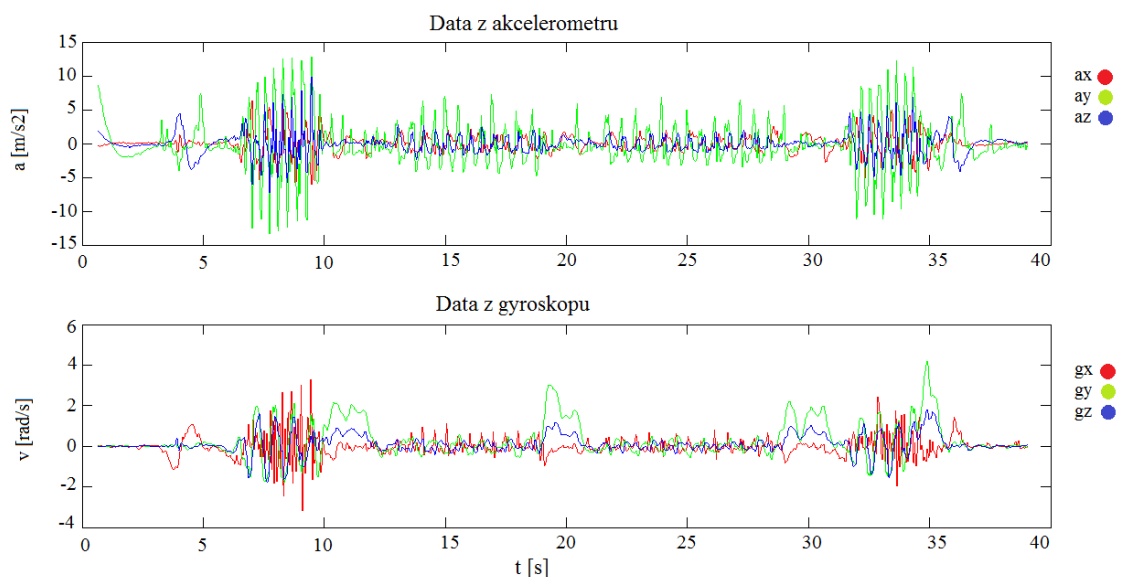


Obrázek 6.4 - Akcelerometrická data naměřená pomocí chytrého telefonu

Data z gyroskopu poskytují informace o rotaci během lidského pohybu. Při sedu hodnoty ve všech třech osách přibližně odpovídají klidovým hodnotám. Změna opět nastává, když se měřená osoba zvedá ze židle. Tělo se nejprve nakloní dopředu (záporná výchylka v ose x) a při zvedání se vrací do vzpřímené polohy (pohyb na opačnou stranu, tedy kladná výchylka v ose x). Na ose y lze vidět kladné výchylky v časovém úseku odpovídajícím stání měřené osoby. Jedná se o obrat o 180° směrem vlevo. Během chůze a běhu informují hodnoty v ose y o rotaci trupu, hodnoty v ose x o náklonu těla vpřed a vzad a hodnoty v ose z o náklonu těla do stran (Obrázek 6.5 a Obrázek 6.6 dole).



Obrázek 6.5 – Gyroskopická data naměřená pomocí chytrého telefonu



Obrázek 6.6 - Data z akcelerometru a gyroskopu naměřená akvizičním systémem

Vzorkovací frekvence pro akvizici byla 54 Hz. Data z akvizičního systému byla filtrována filtrem typu horní propust (mezní frekvence pro akcelerometrická data byla zvolena 0,3 Hz, pro gyroskopická data 0,1 Hz) a mediánovým filtrem s oknem velikosti 3 vzorky.

Měřením lineárního zrychlení a úhlové rychlosti při pohybu lidského těla pomocí akvizičního systému a chytrého telefonu bylo dosaženo velmi podobných výsledků. Průběhy gyroskopických i akcelerometrických dat jsou srovnatelné. Jak už bylo zmíněno v úvodu kapitoly, nepřesnosti mohou být způsobeny netotožným provedením pohybů při měření (jiná rychlost chůze a běhu, délka pauzy, atd.).

7 AKVIZICE DAT

Aby byly zajištěny stejné podmínky pro všechny měřené osoby, akvizice dat probíhala v tělocvičně. Celkem byla získána data od 12 osob, z toho 6 žen a 6 mužů. Většinou se jednalo o fyzicky aktivní sportovce bez atypického stylu měřených pohybů, u kterých po krátkých úsecích běhu nedocházelo k nadměrnému ovlivnění užitečného signálu dýcháním.

7.1 Úprava akvizičního zařízení

Při testování akvizičního zařízení byly zjištěny některé nedostatky, které by ovlivnily vlastní akvizici dat. Bylo proto nezbytné provést pár úprav, které by vedly k používání zařízení bez nutnosti změny parametrů před každým měřením.

Prvním z nich byl nedostatečný rozsah u akcelerometru i gyroskopu. Základní plný rozsah stupnice u gyroskopu je ± 250 °/s a u akcelerometru ± 2 g. Změna rozsahu se provádí naprogramováním uživatelem. Do programu pro akvizici dat byly tedy přidány příkazy `accelgyro.setFullScaleAccelRange()` a `accelgyro.setFullScaleGyroRange()` do bloku `setup()`. Tyto příkazy musí být umístěny hned po inicializaci senzoru (`accelgyro.initialize()`). Potřebný rozsah stupnice u gyroskopu byl přeprogramován na ± 500 °/s a u akcelerometru na ± 8 g.

```
//Test MPU6050
Serial.println("Inicializace I2C zarizeni...");
accelgyro.initialize();
//Uprava mericiho rozsahu u akcelerometru
accelgyro.setFullScaleAccelRange(MPU6050_ACCEL_FS_8);
accelgyro.setFullScaleGyroRange(MPU6050_GYRO_FS_500);
```

Další změna se týkala ukládání dat. Do textového souboru už nebyly zapisovány požadované hodnoty, ale nezpracované hodnoty (vzorec 31). Vydělení senzitivitou bylo provedeno až v rámci úpravy dat v programovém prostředí Matlab.

7.2 Protokoly akvizice dat

Akvizice dat probíhala pro každou měřenou osobu podle třech protokolů. Cílem bylo získat dostatečné množství dat a zaznamenat různou kombinaci přechodů mezi měřenými druhy pohybů. U každého měření se začínalo v klidové pozici (sed)

a následovalo střídání 20 s nebo 10 s úseků běhu, chůze nebo odpočinku (stoj). Celkově měření trvalo cca 120 – 130 s.

Jelikož byla zvolena orientace přechodů mezi pohyby podle času, odpočinek v podobě sedu byl vždy realizován pouze na začátku měření. Každá měřená osoba běžela jinou rychlostí a zvolila trochu jinou dráhu pohybu, proto by bylo nemožné umístit v tělocvičně lavičku, na kterou si vždy na začátku úseku odpočinku sedne. Odpočinek v podobě stoje je ale srovnatelný s odpočinkem při sezení a nejsou mezi nimi zásadní rozdíly, které by ovlivnily klasifikaci.

Tabulka 7.1 - Rozpis prvního měření

Měření 1	
Časový úsek [s]	Druh pohybu
1. – 10.	Odpočinek (sed)
10. – 30.	Běh
30. – 40.	Odpočinek (stoj)
40. – 60.	Chůze
60. – 70.	Odpočinek (stoj)
70. – 90.	Chůze
90. – 100.	Odpočinek (stoj)
100. – 120.	Běh
120. – 130.	Odpočinek (stoj)

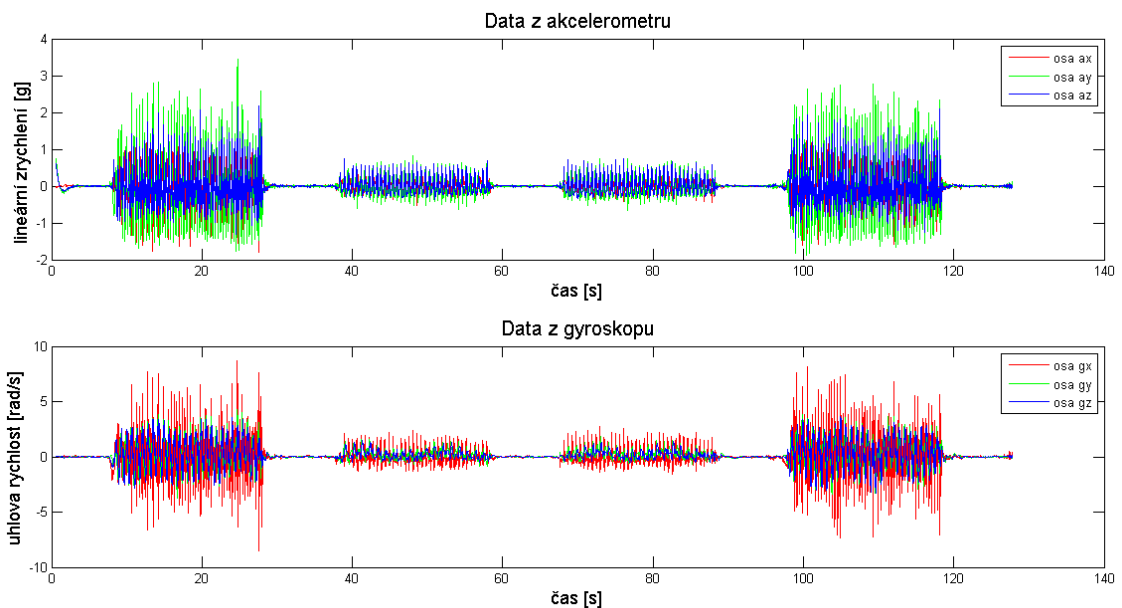
Tabulka 7.2 - Rozpis druhého měření

Měření 2	
Časový úsek [s]	Druh pohybu
1. – 10.	Odpočinek (sed)
10. – 30.	Chůze
30. – 50.	Běh
50. – 60.	Chůze
60. – 70.	Běh
70. – 90.	Chůze
90. – 110.	Běh
110. – 120.	Odpočinek (stoj)

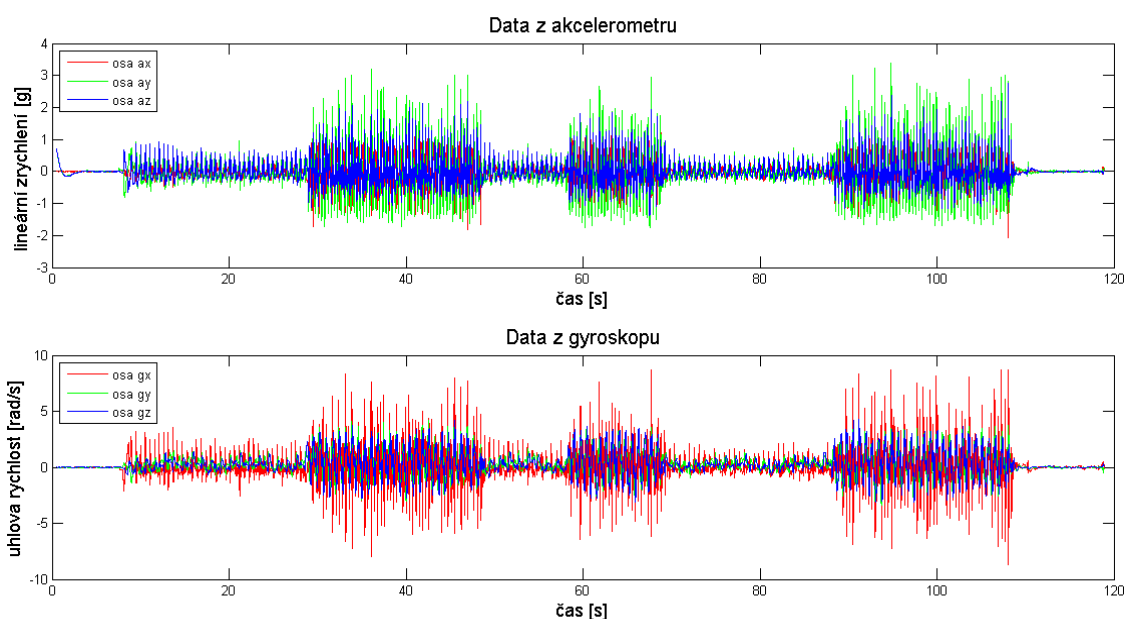
Tabulka 7.3 - Rozpis třetího měření

Měření 3	
Časový úsek [s]	Druh pohybu
1. – 10.	Odpočinek (sed)
10. – 30.	Chůze
30. – 50.	Běh
50. – 60.	Odpočinek (stoj)
60. – 80.	Běh
80. – 90.	Odpočinek (stoj)
90. – 110.	Chůze
110. – 120.	Odpočinek (stoj)

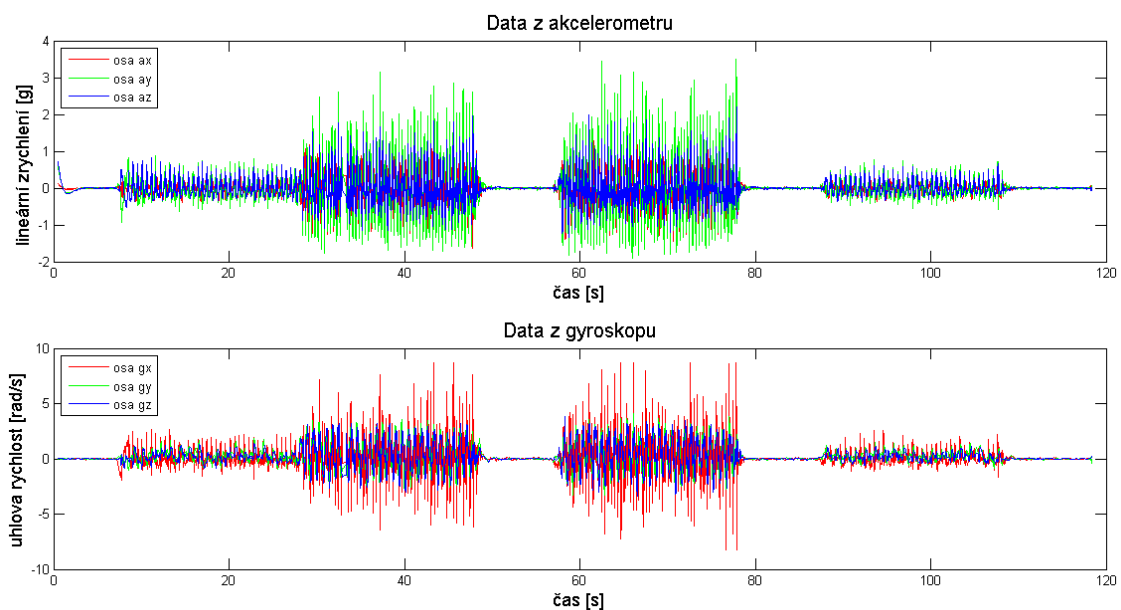
Při prvním měření (Tabulka 7.1) byly zaznamenány přechody mezi odpočinkem a během nebo mezi odpočinkem a chůzí. U druhého měření byl úsek odpočinku lokalizován pouze na začátku a konci měření, jinak se střídaly úseky běhu a chůze o různé délce trvání (Tabulka 7.2). Třetí měření bylo kombinací předchozích dvou. Obsahovalo tedy přechody mezi odpočinkem a chůzí (či během) i mezi během a chůzí (Tabulka 7.3). Ukázky naměřených akcelerometrických a gyroskopických dat jsou na Obrázek 7.1, Obrázek 7.2 a Obrázek 7.3.



Obrázek 7.1 - Ukázka akcelerometrických a gyroskopických dat z měření 1



Obrázek 7.2 - Ukázka akcelerometrických a gyroskopických dat z měření 2



Obrázek 7.3 - Ukázka akcelerometrických a gyroskopických dat z měření 3

Jak je vidět na ukázkách akcelerometrických a gyroskopických dat z měření, začátky a konce úseků měřených pohybů jsou pouze orientační. Důvodem je různá reakční doba měřených osob a tedy i nemožnost ihned zareagovat na hlasový povel změnou pohybu. Eliminování této nepřesnosti spočívalo ve sdělení následujícího pohybu dopředu a odpočítáváním posledních tří vteřin před změnou pohybu (například:

„Běh. Tři, dva, jedna.“). Přesnost klasifikačních metod tedy nebude vyhodnocována podle teoretického času přechodu mezi měřenými pohyby, ale pomocí přesně odečtených bodů v naměřeném signálu.

Tabulka 7.4 - Základní parametry měřených osob

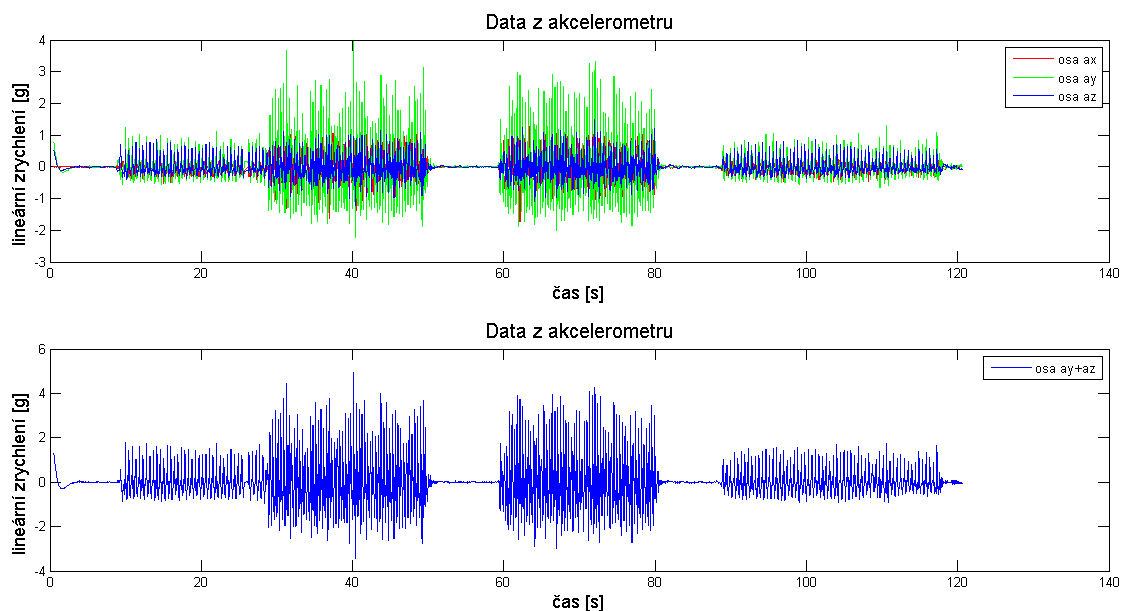
Měřená osoba	Pohlaví	Výška [cm]	Váha [kg]
1	Žena	161	59
2	Muž	178	74
3	Žena	171	62
4	Žena	176	73
5	Žena	172	60
6	Žena	168	90
7	Muž	175	87
8	Muž	182	90
9	Muž	183	81
10	Muž	170	62
11	Muž	186	80
12	Žena	172	70

8 VLASTNOSTI NAMĚŘENÝCH DAT

Ke studiu rozdílů mezi úseky signálu, které náleží odlišným pohybům, byly zjištěny a analyzovány parametry uvedeny v kapitole 3.1.2. Řadí se mezi ně průměrná frekvence píků (APF – Average Peak Frequency), rozptyl, směrodatná odchylka, kvadratický průměr (RMS – Root Mean Square) a difference mezi maximální a minimální hodnotou signálu v daném okně. Na základě těchto parametrů bude možno navrhnout klasifikační software, který by spolehlivě detekoval úseky odpočinku, chůze a běhu.

Po vizuální kontrole naměřených dat bylo zjištěno, že píky periodických signálů na akcelerometrických osách a_y a a_z jsou v časové doméně lokalizovány totožně a po jejich složení vynikne rozdíl mezi odlišnými pohyby. Ke zjištění vlastností a rozdílů (i následné klasifikaci) úseků signálu, které patří odpočinku, chůzi a běhu byl proto použit složený signál z akcelerometrických os a_y (pohyb nahoru a dolů) a a_z (pohyb dopředu a dozadu). Příklad složeného signálu je na Obrázek 8.1.

Jelikož se data z gyroskopu hodně odlišovala kvůli nestejně trajektorii pohybu a stylu každé měřené osoby, měla pro analýzu pouze informační charakter.

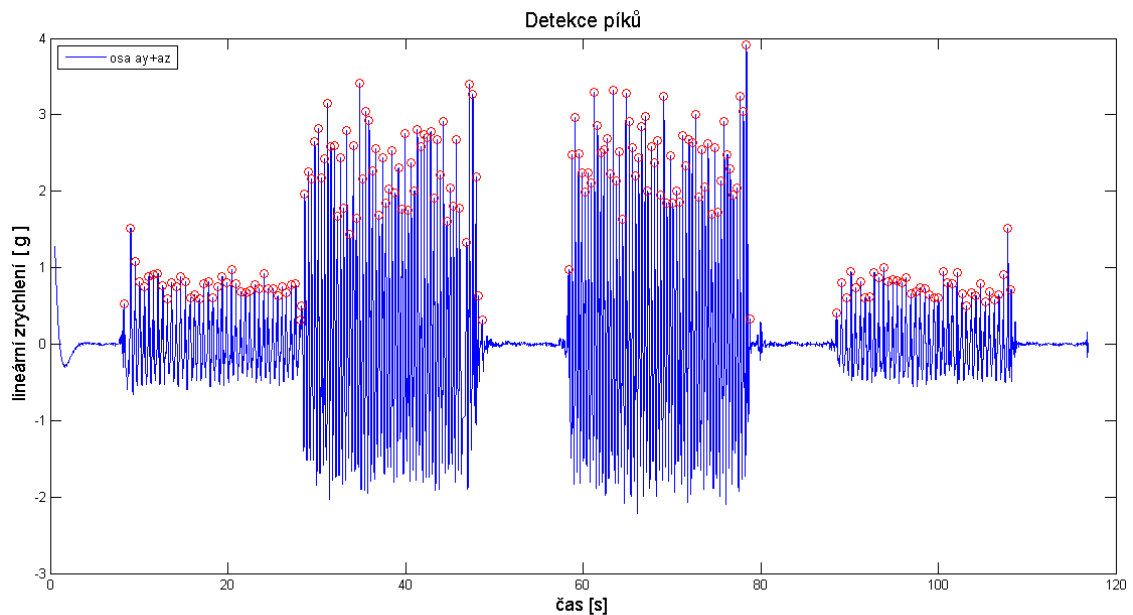


Obrázek 8.1 - Data z akcelerometru a složený signál $a_y + a_z$ (měření 3)

8.1 Průměrná frekvence píků

S ohledem na délky měřených úseků byla pro větší přesnost výpočtu použita časová okna s délkou 5 s, ze kterých byl poté vypočten průměr a frekvence (počet píků za 1 s). Časová okna při **měření 1** pro běh odpovídala úsekům 12-17 s, 17-22 s, 22-27 s, 102-107 s, 107-112 s, 112-117 s a pro chůzi 42-47 s, 47-52 s, 52-57 s, 72-77 s, 77-82 s, 82-87 s. Při **měření 2** časová okna pro běh odpovídala úsekům 32-37 s, 37-42 s, 42-47 s, 62-67 s, 92-97 s, 97-102, 102-107 s a pro chůzi 12-17 s, 17-22 s, 22-27 s, 52-57 s, 72-77 s, 77-82 s a 82-87 s. Při **měření 3** byla časová okna pro běh definována jako úseky 32-37 s, 37-42 s, 42-47 s, 62-67 s, 67-72 s, 72-77 s a pro chůzi 12-17 s, 17-22 s, 22-27 s, 92-97 s, 97-102 s a 102-107 s. Kvůli vysoké citlivosti akvizičního zařízení a ovlivnění užitečného signálu šumem nebyly definovány a hodnoceny úseky odpovídající odpočinku (pohyb s nejmenší frekvencí, hodnota kolem 0,5 Hz). Docházelo by totiž k chybné detekci mnoha píků s malou amplitudou, které by neodpovídaly frekvenci pohybu.

