



Korekce rušivých vlivů biomedicínských senzorů a jejich aplikace

Diplomová práce

Studijní program: N3963 – Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: 3901T009 – Biomedicínské inženýrství
Autor práce: **Bc. Jakub Kašpar**
Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Rydlo, Ph.D.





Correction of interference effects of biomedical detectors and their applications

Master thesis

Study programme: N3963 – Biomedical engineering
Study branch: 3901T009 – Biomedical Engineering
Author: **Bc. Jakub Kašpar**
Supervisor: doc. Ing. Pavel Rydlo, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Jakub Kašpar**

Osobní číslo: **D15000027**

Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**

Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**

Název tématu: **Korekce rušivých vlivů biomedicínských senzorů a jejich aplikace**

Zadávací katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Popsání základních principů funkce akcelerometru a gyroskopu, včetně jejich technických parametrů.
2. Návrh komplementárních filtrů pro odstranění rušivých vlivů výše uvedených senzorů pro detekci pohybu.
3. Návrh plošného spoje zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky, včetně výběru vhodných součástek na základě technických parametrů z katalogových listů.
4. Sestrojení zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky, a vypracování softwaru procesoru.
5. Návrh využití zařízení ve zdravotnictví.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Cílem práce je studie a návrh komplementárních filtrů pro korekci rušivých vlivů biomedicínských senzorů, resp. akcelerometru a gyroskopu. Výstupem práce je jejich následná aplikace v podobě sestavení zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky.

Výzkumné předpoklady:

Pro úspěšné vypracování této diplomové práce se předpokládá nastudování principů funkce akcelerometru a gyroskopu, včetně jejich technických parametrů. Dále je třeba vytvoření vhodného filtru pro odstranění rušivých vlivů akcelerometru a gyroskopu. Předpokládaný výstup práce je sestavení zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky, na kterém budou aplikovány navržené filtry. Poslední předpoklad vychází z teoretického využití ve zdravotnictví.

Metoda:

Analýza

Technika práce, vyhodnocení dat:

Návrh komplementárních filtrů pro využití korekce rušivých vlivů akcelerometru a gyroskopu. Srovnání jednotlivých senzorů dle jejich technických parametrů z katalogových listů. Výstupem práce bude zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky, včetně zamýšlení se nad využitím ve zdravotnictví.

Místo a čas realizace výzkumu:

Analýza a rekonstrukce bude probíhat v období listopad až únor v akademickém roce 2016/2017 na Technické univerzitě v Liberci a Krajské nemocnici Liberec.

Vzorek:

Nepředpokládá se využití respondentů.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **70-90**

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí diplomové práce:

doc. Ing. Pavel Rydlo, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání diplomové práce: **1. srpna 2016**

Termín odevzdání diplomové práce: **30. dubna 2017**



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením fakulty

Příloha zadání diplomové práce

Seznam odborné literatury:

- APETAUR, Milan, Tomáš HRALA a Tomáš VYSLOUŽIL. Mechanika tuhých těles. Základy teorie mechanizmů. Ústí nad Labem: Univerzita J.E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011. ISBN 978-80-7414-334-2.
- KEMPE, Volker. Inertial MEMS: principles and practice. New York: Cambridge University Press, 2011. ISBN 978-0521766586.
- VACEK, Vladimír. Přehled senzorů pro měření vibrací [online]. Plzeň, 2012 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/handle/11025/4741/Vacek_BP_E09B0203P.pdf_sequer
- Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Zuzana Kabešová.
- ŠTĚPÁNEK, Jan. Identifikace systému, sensorika a implementace řídicího algoritmu pro nestabilní balancující vozidlo [online]. Brno, 2011 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php_file_id=42287.
- Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Robert Grepl.
- STRAŠIFTÁK, Andrej. Aplikácia inerciálneho systému pre riadenie robota [online]. Trnava, 2011 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: http://is.stuba.sk/lide/clovek.pl_zalozka=13;id=320;studium=75036;zp=24037;download
- Diplomová práce. Slovenská technická univerzita v Bratislave. Vedoucí práce Pavol Božek.
- HELMA, Václav. Inteligentní zpracování dat z inerciálních senzorů pro odhad orientace ponorného zařízení [online]. Plzeň, 2015 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/handle/11025/17912/bakalarska_prace.pdf_sequence=
- Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Martin Gouběj.
- MYNAŘÍK, Ondřej. Využití mobilních zařízení ve zpětnovazební lékařské rehabilitaci [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php_file_id=101508.
- Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Adam Chromý.
- MATĚJ, Jan. Čidlo vibrací [online]. Brno, 2014 [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php_file_id=105982.
- Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Marek Bohrn.
- HARING, Filip. MEMS magnetometr s mikrokontrolérem [online]. Brno, 2013 [cit. 2016-10-23]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php_file_id=67005.
- Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Zdeněk Bradáč.
- SVOBODA, Emanuel. Přehled středoškolské fyziky. 5. přeprac. vyd. Praha: Prometheus, 2014. ISBN 978-80-7196-438-4.
- HUSÁK, Miroslav. Mikrosenzory a mikroaktuátory. Praha: Academia, 2008. ISBN 978-80-200-1478-8.
- Zuth, Daniel a František Vdoleček. Měření vibrací ve vibrodiagnostice. In: Automa: časopis pro automatizační techniku [online]. Praha: FCC Public, 2010, 2010(1) [cit. 2016-10-02]. ISSN 1210-9592. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/40375.pdf>
- VOJÁČEK, Antonín. Integrované MEMS GYROSKOPY. In: Automatizace.hw.cz: Automatizace [online]. Praha, 2009 [cit. 2016-10-21]. ISSN: 1803-6392. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 29. 4. 2017

Podpis:

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized, cursive script.

Poděkování

Především bych rád poděkoval doc. Ing. Pavlu Rydlovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, trpělivost a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování diplomové práce věnoval. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Martinu Kyselovi za spolupráci a cenné připomínky při zpracování praktické části diplomové práce. Mé poděkování patří též přítelkyni Tereze Belluzzo za psychickou podporu, která pro mne byla při vypracovávání práce velmi důležitá.

Anotace

Autor:	Bc. Jakub Kašpar
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Korekce rušivých vlivů biomedicínských senzorů a jejich aplikace
Vedoucí práce:	doc. Ing. Pavel Rydlo, Ph.D.
Počet stran:	104
Počet příloh:	1
Rok obhajoby:	2017

Souhrn: Tato diplomová práce seznamuje se základními principy funkce pohybových senzorů, konkrétně akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů. Zabývá se jejich technickými parametry, včetně rušivých vlivů, které jsou způsobeny samotným senzorem, nebo vlivy okolí. Cílem práce bylo popsat tyto rušivé vlivy a navrhnout komplementární filtry pro jejich odstranění, případně potlačení. Výstupem práce je sestrojené funkční zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky, na kterém byly odzkoušeny algoritmy navržených komplementárních filtrů. Vše bylo vytvořeno a testováno za účelem využití především ve zdravotnictví, resp. rehabilitaci. V práci jsou uvedeny příklady aplikací navrženého měřicího systému a náměty dalšího výzkumu v této oblasti.

Klíčová slova: akcelerometr, gyroskop, magnetometr, komplementární filtr, rehabilitace

Annotation

Author: Bc. Jakub Kašpar
Institution: Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies
Title: Correction of interference effects of biomedical detectors and their applications
Supervisor: doc. Ing. Pavel Rydlo, Ph.D.
Pages: 104
Appendix: 1
Year: 2017

Summary: This master thesis deals with the basic principles of motion sensors, especially accelerometer, gyroscope and magnetometer. It follows up technical parameters including interferences caused by itself or because of surrounding effects. The main aim is to describe these interferences and project complementary filters to eliminate or suppress them. The result of this thesis is construction of functional device used for detection of trajectory and dynamics of the movement. This device was tested with softwares which characterize the complementary filters. Everything was constructed and tested in order to application in health care, especially rehabilitation. The thesis put forward motion of practical applications and instigate for next research in this area.