Ke zjištění této vlastnosti byl použit příkaz `findpeaks(data)` (programové prostředí Matlab) s parametry `MinPeakHeight = 0,3 g`, který vyloučil píky v úsecích odpočinku a `MinPeakDistance = 8 vzorků`, který vyloučil píky neodpovídající maximum periodického signálu. Ukázka detekce viz Obrázek 8.2.



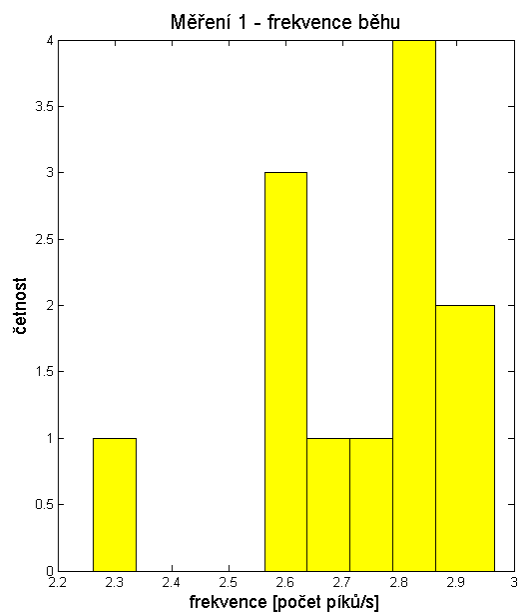
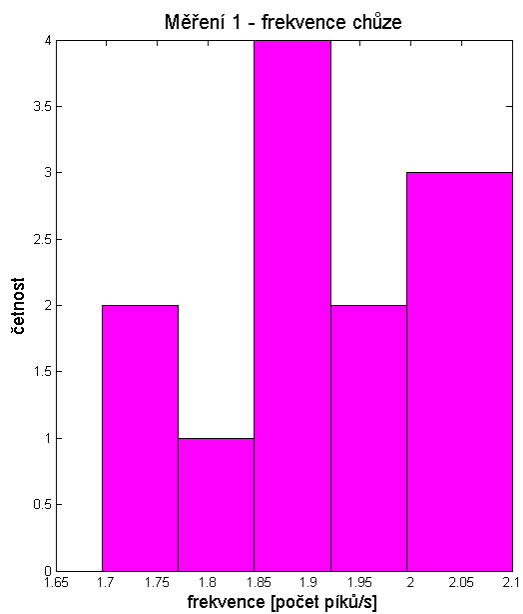
Obrázek 8.2 - Detekce píků (měření 3)

Tabulka 8.1 - Průměrná frekvence píků pro chůzi

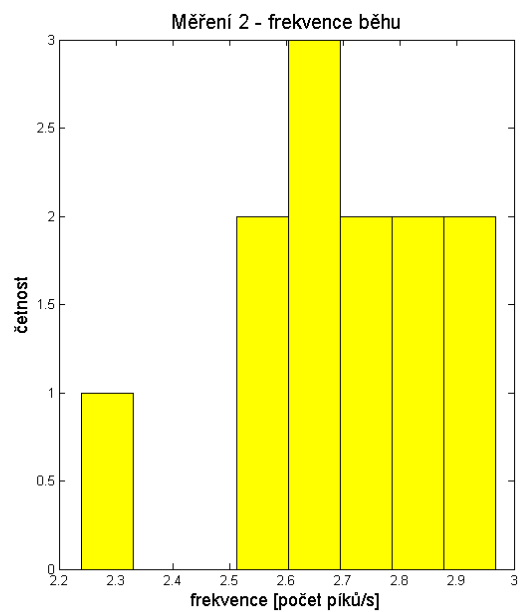
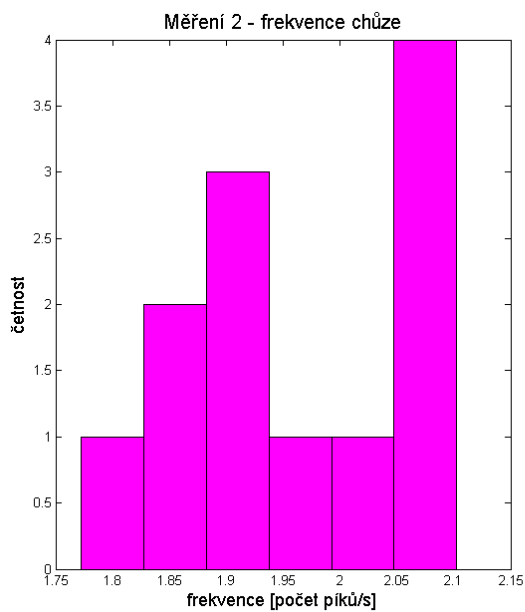
Měřená osoba	Měření 1 [píků/s]	Měření 2 [píků/s]	Měření 3 [píků/s]	Průměr [píků/s]
1	1,9667	2,0857	2,0667	2,0397
2	1,7667	1,8286	1,8333	1,8095
3	2,1000	2,0571	2,1000	2,0857
4	2,0667	2,0857	2,1333	2,0952
5	1,8667	1,8857	1,8667	1,8730
6	1,8000	1,8000	1,9000	1,8333
7	2,1000	2,0571	2,1000	2,0857
8	1,8667	1,8857	1,9333	1,8952
9	1,9000	1,8857	1,9333	1,9063
10	1,7333	1,9429	1,9333	1,8698
11	1,8667	1,8571	1,9333	1,8857
12	1,9333	2,0000	2,0000	1,9778

Tabulka 8.2 - Průměrná frekvence píků pro běh

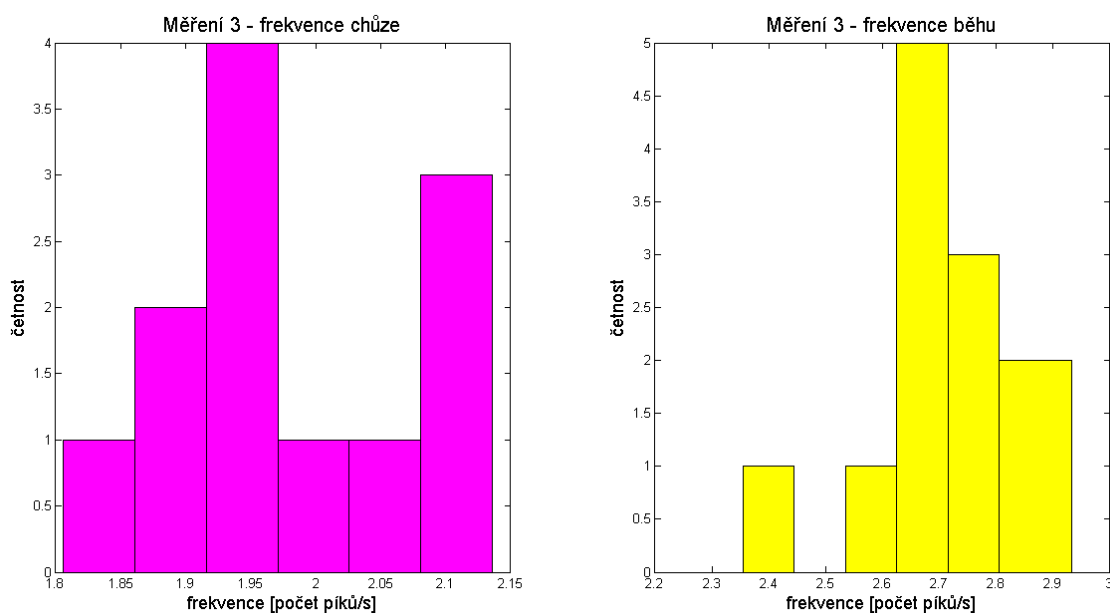
Měřená osoba	Měření 1 [píků/s]	Měření 2 [píků/s]	Měření 3 [píků/s]	Průměr [píků/s]
1	2,8667	2,9429	2,9000	2,9032
2	2,5667	2,5429	2,6333	2,5810
3	2,8000	2,8000	2,7667	2,7889
4	2,6333	2,6571	2,6667	2,6524
5	2,8000	2,7714	2,7000	2,7571
6	2,3000	2,2857	2,4000	2,3286
7	2,8000	2,8286	2,7667	2,7984
8	2,8000	2,7714	2,7333	2,7682
9	2,6667	2,6286	2,6333	2,6429
10	2,9667	2,8857	2,9333	2,9286
11	2,7333	2,6286	2,7000	2,6873
12	2,5667	2,5714	2,5667	2,5683



Obrázek 8.3 - Četnost hodnot frekvence chůze a běhu (měření 1)



Obrázek 8.4 - Četnost hodnot frekvence chůze a běhu (měření 2)



Obrázek 8.5 – Četnost hodnot frekvence chůze a běhu (měření 3)

Výsledné frekvence jsou uvedeny v Tabulka 8.1 a Tabulka 8.2. Grafické znázornění četností hodnot frekvencí chůze a běhu je na Obrázek 8.3 pro měření 1, Obrázek 8.4 pro měření 2 a Obrázek 8.5 pro měření 3.

Rozsah naměřených frekvencí pro chůzi byl od 1,7333 píkú/s do 2,1333 píkú/s, což odpovídalo teoretickému předpokladu 1,5-2,5 Hz. Pro běh byl naměřen rozsah hodnot od 2,2857 píkú/s do 2,9667 píkú/s. V tomto případě byl teoretický předpoklad 2,5-4 Hz. Jelikož frekvence pohybu závisí (mimo jiné) na výšce, váze a fyzické kondici, výsledný odlišný interval může být způsoben jiným zastoupením měřených osob. Jak lze vidět v Tabulka 7.4, měření se účastnily osoby s malou i velkou výškou, různou váhou (s různým podílem tělesného tuku a svalů), v dobré i horší fyzické kondici, muži i ženy. Samotné intervaly frekvencí pro chůzi a běh se ale nepřekrývají, proto je frekvence dobrým parametrem pro klasifikaci pohybu.

8.2 Rozptyl a směrodatná odchylka

Rozptyl je definován jako střední hodnota druhých mocnin odchylek jednotlivých prvků analyzovaného vektoru od jejich střední hodnoty. Směrodatná odchylka se dá určit jako odmocnina rozptylu.

Vyhodnocení rozptylu a směrodatné odchylky proběhlo pro všechny tři analyzované pohyby (odpočinek, chůze i běh). Jelikož se výsledné hodnoty obou

parametrů v závislosti na délce okna moc neměnila, byla zvolena délka odpovídající časovému úseku 1 s. Úseky, ve kterých docházelo k posunu okna, byly stejné jako u předchozího parametru frekvence (viz 8.1). Přidány byly úseky pro odpočinek. Pro **měření 1** byly tyto úseky v časové doméně 31-36 s, 61-66 s, 91-96 s a 121-126 s. Pro **měření 2** odpovídaly 4-7 s, 112-117 s a pro **měření 3** odpovídaly 4-7 s, 52-57 s, 82-87 s a 112-117 s. Výchozím signálem byl opět složený signál z akcelerometrických os a_y a a_z .

Tabulka 8.3 - Naměřené hodnoty rozptylu pro běh

Měřená osoba	Měření 1 [g^2]	Měření 2 [g^2]	Měření 3 [g^2]	Průměr [g^2]
1	1,1669	0,9712	0,9748	1,0376
2	1,0937	0,9969	1,1901	1,0936
3	1,9897	1,7445	1,9780	1,9041
4	2,0636	2,0598	2,0665	2,0633
5	1,8038	1,7867	1,8126	1,8010
6	1,4678	1,3918	1,4713	1,4436
7	2,2440	1,8115	1,7189	1,9248
8	1,6508	1,7152	1,5395	1,6352
9	2,2255	2,1069	2,0276	2,1200
10	2,0992	1,9092	1,8724	1,9603
11	1,5813	1,4063	1,5778	1,5218
12	2,6538	2,4922	2,5219	2,5560

Tabulka 8.4 - Naměřené hodnoty rozptylu pro chůzi

Měřená osoba	Měření 1 [g^2]	Měření 2 [g^2]	Měření 3 [g^2]	Průměr [g^2]
1	0,1229	0,1718	0,1934	0,1627
2	0,0923	0,1172	0,1038	0,1044
3	0,2777	0,2376	0,2923	0,2692
4	0,2555	0,3513	0,3896	0,3321
5	0,1783	0,1458	0,1431	0,1557
6	0,0982	0,1049	0,1326	0,1119
7	0,2124	0,2148	0,2504	0,2259

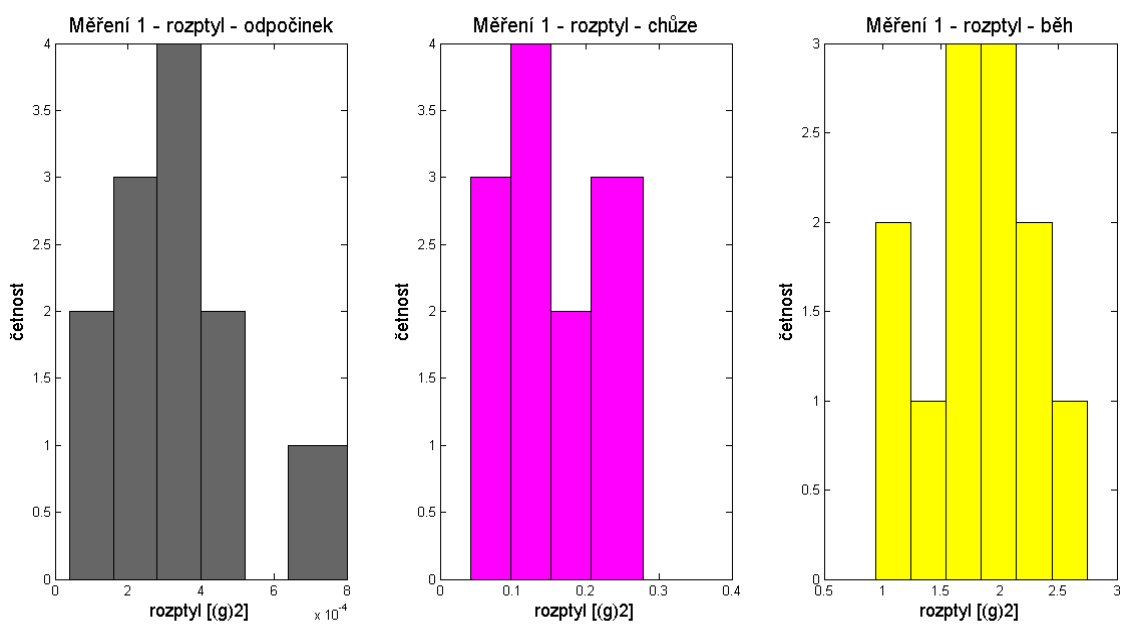
8	0,1062	0,1160	0,1215	0,1146
9	0,0881	0,0881	0,0937	0,0900
10	0,0695	0,1429	0,1293	0,1139
11	0,1022	0,1150	0,1161	0,1111
12	0,1885	0,2220	0,2249	0,2118

Tabulka 8.5 - Naměřené hodnoty rozptylu pro odpočinek

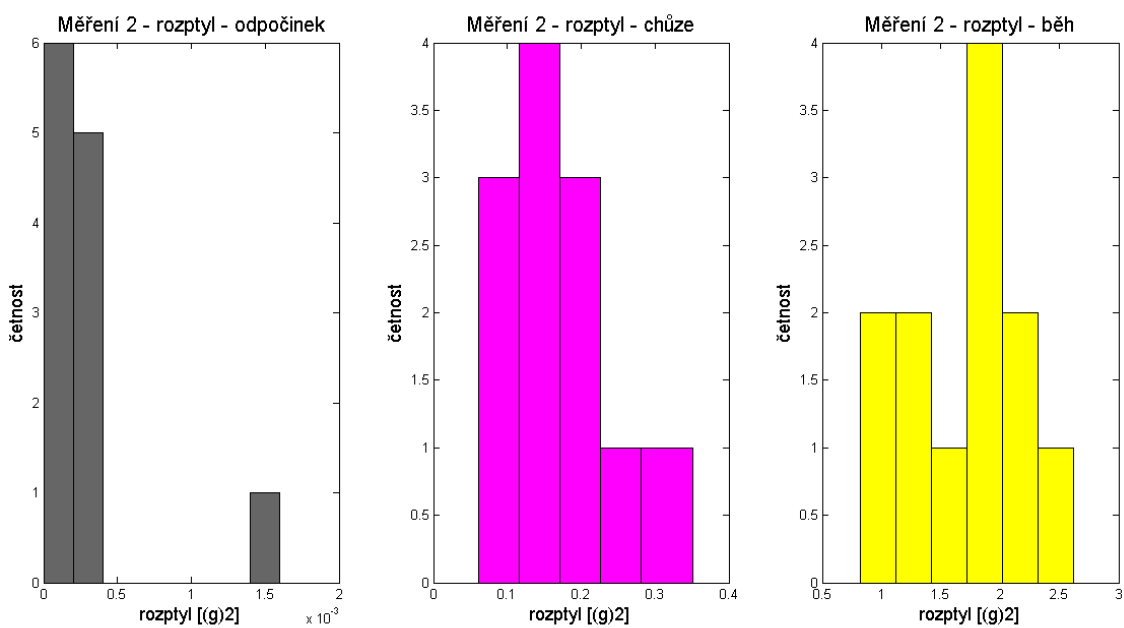
Měřená osoba	Měření 1 [g^2]	Měření 2 [g^2]	Měření 3 [g^2]	Průměr [g^2]
1	0,0003	0,0003	0,0004	0,0003
2	0,0003	0,0004	0,0003	0,0003
3	0,0003	0,0004	0,0004	0,0004
4	0,0005	0,0003	0,0007	0,0005
5	0,0002	0,0002	0,0002	0,0002
6	0,0002	0,0001	0,0005	0,0003
7	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
8	0,0004	0,0001	0,0003	0,0003
9	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
10	0,0008	0,0003	0,0003	0,0005
11	0,0002	0,0002	0,0004	0,0003
12	0,0005	0,0016	0,0009	0,0010

Analýzou získané hodnoty rozptylu jsou uvedeny v Tabulka 8.3 (pro odpočinek), Tabulka 8.4 (pro chůzi) a Tabulka 8.5 (pro běh). Grafické znázornění pomocí histogramů je na Obrázek 8.6 (pro měření 1), Obrázek 8.7 (pro měření 2) a Obrázek 8.8 (pro měření 3). I v případě tohoto parametru jsou znatelné rozdíly v intervalech hodnot pro sledované pohyby – odpočinek, chůzi a běh. Důvodem je aktivnější (rychlejší) pohyb po sledovaných akcelerometrických osách (pohyb dopředu a dozadu, nahoru a dolů) při porovnání chůze a odpočinku nebo běhu a chůze (či odpočinku).

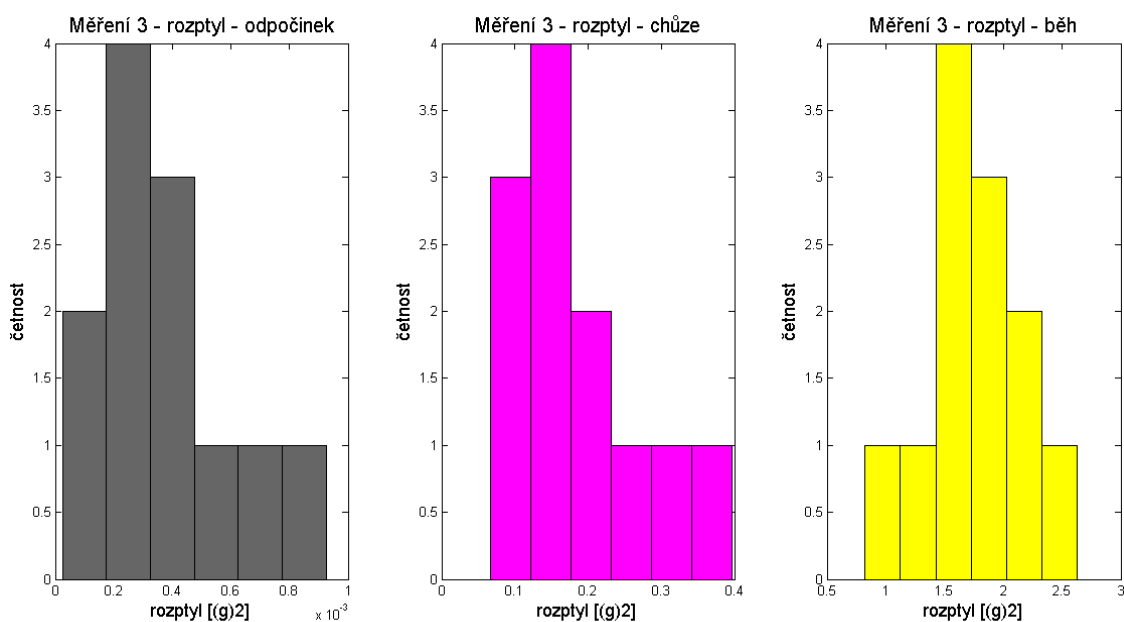
Interval hodnot pro běh byl od $0,9712 g^2$ do $2,6538 g^2$. Pro chůzi odpovídal hodnotám od $0,0695 g^2$ do $0,3896 g^2$. Pro odpočinek byly naměřeny hodnoty v intervalu od $0,001 g^2$ až $0,0016 g^2$.



Obrázek 8.6 - Četnost hodnoty rozptylu (měření 1)



Obrázek 8.7 - Četnost hodnoty rozptylu (měření 2)



Obrázek 8.8 - Četnost hodnoty rozptylu (měření 3)

Tabulka 8.6 - Směrodatná odchylka pro běh

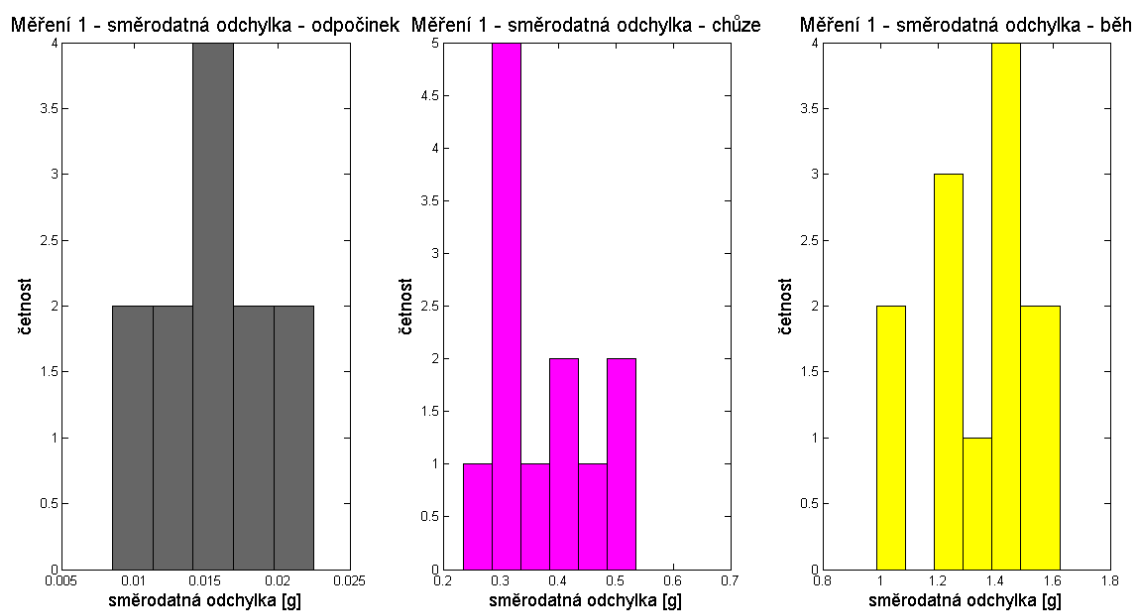
Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	1,0702	0,9757	0,9794	1,0008
2	1,0396	0,9918	1,0876	1,0397
3	1,4001	1,3121	1,3949	1,3690
4	1,4337	1,4329	1,4349	1,4338
5	1,3407	1,3347	1,3432	1,3395
6	1,2099	1,1780	1,2118	1,1999
7	1,4949	1,3442	1,3096	1,3829
8	1,2768	1,3069	1,2386	1,2741
9	1,4885	1,4470	1,4177	1,4511
10	1,4441	1,3786	1,3673	1,3967
11	1,2539	1,1815	1,2512	1,2289
12	1,6246	1,5720	1,5825	1,5930

Tabulka 8.7 - Směrodatná odchylka pro chůzi

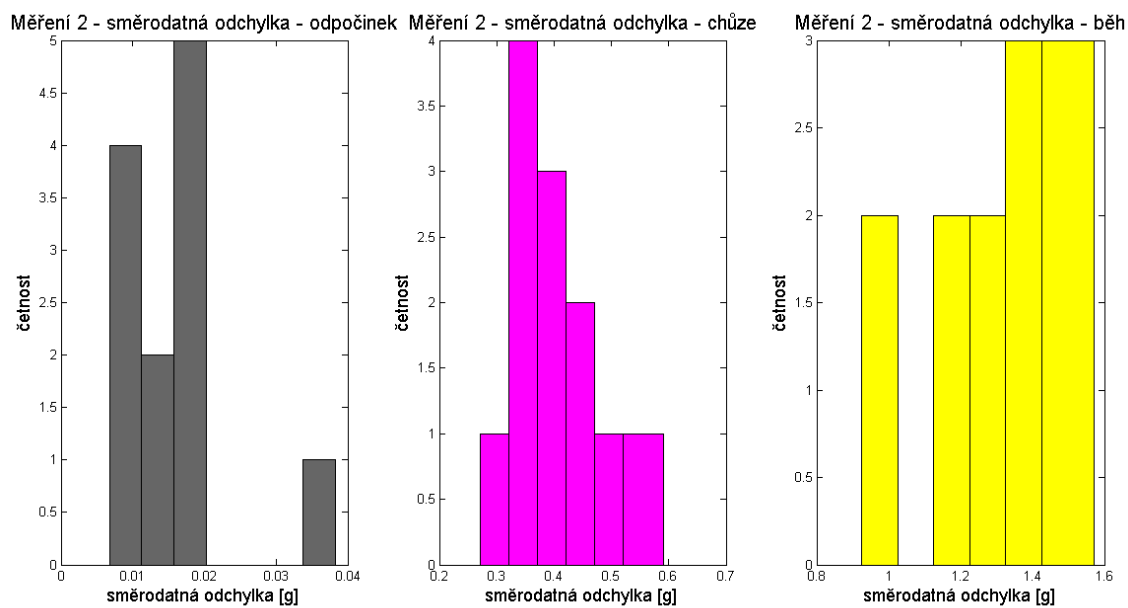
Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,3481	0,4132	0,4377	0,3997
2	0,3022	0,3392	0,3195	0,3203
3	0,5260	0,4818	0,5388	0,5155
4	0,5035	0,5903	0,6196	0,5711
5	0,4208	0,3756	0,3750	0,3905
6	0,3111	0,3225	0,3630	0,3322
7	0,4584	0,4592	0,4948	0,4708
8	0,3239	0,3392	0,3475	0,3369
9	0,2953	0,2955	0,3043	0,2984
10	0,2611	0,3754	0,3583	0,3316
11	0,3185	0,3355	0,3364	0,3301
12	0,4313	0,4670	0,4700	0,4561

Tabulka 8.8 - Směrodatná odchylka pro odpočinek

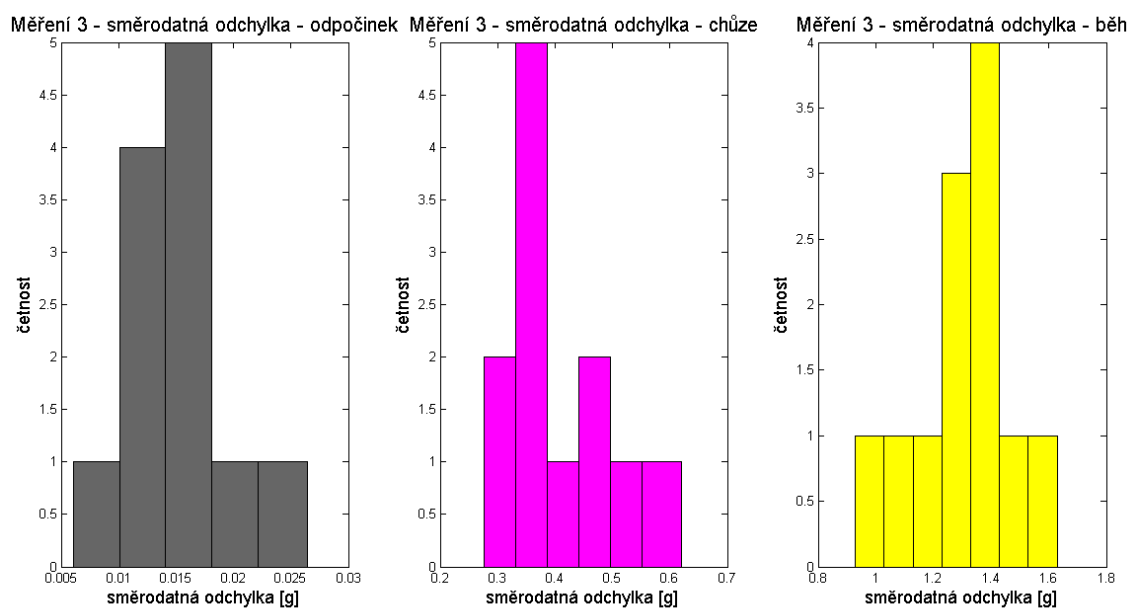
Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,0159	0,0167	0,0164	0,0163
2	0,0154	0,0174	0,0151	0,0160
3	0,0181	0,0175	0,0167	0,0174
4	0,0200	0,0173	0,0221	0,0198
5	0,0141	0,0125	0,0119	0,0128
6	0,0127	0,0112	0,0160	0,0133
7	0,0099	0,0090	0,0081	0,0090
8	0,0157	0,0096	0,0119	0,0124
9	0,0104	0,0093	0,0110	0,0102
10	0,0185	0,0174	0,0141	0,0167
11	0,0151	0,0121	0,0158	0,0143
12	0,0212	0,0362	0,0264	0,0279



Obrázek 8.9 - Četnost hodnot směrodatné odchylnky (měření 1)



Obrázek 8.10 - Četnost hodnot směrodatné odchylnky (měření 2)



Obrázek 8.11 - Četnost hodnot směrodatné odchylky (měření 3)

Hodnoty směrodatných odchylek jsou uvedeny v Tabulka 8.6 (pro běh), Tabulka 8.7 (pro chůzi) a Tabulka 8.8 (pro odpočinek). Grafické znázornění četnosti hodnot získaných analýzou signálů jsou na Obrázek 8.9 (pro měření 1), Obrázek 8.10 (pro měření 2) a Obrázek 8.11 (pro měření 3).

Naměřený interval hodnot směrodatných odchylek pro běh byl 0,9757 g až 1,6246 g. Pro chůzi 0,2611 g až 0,6196 g. A pro odpočinek 0,0081 g až 0,0362 g. Odlehlé hodnoty (nejvíce viditelné u odpočinku) mohou být způsobeny nadměrným pohybem během stání.

8.3 Hodnota minmax

Hodnota minmax je definována jako diference mezi maximální a minimální hodnotou v okně, jehož délka byla opět 1 s. Časové úseky patřící k jednotlivým pohybům byly zvoleny stejně jako u rozptylu a směrodatné odchylky.

Tabulka 8.9 - Hodnoty minmax pro běh

Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	4,1485	3,7315	3,7873	3,8891
2	3,8204	3,6732	4,0669	3,8535
3	5,7164	5,4363	5,6979	5,6169

4	5,1457	5,2070	5,2387	5,1971
5	5,1442	5,1539	5,3046	5,2009
6	4,3325	4,2008	4,4300	4,3211
7	5,4491	5,0093	4,7418	5,0667
8	4,7512	4,8151	4,6083	4,7249
9	5,6451	5,5609	5,4057	5,5372
10	5,5458	5,2001	5,1823	5,3094
11	4,6979	4,4012	4,5580	4,5524
12	6,0989	6,0167	5,9932	6,0363

Tabulka 8.10 - Hodnoty minmax pro chůzi

Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	1,2583	1,5498	1,6071	1,4717
2	1,2780	1,4104	1,2970	1,3285
3	2,1510	2,0217	2,2368	2,1365
4	1,8728	2,2054	2,3422	2,1401
5	1,5347	1,4440	1,5019	1,4935
6	1,2244	1,2591	1,4028	1,2954
7	1,7246	1,7543	1,8018	1,7602
8	1,1794	1,2436	1,2928	1,2386
9	1,3374	1,2906	1,3360	1,3213
10	1,1366	1,5280	1,4931	1,3859
11	1,2817	1,3107	1,2925	1,2950
12	1,4425	1,6231	1,5837	1,5498

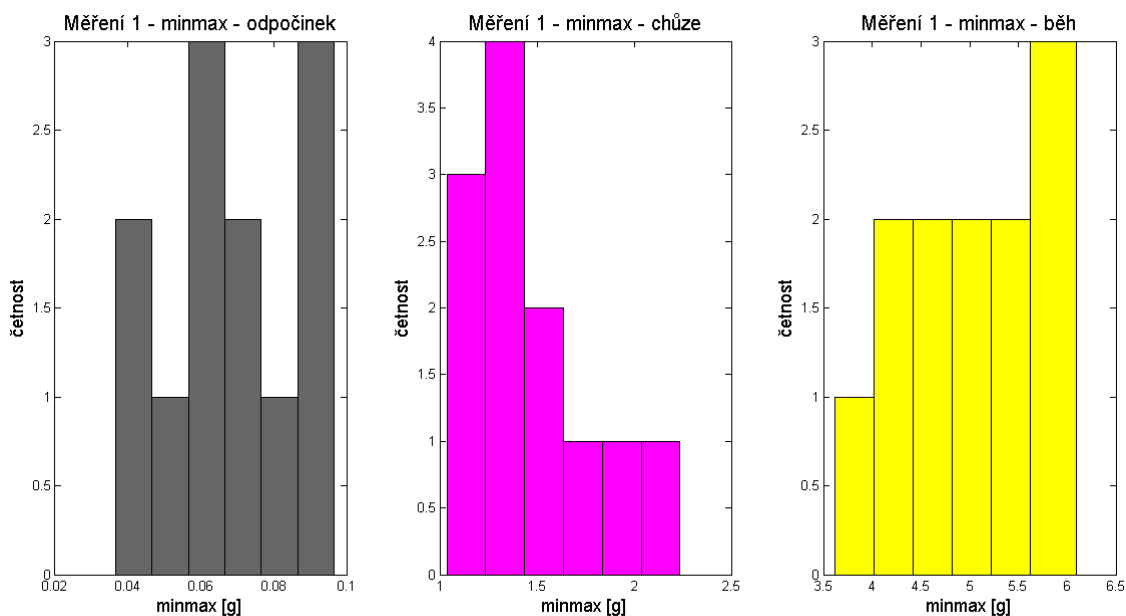
Tabulka 8.11 - Hodnoty minmax pro odpočinek

Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,0675	0,0679	0,0760	0,0705
2	0,0626	0,0781	0,0740	0,0716
3	0,0793	0,0766	0,0810	0,0790
4	0,0873	0,0746	0,1064	0,0894

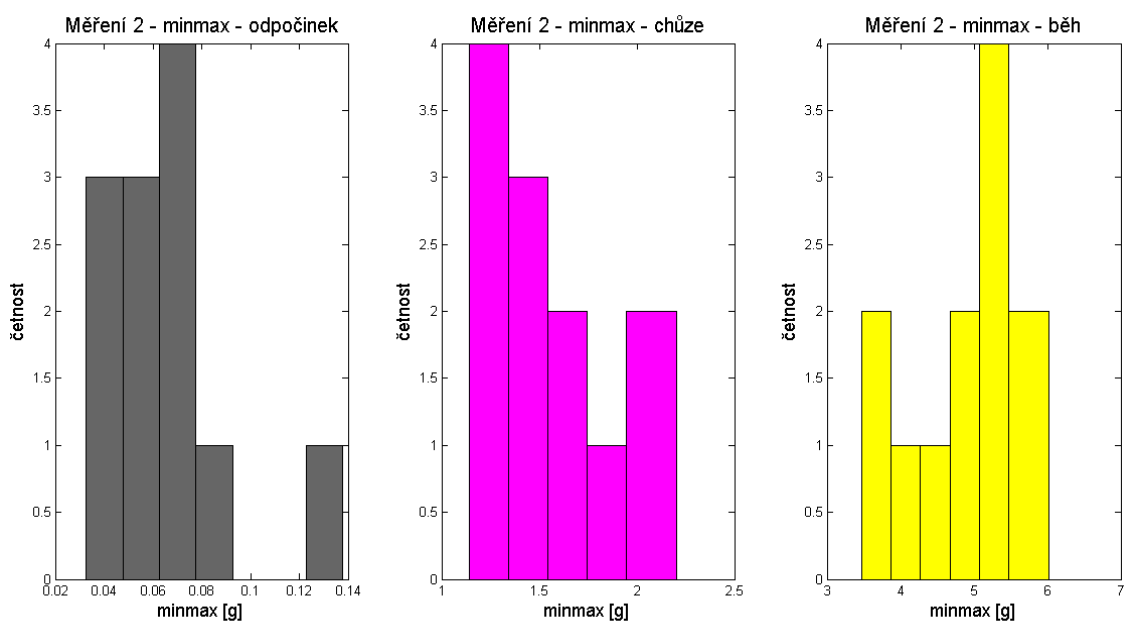
5	0,0612	0,0542	0,0585	0,0580
6	0,0556	0,0488	0,0777	0,0607
7	0,0416	0,0402	0,0399	0,0406
8	0,0706	0,0438	0,0602	0,0582
9	0,0457	0,0431	0,0524	0,0471
10	0,0884	0,0746	0,0679	0,0770
11	0,0628	0,0507	0,0801	0,0645
12	0,0945	0,1346	0,1256	0,1182

Výsledné hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 8.9 (pro běh), Tabulka 8.10 (pro chůzi) a Tabulka 8.11 (pro odpočinek). Grafické znázornění pomocí histogramů je na Obrázek 8.12 (pro měření 1), Obrázek 8.13 (pro měření 2) a Obrázek 8.14 (pro měření 3). Naměřený interval hodnot minmax pro běh je 3,6732 g až 6,0989 g. Pro chůzi 1,1366 g až 2,3422 g. A pro odpočinek 0,0399 g až 0,1346 g.

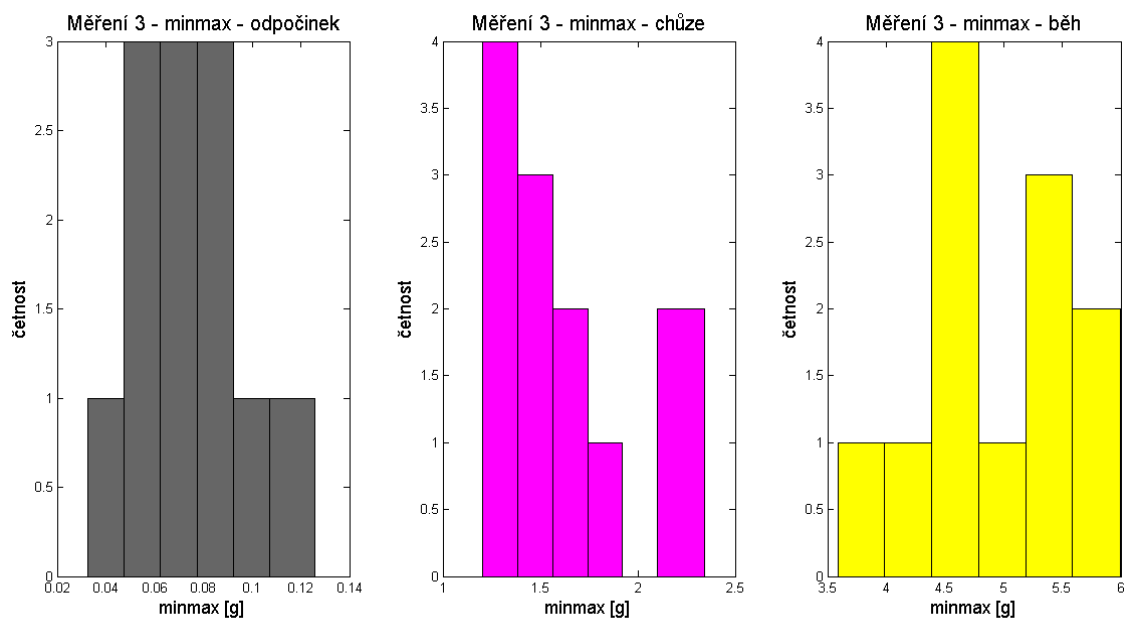
Získané intervaly hodnot minmax pro běh, chůzi a odpočinek se nepřekrývají, proto je tento parametr také vhodný pro klasifikaci zmíněných pohybů. Problém při klasifikaci by mohl nastat v případě měření, ve kterém se začíná odpočinkem. V některých signálech zde docházelo ke kolísání během prvních cca 3 vteřin. Bylo by proto nutné upravit program tak, aby takové úseky nebyly špatně klasifikovány (jako chůze).



Obrázek 8.12 - Četnost hodnoty minmax (měření 1)



Obrázek 8.13 - Četnost hodnoty minmax (měření 2)



Obrázek 8.14 - Četnost hodnoty minmax (měření 3)

8.4 Kvadratický průměr

Kvadratický průměr (neboli RMS – z anglického Root Mean Square) je definován jako odmocnina průměru druhých mocnin hodnot vektoru. Časová okna, ve kterých byl tento parametr hodnocen, měly opět délku 1s. Rovněž časové úseky odpovídající jednotlivým pohybům byly zvoleny stejně jako u předchozích parametrů.

Tabulka 8.12 - Hodnoty kvadratického průměru pro běh

Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	1,0551	0,9642	0,9615	0,9936
2	0,9814	1,0525	1,1071	1,0470
3	1,3779	1,3199	1,4188	1,3722
4	1,4391	1,4251	1,4159	1,4267
5	1,3480	1,3302	1,3464	1,3415
6	1,2132	1,1547	1,2162	1,1947
7	1,4799	1,3005	1,3157	1,3654
8	1,2008	1,2989	1,2626	1,2541
9	1,4936	1,4566	1,4397	1,4633
10	1,3735	1,3915	1,3555	1,3735
11	1,2233	1,1210	1,2785	1,2076
12	1,5795	1,5779	1,5620	1,5731

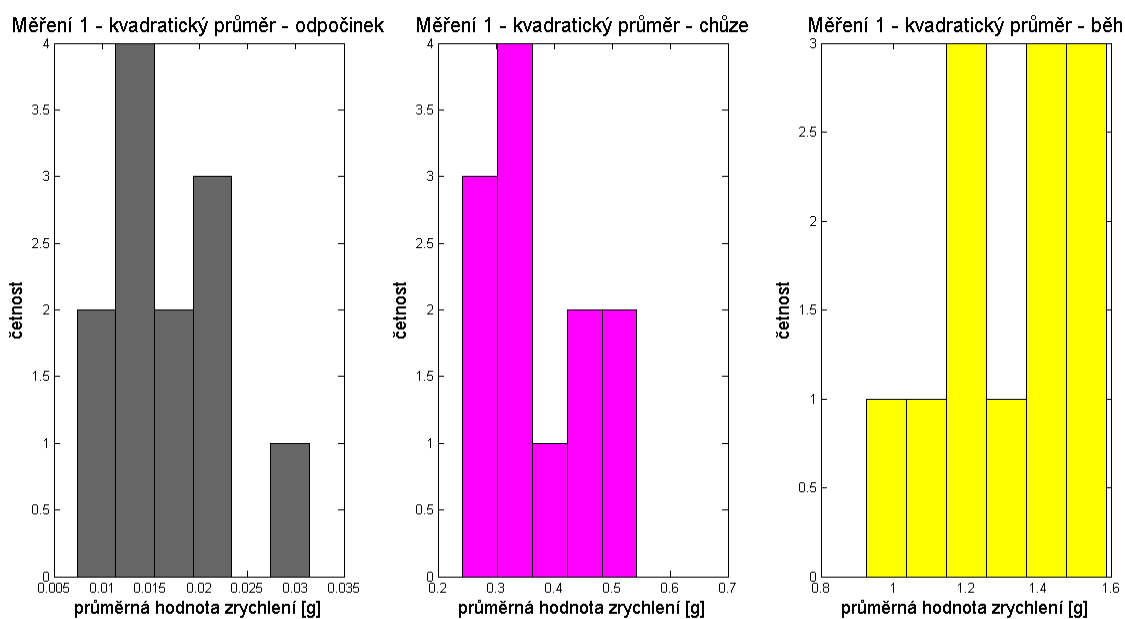
Tabulka 8.13 - Hodnoty kvadratického průměru pro chůzi

Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,3461	0,4065	0,4017	0,3848
2	0,2986	0,3338	0,3132	0,3152
3	0,5195	0,4220	0,5356	0,4924
4	0,4932	0,6141	0,6022	0,5698
5	0,4221	0,3145	0,3421	0,3596
6	0,3365	0,3048	0,3566	0,3326
7	0,4488	0,4055	0,5496	0,4680
8	0,3195	0,3269	0,3424	0,3296
9	0,2913	0,2951	0,3017	0,2960