Key words: accelerometer, gyroscopes, magnetometer, complementary filter, rehabilitation

Obsah

Poděkování.....	8
Anotace	9
Annotation	10
Seznam použitých zkratek	15
Úvod.....	16
1 Akcelerometry	18
1.1 Kapacitní akcelerometry	22
1.2 Piezorezistivní akcelerometry	24
1.3 Piezoelektrické akcelerometry	25
1.4 Další možné principy akcelerometrů	27
1.5 Hodnoty zrychlení v praxi.....	28
1.6 Základní technické parametry akcelerometrů	28
2 Gyroskopy	29
2.1 Coriolisova síla.....	29
2.2 Princip MEMS gyroskopů.....	31
2.3 Základní technické parametry	32
3 Chyby při výpočtech úhlů natočení	33
3.1 Akcelerometr.....	33
3.2 Gyroskop.....	34
3.3 Chyby snímačů.....	35
3.3.1 Nelinearita.....	35
3.3.2 Šum snímače	35
4 Magnetometry.....	36
4.1 Magneto-galvanické.....	37
4.1.1 Hallovy senzory	37

4.1.2	Magneto-diody.....	38
4.1.3	Magneto-tranzistor.....	38
4.2	Magneto-rezistivní	39
4.3	Indukční magnetometry – Fluxgate	40
4.4	MEMS magnetometry	40
4.5	Shrnutí magnetometrů.....	41
5	Odvození přenosových funkcí komplementárních filtrů.....	42
5.1	Přímý komplementární filtr.....	42
5.1.1	Rovnice filtru:	43
5.1.2	Přenosové funkce jednotlivých částí filtru:	43
5.2	Nepřímý komplementární filtr	44
5.2.1	Rovnice filtru:	44
5.3	Nepřímý komplementární filtr 2. řádu	45
5.3.1	1. Zapojení	45
5.3.2	2. Zapojení	46
5.3.3	3. Zapojení	47
5.4	Převedení přenosové funkce přímého komplementárního filtru do časové oblasti.....	49
5.5	Převedení přenosové funkce nepřímého komplementárního filtru 2. řádu do časové oblasti pomocí Z-transformace.....	51
6	Simulační model korekce komplementárním filtrem	53
6.1	Skript simulačního modelu	53
7	Návrh měřicího systému.....	55
7.1	Výběr vhodného čipu	55
7.2	Blokové zapojení měřicího systému	58
7.3	Realizace měřicího systému.....	59
8	Ověření funkčnosti měřicího systému	64
8.1	Ověření měřicích os akcelerometru	64

8.1.1	Ověření osy X	65
8.1.2	Ověření osy Y	66
8.1.3	Ověření osy Z.....	67
8.2	Ověření měřicích os gyroskopu	67
8.2.1	Rotace v ose X	68
8.2.2	Rotace v ose Y	70
8.2.3	Rotace v ose Z.....	71
8.3	Zhodnocení.....	72
9	Ověření systému pro definovanou trajektorii	73
9.1	Ověření pro rotaci kolem osy X.....	73
9.2	Ověření výpočtu úhlu pomocí magnetometru.....	75
9.3	Zhodnocení.....	78
10	Ověření funkčnosti komplementárního filtru	79
10.1	Rotace kolem osy X	79
10.2	Skript filtru	79
10.3	Ověření návratu do výchozí polohy	80
10.4	Zhodnocení.....	81
11	Vyhodnocení signálů v prostoru.....	82
12	Návrh využití zařízení ve zdravotnictví	85
12.1	Hodnocení motoriky.....	86
12.1.1	Detekce chůze	87
12.1.2	Rehabilitace po CMP	88
12.1.3	Sportovní medicína, kloubní náhrady a další.....	90
12.1.4	Zefektivnění práce rehabilitačních pracovníků.....	90
12.2	Technika.....	91
13	Závěr.....	92
	Seznam použité literatury	94

Seznam obrázků.....	101
Seznam grafů	102
Seznam tabulek	103
Seznam příloh	104
Příložené CD	104

Seznam použitých zkratek

tzv.	tak zvaný
tzn.	to znamená
např.	například
resp.	respektive
apod.	a podobně
aj.	a jiný
min	minimální
max	maximální
ACC	akcelerometr
Gyro	gyroskop
MEMS	mikro-elektro-nechanický systém
TUL	Technická univerzita v Liberci
CMP	cévní mozková příhoda
I ² C/SPI	sériové komunikační sběrnice
ARM	označení architektury čipu (mikroprocesoru)
SOM	modulární systém (mikropočítač)

Úvod

Cílem diplomové práce je seznámení se se základními principy a technickými parametry pohybových senzorů, konkrétně s akcelerometrem, gyroskopem a magnetometrem, na jejichž základě má být proveden vhodný výběr těchto senzorů. V závislosti na technických parametrech, které zahrnují i rušivé vlivy, by měly být navrženy metody, resp. komplementární filtry, určené pro odstranění chyb snímačů. Pomocí vhodně vybraných senzorů a vytvořených filtrů se navrhne a realizuje měřicí zařízení pro ověření funkce snímačů a filtrů. Posledním bodem je předložení aplikačních možností navrženého zařízení ve zdravotnictví.

Celá tato diplomová práce vychází z poznatku, v jakém stavu se nachází rehabilitační medicína. Problém rehabilitace spočívá v nedostatku fyzioterapeutů a doktorů, kteří se zabývají poruchami pohybového aparátu. Oproti tomu množství pacientů, kteří potřebují rehabilitační pomoc, vysoce stoupá. To je dáno nejen rostoucí populací a dnešním životním stylem, ale i širokými možnostmi cestování a sportu.

Z výše uvedeného důvodu vznikl požadavek na vývoj zařízení, které by bylo schopno měřit změnu polohy a dynamiku lidských pohybů. Myšlenka využití tohoto zařízení si zakládá na ulehčení a zefektivnění práce zdravotnických rehabilitačních pracovníků. Problém ale není pouze v malém množství lidí, kteří vykonávají tuto práci a ve velkém množství pacientů, ale v i pacientech samotných. Mnoho lidí, kteří pravidelně docházejí k rehabilitačním pracovníkům, a tím využívají jejich čas, většinou nedbají pokynů a pravidel, které jsou jim doporučeny. Výsledek je takový, že pacienti necvičí pravidelně, nebo cvičí příliš krátce, a dokonce se velmi často stává, že cvičí špatně. Bohužel většinou dochází ke kombinaci těchto problémů. To má pak za následek malé nebo žádné zlepšení zdravotního stavu pacienta, případné přetížení pacientovi, ale také tím pacient zbytečně bere doktorovi nebo fyzioterapeutovi čas, který by mohl věnovat jiným pacientům.

Jedním z cílů práce je tedy vytvořit senzitivní detektor dynamiky a trajektorie pohybu, který by byl umístěn na rehabilitující části těla pacienta, a to jak při rehabilitaci v nemocnici či klinice, tak i při domácím cvičení. Díky tomu by rehabilitační pracovník mohl sledovat kromě prováděného pohybu i parametry dynamiky, které jsou lidským okem těžko zaznamatelné, a tím i lépe hodnotit, diagnostikovat či vidět minimální progres. Zároveň by se mu výrazně mohla usnadnit práce, pokud by měl kontrolu nad

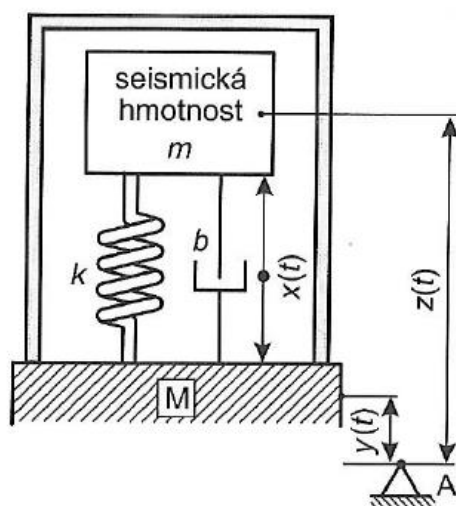
cvičením pacientů doma, ať už online nebo při zpětné kontrole. Kromě těchto výhod by také získával data z každého cvičení, případně i každodenního pohybu. Viděl by postupný progres v čase, což by byla výrazná změna oproti nyní, kdy vidí progres pouze intervalově, a to má většinou díky nepoctivosti pacientů vliv na dobu rehabilitace.