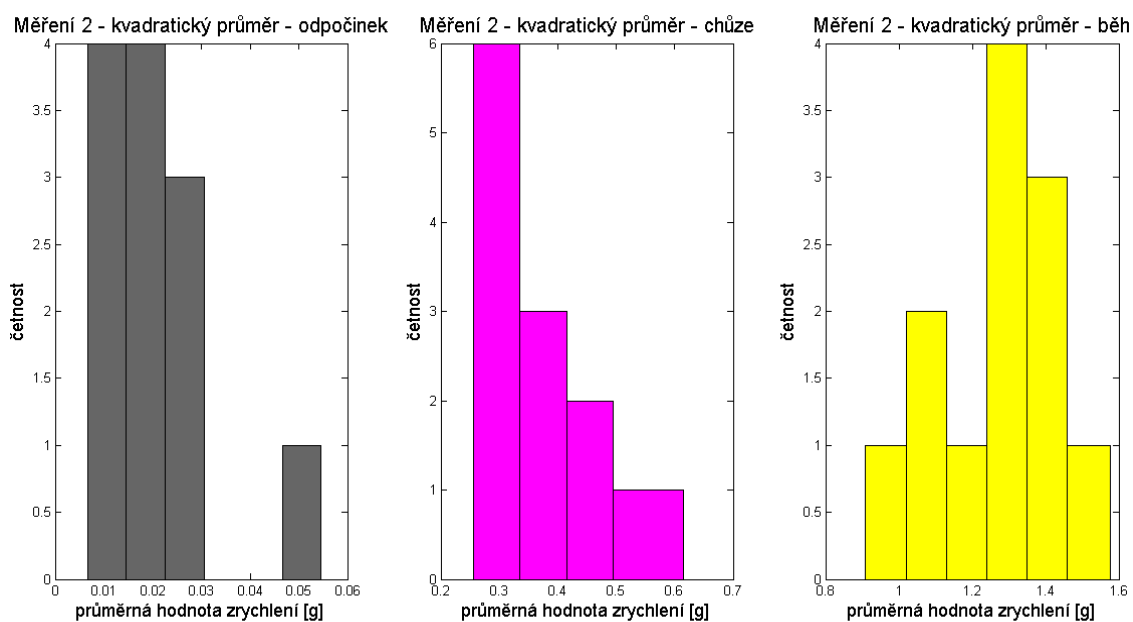
10	0,2729	0,3641	0,3439	0,3270
11	0,3033	0,3221	0,3015	0,3090
12	0,4595	0,4162	0,4864	0,4540

Tabulka 8.14 - Hodnoty kvadratického průměru pro odpočinek

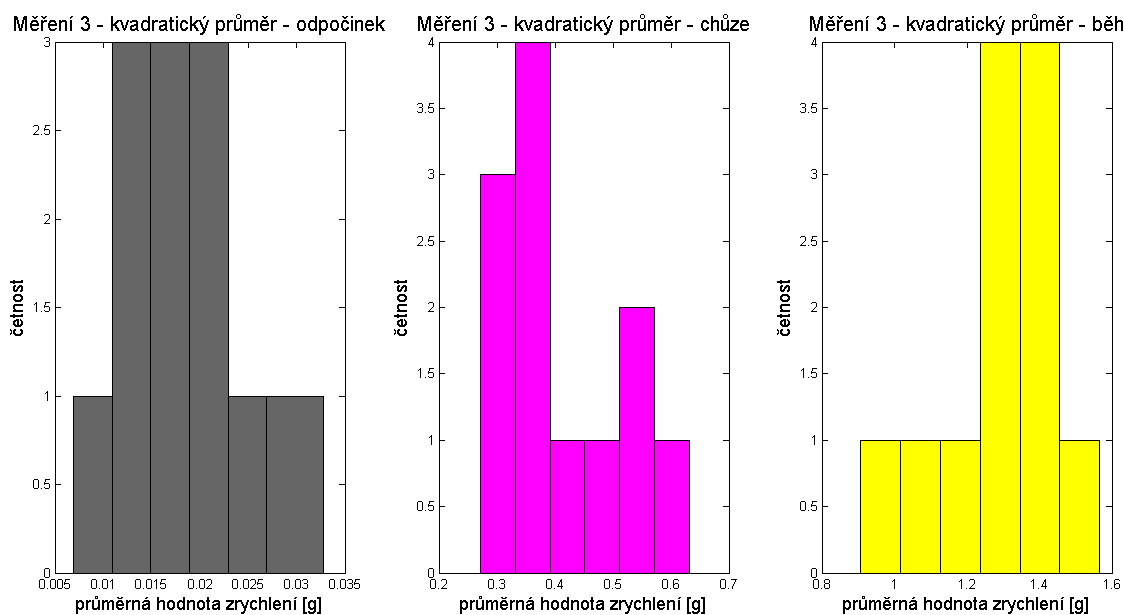
Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,0172	0,0270	0,0175	0,0206
2	0,0295	0,0252	0,0200	0,0249
3	0,0208	0,0227	0,0227	0,0221
4	0,0204	0,0195	0,0151	0,0183
5	0,0149	0,0158	0,0138	0,0148
6	0,0125	0,0143	0,0328	0,0199
7	0,0094	0,0106	0,0089	0,0096
8	0,0109	0,0127	0,0185	0,0140
9	0,0122	0,0128	0,0132	0,0127
10	0,0170	0,0200	0,0219	0,0196
11	0,0137	0,0152	0,0137	0,0142
12	0,0213	0,0516	0,0245	0,0325



Obrázek 8.15 - Četnost hodnot kvadratického průměru (měření 1)



Obrázek 8.16 - Četnost hodnot kvadratického průměru (měření 2)



Obrázek 8.17 - Četnost hodnot kvadratického průměru (měření 3)

Analýzou získané hodnoty kvadratického průměru jsou uvedeny v Tabulka 8.12 pro běh, v Tabulka 8.13 pro chůzi a Tabulka 8.14 pro odpočinek. Grafické znázornění četností pomocí histogramu je na Obrázek 8.15 (pro měření 1), Obrázek 8.16 (pro měření 2) a Obrázek 8.17 (pro měření 3). Interval naměřených hodnot

kvadratického průměru pro běh je od 0,9615 g do 1,5795 g. Chůzi odpovídá interval od 1,2729 g do 0,6141 g a odpočinku od 0,0089 g do 0,0516 g.

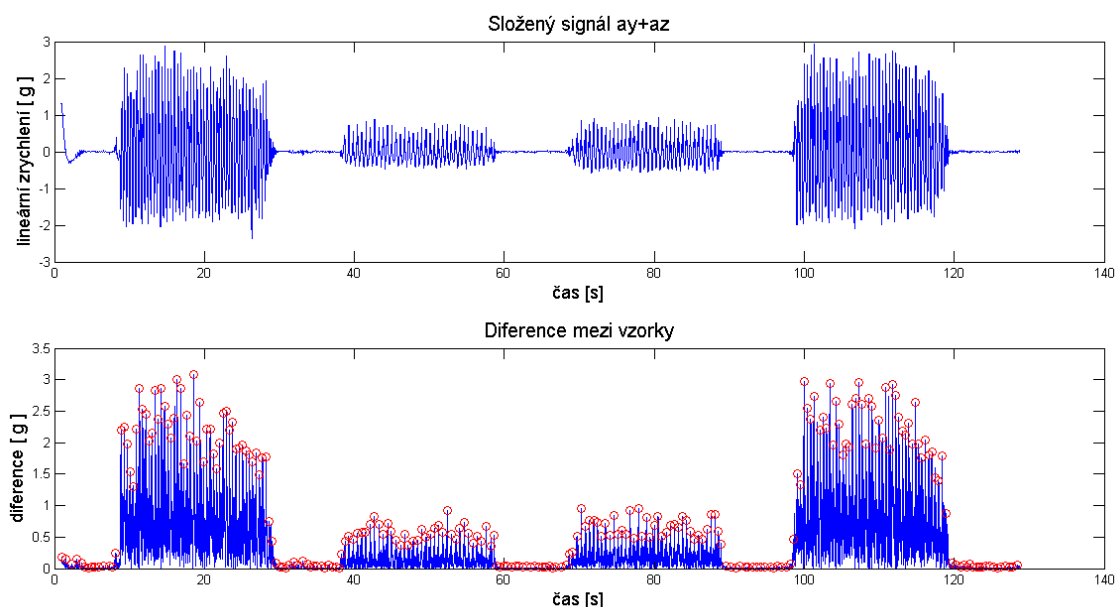
I v případě tohoto parametru se intervaly hodnot pro dané druhy pohybů nepřekrývají a parametr je tedy vhodný pro klasifikaci.

8.5 Diference mezi vzorky

Jelikož jsou jednotlivé měřené pohyby odlišitelné svojí frekvencí (potvrzeno ve výpočtu frekvence píků v kapitole 8.1), v časové doméně je i sklon jejich oscilací odlišný. Signál pohybu s větší frekvencí by měl mít i větší sklon s osou odpovídající lineárnímu zrychlení.

Složený signál z os a_y a a_z byl nejdříve filtrován mediánovým filtrem s oknem o velikosti 3 vzorky. Poté byl proveden výpočet absolutních hodnot rozdílů okamžitých výchylek vzorků, které spolu sousedí ob jeden vzorek (i a $i+2$). V takto získaném signálu diferencí byly vyhledány píky (opět funkce *findpeaks()*, ovšem v tomto případě jen s parametrem *MinPeakDistance* rovno 20 vzorků).

V časových úsecích jednotlivých pohybů, které byly stejné jako u předchozích parametrů, byly píky patřící běhu, chůzi a odpočinku detekovány a vypočten průměr jejich amplitud. Ukázka signálu diferencí s detekovanými píky je na Obrázek 8.18 dole.



Obrázek 8.18 - Ukázka výpočtu diference mezi vzorky (měření 1)

Tabulka 8.15 - Hodnoty diferencí mezi vzorky pro běh

Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	2,7462	2,4826	2,4100	2,5463
2	2,1915	1,9523	2,3019	2,1486
3	3,5022	3,1796	3,3941	3,3586
4	3,3431	3,2530	3,2685	3,2882
5	2,8872	2,7093	2,8053	2,8006
6	2,2658	2,0277	2,1882	2,1606
7	2,9828	2,6933	2,5412	2,7391
8	2,7538	2,5501	2,4804	2,5948
9	3,4290	3,4402	3,4259	3,4317
10	3,0572	2,6898	2,7184	2,8218
11	2,5291	2,4109	2,5225	2,4875
12	3,5257	3,8142	3,7767	3,7055

Tabulka 8.16 - Hodnoty diferencí mezi vzorky pro chůzi

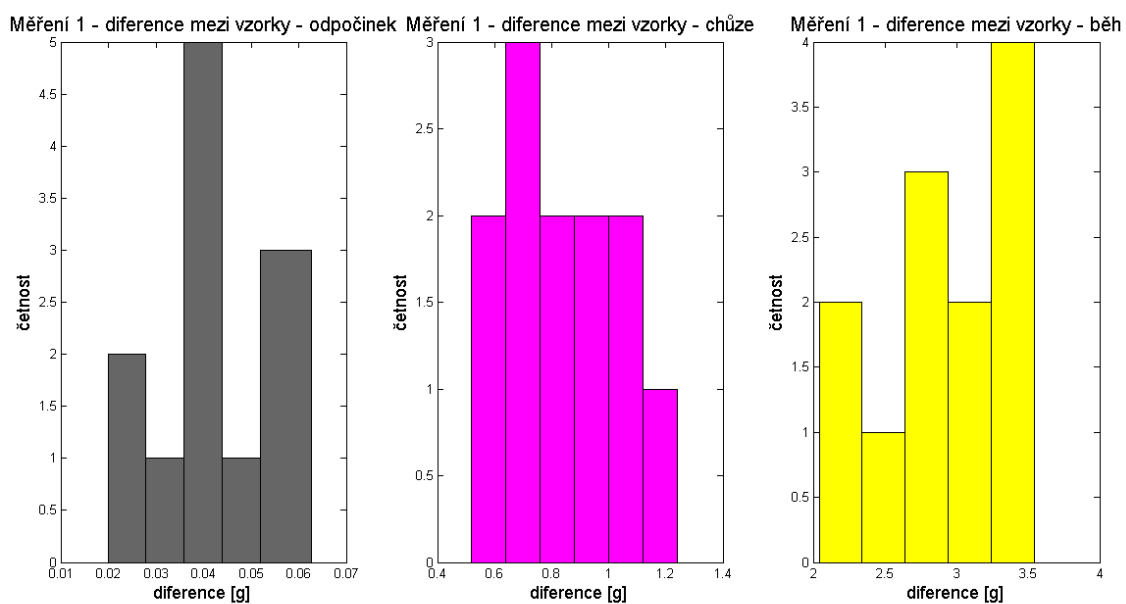
Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,5785	0,6715	0,6633	0,6378
2	0,7949	0,7154	0,8158	0,7754
3	1,2021	1,1477	1,2556	1,2018
4	0,8918	1,0939	1,2254	1,0704
5	1,0064	0,9189	0,9431	0,9561
6	0,6100	0,5942	0,6721	0,6254
7	0,8902	0,8946	0,8880	0,8909
8	0,7195	0,8631	0,7367	0,7731
9	1,0612	0,9920	0,9927	1,0153
10	0,6705	0,7686	0,7397	0,7263
11	0,7588	0,7598	0,7185	0,7457
12	0,7383	0,7969	0,8036	0,7796

Tabulka 8.17 - Hodnoty diferencí mezi vzorky pro odpočinek

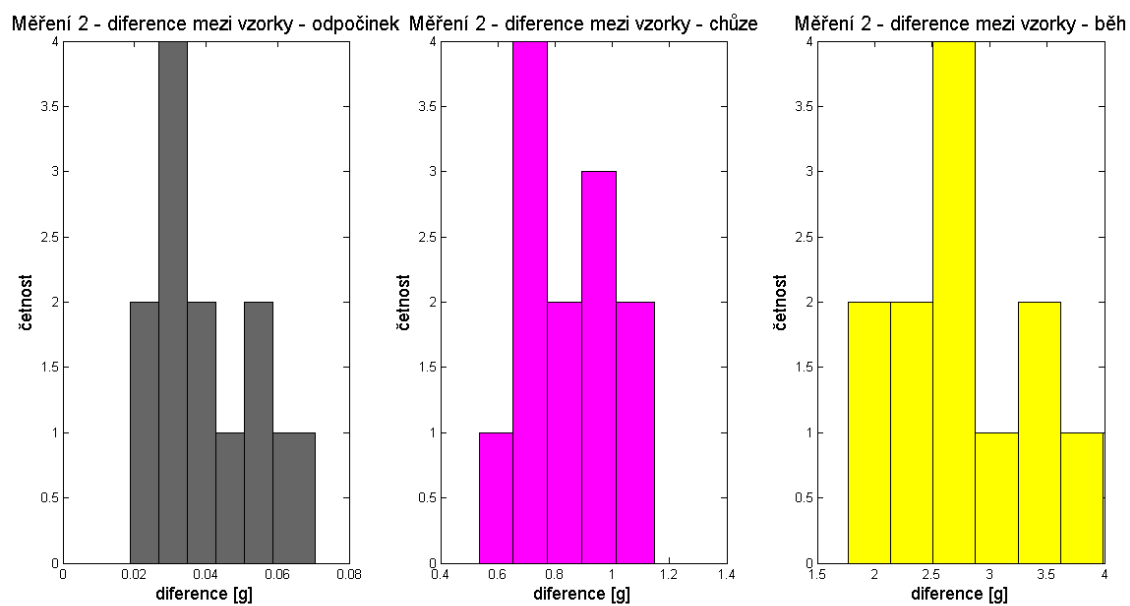
Měřená osoba	Měření 1 [g]	Měření 2 [g]	Měření 3 [g]	Průměr [g]
1	0,0382	0,0407	0,0408	0,0399
2	0,0322	0,0406	0,0386	0,0371
3	0,0501	0,0500	0,0428	0,0476
4	0,0553	0,0548	0,0585	0,0562
5	0,0369	0,0330	0,0351	0,0350
6	0,0372	0,0315	0,0498	0,0395
7	0,0239	0,0270	0,0234	0,0248
8	0,0425	0,0227	0,0346	0,0333
9	0,0250	0,0244	0,0299	0,0264
10	0,0587	0,0540	0,0428	0,0518
11	0,0405	0,0301	0,0445	0,0384
12	0,0627	0,0704	0,0663	0,0665

Naměřené hodnoty diferencí mezi vzorky jsou uvedeny v Tabulka 8.15 (pro běh), Tabulka 8.16 (pro chůzi) a Tabulka 8.17 (pro odpočinek). Grafické znázornění pomocí histogramů je na Obrázek 8.19 (pro měření 1), Obrázek 8.20 (pro měření 2) a Obrázek 8.21 (pro měření 3).

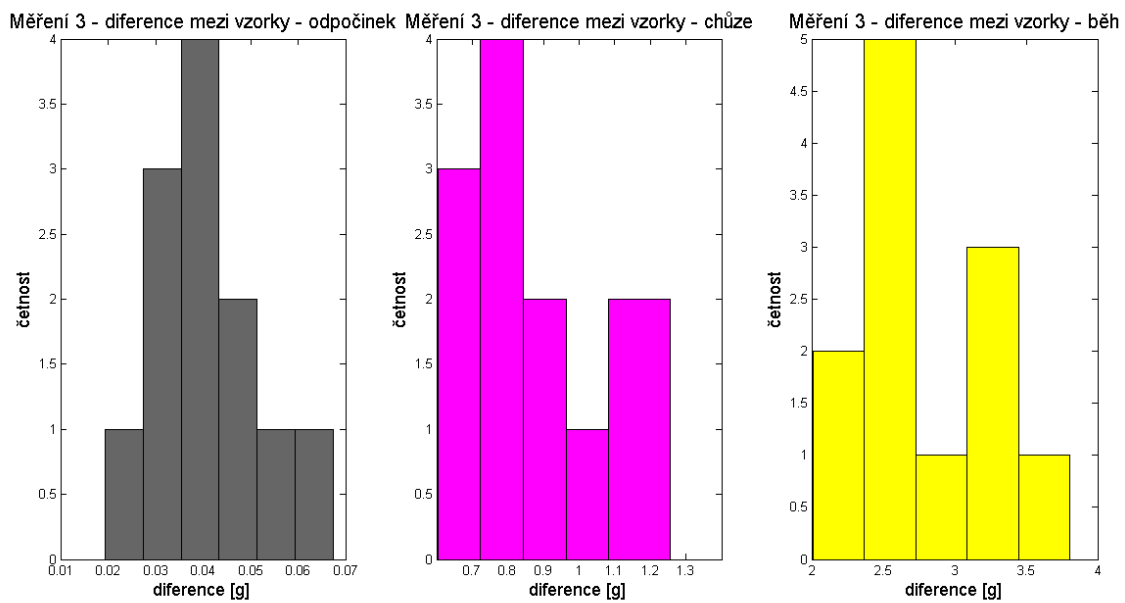
Interval hodnot diferencí mezi vzorky je pro běh 1,9523 g až 3,8142 g. Pro chůzi 0,5785 g až 1,2556 g. A pro odpočinek 0,0227 g až 0,0704 g. Opět se tedy jedná o nepřekrývající se intervaly, díky čemuž se tento parametr stává vhodným ke klasifikaci pohybů.



Obrázek 8.19 - Četnost hodnot diferencí mezi vzorky (měření 1)



Obrázek 8.20 - Četnost hodnot diferencí mezi vzorky (měření 2)



Obrázek 8.21 - Četnost hodnot diferencí mezi vzorky (měření 3)

9 KLASIFIKAČNÍ ALGORITMY

Ke klasifikaci pohybu byly vytvořeny dva odlišné přístupy. První využívá ke klasifikaci vektor příznaků, druhý klasifikuje pohyb na základě absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu. Oba klasifikační algoritmy byly vytvořeny v programovém prostředí Matlab. Jelikož se v obou případech pracuje se složeným signálem ay a az , úprava a filtrace se věnuje hlavně akcelerometrickým signálům. Pro přehlednost a možnost užívání klasifikačních algoritmů i neodbornou veřejností bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní (GUI). Gyroskopické signály byly použity jako doplňkové ke kontrole přesnosti klasifikace.

9.1 Načtení, úprava a filtrace signálu

Pro snadnější přenos dat byla naměřená data převedena z textového souboru do souboru aplikace Microsoft Excel (.xlsx). K načtení souboru byla použita funkce *uigetfile*, která otevře standartní dialogové okno pro výběr souboru s příponou *.xlsx* nebo *.xls*. Uložení dat z tohoto typu dokumentu do trojice proměnných a (dvourozměrné pole číselných dat v buňkách), b (buňkové pole textu z pracovního listu), c (nezpracovaná data z pracovního listu uložená v buňkovém poli) realizuje funkce *xlsread*. V proměnné a jsou tedy uložena naměřená data. První, druhý a třetí sloupec hodnot náleží akcelerometrickým osám ax , ay a az . Čtvrtý, pátý a šestý sloupec hodnot náleží gyroskopickým osám gx , gy a gz . V posledním, sedmém sloupci je uložen čas zápisu dat.

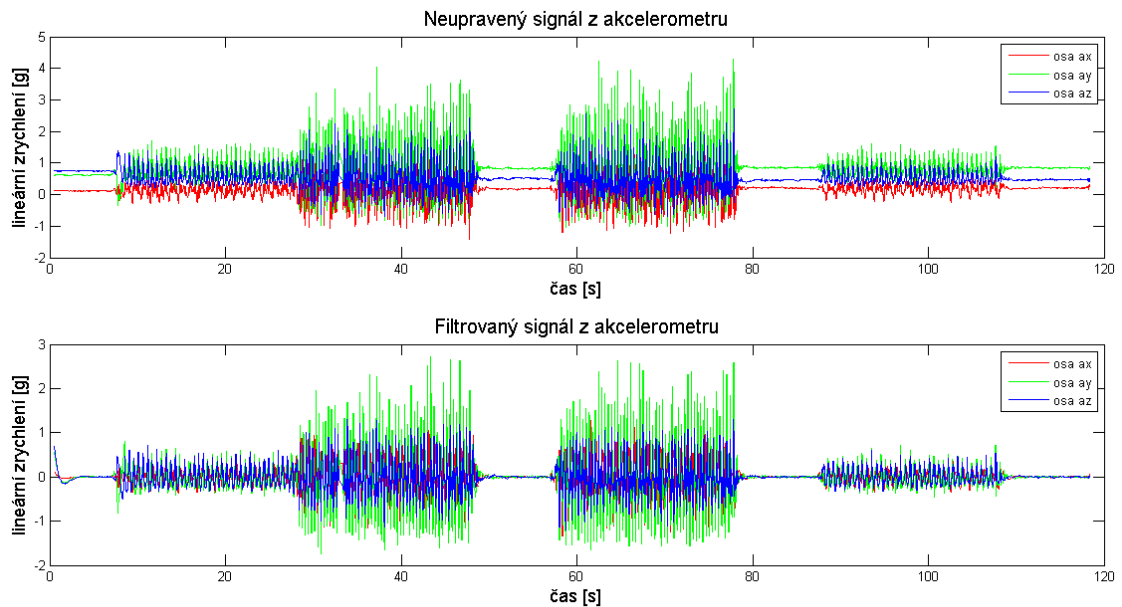
Jelikož byla ukládána nezpracovaná akcelerometrická a gyroskopická data, muselo být provedeno jejich vydělení senzitivitou (viz kapitola 5.2). Pro rozsah stupnice ± 8 g u akcelerometru a ± 500 °/s u gyroskopu se jednalo o hodnoty 4096 a 65,5. Gyroskopická data byla následně převedena na radiány za sekundu a časové značky na sekundy.

V rámci úpravy dat bylo také nutné odstranit vliv tíhového pole Země a šum ve všech akcelerometrických osách. K tomuto účelu byl vybrán filtr typu Butterworth, se kterým bylo dosaženo nejlepších výsledků filtrace. Protože bylo třeba odstranit nízkofrekvenční složku signálu, jednalo se o horní propust s mezní frekvencí 0,3 Hz a řádem filtru 2. Dalším krokem byla mediánová filtrace s oknem velikosti 3 vzorky pomocí příkazu *medfilt1*. Ukázka filtrovaného signálu je na Obrázek 9.1.

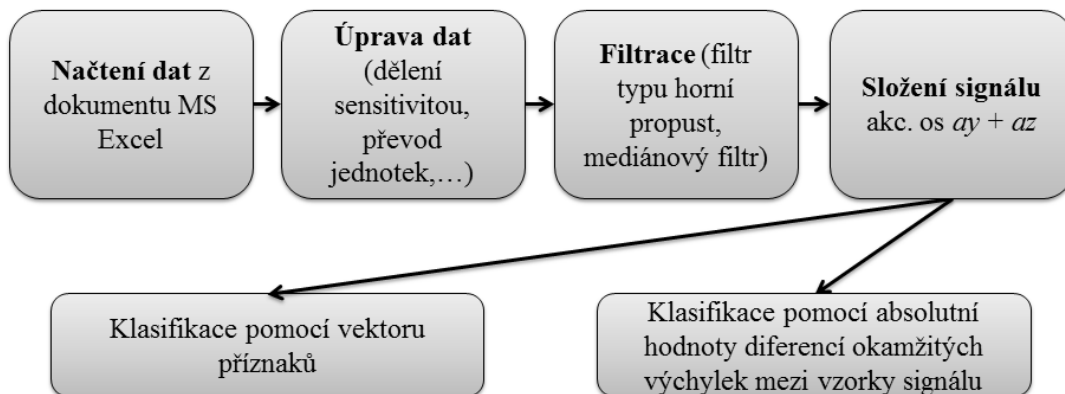
```

[b,a] = butter(n,Wn,ftype)
[b,a] = butter(2,0.3/(54/2),'high');
axf1 = filter(b,a,a_x);
%medianova filtrace
axflmm = medfilt1(axf1,3);

```



Obrázek 9.1 - Ukázka filtrace akcelerometrického signálu (měření 3)



Obrázek 9.2 - Blokové schéma předzpracování signálu

9.2 Klasifikace pomocí vektoru příznaků

Klasifikace lidského pohybu pomocí vektoru příznaků vychází z analýzy naměřených signálů (viz kapitola 8). Pro tuto metodu byla využita trojice analyzovaných parametrů: rozptyl hodnot, hodnota minmax (rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou v okně)

a kvadratický průměr (RMS). Jak už bylo zmíněno v předešlé části kapitoly, výchozím signálem byl složený signál z akcelerometrických os ay a az .

Analýzou bylo potvrzeno, že intervaly hodnot rozptylu, hodnoty minmax i kvadratického průměru pro odpočinek, běh a chůzi se vzájemně nepřekrývají. Toho bylo využito pro odečet prahů jednotlivých parametrů. U rozptylu byl práh pro klasifikaci chůze nastaven na 0,01 g a pro klasifikaci běhu na 0,68 g. U hodnoty minmax práh pro chůzi odpovídal hodnotě 0,3 g a pro běh 3 g. Poslední parametr, kvadratický průměr, měl prahovou hodnotu nastavenou na 0,1 g pro chůzi a 0,7 g pro běh.

Kvůli kolísání v prvních vteřinách záznamu algoritmus začíná pracovat od čtvrté sekundy signálu. Dochází ke čtení signálu v časovém okně odpovídající jedné sekundě (54 vzorků). Pro část signálu, která se aktuálně nachází v pracovním okně, je vypočtena hodnota minmax, rozptyl a kvadratický průměr. Všechny tři hodnoty jsou uloženy a porovnány s příslušnými prahovými hodnotami. Zařazení pracovní části úseku signálu k odpočinku, chůzi nebo běhu je na základě porovnání s prahy uloženo do třířádkového vektoru (*vektor_priznaku*) do sloupce s pořadovým číslem odpovídajícím pořadovému číslu úseku signálu. Zařazení k běhu je kódováno číslem 2, k chůzi číslem 1 a k odpočinku číslem 0. Následně se okno posune o 10 vzorků dále a postup se opakuje až do konce signálu.

K zisku jednoznačného zařazení úseku signálu je z vektoru příznaků vypočten pro každý sloupec modus (nejvíce zastoupená hodnota) pomocí funkce *mode*.

Nejprve jsou vyhledány úseky běhu. Do vektoru *useky_beh* jsou ukládány indexy sloupců vektoru příznaků, ve kterých funkce *find* detekovala číslo 2. První nalezený index se uloží do nově vzniklého vektoru *indexyb*. Poté dochází ke kontrole posloupnosti hodnot v *useky_beh*. Jestliže se najdou dvě hodnoty, mezi kterými je rozdíl jiný než jedna, jsou uloženy do již zmíněného vektoru *indexyb*. Uložen je také rozdíl mezi poslední předchozí a první nově uloženou hodnotou. Po ukončení cyklu je zapsán i poslední index do *indexyb* a vypočten rozdíl mezi předchozím zapsaným a posledním indexem. Dalším krokem je kontrola délky úseků běhu. Jestliže úseky nesplňují minimální délku 5 pracovních oken, jsou ve vektoru příznaků přepsány na 1 (úsek chůze).

Další vyhledávané úseky jsou úseky chůze. Funkce *find* opět vyhledává indexy sloupců vektoru příznaků, ve kterých je (v tomto případě) uložena hodnota 1. Stejným způsobem dochází k zápisu indexů začátků a konců intervalů chůze do vektoru *indexych* i délek těchto intervalů (rozdíl mezi koncovým a počátečním indexem intervalu). Při kontrole délek úseků chůze je podmínka minimální délky 7 pracovních oken. Kratší

úseky, které sousedí zprava či zleva s úsekem běhu, byly přepsány a klasifikovány jako běh. Důvodem byla skutečnost, že se v tomto případě jednalo o přechod mezi odpočinkem a během, při kterém není možné dosáhnout pracovní frekvence pohybu. Mezi odpočinkem a během byly proto krátké úseky chůze (1 – 2 kroky). Úseky, které nevyhovují podmínce a nesousedí s úsekem běhu, jsou ve vektoru příznaků přepsány na 0 a klasifikovány jako odpočinek.

```

useky_chuze = find(vektorr == 1);
indexych = [];
indexych(1) = useky_chuze(1);
chch = 2;
rozdilych = [];
rch = 1;
for i = 1:length(useky_chuze)-1
    if useky_chuze(i) ~= useky_chuze(i+1)-1
        indexych(chch) = useky_chuze(i);
        indexych(chch+1) = useky_chuze(i+1);
        rozdilych(rch) = indexych(chch)-indexych(chch-1);
        chch = chch + 2;
        rch = rch + 1;
    end
end
indexych(length(indexych)+1) = useky_chuze(end);
rozdilych(length(rozdilych)+1) = indexych(end)-indexych(end-1);

```

Následně dochází k úpravě vyhledaných indexů začátků a konců úseků běhu v přepsaném vektoru příznaků a také k detekci indexů začátků a konců úseků odpočinku (ukládány do vektoru *indexyo*).

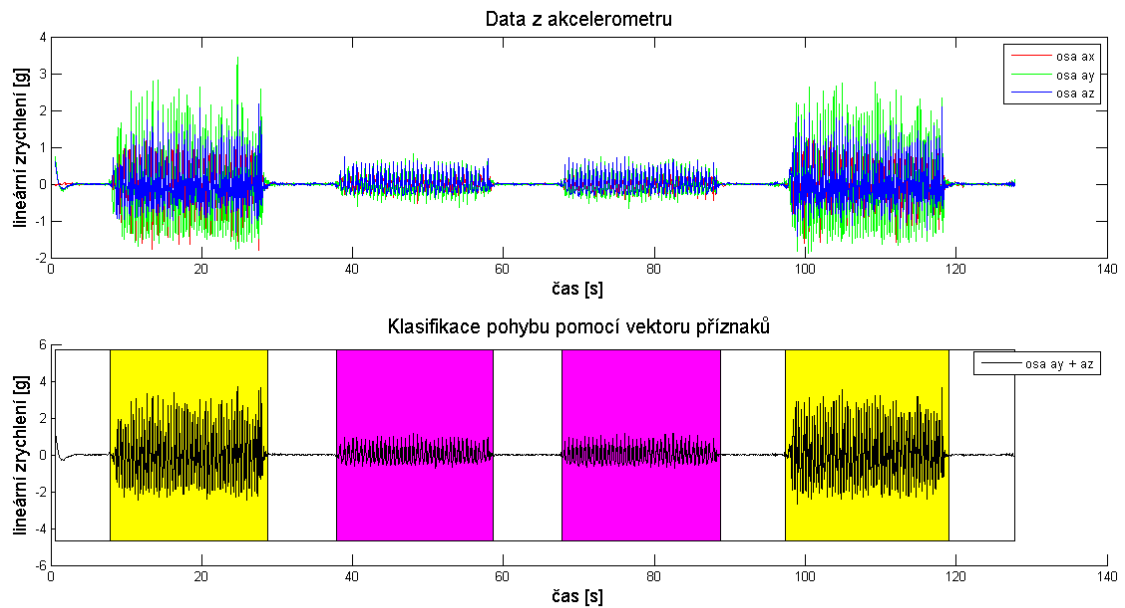
Výchozími proměnnými pro další část algoritmu jsou vektory *indexyb*, *indexych* a *indexyo*, ve kterých jsou zapsány počáteční i koncové indexy úseků běhu, chůze a odpočinku. Indexací jsou z těchto vektorů vybrány a uloženy liché prvky (zastupující indexy počátků intervalů) a následně do jiných vektorů sudé prvky (indexy konců intervalů). Přepočítání indexů ve vektorech na čas proběhl na základě znalosti použitých parametrů. Součtem čísla vzorku, od kterého algoritmus začínal číst signál ($4 \cdot 54$), počtu posunů časových oken vynásobených počtem vzorků, o které se okno posouvalo (hodnota indexu $\cdot 10$) a číselné hodnoty sloužící k úpravě přesnosti (přesouvá začátky či konce do přibližně poloviny detekovaného okna) byly získány upravené indexy. Po jejich vyhledání ve vektoru s časovými značkami byly získány počátky i konce úseků běhu, chůze a odpočinku v časové doméně.

```

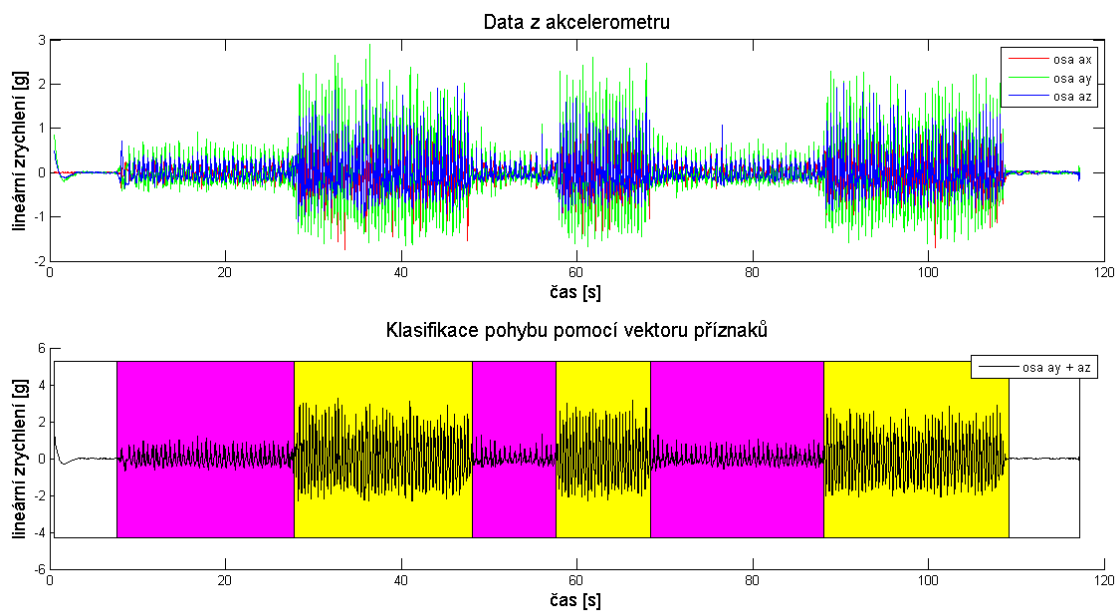
z_ch = indexych(1:2:end);
k_ch = indexych(2:2:end);
zacatek_chuze = cass((4*vzorky)+(10*z_ch)+(vzorky/2)-12);
zacatek_chuze = zacatek_chuze';
konec_chuze = cass((4*vzorky)+(10*k_ch)+(vzorky/2)-2);
konec_chuze = konec_chuze';

```

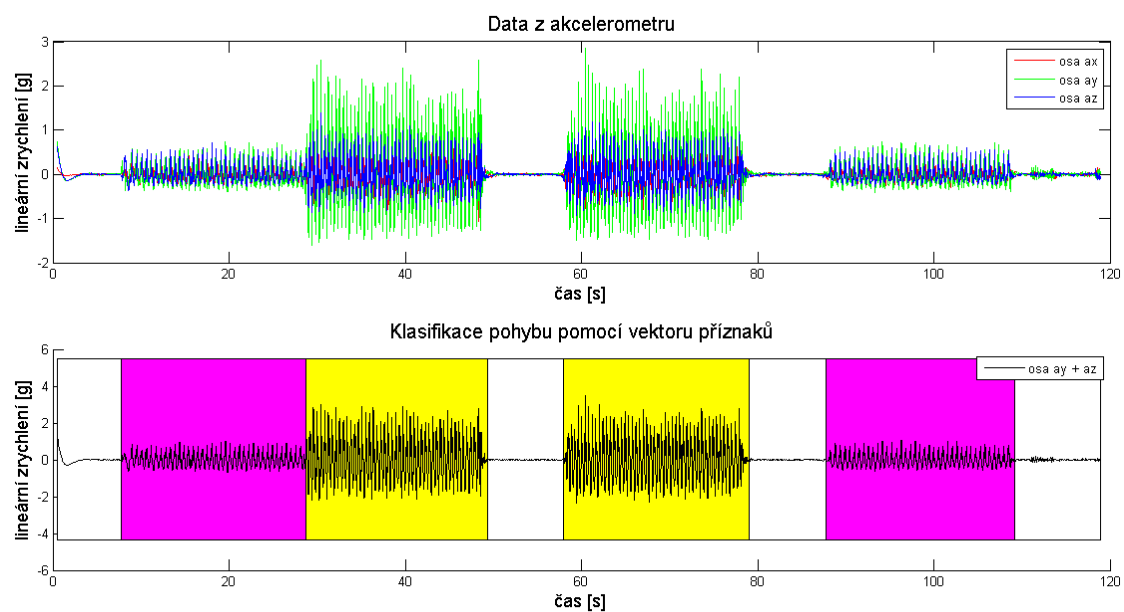
Ukázky klasifikace pohybu pomocí vektoru příznaků jsou na Obrázek 9.3 (měření 1), Obrázek 9.4 (měření 2) a Obrázek 9.5 (měření 3). K lepšímu posouzení klasifikace jsou v horní části grafu zobrazeny akcelerometrické signály. Klasifikace pohybu je zobrazena na grafu dole. Žluté oblasti značí úseky, kdy měřená osoba běžela a fialové oblasti značí úseky chůze.



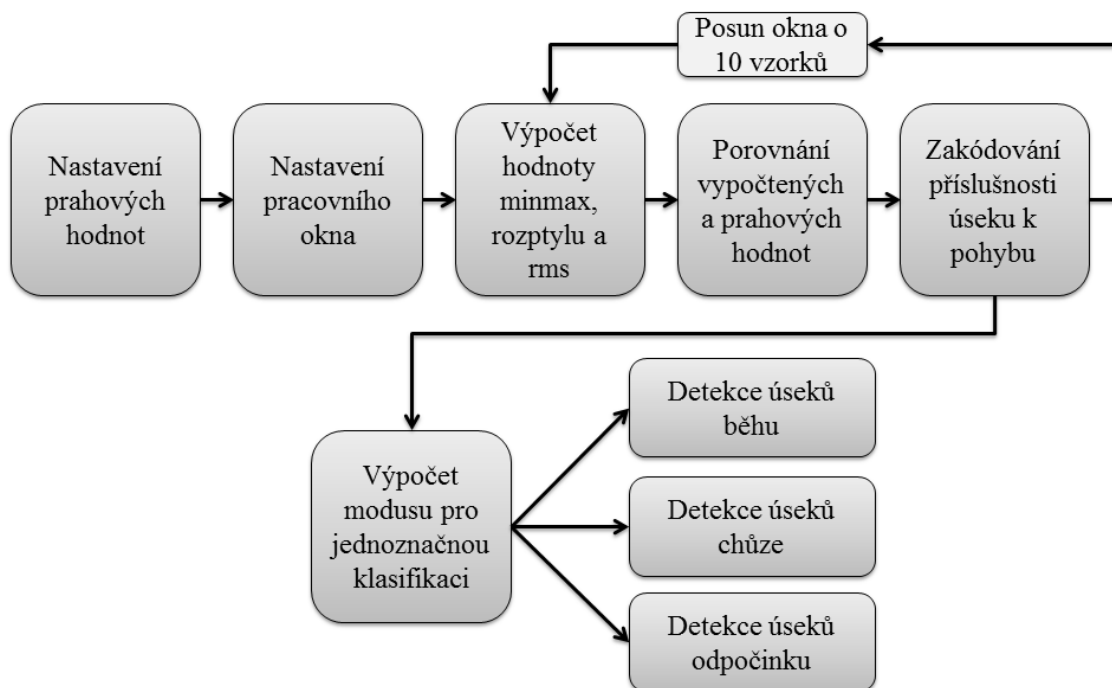
Obrázek 9.3 - Ukázka klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 1)



Obrázek 9.4 - Ukázka klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 2)



Obrázek 9.5 - Ukázka klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 3)



Obrázek 9.6 - Blokové schéma klasifikace pomocí vektoru příznaků

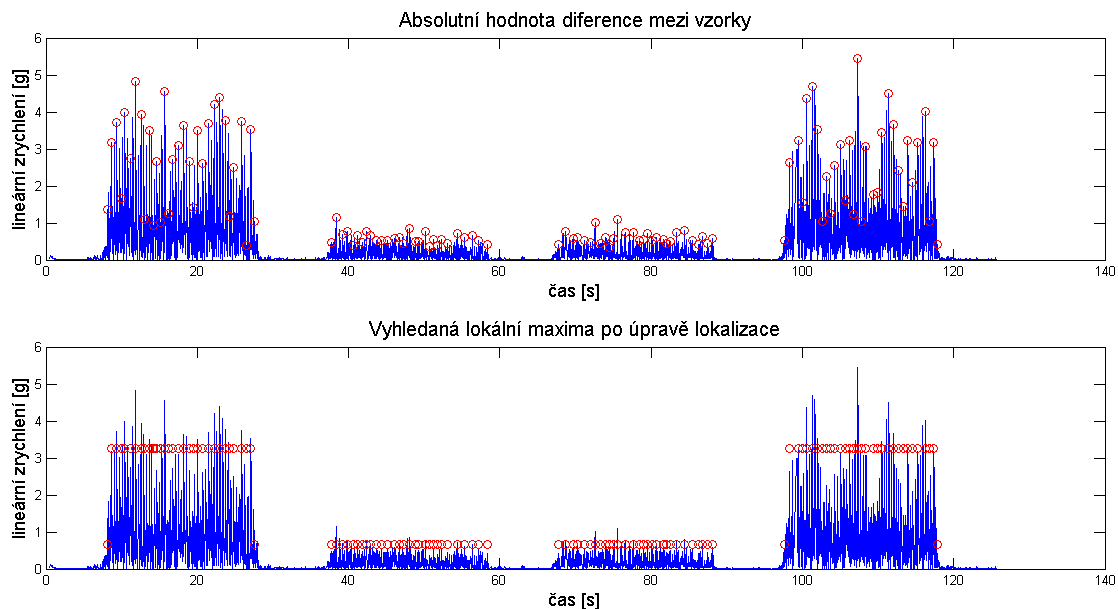
9.3 Klasifikace pomocí absolutní hodnoty difference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu

Klasifikace pomocí absolutní hodnoty difference mezi vzorky signálu byla realizována na základě potvrzení teoretického předpokladu, že se jednotlivé druhy pohybů liší svou dominantní frekvencí. Při analýze naměřených signálů bylo také potvrzeno, že na základě prvního tvrzení o dominantních frekvencích se liší i sklon oscilací akcelerometrických signálů v časové doméně (viz kapitola 8.5). Použitým parametrem pro tuto metodu je tedy difference mezi vzorky.

Výchozím signálem pro klasifikační algoritmus je složený signál z akcelerometrických os a_y a a_z , který je následně filtrován mediánovým filtrem s oknem velikosti 3 vzorky pomocí příkazu *medfilt1*. Pro takto upravený signál je proveden výpočet absolutní hodnoty difference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu, které spolu sousedí ob jeden vzorek. Důvodem je získání větších rozdílů mezi úseky signálu náležící jednotlivým pohybům, než by tomu bylo u difference mezi sousedícími vzorky.

Jak je vidět na Obrázek 9.7 (nahore) výsledný signál se vyznačuje výraznými lokálními maximy, které vyhledává funkce *findpeaks* (s parametry *MinPeakHeight* =

0,3 a $MinPeakDistance = 25$) a ukládá hodnoty jejich výchylek do vektoru pk s a pořadová čísla vzorků do vektoru $locs$. Druhý jmenovaný vektor, $locs$, byl přepočten na časové okamžiky v sekundách ($locs_c$).



Obrázek 9.7 - Absolutní hodnota difference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu

Pro lepší klasifikaci musela být provedena úprava lokalizace nalezených lokálních maxim. Nejprve jsou vyhledány hodnoty výchylek píků, které jsou větší než 1,5 (hodnota odvozená z analýzy naměřených signálů) a je vypočten jejich průměr (průměr pro maxima běhu). Hodnoty větší nebo rovny tomuto průměru jsou na něj vzápětí přepsány. Druhou vypočtenou hodnotou je průměr pro maxima chůze. Je definován jako průměr hodnot výchylek píků menší než dvě třetiny průměru pro maxima běhu. Na základě těchto dvou hodnot je procházen celý vektor (již upravený vektor pk s) a zařazuje (přepisuje) zbývající píky podle toho, jestli je hodnota jejich okamžité výchylky bližší průměru pro maxima běhu nebo průměru pro maxima chůze (podle menšího rozdílu mezi hodnotami). Jelikož se v signálech stále nacházely píky zařazené jako běh, které svou polohou patřily jednoznačně k chůzi nebo píky, které se ojediněle vyskytovaly v úsecích odpočinku, musely být provedeny další úpravy.