Takovýto senzor musí snímat pohyb ve všech směrech. K tomu jsou vhodné senzory, které měří úhlovou rychlost a zrychlení ve třech osách. Jmenovitě se jedná o gyroskop a akcelerometr. Abychom dokázali určit vhodné typy senzorů, musíme nejdříve pochopit problematiku principu jejich činnosti. S tím pak souvisí i jejich technické parametry, důležité pro výběr. Oba tyto senzory však mají své nedokonalosti, které se projevují ve výsledcích snímání. Gyroskop, který měří úhlovou rychlost, pracuje z tzv. driftem (biasem), který se vyznačuje posuvem nulové hodnoty a při zpracování signálu způsobuje lineární růst průběhů. U akcelerometru jsou hlavním problémem vysoké frekvence vibrací, které značně ruší signál. Obě tyto vlastnosti pak zkreslují výsledný signál z celého měřicího systému. Proto je další hlavní náplní této práce návrh a ověření komplementárních filtrů, které by mohli tyto rušivé složky potlačit, nebo alespoň utlumit.

1 Akcelerometry

Akcelerometr je senzor, který patří do skupiny senzorů měřící zrychlení. Abychom pochopili princip fungování akcelerometru, je třeba začít u obecného modelu činnosti absolutního senzoru kmitavého pohybu. Absolutní senzor využívá vztažný bod, který je vytvořený uvnitř senzoru. Poloha vůči tomuto bodu je pak měřena relativní metodou. Důvodem použití absolutního senzoru je to, že relativní senzor kmitavého pohybu určuje polohu k pevnému vztažnému bodu. Pro takové měření se používají obyčejné senzory polohy, které měří výchylku. Proto nelze relativní senzor použít tam, kde nemáme pevný vztažný bod, aby nebyl ovlivněn kmitáním celého objektu. Jednoduchý model absolutního senzoru kmitavého pohybu je na Obrázku 1.

[1, 18, 25]



Obrázek 1: Model absolutního senzoru kmitavého pohybu, Zdroj: [7]

Zrychlení je definováno první derivací rychlosti a druhou derivací posunutí podle času:

[6]

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} \quad (1)$$

Základní princip spočívá v systému, který je tvořen tzv. seismickou hmotou m , pružinou o tuhosti k , a tlumením, u nějž se předpokládá, že je úměrné rychlosti pohybu s konstantou úměrnosti b . Jakákoliv inerciální síla způsobená zrychlením vychýlí seismickou hmotu podle 2. Newtonova zákona: [1]

$$F = ma \quad (2)$$

To znamená, že podstatou senzoru je kmitavá soustava, která je popsána setrvačnou, direktní a tlumící silou neboli pohybovou rovnicí. Ta je reprezentována následujícím matematickým modelem:

$$m \frac{d^2z}{dt^2} + b \frac{dz}{dt} + kz = 0 \quad (3)$$

kde pro časově proměnné složky souřadnic platí:

$$z(t) = x(t) + y(t) \quad (4)$$

a tak se pohybová rovnice může přepsat jako:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = -m \frac{d^2y}{dt^2} \quad (5)$$

kde: x je relativní posuv seismické hmoty vůči pevnému rámu
(velikost mezery) [m]

$\frac{d^2y}{dt^2}$ je vstupní akcelerace

m je hmotnost seismické hmoty [kg]

k je tuhost pružiny [$N \cdot m^{-1}$]

b je tlumení [$N \cdot s \cdot m^{-1}$]

[1, 6, 16, 17, 25]

Pro vyřešení rovnice je vhodné použít Laplaceovu transformaci:

$$ms^2X(s) + bsX(s) + kX(s) = -mY(s) \quad (6)$$

kde $X(s)$ je Laplaceova transformace $x(t)$

$Y(s)$ je Laplaceova transformace $\frac{d^2y}{dt^2}$ [9]

Řešením rovnice s nulovými počátečními podmínkami pro ustálený harmonický stav získáme obraz funkcí:

$$\frac{X(j\omega)}{Y(j\omega)} = \frac{\psi^2}{1 + j2B\psi - \psi^2} \quad (7)$$

Z čehož získáme vztahy pro amplitudovou a frekvenční charakteristiku:

$$\left| \frac{X(j\omega)}{Y(j\omega)} \right| = \frac{\psi^2}{(1 - \psi^2)^2 + (2B\psi)^2} \quad (8)$$

$$\varphi = \operatorname{arctg} \frac{-2B\psi}{1 - \psi^2} \quad (9)$$

kde $\Psi = \frac{\omega}{\omega_0}$ je poměrný úhlový útlum

$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$ je rezonanční frekvence

$B = \frac{b}{b_{kr}}$ je poměrný útlum

$b_{kr} = 2m\omega_0$ je kritické tlumení [1, 7]

Pro měření kmitavého pohybu, na jejím základě akcelerometry pracují, je třeba rozlišovat dva základní případy, ve kterých je zásadním faktorem poměr Ψ :

- a) Pokud je $\Psi \gg 1$ a $B < 1 \Rightarrow \omega \gg \omega_0$, tak předchozí rovnici můžeme zapsat jako:

$$\left| \frac{X(j\omega)}{Y(j\omega)} \right| \approx 1 \quad (10)$$

$$\varphi = 180^\circ$$

z čehož vyplývá, že senzor měří dráhu pohybu, platí:

$$x(t) = -y(t) \Rightarrow z(t) = 0 \quad (11)$$

takže seismická hmota je vůči gravitačnímu poli v klidu.

- b) Pokud je $\Psi \ll 1$ a $B < 1 \Rightarrow \omega \ll \omega_0$, tak je amplituda $|X(\omega j)|$ přímo úměrná druhé derivaci $y(t)$

$$\left| \frac{X(j\omega)}{Y(j\omega)} \right| \approx \Psi^2 = \frac{\omega^2}{\omega_0^2} \quad (12)$$

což nám říká, že seismická hmota není v klidu, a proto je senzor v režimu zrychlení, neboť $z(t) \neq 0$. Toho se využívá právě u akcelerometrů. [1, 7]

Samotné akcelerometry se používají pro měření statického nebo dynamického zrychlení čili změnu pohybu na měřitelný elektrický signál. Používají se mimo jiné i k určování polohy tělesa, jeho náklonu či vibrací. Je ale třeba rozlišovat měření absolutního a relativního zrychlení. Absolutní zrychlení je dáno zrychlením vůči zemi, např. zemská přitažlivost. Relativní zrychlení měří zrychlení hmoty vůči pohybujícímu se předmětu. Jak je vidět z předchozího vztahu, vztažná seismická hmota není v klidu. Pro měření zrychlení kmitavého pohybu je potřeba velmi vysoká vlastní rezonanční frekvence. Toho se dá dosáhnout malou hmotností seismické hmoty a velkou hodnotou tuhosti. V závislosti na technických parametrech byly vyrobeny akcelerometry pracující na různých fyzikálních principech. [1, 4, 7, 11, 18, 19]

1.1 Kapacitní akcelerometry

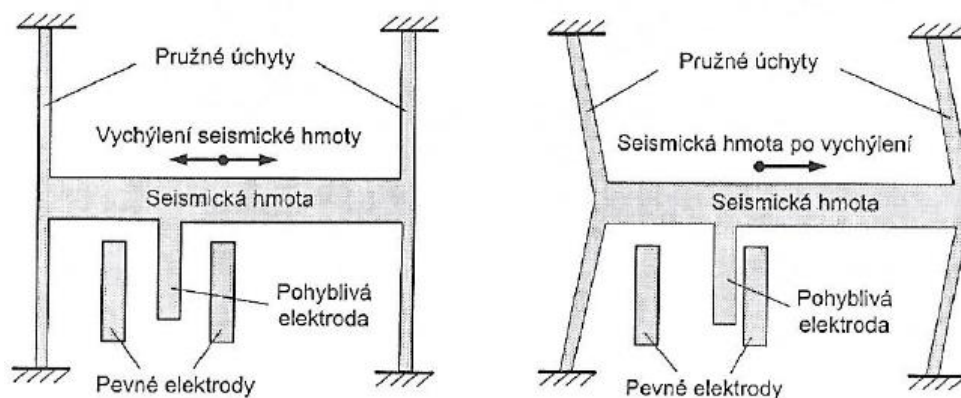
Kapacitní akcelerometry jsou jedny z nejpoužívanějších typů akcelerometrů. Využívají se díky dobrému výkonu, vysokému výstupnímu signálu, dobré odpovědi v ustáleném stavu, ale především kvůli velké přesnosti a citlivosti. Hlavní nevýhodou je značná citlivost na rušivé vlivy elektromagnetického pole z okolí nebo parazitní kapacity na vstupu do zesilovače. [4]

Pracují na principu změny kapacity v závislosti na velikosti zrychlení. Základním prvkem je tzv. diferenciální kondenzátor, který se skládá ze tří elektrod. Jedna pohyblivá elektroda je vyvedena ze seismické hmoty, která je upevněná na dvou membránách, což umožňuje její pohyb při akceleraci. Další dvě pevné elektrody jsou umístěny na pevných nosnících konstrukce. Kapacita kondenzátoru závisí na ploše jeho desek, a vzdálenosti a permitivitě mezi nimi. Je dána vztahem: [13, 16, 18]

$$C = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{S}{d} \quad (13)$$

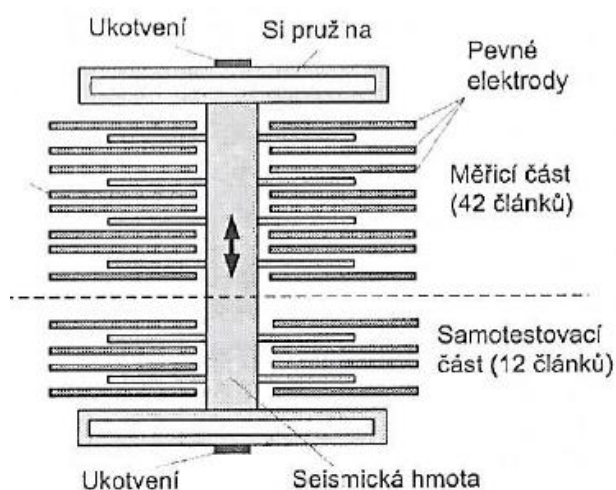
kde C je kapacita kondenzátoru [F]
 ε_r je relativní permitivita dielektrika
 ε_0 je permitivita vakua
 S je plocha desek kondenzátoru [m^2]
 d je vzdálenost mezi deskami kondenzátoru [m] [16]

Diferenciální kondenzátor tvoří dělič o určitém dělicím poměru. Jeho desky jsou buzeny dvěma obdélníkovitými průběhy, které mají stejnou amplitudu, ale jsou vzájemně posunuté o 180° . Při detekci akcelerace se v závislosti na jejím směru a síle posune seismická hmota a s ní i pohyblivá elektroda. Pohyblivá elektroda je v tuto chvíli k jedné z pevných elektro blíže a od druhé dále. Tím se změní vzdálenost mezi elektrodami, což má za následek změnu dělicího poměru (viz Obrázek 2). Na výstupu diferenciálního kondenzátoru se objeví obdélníkový signál, jehož amplituda je úměrná velikosti zrychlení. Díky posunutí vstupních signálů dostáváme informaci i o fázi, jež nám udává směr působení zrychlení. [15]



Obrázek 2: Struktura snímače bez zrychlení a se zrychlením, Zdroj: [6]

Toto uspořádání je využíváno především ve složitějších hřebenových strukturách. Jedná se v podstatě o paralelní zapojení několika desítek nebo stovek diferenciálních kondenzátorů (viz Obrázek 3), což je možné realizovat hlavně díky technologii MEMS (Micro-Electro-Mechanical-Systems). [6, 18]



Obrázek 3: Princip hřebenového uspořádání akcelerometrů, Zdroj: [6]

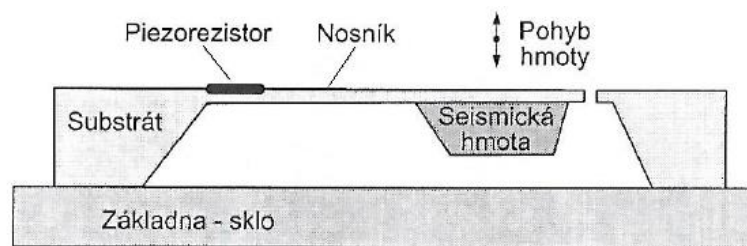
Samozejmě se můžeme setkat i s jinými modifikovanými typy kapacitních akcelerometrů, například silově vyvažované akcelerometry. Ty udržují seismickou hmotu v pevné poloze pomocí elektrostatické síly, která je vytvořena přiloženým kompenzačním napětím. Při detekci akcelerace se úměrně mění síla elektrostatického pole pro udržení seismické hmoty v pevné poloze a tím se úměrně mění i kompenzační napětí, které je dáno:

$$U_{kom} \approx k \frac{d^2x}{dt^2} \quad (14)$$

[6]

1.2 Piezorezistivní akcelerometry

Piezorezistivní akcelerometry pracují na principu piezorezistivního jevu. Zrychlení způsobuje opět pohyb seismické hmoty, která je umístěna na vetknutém nosníku. V místě vetknutí jsou umístěny piezorezistivní snímače, na které je přenášen pohyb, který způsobuje prodloužení či zkrácování odporové dráhy a tím změnu odporu (viz Obrázek 4). Piezoelektrické snímače jsou zapojeny do polovičního nebo plného Wheatstoneova můstku. [7, 16, 18]



Obrázek 4: Mikrostruktura akcelerometru s piezorezistory, Zdroj: [6]

Wheatstoneův můstek (viz Obrázek 5) se skládá ze dvou větví, kde v každé větvi jsou dva rezistory. Obvod je napájen stejnosměrným napětím. Ve vyváženém můstku má rezistor ležící naproti rezistoru v druhé větvi vždy stejnou hodnotu odporu. Budeme-li rezistory číslovat odshora dolů, viz obrázek, dostaneme rovnici:

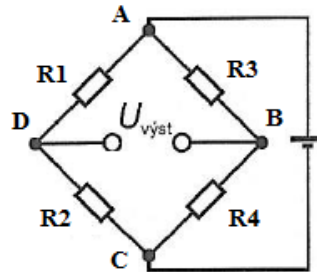
$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} \quad (15)$$

Ze zapojení a hodnot rezistorů vyplývá, že mezi body B a D je nulové napětí, a tudíž tam neteče žádný proud, proto:

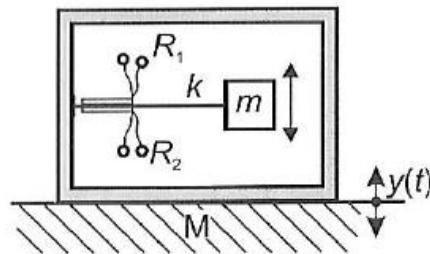
$$U_1 = U_3 \text{ a } U_2 = U_4 \quad (16)$$

Jestliže se změní nějaký z odporů, v našem případě v závislosti na zrychlení, objeví se mezi body B a D napětí, které měříme. Tato měřicí metoda je velmi přesná, ale problémem je teplotní závislost odporů. Proto využíváme čtyřvodičové zapojení, které

nám snižuje teplotní závislost odporů a zároveň kompenzuje vliv odporu přívodních vodičů (viz Obrázek 6). [7, 16]



Obrázek 5: Wheatstoneův můstek piezorezistivních elementů, Zdroj: [7]



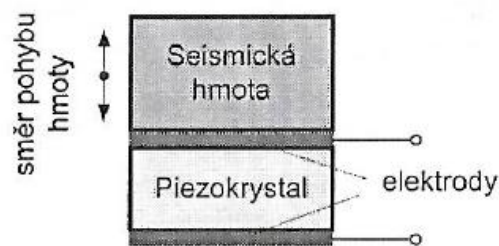
Obrázek 6: Polovodičový tenzometr ve vetknutém nosníku, Zdroj: [7]

Piezorezistivní akcelerometry mají hned několik značných výhod, jako je velmi vysoká citlivost, jednoduchý princip, snadná výroba, široké frekvenční pásmo, nízká impedance ve výstupním signálu a jednoduché vyhodnocování dat. Jako velká přednost vyplývající z principu piezorezistivního akcelerometru je považována schopnost měřit kromě vysoké frekvence změn akcelerace i statickou, neměnnou akceleraci. Je třeba ale upozornit i na důležité nevýhody. Špatně se dosahuje lineární zavislosti a výstupní signál je relativně malý. Kromě toho je i silně závislý na teplotě, zvláště když sami o sobě odpory vytváření jistý teplotní šum. [4, 7, 15, 20]