Okno o velikosti 5 vzorků, které se pohybuje po vektoru výchylek lokálních maxim, vyhledává takovou kombinaci hodnot, kdy se na okrajích nachází hodnoty rovny průměru pro maxima běhu. Poté přepisuje i vnitřní hodnoty na hodnotu průměru (kvůli možnosti přesahu do jiného pohybového intervalu odděleného odpočinkem je přidána časová podmínka pro velikost okna 5 s). Poslední špatně zařazené píky jsou

redukovány aplikací podobného okna s velikostí 3 vzorky (v tomto případě nejsou vyhledány a přepsány jen ojedinělé píky běhu mezi píky chůze, ale i naopak). Druhý problém s píky, které se vyskytují v úsecích odpočinku, je vyřešen podmínkou časového intervalu mezi sousedícími píky, který musí být menší než hodnota 1,3. V opačném případě je pík vymazán. Výsledná úprava výchylek lokálních maxim v ose odpovídající lineárnímu zrychlení je na Obrázek 9.7 dole. V úsecích odpovídajících odpočinku jsou pouze píky zařazené jako chůze, úseky běhu předchází a také následuje (podle potvrzeného teoretického předpokladu) jeden pík chůze, který ohraničuje sled píků s hodnotou průměru maxima běhu. V úsecích odpočinku se dále nenachází žádný chybně detekovaný pík.

Nyní už může proběhnout samotná klasifikace pohybů. Nejprve jsou vyhledány úseky odpočinku. Jestliže je mezi píky signálu diferencí nalezena mezera o velikosti větší než 100 vzorků, algoritmus si uloží pořadové číslo začátku tohoto úseku do vektoru *index_oo* a navýší počet úseků o 1. Na základě počtu úseků odpočinku se pracuje se signálem buď po částech (počet úseků odpočinku je větší nebo roven 1; v tomto počtu nejsou obsaženy úseky odpočinku na začátku a konci měření) nebo jako celkem. Druhý případ nastane, když jsou úseky odpočinku pouze na začátku a konci záznamu.

Práce se signálem po částech spočívá nejprve v uložení pracovního úseku signálu ohraničeného úseky odpočinku do vektoru *pracovni_usek_signalu*. Následně dochází ke kódování píků patřící k běhu na hodnotu 2 a píků, které náleží chůzi, je přiřazena hodnota 1 (vzniklý vektor jedniček a dvojek = *pracovni_vektor*). Souřadnice běhu jsou pomocí funkce *find* vyhledány v pracovním vektoru (*pracovni_vektor*). První souřadnice běhu je automaticky uložena jako začátek úseku (jestliže se před ní nachází ještě souřadnice chůze, je uložena tato souřadnice a v pracovním vektoru je přepsána na hodnotu 2). Následuje kontrola posloupnosti hodnot ve vektoru *souradnice_beh*, jako tomu bylo obdobně u předchozího algoritmu klasifikace pomocí vektoru příznaků. Jestliže se najdou dvě hodnoty, mezi kterými je rozdíl jiný než jedna, je první z nich uložena do vektoru konců úseků (*konce_beh*) a druhá do vektoru počátků úseků (*s_beh*, ve kterém je již uložena hodnota prvního úseku). Z výše zmíněného důvodu pomalejších přechodů mezi pohyby jsou ukládány počáteční souřadnice běhu o jednu hodnotu nižší a koncové souřadnice běhu o jednu hodnotu vyšší. Po ukončení cyklu je uložena i poslední souřadnice koncového úseku běhu. Analogicky jako u první počáteční souřadnice platí, jestliže se nachází po této souřadnici ještě jedna souřadnice chůze, je uložena tato souřadnice a v pracovním vektoru je přepsána na hodnotu 2. Jelikož se může stát, že úseku předchází nebo následují dva píky chůze (pomalý přechod mezi odpočinkem a během), je následně ještě první a poslední hodnota

v pracovním vektoru kontrolována a jsou provedeny případné úpravy v pracovním vektoru a v hodnotách souřadnic. Na konci této části jsou souřadnice začátků a konců běhu naindexovány a ukládány do vektoru *začátek_beh* a *konec_beh*, který je společný pro celý signál (pro všechny jeho části).

Ukládání začátků a konců pro úseky chůze probíhají podobně. Opět jsou pomocí funkce *find* (prohledávání pracovního vektoru) uloženy souřadnice do vektoru *souradnice_chuze*. První hodnota je uložena jako počátek prvního úseku do *s_chuze*. Procházením vektoru souřadnic a porovnáváním jejich rozdílů jsou uloženy souřadnice, které se liší o hodnotu větší jak 1 jako počáteční (vektor *s_chuze*) a koncové (vektor *k_chuze*) souřadnice. Následuje uložení i souřadnice konce posledního úseku chůze a indexace a uložení konců i počátků chůze do vektorů *začátek_chuze* a *konec_chuze*, které jsou společné pro celý signál.

```
souradnice_chuze = find(pracovni_vektor==1);
    if length(souradnice_chuze) > 1
        %uložení počáteční souřadnice prvního úseku
        s_chuze = souradnice_chuze(1);
        chu = 2;
        for i5 = 1:(length(souradnice_chuze)-1)
            if souradnice_chuze(i5) ~= souradnice_chuze(i5+1)-1
                s_chuze(chu) = souradnice_chuze(i5+1);
                k_chuze(chu-1) = souradnice_chuze(i5);
                chu = chu+1;
            end
        end
        %uložení koncové souřadnice posledního úseku
        if length(k_chuze) ~= 0
            k_chuze(length(k_chuze)+1) = souradnice_chuze(end);
        %případ, kdy je v pracovním signálu jen jeden úsek chůze
        else
            k_chuze = souradnice_chuze(end);
        end
    end
```

Práce se signálem jako celkem probíhá stejně jako v předchozím případě, kdy se se signálem pracovalo po částech. Rozdíl je v nastavení pracovního úseku signálu, kdy je uložen celý signál.

Souřadnice počátků a konců úseků běhu i chůze jsou následně převedeny na časové okamžiky. A dopočteny začátky a konce úseků odpočinku pomocí uložených souřadnic počátečních úseků ve vektoru *index_oo*.

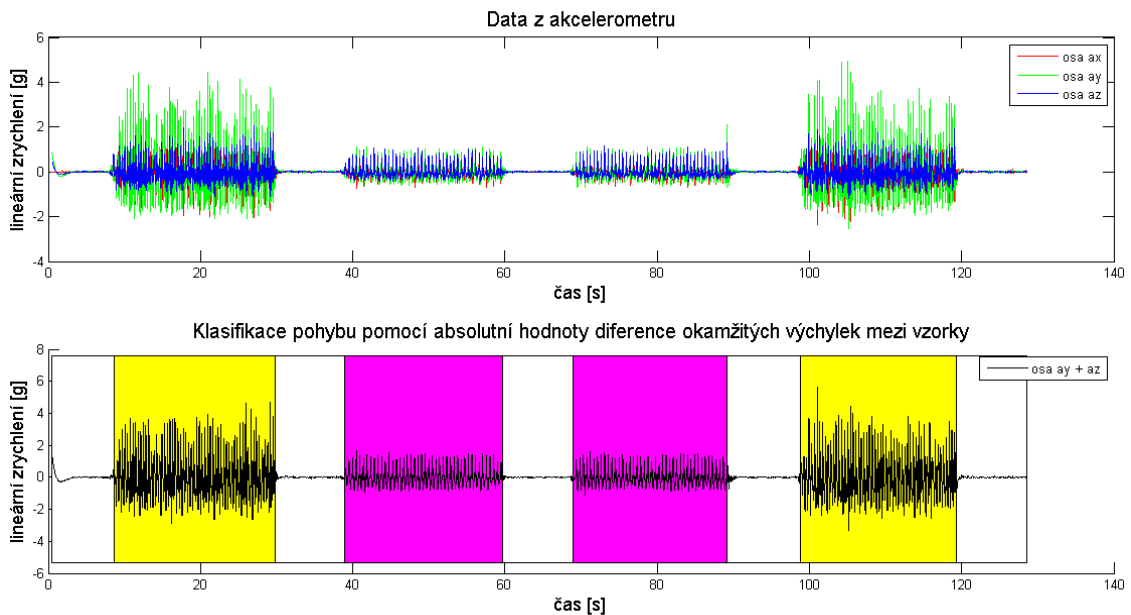
```
Odp = length(index_oo);
zacatek_odpocinek = [];
konec_odpocinek = [];
%případ kdy je odpočinek pouze na počátku a konci záznamu
if Odp == 0
    zacatek_odpocinek(1) = min(cass);
    zacatek_odpocinek(2) = locs_c(end);
```

```

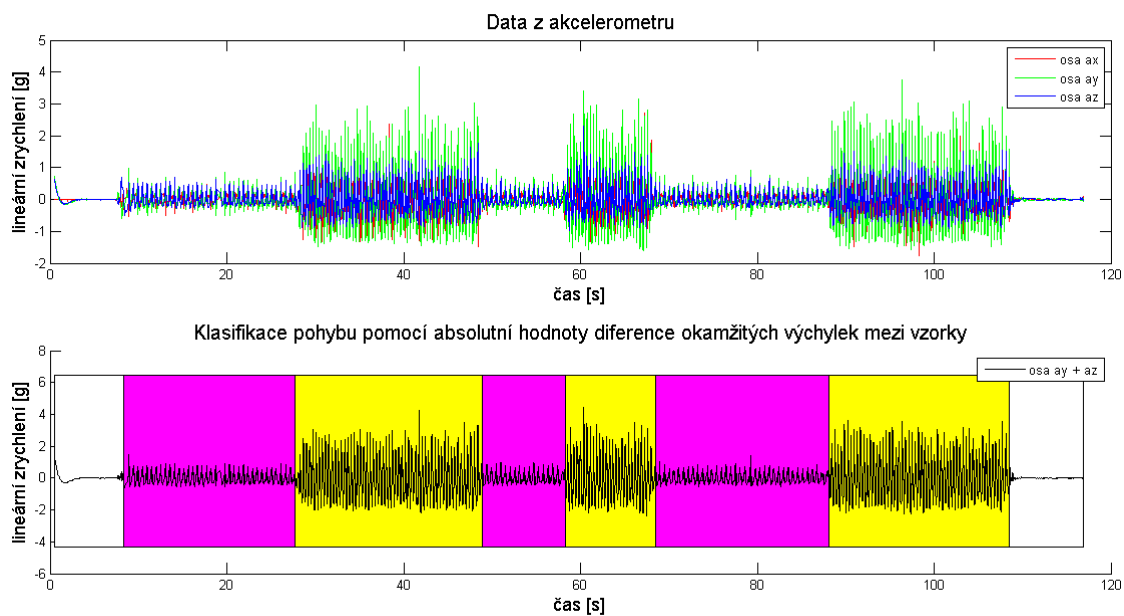
konec_odpocinek(1) = locs_c(1);
konec_odpocinek(2) = max(cass);
else
zacatek_odpocinek(1) = min(cass);
konec_odpocinek(1) = locs_c(1);
for o = 1:Odp
    zacatek_odpocinek(o+1) = locs_c(index_oo(o));
    konec_odpocinek(o+1) = locs_c(index_oo(o)+1);
end
zacatek_odpocinek(length(zacatek_odpocinek)+1) = locs_c(end);
konec_odpocinek(length(konec_odpocinek)+1) = max(cass);
end

```

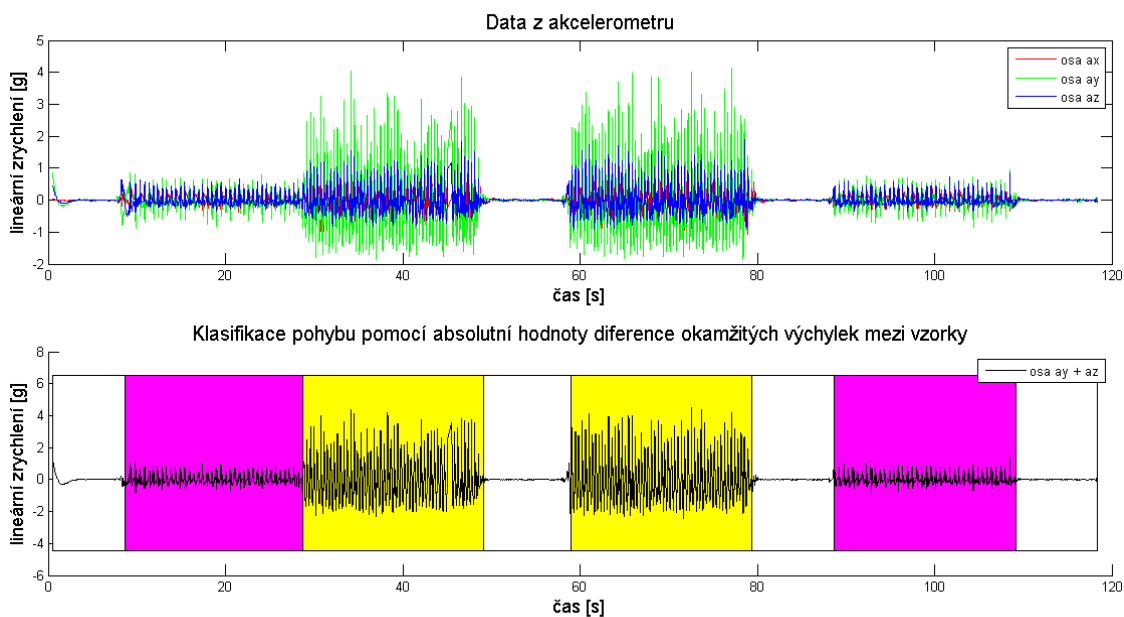
Ve vektoru *locs_c* jsou časové okamžiky nalezených píků, v proměnné *cass* je pro každý vzorek signálu uložen čas záznamu v sekundách. Ukázky klasifikace pomocí této metody pro všechny měření jsou na Obrázek 9.8, Obrázek 9.9 a Obrázek 9.10.



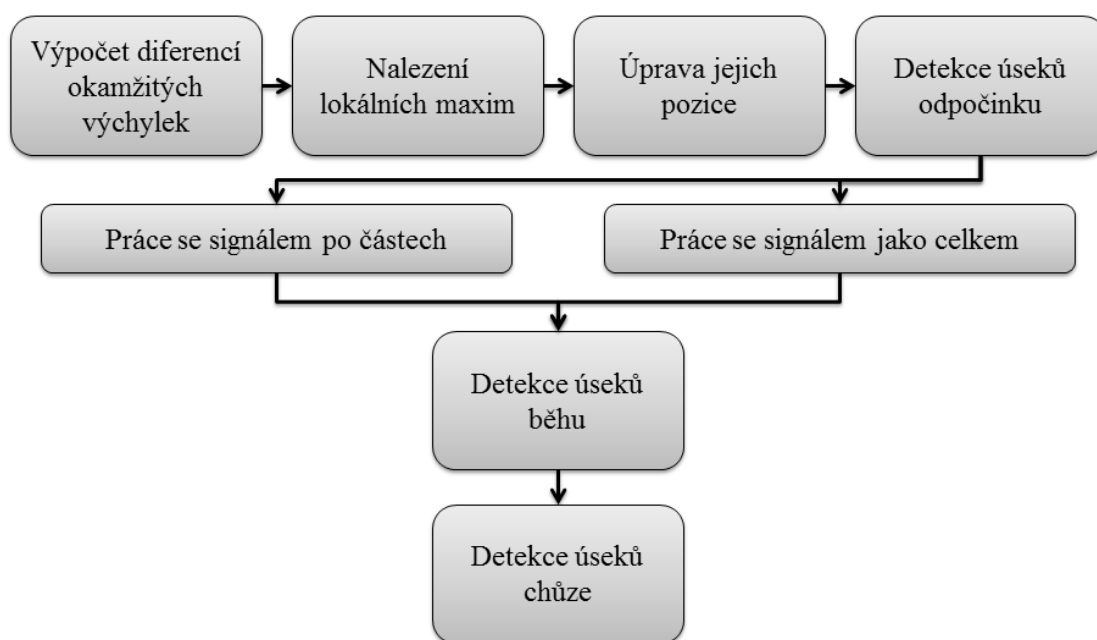
Obrázek 9.8 - Ukázka klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu (měření 1)



Obrázek 9.9 - Ukázka klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu (měření 2)



Obrázek 9.10 - Ukázka klasifikace pomocí absolutní hodnoty diference okamžitých výchylek mezi vzorky signálu (měření 3)

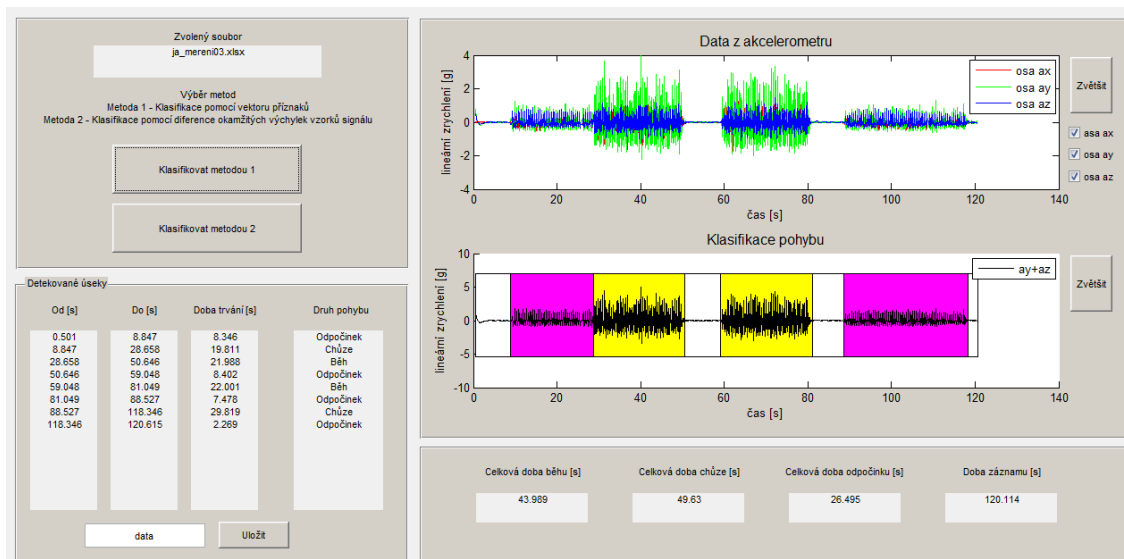


Obrázek 9.11 - Blokové schéma klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek mezi vzorky signálu

9.4 Popis GUI rozhraní

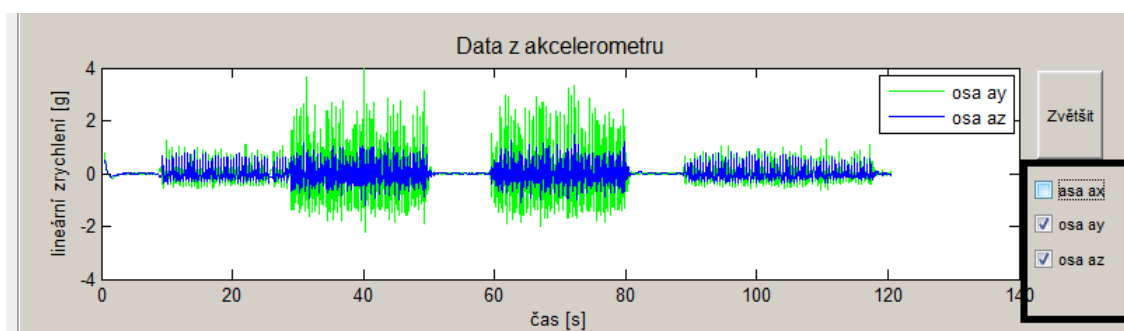
Kvůli lepší přehlednosti výsledků klasifikace pohybů bylo vytvořeno GUI rozhraní programu. Skládá se celkově ze čtyř bloků. Celkový pohled je na Obrázek 9.12.

V prvním bloku (nahore vlevo) jsou umístěna dvě tlačítka pro výběr klasifikační metody. První spouští klasifikaci pohybu pomocí vektoru příznaků a druhé klasifikaci pomocí absolutních hodnot diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu. Po stisknutí jednoho z tlačítek se otevře standardní dialogové okno s možností výběru dokumentu Microsoft Excel, ve kterém jsou uložena naměřená data. Pro kontrolu je název souboru vypsán v textovém okně nad tlačítky.

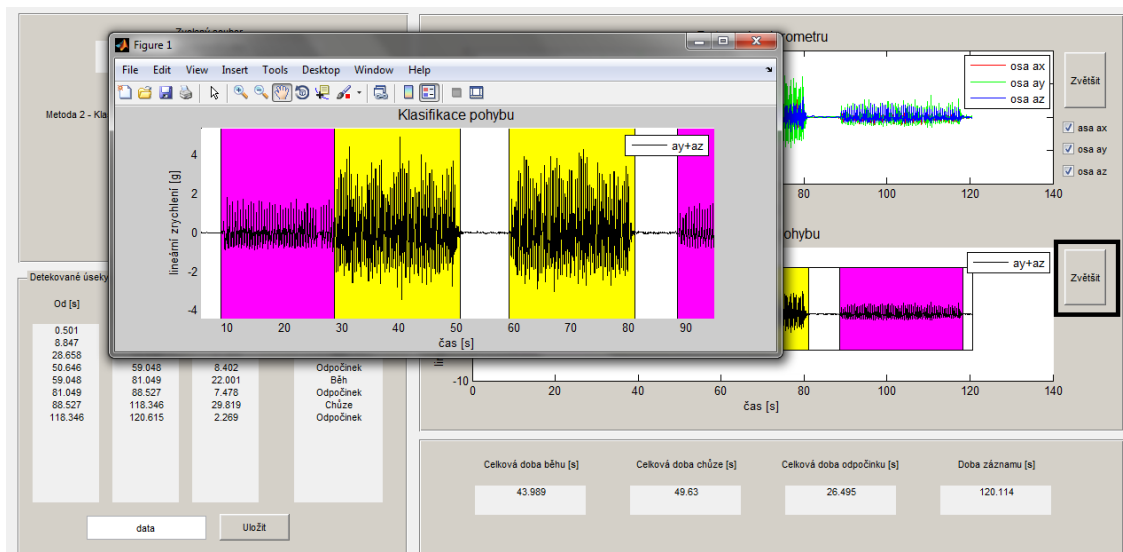


Obrázek 9.12 - GUI rozhraní klasifikačního programu

Druhý blok (nahore vpravo) obsahuje dva grafy. První graf (umístěn nahore) zobrazuje naměřená akcelerometrická data ze všech tří os (ax , ay a az). Aby byly akcelerometrické signály z jednotlivých os lépe rozpoznatelné, lze pomocí checkboxů libovolně zapínat či vypínat jejich viditelnost (viz. Obrázek 9.13). Druhý graf znázorňuje výsledek klasifikace. Pozadí za složeným signálem (z akcelerometrických os ay a az) je tvořeno z barevných obdélníků, kde žlutá barva značí úseky běhu a fialová úseky chůze. Oba grafy lze zvětšit pomocí tlačítka ‚Zvětšit‘, které je umístěno napravo od grafů. Po stisknutí se otevře nové okno, kde uživatel může graf zvětšovat, odečítat hodnoty vzorků signálu a provádět další operace jako u klasického figure v prostředí Matlab (viz Obrázek 9.14).