1.3 Piezoelektrické akcelerometry

Už podle názvu lze odvodit, že tyto akcelerometry využívají piezoelektrického jevu. Využívá se piezoelektrický materiál, nejčastěji krystal vhodného dielektrického materiálu, který převádí mechanickou deformaci na elektrický signál. Samotný princip

akcelerometru spočívá v měření polohy seismické hmoty vůči pouzdru senzoru, kde pak výstupní signál je napětí. Piezoelektrický jev může být podélný, příčný a smykový. V tomto případě se využívá smykového piezoelektrického jevu, protože nábojová citlivost smykového třetí je mnohem větší než při kompresi. Náboj se při vzniku odvádí pomocí výstupních elektrod, které jsou okolo piezoelektrického materiálu. Využívá se toho, že náboje vyvolené smykovým piezoelektrickým jevem nevznikají na stejných plochách materiálu. Generovaný náboj je úměrný mechanickému namáhání. (viz Obrázek 7) [6, 16, 18, 19]



Obrázek 7: Princip činnosti jednoosého piezoelektrického akcelerometru, Zdroj: [6]

Mezi základní vlastnosti tohoto typu akcelerometru patří vysoká vlastní rezonanční frekvence, která lze použít pro měření zrychlení při vysokých frekvencích kmitání hmoty. Může se využít k měření vysokých hodnot dynamického zrychlení. Naopak ale nelze použít pro měření statického zrychlení, jak už vyplývá z principu. Další vlastností je malá citlivost k rušivým vlivům, jako je deformace základny pouzdra, teplotní dilatace nebo akustické efekty. Velká nevýhoda je teplotní závislost piezoelektrického materiálu díky pyroelektrickému jevu., což je třeba aspoň z části kompenzovat například vhodným uspořádáním. Tím, že se jedná o poměrně jednoduchou konstrukci, může se senzor napojovat na jednoduché vyhodnocovací obvody. [6, 11, 18, 19]

1.4 Další možné principy akcelerometrů

První z řady méně používaných typů je tepelný akcelerometr. Obsahuje seismickou hmotu, která je umístěna v blízkosti tepelné komory a prostor je vyplněný teplotně vodivým plynem. Seismická hmota je ohřívána na definovanou teplotu, a pokud nepůsobí žádné zrychlení, tak je zachována teplotní rovnost mezi hmotou a ohřívanou komorou. Na nosníku jsou umístěny teplotní senzory, které snímají rozložení teplot v okolí zdroje. Z logického hlediska je zde výhoda malé náchylnosti na elektromagnetické nebo elektrostatické rušení, ovšem nemůžeme očekávat příliš velkou přesnost a citlivost.

[4, 6, 11]

Další zajímavý princip je u tunelovacího akcelerometru. Ten využívá princip tunelovacího mikroskopu, kdy po přiblížení dvou těles, v tomto případě hrotu a elektrody, mezi nimi začne na atomární úrovni protékat proud. Tento proud je exponenciální funkcí vzdálenosti mezi hrotem a elektrodou, a proto se k jejím pohybům využívá pohyb seismické hmoty. Základní vlastností je velmi vysoká citlivost. [4, 18]

Rezonanční akcelerometry se skládají ze seismické hmoty, která mění zatížení v přiloženém rezonátoru, a tím je ovlivněna jeho rezonanční frekvence. Je to obdobný princip jako ladění kytary. Hlavní výhodou je snadná změna frekvenčního výstupu na digitální, pomocí frekvenčního čítače, a dále že je odolnější vůči šumu. [4]

Jako poslední typ stojící více za zmínku jsou víceosé akcelerometry. Jestliže chceme měřit zrychlení ve dvou nebo třech osách, lze použít tři samostatné jednoosé přístroje, které budou navzájem kolmé. Samozřejmě lepší provedení je spíše v integrované verzi. Velmi výhodné je použití hřebenové kapacitní struktury. [4, 6, 18]

Kromě všech těchto zmíněných typů nalezneme řadu dalších, jako jsou například optické, které detekují pohyb seismické hmoty. Výhodou je jejich necitlivost na elektromagnetické rušení, ale problémem je vedení optického vlákna. Optickým principem může být změna vlnových délek v závislosti na pohybu seismické hmoty, nebo využití optické mřížky. Také se můžeme setkat s akcelerometrem, který snímá pohyb seismické hmoty pomocí elektromagnetických prostředků, jako jsou například cívky. [4]

1.5 Hodnoty zrychlení v praxi

Například při koupi akcelerometru je třeba mít představu o přibližném intervalu měřeného zrychlení, abychom dokázali vybrat vhodný senzor. Hodnoty zrychlení jsou přepočítávány vzhledem ke gravitačnímu zrychlení. V tabulce (viz Tabulka 1) je uveden hrubý výčet hodnot, či intervalů akcelerace ve srovnání s námi představitelným zrychlením v životě. Pro přepočet je třeba znát hodnotu gravitačního zrychlení:

$$g \approx 9,82 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$$

Tabulka 1: Porovnání hodnot zrychlení, Zdroj: [18]

1 g	Zrychlení, které vyvíjí zemská gravitace na každý objekt na povrchu Země, například na notebook ležící na stole.
0-2 g	Zrychlení, které konají lidé při normálním pohybu, například chůze.
5-30 g	Zrychlení působící na řidiče auta při nehodě (nárazu).
10-2000 g	Zrychlení působící na padající notebook na betonovou podlahu, z výšky zhruba jednoho metru a více.
10 000 g	Zrychlení působící na notebook, který je vystřelen z děla.

1.6 Základní technické parametry akcelerometrů

- Princip, na kterém pracuje
- Napájení
- Počet os – 1D, 2D, 3D
- Výstup – analogový / digitální
- Rozsah měření – viz tabulka, násobky gravitačního zrychlení
- Rozlišení – počet bitů
- Frekvenční rozsah (frekvenční šířka pásma), rezonanční frekvence
- Horní a dolní frekvenční limit
- Citlivost
- Teplotní rozsah – teplotní stabilita, teplotní vliv
- Možnost instalace
- Rozměry, váha, technologie

[11, 14]

2 Gyroskopy

V úplném základu se může gyroskop nazvat jako setrvačnick, který při roztočení klade odpor na změnu osy jeho rotace. Princip spočívá v zákonu zachování momentu hybnosti, díky čemuž jeho osa bez působení vnějších sil udržuje stále stejný směr. Jinak řečeno, je to těleso, které má hmotnost setrvačnicku soustředěnou po obvodu a které zachovává svou osu rotace díky svému momentu setrvačnosti. Lze tedy použít jako zařízení, pro udržování stále stejného směru (orientace), resp. jako senzor změny polohy, či natočení. Pro nás jsou v tuto chvíli důležité tzv. MEMS gyroskopy, které jsou vytvořeny MEMS technologií do integrované podoby a obsahují jak samotný senzor, tak i vyhodnocovací obvody. Konkrétně měří úhlovou rychlost, takže nám dávají informaci o tom, jak se objekt rychle otáčí, z čehož můžeme integrací zjistit úhel otočení. Rotace se měří vzhledem k jedné ze tří os X, Y, Z . Základem jsou vibrační gyroskopy, které pracují na principu Coriolisovy síly. [16, 22, 24]

2.1 Coriolisova síla

Představíme-li si objekt (viz Obrázek 8), který se pohybuje určitou rychlostí \vec{v}_r po rotujícím disku směrem od jeho středu ven, působí na něj právě Coriolisova síla. Maximální velikosti této síly je na kraji disku. Coriolisova síla vytváří Coriolisovo zrychlení, které působí na radiální složku vektoru rychlosti objektu. Původ zrychlení je v úhlové rychlosti, jež s rostoucí vzdáleností také roste, a je dáno:

$$\vec{v}_{ang} = r\vec{\omega} \quad (17)$$

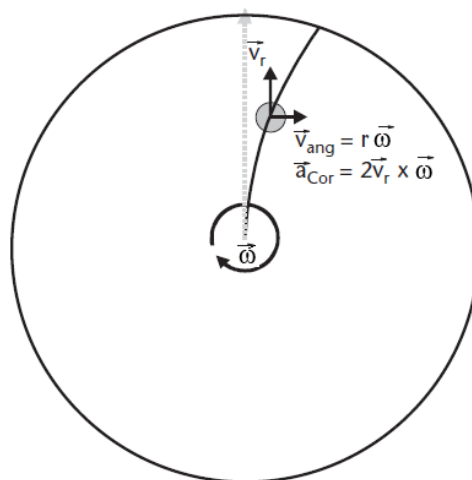
Celkové zrychlení je tedy dáno složením úhlové rychlosti disku a radiální rychlosti objektu. To způsobuje stáčení trajektorie tělesa proti směru otáčení soustavy.

$$\vec{a}_c = 2\vec{\omega} \times \vec{v}_r \quad (18)$$

$$\vec{F}_c = 2m\vec{\omega} \times \vec{v}_r \quad (19)$$

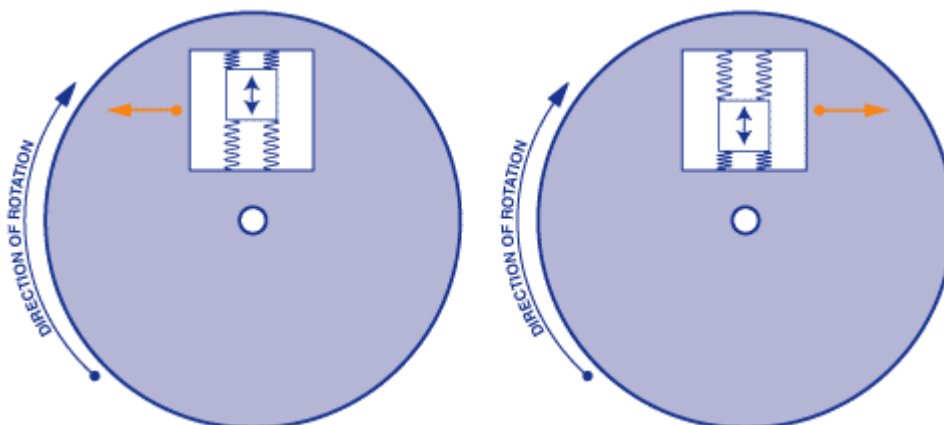
kde \vec{v}_r je vektor rychlosti objektu [$m \cdot s^{-1}$]
 v_{ang} je velikost vektoru úhlové rychlosti v závislosti na vzdálenosti [$m \cdot s^{-1}$]
 r je vzdálenost objektu od středu osy rotace [m]
 $\vec{\omega}$ je úhlová rychlost [$rad \cdot s^{-1}$]
 \vec{a}_c je vektor Coriolisova zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]
 \vec{F}_c je vektor Coriolisovy síly [N]
 m je hmotnost objektu [kg]

[4, 13, 16, 22]



Obrázek 8: Působení Coriolisovy síly, Zdroj: [4]

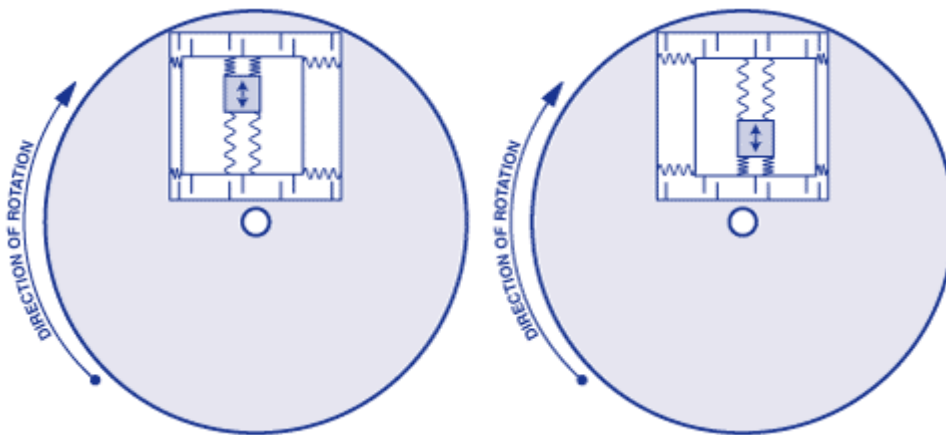
Jestliže se tedy těleso pohybuje od středu otáčení, působí na něj Coriolisova síla proti směru otáčení a pokud se těleso pohybuje ke středu, tak na něj působí síla ve směru otáčení (viz Obrázek 9). [14]



Obrázek 9: Směr působení Coriolisovy síly, Zdroj: [22]

2.2 Princip MEMS gyroskopů

Na rozdíl od akcelerometrů, které mají volně pohyblivou seismickou hmotu, jež se pohybuje pouze při zrychlení, hmota gyroskopů neustále periodicky kmitá, aby se mohla projevit Coriolisova síla. Díky technologii MEMS jsou na čipu vytvořeny elektrické obvody, a i mechanické mikro součásti tvořící samotný snímač. Základem tedy je mechanicky rezonující struktura (viz Obrázek 10), přesně dané hmotnosti a která je připevněná pružinami k vnitřnímu rámu, a ten je připevněn druhou sadou pružin k vnějšímu rámu. Podmínkou ovšem je, že směr pohybu musí být kolmý ke směru otáčení. Mezi rámy jsou měřicí plošky, nejčastěji elektrody ve formě kondenzátorů. Díky této konstrukci působí na pohybující se strukturu Coriolisova síla, která je úměrná úhlové rychlosti otáčení. Z následujícího obrázku je vidět stlačení či roztáhnutí jednotlivých pružin v závislosti na působící Coriolisově síle. Tím se mění vzdálenost mezi elektrodami kondenzátorů, což má za následek změnu jejich kapacity. [4, 12, 22]



Obrázek 10: Princip gyroskopů, Zdroj: [22]

Existuje i celá řada dalších gyroskopů, které mají jinou technologickou strukturu a pracují na odlišném principu. Například gyroskopy s různými stupni volnosti, či gyroskopy vibrační, piezoelektrické, elektronické, kvantové, optické, laserové apod. Všechny tyto druhy jsou ale pro nás v tuto chvíli nepodstatné. [13, 23]

2.3 Základní technické parametry

- Počet os – 1D, 2D, 3D
- Výstup – analogový/digitální
- Napájecí napětí [V]
- Citlivost
- Rozsah měření [$^{\circ}/s$]
- Rozsah pracovní teploty [$^{\circ}C$]
- Šířka pásma [Hz]
- Bias – chyba vznikající při měření nulového vstupu
- Bias drift – chyba vznikající zahřívacím efektem

[14]

3 Chyby při výpočtech úhlů natočení

3.1 Akcelerometr

Jak již bylo zmíněno, na senzor působí v klidovém stavu gravitační zrychlení, které je také detekováno. Představíme-li si akcelerometr, snímající v ortogonálních souřadnicích, lze odvodit rozložení gravitačního zrychlení do jednotlivých složek v závislosti na natočení. Jestliže bude senzor natočen tak, že gravitační zrychlení bude působit pouze ve směru osy X , tak ostatní složky budou nulové. Pokud ale senzorem otočíme o 45° ve směru osy Z , promítne se nám zrychlení i do této osy. Osa Y zůstává stále nulová. Zrychlení v obou osách bude:

[16]

$$g_x = |g| \cdot \cos(\theta) = g \cdot \cos\left(\frac{\pi}{4}\right) = g \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (20)$$

$$g_z = |g| \cdot \sin(\theta) = g \cdot \sin\left(\frac{\pi}{4}\right) = g \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (21)$$

kde g_x je zrychlení v ose X [$m \cdot s^{-2}$]

g_z je zrychlení v ose Z [$m \cdot s^{-2}$]

g je gravitační zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]

θ je úhel natočení [rad]

[16]

Při snímání ale chceme znát úhel natočení, proto se postupuje opačně tak, že jednotlivé vektory skládáme. Po úpravách dostaneme:

$$\theta = \text{atan2}(g_x, g_z) \quad (22)$$

kde θ je úhel natočení [rad]

atan2 je čtyř kvadrantový arkus tangens $(-\pi, \pi)$

g_x je zrychlení v ose X [$m \cdot s^{-2}$]

g_z je zrychlení v ose Z [$m \cdot s^{-2}$]

[16]