Obrázek 9.13 - Výběr akcelerometrických signálů z jednotlivých os pomocí checkboxů



Obrázek 9.14 - Otevření nového okna při zvětšení grafu

Ve třetím bloku (vlevo dole) je přehled nalezených úseků pohybu. V prvním a druhém sloupci jsou vypsány hodnoty počátků a konců úseků, ve třetím doba trvání úseku a čtvrtý odkazuje na druh pohybu. Celou tabulku lze po stisknutí tlačítka „Uložit“ uložit do počítače jako tabulku aplikace Microsoft Excel (přípona .xls). Název dokumentu lze zvolit vepsáním do okna typu edit text vlevo od tlačítka (viz Obrázek 9.15 a Obrázek 9.16).

Čtvrtý blok (vpravo dole) uvádí celkovou dobu běhu, chůze, odpočinku a celkovou dobu záznamu.

Od [s]	Do [s]	Doba trvání [s]	Druh pohybu
0.503	9.191	8.688	Odpočinek
9.191	28.504	19.313	Chůze
28.504	49.776	21.272	Běh
49.776	58.611	8.835	Chůze
58.611	70.524	11.913	Běh
70.524	89.285	18.761	Chůze
89.285	109.754	20.469	Běh
109.754	119.457	9.703	Odpočinek

tabulka_data Uložit

Obrázek 9.15 - Třetí blok s volbou uložení detekovaných úseků jako dokument Microsoft Excel

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Od [s]	Do [s]	Doba celkem [s]	Druh pohybu					
2	0,503	9,191	8,688	Odpocinek					
3	9,191	28,504	19,313	Chuze					
4	28,504	49,776	21,272	Beh					
5	49,776	58,611	8,835	Chuze					
6	58,611	70,524	11,913	Beh					
7	70,524	89,285	18,761	Chuze					
8	89,285	109,754	20,469	Beh					
9	109,754	119,457	9,703	Odpocinek					

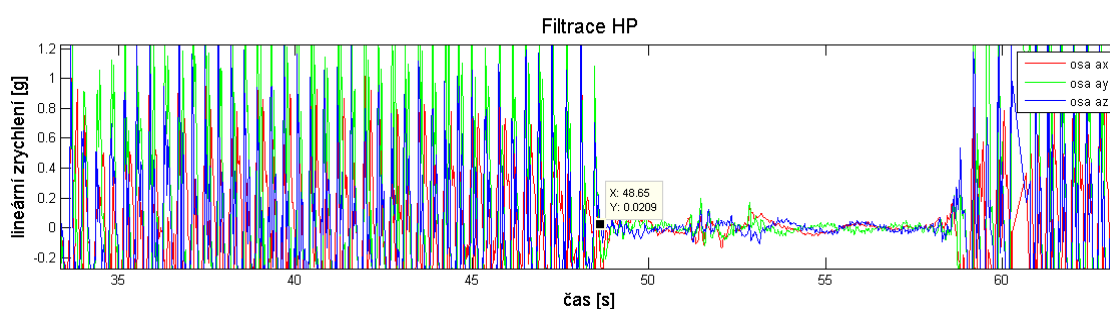
Obrázek 9.16 - Náhled na uloženou tabulku detekovaných úseků

10 VYHODNOCENÍ PŘESNOSTI ALGORITMU

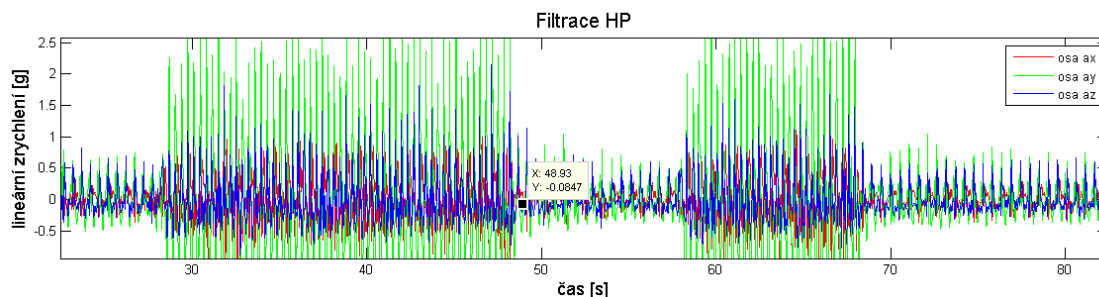
Vyhodnocení přesnosti klasifikace bylo provedeno pro každou metodu a pro jednotlivá měření zvlášť. Jedině tak je možné porovnat oba klasifikační přístupy a jejich spolehlivost v jednotlivých přechodech mezi pohyby.

Nejprve byly (pro všechna měření a pro všechny měřené osoby) ručně odečteny počátky a konce jednotlivých úseků odpočinku, chůze a běhu. Jelikož každý klasifikační algoritmus pracuje na jiném principu, byl zvolen jako počátek u přechodů mezi odpočinkem a chůzí/během čas počátku první velké kladné výchylky v akcelerometrické ose az (odpovídá prvnímu vykročení, tzn. prvnímu kladnému zrychlení směrem vpřed). Jako konec pohybového úseku byl zvolen v časový okamžik, kdy pokles okamžité výchylky posledního velkého píku (v úseku chůze/běhu proporcionální píkům chůze/běhu) dosáhl nulové hodnoty (viz Obrázek 10.1).

U přechodů mezi chůzí a během se odečítala hodnota času, která odpovídala začátku nárůstu (nebo konci poklesu) okamžité výchylky prvního (nebo posledního) píku chůze před intervalem (nebo po intervalu) běhu. Důvodem je opět nemožnost dosáhnout ihned pracovní frekvence běhu, která má za následek vznik píku, který by šel teoreticky zařadit mezi rychlejší chůzi či pomalejší běh (viz Obrázek 10.2).



Obrázek 10.1 - Ukázka ručního odečtení konce úseku běhu



Obrázek 10.2 - Ukázka ručního odečtení přechodu mezi úsekem běhu a chůze

Ručně odečtené hodnoty času byly následně porovnány s hodnotami získanými klasifikačními algoritmy a byl mezi nimi určen rozdíl, který zastupuje přesnost klasifikace. Pro každou osobu a každé měření se nakonec určila průměrná hodnota přesnosti pro začátky a konce běhu, chůze a odpočinku. Všechny hodnoty jsou uvedeny pro jednotlivá měření v Tabulka 10.1, Tabulka 10.2 a

Tabulka 10.3 (pro klasifikaci pomocí vektoru příznaků) a Tabulka 10.4, Tabulka 10.5 a Tabulka 10.6 (pro klasifikaci pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu).

Tabulka 10.1 - Přesnost klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 1)

Měření 1						
Měřená Osoba	Běh [s]		Chůze [s]		Odpočinek [s]	
	začátky	konce	začátky	konce	začátky	konce
1	0,376	0,526	0,446	0,225	0,300	0,503
2	0,566	0,487	0,239	0,393	0,255	0,340
3	0,405	0,734	0,383	0,504	0,495	0,317
4	0,265	0,534	0,394	0,639	0,469	0,263
5	0,317	0,503	0,343	0,451	0,381	0,264
6	0,471	0,417	0,374	0,526	0,377	0,338
7	0,324	0,639	0,351	0,404	0,417	0,270
8	0,264	0,222	0,322	0,279	0,200	0,234
9	0,178	0,298	0,033	0,324	0,309	0,087
10	0,448	0,489	0,249	0,425	0,365	0,279
11	0,319	0,532	0,394	0,279	0,320	0,291

12	0,293	0,626	0,257	0,429	0,422	0,220
Průměr	0,352	0,501	0,315	0,407	0,359	0,284

Tabulka 10.2 - Přesnost klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 2)

Měření 2						
Měřená Osoba	Běh [s]		Chůze [s]		Odpočinek [s]	
	začátky	konce	začátky	konce	začátky	konce
1	0,373	0,274	0,288	0,373	0,282	0,303
2	0,150	0,407	0,363	0,150	0,380	0,314
3	0,121	0,385	0,302	0,121	0,301	0,176
4	0,101	0,223	0,219	0,101	0,233	0,226
5	0,204	0,246	0,552	0,204	0,220	0,679
6	0,129	0,372	0,279	0,129	0,297	0,157
7	0,145	0,152	0,240	0,145	0,335	0,148
8	0,107	0,282	0,254	0,107	0,170	0,129
9	0,176	0,312	0,167	0,176	0,046	0,028
10	0,119	0,260	0,244	0,119	0,280	0,257
11	0,165	0,212	0,109	0,165	0,274	0,120
12	0,155	0,356	0,345	0,155	0,208	0,192
Průměr	0,162	0,290	0,280	0,162	0,252	0,227

Tabulka 10.3 - Přesnost klasifikace pomocí vektoru příznaků (měření 3)

Měření 3						
Měřená Osoba	Běh [s]		Chůze [s]		Odpočinek [s]	
	začátky	konce	začátky	konce	začátky	konce
1	0,251	0,557	0,474	0,495	0,422	0,258
2	0,238	0,479	0,566	0,393	0,412	0,378
3	0,285	0,673	0,324	0,277	0,423	0,253
4	0,241	0,592	0,589	0,372	0,459	0,392
5	0,289	0,486	0,354	0,406	0,389	0,265
6	0,213	0,312	0,685	0,325	0,253	0,385

7	0,249	0,598	0,658	0,210	0,397	0,447
8	0,330	0,804	0,251	0,208	0,421	0,206
9	0,222	0,520	0,243	0,070	0,275	0,213
10	0,312	0,603	0,562	0,377	0,452	0,399
11	0,137	0,566	0,199	0,376	0,431	0,128
12	0,223	0,588	0,414	0,261	0,372	0,281
Průměr	0,249	0,565	0,443	0,314	0,392	0,301

Klasifikační algoritmus pomocí vektoru příznaků vykazuje největší přesnost u měření podle druhého protokolu, u kterého docházelo ke střídání běhu a chůze bez úseků odpočinku (ten byl pouze na začátku a konci měření). Zde hodnoty dosahovaly 1,62 s až 0,90 s. Nejhorší výsledky byly zjištěny u měření podle prvního protokolu, kde úseky odpočinku ohraničují vždy úsek běhu nebo chůze. Odečtené hodnoty se lišily v průměru o 0,284 s až 0,501 s.

Tabulka 10.4 - Přesnost klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu (měření 1)

Měření 1						
Měřená Osoba	Běh [s]		Chůze [s]		Odpočinek [s]	
	začátky	konce	začátky	konce	začátky	konce
1	0,342	0,217	0,137	0,051	0,107	0,191
2	0,172	0,077	0,1675	0,116	0,215	0,136
3	0,182	0,067	0,030	0,230	0,118	0,085
4	0,346	0,128	0,053	0,096	0,089	0,159
5	0,089	0,316	0,421	0,139	0,182	0,204
6	0,182	0,284	0,405	0,073	0,1424	0,235
7	0,265	0,246	0,306	0,373	0,247	0,228
8	0,078	0,450	0,074	0,467	0,367	0,061
9	0,474	0,405	0,029	0,485	0,309	0,201
10	0,132	0,257	0,128	0,161	0,167	0,104
11	0,202	0,258	0,161	0,200	0,155	0,123
12	0,587	0,134	0,268	0,356	0,196	0,342
Průměr	0,254	0,237	0,182	0,229	0,191	0,172

Tabulka 10.5 - Přesnost klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu (měření 2)

Měření 2						
Měřená Osoba	Běh [s]		Chůze [s]		Odpočinek [s]	
	začátky	konce	začátky	konce	začátky	konce
1	0,276	0,133	0,182	0,276	0,042	0,116
2	0,124	0,199	0,206	0,124	0,094	0,104
3	0,237	0,195	0,246	0,237	0,023	0,100
4	0,204	0,056	0,057	0,204	0,009	0,010
5	0,175	0,132	0,178	0,175	0,061	0,129
6	0,125	0,108	0,101	0,125	0,112	0,102
7	0,242	0,214	0,104	0,242	0,163	0,047
8	0,249	0,184	0,216	0,249	0,127	0,175
9	0,225	0,402	0,310	0,225	0,422	0,084
10	0,178	0,220	0,135	0,178	0,138	0,010
11	0,432	0,286	0,367	0,432	0,055	0,177
12	0,251	0,495	0,390	0,251	0,166	0,010
Průměr	0,227	0,219	0,208	0,227	0,118	0,089

Tabulka 10.6 - Přesnost klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu (měření 3)

Měření 3						
Měřená Osoba	Běh [s]		Chůze [s]		Odpočinek [s]	
	začátky	konce	začátky	konce	začátky	konce
1	0,147	0,160	0,100	0,151	0,119	0,087
2	0,103	0,299	0,179	0,206	0,207	0,096
3	0,125	0,160	0,159	0,149	0,141	0,128
4	0,106	0,101	0,269	0,060	0,084	0,187
5	0,168	0,364	0,373	0,173	0,189	0,191
6	0,288	0,162	0,147	0,317	0,137	0,115
7	0,257	0,268	0,267	0,165	0,144	0,190
8	0,190	0,138	0,158	0,187	0,101	0,112

9	0,368	0,131	0,391	0,083	0,074	0,346
10	0,084	0,090	0,330	0,065	0,049	0,179
11	0,399	0,294	0,193	0,196	0,148	0,199
12	0,155	0,161	0,057	0,384	0,198	0,032
Průměr	0,199	0,194	0,219	0,178	0,133	0,155

Přesnost klasifikace dopadla pro druhou metodu (klasifikace pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek vzorků signálu) lépe. U měření podle všech třech protokolů bylo dosaženo srovnatelných výsledků kolem 0,2 s.

K posouzení přesnosti a odlišností mezi metodami klasifikace byly dále vypočteny průměrné hodnoty rozdílů mezi celkovou dobou běhu, chůze i odpočinku získanou klasifikací první metodou a celkovou dobou běhu, chůze a odpočinku získanou klasifikací podle druhé metody. Nejnižší hodnota byla zjištěna u záznamů z měření podle druhého protokolu. Viz Tabulka 10.7 (pro měření 1), Tabulka 10.8 (pro měření 2) a Tabulka 10.9 (pro měření 3). Podrobnější rozbor a diskuse budou uvedeny v následující kapitole.

Tabulka 10.7 - Rozdíly mezi celkovou dobou běhu, chůze a odpočinku pro měření 1

Měření 1						
Měřená osoba	Celková doba běhu [s]		Celková doba chůze [s]		Celková doba odpočinku [s]	
	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 1	Metoda 2
1	41,529	39,688	44,681	41,014	38,987	44,959
2	41,530	41,108	43,953	40,223	39,062	43,214
3	44,159	41,545	43,113	40,941	40,813	45,599
4	42,662	40,118	41,827	39,496	41,755	46,63
5	42,538	40,088	41,847	39,14	42,831	47,988
6	43,156	40,450	41,439	38,686	43,203	48,662
7	42,646	39,822	41,598	38,733	42,638	48,330
8	42,732	40,705	42,212	39,929	41,366	45,676
9	40,587	39,477	43,287	40,112	43,828	48,113
10	42,365	39,883	42,336	40,42	42,225	46,623

11	41,280	39,423	45,258	42,157	39,830	44,275
12	42,276	38,997	42,740	40,123	40,914	46,810
Průměrná hodnota rozdílu:	2,180 s		2,776 s		4,952 s	

Tabulka 10.8 - Rozdíly mezi celkovou dobou běhu, chůze a odpočinku pro měření 2

Měření 2						
Měřená osoba	Celková doba běhu [s]		Celková doba chůze [s]		Celková doba odpočinku [s]	
	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 1	Metoda 2
1	50,648	51,401	50,244	48,007	15,886	17,370
2	52,538	53,020	49,693	47,429	13,000	14,782
3	53,254	53,654	48,507	46,909	17,193	18,391
4	53,065	53,509	48,487	47,091	13,370	14,322
5	52,507	52,283	49,226	47,790	16,636	18,296
6	51,225	51,207	49,673	48,805	17,079	17,965
7	55,009	54,953	46,475	45,148	15,733	17,116
8	52,244	51,794	49,222	48,471	14,970	16,171
9	52,362	52,611	49,360	47,083	16,292	18,320
10	55,227	54,244	46,828	46,442	12,125	13,494
11	52,884	53,619	49,290	47,524	12,783	13,814
12	52,137	53,929	49,378	46,473	15,233	16,346
Průměrná hodnota rozdílu:	0,549 s		1,601 s		1,341 s	

Tabulka 10.9 - Rozdíly mezi celkovou dobou běhu, chůze a odpočinku pro měření 3

Měření 3						
Měřená osoba	Celková doba běhu [s]		Celková doba chůze [s]		Celková doba odpočinku [s]	
	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 1	Metoda 2
1	42,742	41,640	42,952	40,513	31,879	35,420

2	43,503	41,266	41,783	39,654	29,852	34,218
3	43,989	42,609	49,630	47,813	26,495	29,693
4	44,574	42,847	41,626	39,236	31,214	35,331
5	42,588	41,063	42,150	39,540	33,163	37,298
6	41,750	39,800	42,367	40,753	34,300	37,864
7	42,594	39,850	41,273	39,311	34,537	39,063
8	42,331	40,085	41,281	40,168	32,738	36,097
9	43,097	40,773	41,879	40,572	32,883	36,515
10	45,028	43,433	41,492	39,128	31,094	35,053
11	42,784	41,090	41,247	39,368	31,587	35,160
12	42,401	41,101	41,698	39,467	33,847	37,378
Průměrná hodnota rozdílu:	1,819 s		1,988 s		3,792 s	

11 DISKUSE VÝSLEDKŮ

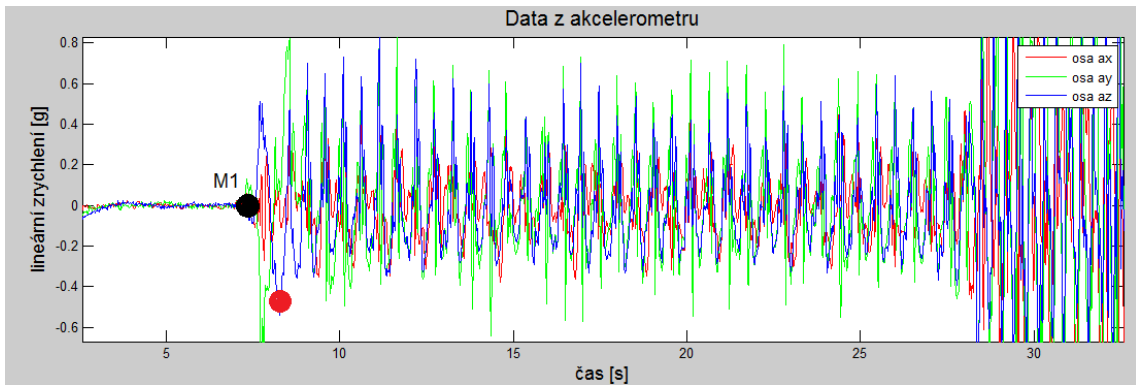
Diskuse výsledků je provedena nejprve pro klasifikační metody, kde jsou probrány možné zdroje a příčiny nepřesností, komentovány jsou také snahy o jejich eliminaci. Druhá část je věnována navrženému akvizičnímu systému, kde je diskutováno o možném vylepšení.

11.1 Klasifikační metody

Každý klasifikační algoritmus pracuje na mírně odlišném principu. Klasifikace pomocí vektoru příznaků využívá parametry hodnoty rozptylu, hodnoty minmax a kvadratický průměr vypočtené v určitém časovém okně. Jelikož je metoda akcelerometrie a samotné akviziční zařízení velmi citlivé, dochází k záznamu pohybu, které předchází, případně uzavírá pohybový úsek. Příkladem je například vstávání z lavičky na počátku měření, které se v záznamu projevuje v první fázi jako záporná výchylka v ose ay (předklon, pohyb dolů) současně s kladnou výchylkou v ose az (pohyb vpřed) následovaná druhou fází, kdy dochází k současnému nárůstu okamžité výchylky v ose ay do kladných hodnot (pohyb vzhůru) a poklesu okamžité výchylky v ose az do záporné části stupnice (pohyb vzad, záklon). Nejedná se o chůzi ani běh, ale vypočtením zmíněných parametrů se klasifikuje jako chůze. Dalším příkladem je prudké zastavení z rychlejšího pohybu (běhu) do úplného zastavení. Není možné se ihned na místě zastavit, aniž by byl vykonán jiný sekundární pohyb lidského těla. Musí být provedeny kroky vedoucí ke stabilitě těla, jako je například připažení, narovnání se, vyrovnání pozice nohou atd. Současně se tělo kymácí z důvodu zastavení z vyšší rychlosti za krátký časový úsek, což postupně časem odeznívá. I v tomto případě dochází (alespoň z části) ke klasifikaci úseku jako chůze, případně běh.

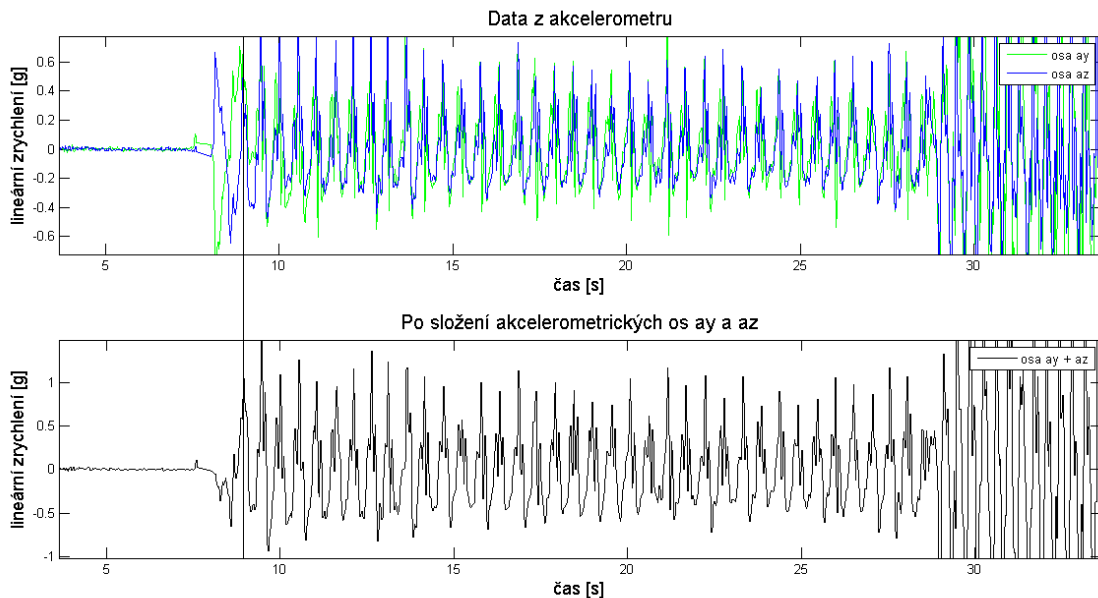
Na zmíněnou problematiku se dá dívat z různých úhlů pohledu. Nejde totiž o absolutní klid, ale o pohyb, který těsně předchází (nebo následuje) úseku běhu nebo chůze. Podle způsobu pohybu měřené osoby se jedná o časový úsek v rozmezí 0,2 s až 1 s. Při posouzení přesnosti byly odčítány časové okamžiky, kdy docházelo k prvnímu vykročení. Tedy první kladné výchylky začínající od nulové hodnoty. Jestliže měřená osoba přecházela do pohybového úseku ze sedu, byla první kladná výchylka (hned po vstání) odečtena v jejím minimu (osoba startovala z mírného předklonu a až postupně se narovnávala). Ukázka je na Obrázek 11.1. Zde je znázorněn také rozdíl mezi teoreticky klasifikovanými počátky úseku (M1 – metoda klasifikace

pomocí vektoru příznaků, červený puntík značí odečtený časový okamžik počátku).



Obrázek 11.1 - Ukázka odlišnosti v klasifikaci počátku pohybového úseku (přechod ze sedu)

Aby byl alespoň z části redukován problém s detekcí vstávání z lavičky, pracovalo se se složeným signálem z akcelerometrických os ay a az . Při teoreticky ideálně provedeném vstávání by docházelo k vyrušení prvního kladného kmitu v ose az a prvního záporného kmitu v ose ay . Ukázka rozdílu před a po této úpravě je na Obrázek 11.2.



Obrázek 11.2 – Redukce vstávání z lavičky v záznamu po složení signálu

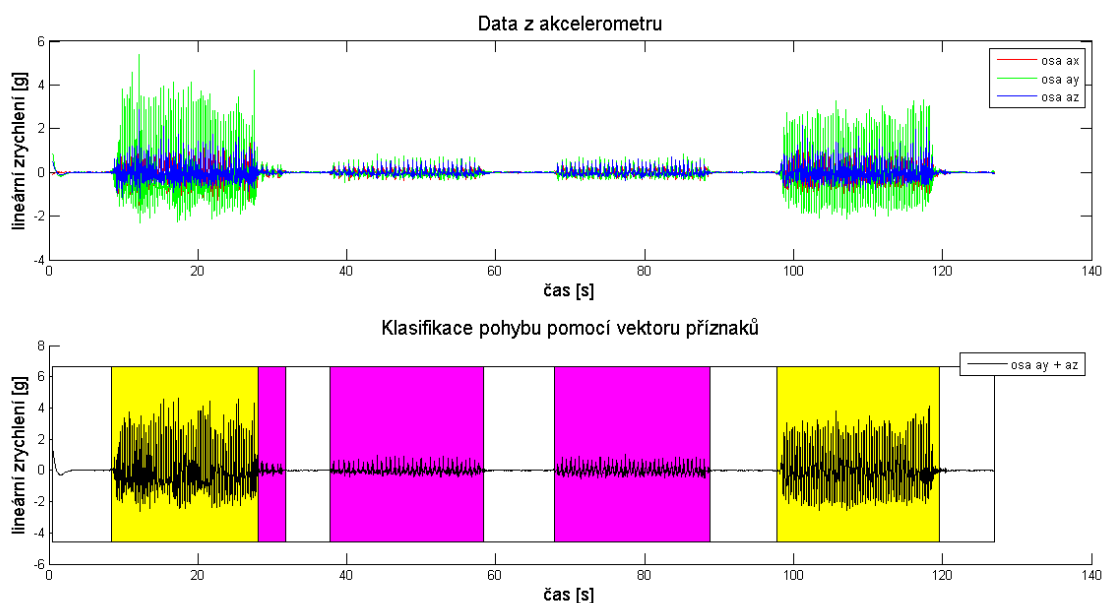
Druhý klasifikační algoritmus také pracuje se složeným signálem z akcelerometrických os ay a az , ovšem k samotné klasifikaci je z něj ještě vypočten signál diferencí. Každý vzorek zastupuje absolutní hodnotu rozdílu okamžitých výchylek mezi dvěma vzorky složeného signálu sousedící ob jeden vzorek. Čím je tedy

(periodický) pohyb proveden rychleji a s vyšší frekvencí, tím je výchylka signálu diferencí větší. Jelikož jsou detekována lokální maxima, dochází k méně pravděpodobné detekci rušivých pohybů ohraničující pohybové úseky chůze a běhu.

Posun začátků a konců úseku u metody klasifikace pomocí vektoru příznaků byl znát při vyhodnocení přesnosti klasifikace (kapitola 10). U měření, kde byl každý pohybový úsek ohraničen chůzí (měření podle protokolu 1) docházelo k posunu intervalu až o 0,501 s. Ovšem při měření podle druhého protokolu, kdy byl úsek odpočinku pouze na začátku a konci měření, bylo dosaženo srovnatelných výsledků s druhou klasifikační metodou. Potvrzeno to bylo také tím, že u měření podle třetího protokolu došlo ke zvýšení přesnosti konců chůze a začátků běhu, protože první úsek chůze a první úsek běhu nebyl oddělen odpočinkem.

Při porovnání rozdílu mezi celkovou dobou běhu, chůzí nebo odpočinku získanou první metodou a celkovou dobu běhu, chůzí nebo odpočinku získanou druhou metodou pro jednotlivá měření je opět nejmenší odlišnost u druhého měření. K měření pohybových úseků, kde dochází k minimálnímu počtu přechodů s odpočinkem, je tedy použití obou metod z hlediska přesnosti srovnatelné.

Dalším bodem diskuse je správnost detekce přechodů mezi pohyby, které nebyly provedeny podle protokolu měření. Například předčasný přechod z běhu do chůze atd. Neplánovaný úsek chůze byl prvním klasifikačním algoritmem odhalen ve čtyřech případech, druhý klasifikační algoritmus odhalil pouze jeden úsek. Úsek odhalen pomocí obou metod je na Obrázek 11.3.



Obrázek 11.3 - Ukázka detekce neplánovaného úseku chůze

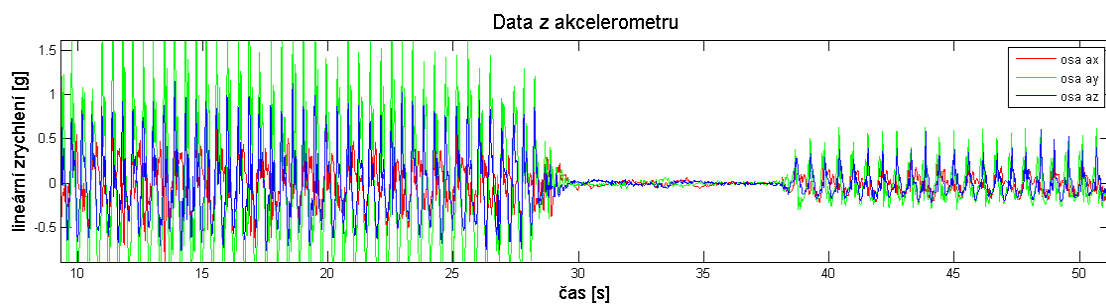
Jelikož je druhá metoda limitována existencí alespoň tří píků chůze: jednoho píku chůze po úseku běhu, který je přepsán na běh a další dva, které by algoritmus detekoval jako nový začátek a konec úseku běhu, je první metoda citlivější.

Rychlost obou algoritmů je srovnatelná. Protože byl jeden z požadavků na klasifikaci jak rychlost, tak jednoduchost kvůli možnému využití ve sportovních aplikacích, zpracování a klasifikace použitých signálů se provede během několika sekund.

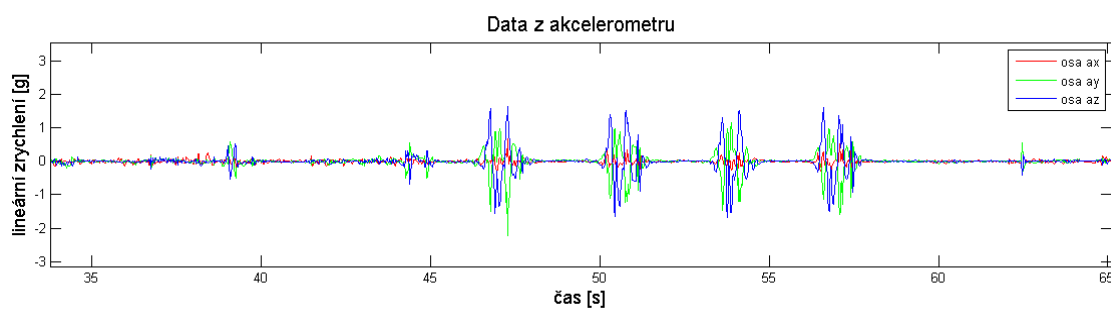
11.2 Akviziční systém

Rušivé oscilace (vibrace), které jsou viditelné nejvíce na koncích úseků běhu (viz Obrázek 11.4), mohou mít i jinou příčinu než je lidský faktor. Možný důvod jejich vzniku je i pohyb přístroje vůči měřené osobě. Na záznamu se poté objeví výchyly i v čase, kdy byla měřená osoba už v klidu. Snaha o eliminaci a tedy i zvýšení snímací přesnosti proběhla formou kontroly pevnosti a dostatečného utažení popruhů vždy před začátkem měření. Umístěním přístroje na jiné místo na lidském těle by nedošlo k vyřešení problému. Vzhledem k jeho velikosti by nebylo snadné jej upevnit například v pase nebo ve spodní části zad. Jelikož je nutné akviziční zařízení upevnit k lidskému tělu velmi pevně, první zmíněná lokalita by představovala značné omezení sportovce v pohybu a hlavně v dýchání. U druhé lokality by bylo možné upevnit popruhy spíše horizontálně, u vertikálního směru by nebylo dosaženo takového pevného kontaktu jako u zvoleného umístění na zádech v oblasti obratlů Th9-Th10.

Zvýšení snímací přesnosti a také pohodlí měřené osoby při měření by mohlo být jednoznačně dosaženo miniaturizací akvizičního zařízení. Senzor MPU-6050 se připojuje k desce Arduino pomocí 5 pinů a jeho fungování nevyžaduje žádné složité operace. Řešením by mohlo být tedy zvolení menšího typu desky. Dále by nemuselo docházet k ukládání naměřených dat na kartu pomocí Data Logger Shieldu na SD karty, ale například zapisovat data na menší microSD karty či přenášet data bezdrátově (například pomocí bluetooth modulu).



Obrázek 11.4 - Oscilace způsobené nedostatečným připevněním akvizičního zařízení



Obrázek 11.5 - Vibrace při výskoku měřené osoby s nedostatečně pevně utaženými popruhy akvizičního zařízení

Klasifikace lidského pohybu by také mohla být přesnější (v porovnání s měřením hlavního lidského pohybu) při měření pohybu některé z částí lidského těla. Spolehlivým parametrem by mohl být například pohyb rukou, který je u chůze i běhu specifický a odlišný.

12 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo nastudování problematiky akvizice a klasifikace pohybu s využitím akcelerometrických a gyroskopických dat. Nejprve bylo zapotřebí se seznámit se základními pohybovými stereotypy, které jsou v práci měřeny (stoj, chůze a běh), protože biomechanika pohybu je důležitá pro pochopení následně získaných dat. Další oblastí zájmu byly senzory pohybu (akcelerometry a gyroskopy). Na základě porovnání uvedených typů akcelerometrů a gyroskopů podle vlastností bylo rozhodnuto o výběru kapacitního (MEMS) akcelerometru (z důvodu rychlé odezvy na pohyb, velkou přesnost a citlivost) a vibračního (MEMS) gyroskopu. V rámci problematiky klasifikace pohybu byly navrženy možné způsoby předzpracování a analýzy akcelerometrických a gyroskopických dat, které mohou vést ke správné klasifikaci.

Druhým cílem diplomové práce byl návrh akvizičního systému pro snímání a záznam akcelerometrických a gyroskopických dat. Důraz byl kladen na přesnost systému a přizpůsobení pro měření pohybu dospělého člověka. K návrhu a realizaci bylo použito Arduino UNO, MPU-6050 GY-521, který obsahuje jak akcelerometr, tak i gyroskop a Deek Robot Data Logging Shield V1.0, který umožňuje zápis hodnot na SD kartu. Realizace akvizičního systému spočívala v zapojení hardwaru a vytvoření krabičky, do které byl hardware uložen. Mimo návrh a realizaci vlastního akvizičního systému byla věnována velká pozornost také připevnění zařízení na měřené osobě. Jedná se totiž o důležitý prvek ovlivňující přesnost měření. Akviziční systém musel být nejdříve kalibrován kvůli posunům akcelerometrických a gyroskopických os. Program pro Arduino bylo vytvořeno v prostředí Arduino IDE. Navržen byl tak, aby po zapnutí akvizičního systému docházelo ke čtení dat z akcelerometru a gyroskopu a jejich ukládání na SD kartu.

Poté bylo provedeno testování akvizičního systému a porovnání naměřených hodnot s hodnotami naměřenými chytrým telefonem pomocí aplikace Sense-it. Akcelerometrické i gyroskopické signály odpovídaly teoretickým předpokladům a akvizičním systémem naměřená data se velmi podobala datům získaných pomocí chytrého telefonu.

Další částí byla akvizice dat podle zvolených třech protokolů měření, která probíhala kvůli zajištění stejných podmínek pro všech 12 měřených osob v tělocvičně. K získání informací o naměřených signálech a jejich částech, které odpovídaly úsekům běhu, chůze či odpočinku a zjištění jejich odlišností byla provedena analýza dat. Bylo zjištěno, že intervaly hodnot všech zvolených parametrů se pro jednotlivé pohyby

nepřekrývají a proto mohou být využity v klasifikačních algoritmech.

K porovnání byly vytvořeny dva odlišné přístupy klasifikace pohybu. První z nich využívá vektor příznaků, na základě jehož klasifikuje úseky dlouhé přibližně 1 s. Druhý klasifikuje pohyb pomocí absolutní hodnoty diferencí okamžitých výchylek mezi vzorky signálu. Nejvíce problematické byly přechody mezi odpočinkem a některým ze zbývajících dvou měřených pohybů. Jestliže se v signálu nacházelo minimum těchto přechodů, dosahovaly obě metody srovnatelných výsledků. V jiném případě vykazovala větší přesnost druhá ze zmíněných metod.

LITERATURA

- [1] KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012. ISBN 978-80-260-1645-8.
- [2] KALICHOVÁ, Miriam. *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-210-5551-3.
- [3] RIPKA, Pavel. *Senzory a převodníky*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2005. ISBN 80-01-03123-3.
- [4] KREIDL, Marcel a Radislav ŠMÍD. *Technická diagnostika: senzory, metody, analýza signálu*. Praha: BEN - technická literatura, 2006. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-7300-158-6.
- [5] ĎAĎO, Stanislav a Marcel KREIDL. *Senzory a měřicí obvody*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01500-9.
- [6] VODA, Zbyšek. *Průvodce světem Arduina*. Bučovice: Martin Stříž, 2015. ISBN 978-80-87106-90-7.
- [7] WAGNER, Johannes a Jan BURGEMEISTER. *Piezoelectric Accelerometers: Theory and Application* [online]. 6th revised edition. D-01445 Radebeul / Germany: Metra Mess- und Frequenztechnik in Radebeul e.K, 2012 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://www.mmf.de/manual/transducermane.pdf>
- [8] WONG, W.Y., M.S. WONG a K.H. LO, 2007. Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. **31**(1). Dostupné z: doi:10.1080/03093640600983949
- [9] YANG, C.-C. a Y.-L. HSU, 2010. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors* [online]. **10**(8). Dostupné z: doi:10.3390/s100807772
- [10] ZENG, H. a Y. ZHAO, 2011. Sensing movement: Microsensors for body motion measurement. *Sensors* [online]. **11**(1). Dostupné z: doi:10.3390/s110100638
- [11] SHARMA, Annapurna, Amit PURWAR, Young-Dong LEE, Young-Sook LEE a Wan-Young CHUNG. *Frequency based Classification of Activities using Accelerometer Data* [online]. Seoul, Korea: IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems, 2008 [cit. 2016-11-21]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/ba2e/1efeb13a88ae8773be56a6a03dfb09a7ffc4.pdf>
- [12] CHUNG, W.-Y., A. PURWAR a A. SHARMA, 2008. Frequency domain approach for activity classification using accelerometer. In: *Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*,

- EMBS'08 - „Personalized Healthcare through Technology“*. ISBN 9781424418152.
- [13] PÄRKKÄ, J., M. ERMES, P. KORPIPÄÄ, J. MÄNTYJÄRVI, J. PELTOLA a I. KORHONEN, 2006. Activity classification using realistic data from wearable sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. **10**(1). Dostupné z: doi:10.1109/TITB.2005.856863
- [14] GORASIA, J. *Fiber Optic Gyroscopes* [online]. 2010 [cit. 2016-11-22]. Dostupné z: <http://www.jgorasia.com/Files/Spring10/Instrumentation/FOGreport.pdf>
- [15] MAROTTO, Valentina, Alberto SERRA, Davide CARBONI, Mariella SOLE, Tiziana DESSI a Andrea MANCHINU. Orientation Analysis through a Gyroscope Sensor for Indoor Navigation Systems. *SENSORDEVICES 2013 : The Fourth International Conference on Sensor Device Technologies and Applications* [online]. Barcelona, Spain, 2013 [cit. 2016-11-22]. ISBN: 978-1-61208-297-4. Dostupné z: https://www.thinkmind.org/index.php?view=article&articleid=sensordevices_2013_6_40_20221
- [16] BAYAT, A., M. POMPLUN a D.A. TRAN, 2014. A study on human activity recognition using accelerometer data from smartphones. In: *Procedia Computer Science* [online]. Dostupné z: doi:10.1016/j.procs.2014.07.009
- [17] TONG, K. a M.H. GRANAT, 1999. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics* [online]. **21**(2). Dostupné z: doi:10.1016/S1350-4533(99)00030-2
- [18] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 1.díl - Piezoelektrické. In: *Automatizace.hw.cz* [online]. HW server s.r.o., 2007 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401>
- [19] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 2.díl - Piezorezistivní. In: *Automatizace.hw.cz* [online]. HW server s.r.o., 2007 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007012601>
- [20] VOJÁČEK, Antonín. Integrované MEMS GYROSKOPY. In: *Automatizace.hw.cz* [online]. HW server s.r.o., 2009 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>
- [21] JURÁNEK, Martin. Prostředky automatického řízení: Překlad - Akcelerometry. In: *VŠB-TU Ostrava: Fakulta Strojní - Katedra automatizační techniky a řízení* [online]. Ostrava, 2007 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: http://home1.vsb.cz/~jur286/prostredky_aut_rizeni/preklad.htm
- [22] NAVRÁTIL, Josef. Arduino Nano a akcelerometr. In: *www.josefnav.cz: Elektronika, Robotika, Modely, LEGO* [online]. 2011 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: http://www.josefnav.cz/Arduino_akcelerometr.html
- [23] Akcelerometry: Měřiče zrychlení. In: *Omegaeng.cz: Váš zdroj informací o měření a*

- regulaci* [online]. Jakar Electronics, spol. s r.o. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://www.omegaeng.cz/prodinfo/Accelerometers.html>
- [24] ORNOVÁ, Darina a Helena MAŇÁKOVÁ. Rotační pohyb - GYROSKOP. In: *Fyzikální seminář: FYS-KATEDRA FYZIKY-FJFI-ČVUT* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://fyzsem.fjfi.cvut.cz/2004-2005/Zima04/proc/rot3.pdf>
- [25] HÁJEK, L. a T. HAMBÁLEK. GYROSKOPY. In: *Fyzikální seminář: FYS-KATEDRA FYZIKY-FJFI-ČVUT* [online]. Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, Praha [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://fyzsem.fjfi.cvut.cz/2010-2011/Zima10/proc/gyroskopy.pdf>
- [26] Arduino/Genuino UNO. *arduino.cc* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- [27] Arduino Software (IDE). *arduino.cc* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>
- [28] MPU-6050 Accelerometer + Gyro. *Arduino.cc* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050>
- [29] SD Library. *arduino.cc* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Reference/SD>
- [30] SPI Library. *Arduino.cc* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Reference/SPI>
- [31] M., Luboš. Gyroskop a akcelerometr. In: *Arduino návody* [online]. 2016 [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: <http://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/gyroskop-a-akcelerometr.html>
- [32] WALSH, Sam. Processing data from MPU-6050. In: *Sam's Blog: Blog of some of my work projects in electronics and programming.* [online]. 2014 [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: <http://samselectronicsprojects.blogspot.cz/2014/07/processing-data-from-mpu-6050.html>
- [33] EARL, Bill. Adafruit Data Logger Shield. In: *Adafruit Industries* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adafruit-data-logger-shield.pdf>
- [34] ECLIPSE S.R.O. Arduino Data Logger Shield. In: *GM electronic* [online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.772-136.2.pdf>
- [35] IVENSENCE INC. MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.3: Revision 3.3. In: *Haoyuelectronics.com* [online]. Document Number: PS-MPU-6000A-00. CA, U.S.A.: IvenSence, Inc., 2011 [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://www.haoyuelectronics.com/Attachment/GY-521/mpu6050.pdf>
- [36] AMARASINGHE, R., D.V. DAO, T. TORIYAMA a S. SUGIYAMA, 2005. Design and fabrication of a miniaturized six-degree-of-freedom piezoresistive accelerometer. *Journal of Micromechanics and Microengineering* [online]. **15**(9). Dostupné z: doi:10.1088/0960-

1317/15/9/017

- [37] Fiber Optic Gyroscope development: FOG basic principle. *Neubrex Technologies* [online]. Kobe, JAPAN: Neubrex Co., 2007 [cit. 2017-01-03]. Dostupné z: <http://www.neubrex.com/htm/applications/gyro-principle.htm>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

APF	Average Peak Frequency
ARW	Angular Random Walk
DMP	Digital Motion Processor
FAT	File Allocation Table
FFT	Fast Fourier Transform
FOG	Fiber Optic Gyroscope
GMM	Gaussian Mixture model
IDE	Integrated Development Enviroment
MEMS	MicroElectroMechanical Systems
MISO	Master In Slave Out
MOSI	Master Out Slave In
PSD	Power Spectral Density
PWM	Pulse with Modulation
RMS	Root Mean Square
RTC	Real Time Clock
SCK	Serial Clock
SD	Secure Digital
SPI	Serial Peripheral Interface
SS	Slave Select
Th	Thoracic vertebrae
USB	Universal Serial Bus

SEZNAM PŘÍLOH

A Přílohy na cd

106

A PŘÍLOHY NA CD

Naměřené akcelerometrické a gyroskopické signály

Program pro Arduino (typ souboru INO)

Program pro akvizici pohybu (typ souboru MATLAB figure a MATLAB Code)

Elektronická verze diplomové práce