Ačkoliv se nyní zdá, že lze akcelerometrem měřit úhel natočení (Yaw), bohužel tomu tak není. Důvodem se nachází právě v samotném princip měření. Jak bylo výše uvedeno, pro detekci úhlu náklonu akcelerometr využívá gravitačního zrychlení, které se promítá do jednotlivých měřicích os. Pokud ale měřený objekt současně vykonává zrychlený pohyb, akcelerometr nedokáže rozeznat toto zrychlení od zrychlení gravitačního, a tím dochází ke značnému zkreslení měřeného úhlu natočení. Mimo jiné je senzor vysoce citlivý na vibrace a také na něj působí setrvačné, Coriolisovo, Eulerovo a dostředivé zrychlení, což nám způsobuje další měřicí chyby. [12, 16]

3.2 Gyroskop

Též z předchozích kapitol víme, že gyroskop nám měří primárně úhlovou rychlost. Z úhlové rychlosti snadno dostaneme pomocí integrace v čase úhel natočení. Pro analogové veličiny je vztah následující: [16]

$$\theta = \int_0^{\infty} \omega dt \quad (23)$$

kde θ je úhel natočení [*rad*]
 ω je úhlová rychlost [*rad · s⁻¹*]
 t je čas [*s*] [16]

Pro diskrétní veličiny použijeme sumaci:

$$\theta = \sum_{i=0}^{\infty} \omega_i T$$

kde θ je úhel natočení [*rad*]
 ω je úhlová rychlost [*rad · s⁻¹*]
 T je konstantní vzorkovací perioda [*s*] [16]

Hlavní a velice významný problém u měření úhlu natočení pomocí gyroskopu, je tzv. drift (Bias). To je vlastnost, která se projevuje především, pokud je senzor v klidu, a tudíž je jeho úhlová rychlost nulová. V této situaci bychom očekávali nulovou hodnotu

na výstupu, ale místo toho naměříme na výstupu malou oscilaci úhlové rychlosti kolem nulové hodnoty. Když budeme úhlovou rychlost časově integrovat, tak nám tyto malé odchylky způsobí neustálý nárůst vypočteného úhlu, ačkoliv je senzor stále v klidu. Tím se měřený úhel bude vzdalovat od úhlu skutečného (bude driftovat). Možností kompenzace driftu je několik, my se budeme zabývat fúzí akcelerometru a gyroskopu v podobě komplementárních filtrů. [12, 16]

3.3 Chyby snímačů

Výstup snímače by měl záviset pouze na měřené veličině působící na danou osu. Vlivem nedokonalosti mechanické struktury čipu dochází k ovlivňování výstupu i jinými veličinami (teplo, lineární zrychlení, magnetické pole, změna teploty).

3.3.1 Nelinearita

Jedná se o průběh převodní charakteristiky, který není v praxi lineární. Vliv nelinearity záleží na použitém snímači. Pro naši navigaci je kritická nelinearita typu mrtvé pásmo, které znemožňuje detekovat nízké úhlové rychlosti.

3.3.2 Šum snímače

Bývá uveden v katalogovém listu pomocí většinou výkonové spektrální hustoty nebo rozkmitem (špička-špička).

4 Magnetometry

Jak už je poznat z názvu, magnetometr je senzor, který má schopnost měřit sílu a směr magnetického pole. Pokud použijeme dostatečně citlivý senzor, můžeme měřit magnetické pole Země a tím zařízení použít jako kompas. Pro pochopení významu „dostatečně citlivý“ je třeba si uvědomit velikost magnetického pole, které měříme. S tím nám může pomoci následující tabulka (viz Tabulka 2) znázorňující některé typické hodnoty magnetické indukce, charakterizující silové působení magnetického pole. [6, 14]

Tabulka 2: Porovnání hodnot magnetické indukce, Zdroj: [6]

Geomagnetické pole	30-60 μT
Magnetická záznamová média	$\approx 1 \text{ mT}$
Permanentní magnety ve spínačích	5-100 mT
Vodič protékáný proudem	1 mT
Supravodivá vinutí	10-20 T

Základním principem téměř všech magnetometrů, využívajících další různé fyzikální zákony a vlastnosti, je tzv. Lorentzova síla. To je síla, která působí na pohybující se částici s nábojem Q , současně v elektrickém a magnetickém poli. Proto je dána vektorovým součtem elektrické a magnetické síly: [28]

$$\vec{F}_L = \vec{F}_e + \vec{F}_m \quad (23)$$

Jinak řečeno, je to síla, působící na náboj q , který se pohybuje určitou rychlostí v v elektrickém poli s intenzitou E a současně i magnetickém poli s indukcí B . [14]

$$\vec{F}_L = q(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \quad (24)$$

Magnetometry můžeme rozdělit dle jejich principu do několika skupin. V následujících částech si probereme nejzákladnější z nich.

4.1 Magneto-galvanické

Tento typ senzorů využívá právě již zmiňovanou Lorentzovu sílu, působící na elektron pohybující se v elektromagnetickém poli. Mezi základní představitele patří Hallovy senzory, magneto-diody, magneto-tranzistor, nosičově doménové senzory a MEMS magnetometry. [6, 27]

4.1.1 Hallovy senzory

Využívají tzv. Hallova jevu, kdy je kovová nebo polovodičová destička (viz Obrázek 11) umístěná do homogenního magnetického pole, které svým působením přemístí volné nosiče náboje na jednu stranu destičky, což má za následek vznik malého Hallova napětí. Toto Hallovo napětí v podobě elektrického pole působí proti Lorentzově síle, aby zajistilo rovnováhu v systému. Výsledné Hallovo napětí je dáno vztahem:

$$U_H = R_H \frac{I_x B_z}{d} \quad (25)$$

kde U_H je Hallovo elektromotorické napětí [mV]

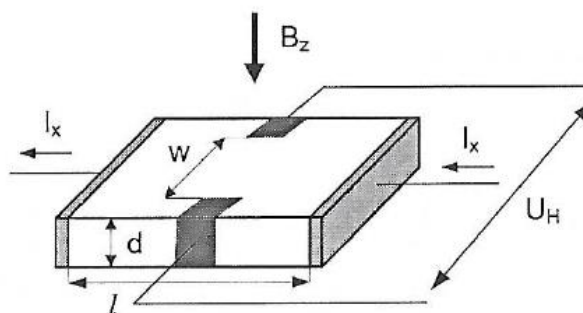
R_H je Hallův koeficient

I_x je protékající proud ve směru osy X

B_z je aplikovaná magnetická indukce ve směru osy Z

d je tloušťka vrstvy

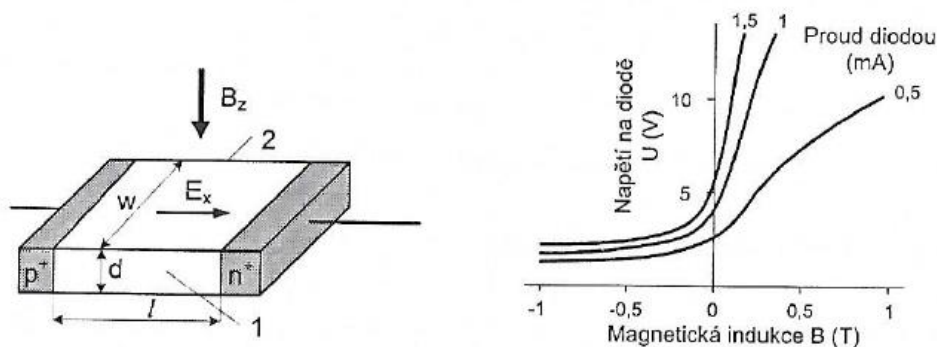
[6, 27, 28]



Obrázek 11: Princip činnosti Hallova senzoru, Zdroj: [6]

4.1.2 Magneto-diody

Máme-li polovodič ohraničený z jedné strany polovodičem p^+ a z druhé n^+ , a působíme na něj elektrickým polem, způsobíme vhánění nosičů náboje do polovodičové oblasti z obou stran. Tím nám vzniká rozdíl rekombinací. Lorentzova síla vychyluje nosiče k okrajům, které jsou na obrázku označeny jako 1 a 2. Protože se v tuto chvíli nosiče nacházejí u těchto okrajů, je vytvořen gradient koncentrace, který je kolmý na působící elektrické pole E_x . To zapříčiní modulaci voltampérové charakteristiky diody, což můžeme vidět níže na obrázku (viz Obrázek 12). Velikost modulace je závislá na poměrech rekombinace, geometrii a proudovém zatížení. Předpokladem správné funkce je působení magnetického pole kolmo na tok nosičů náboje. Můžeme narazit na různé typy provedení, například integrovaná magneto-diody SOS nebo magneto-diody CMOS. [6]



Obrázek 12: Konstrukce magneto-diody a její typické převodní charakteristiky, Zdroj: [6]

4.1.3 Magneto-tranzistor

Magneto-tranzistor využívá dvou způsobů měření magnetického pole. Prvním principem je vychylování nosičů náboje působením Lorentzovy síly, což způsobuje vznik nerovnováhy u kolektorových proudů. Druhý princip je obdobný jako u magneto-diod, kdy modulujeme emitorovou injekci nosičů náboje pomocí Hallova napětí v bázi. Můžeme opět narazit na různé typy a uspořádání, jako například laterální či vertikální strukturu magneto-tranzistorů, magneto-tranzistor s potlačeným postranním vstřikem, či MOS-MAGFET. [6]

4.2 Magneto-rezistivní

U těchto senzorů se využívá vlastnosti určitého materiálu, ať už kovu nebo polovodiče, měnit svůj odpor v závislosti na působení magnetického pole. Využívají se především polovodiče s vysokou pohyblivostí nosičů náboje. Důvodem změny elektrického odporu je opět Lorentzova síla uvnitř polovodiče, díky které dochází k zužování proudové cesty, což má za následek právě růst odporu. Hlavním předpokladem je ale působení magnetického pole kolmo na směr tekoucího proudu rezistorem. Pak můžeme pozorovat vzrůst odporu s druhou mocninou magnetické indukce. [6]

$$R = R_0 \frac{\rho}{\rho_0} (1 + \mu_n^2 B^2) \quad (26)$$

kde R je počítaný odpor po změně [Ω]

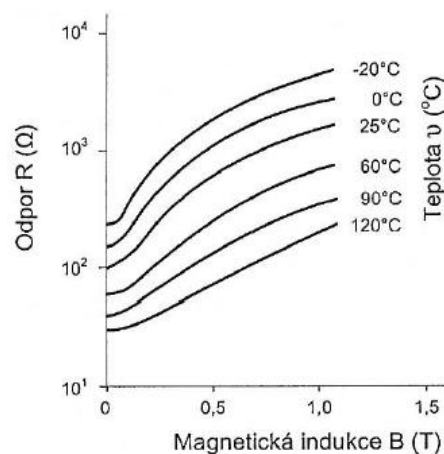
R_0 je původní odpor [Ω]

ρ je měrný elektrický odpor [$\Omega \cdot m$]

μ_n je pohyblivost nosičů náboje (permeabilita)

B je magnetická indukce

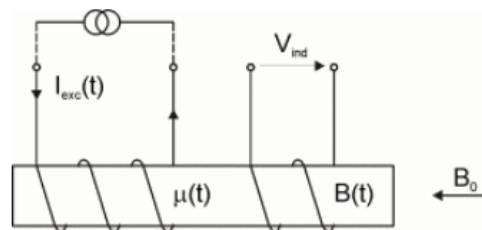
Dokážeme se dostat i na přímkovou závislost, jejíž strmost je úměrná pohyblivosti elektronů, jestliže použijeme silnější magnetická pole. Závislosti jsou vyobrazeny níže na grafu převodní charakteristiky (viz Obrázek 13). Jako příklady provedení můžeme uvést tenkou magnetickou vrstvu nebo supravodivý magneto-rezistor. [6]



Obrázek 13: Převodní charakteristiky magneto-rezistoru, Zdroj: [6]

4.3 Indukční magnetometry – Fluxgate

Hlavním představitelem indukčních magnetometrů je Fluxgate senzor. Jeho velikou předností je vysoká citlivost v řádech 0,1 nT – 100 pT a dlouhodobá stabilita. Skládá se z toroidního jádra, na kterém jsou navinuty cívky (viz Obrázek 14). Jedna cívka je budící a periodicky magnetizuje jádro. Ostatní cívky jsou snímací. Pracují tedy na principu periodického přesycování materiálu jádra pomocí budícího proudu I_{exc} . Když je jádro magneticky saturované, stává se pro vnější magnetické pole neviditelné a neovlivňuje ho. Jestliže ale jádro není v saturaci, tak je citlivé na vnější magnetické pole, což je detekováno právě snímacími cívkami. Dochází tedy k přerušovanému vlivu vnějšího magnetického pole, což indukuje ve snímacích cívkách elektrický proud, který je možné měřit i za normálních teplotních podmínek. [23, 27, 29]

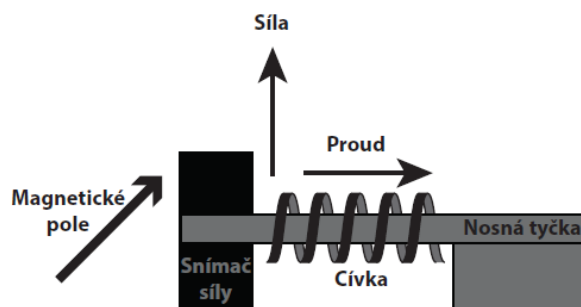


Obrázek 14: Základní provedení fluxgate senzoru, Zdroj: [27]

4.4 MEMS magnetometry

Princip magnetometrů v podobě MEMS technologie je založen na mechanickém pohybu struktury, vlivem Lorentzovy síly. Pohyb struktury může být snímán pomocí změny napětí, měření změny frekvence nebo třeba opticky.

V základu se skládá z nosné tyčky, na které je namotána cívka, kterou protéká proud. Za přítomnosti magnetického pole se vytváří Lorentzova síla, která v důsledku působí na nosnou tyčku a vychyluje jí. Čím vyšší je indukčnost magnetického pole, tím více je tyčka vychylována, což je následně snímáno (viz Obrázek 15). [14]



Obrázek 15: MEMS magnetometr, Zdroj: [14]

4.5 Shrnutí magnetometrů

Je celá řada dalších specifických principů, na kterých mohou magnetometry pracovat. Například se můžeme setkat s magneto-impedančním magnetometrem, který využívá změny impedance materiálu, nebo kvantové magnetometry pracující na principu Josephsonova jevu. Příkladem je třeba SQUID, který můžeme zařadit k nejcitlivějším sensorům, s rozlišením několika fT. Obsahuje supravodivé vázané součástky. V neposlední řadě se dají nalézt rezonanční magnetometry, využívající precesního pohybu nukleárních částí, nebo třeba rezonátory SAW, kde působí vnější magnetické pole na tenkou magnetickou vrstvu, na jejímž povrchu se šíří akustická vlna a tím je tato vlna modulována. [6, 27]

Ze všech uvedených principů magnetometrů můžeme vyvodit jejich základní nevýhody. Prvním aspektem je vliv na okolní teplotu, což ale lze pomocí jistých korekčních výpočtů potlačit. Druhým problémem je vliv změny rovnovážné měřicí polohy, která se může vyřešit alespoň částečně použitím dalších polohových sensorů. Třetí nejvýznamnější nevýhodou je vliv působení vnějších magnetických polí. Magnetometr může být ovlivněn jakýmkoliv slabým magnetickým polem, způsobeným například nějakou elektronickou technologií nebo i obyčejným kovovým předmětem. Tento vliv bohužel příliš kompenzovat zatím neodkážeme. [23]

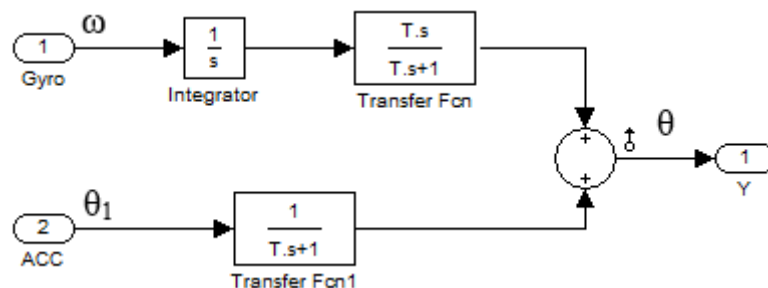
5 Odvození přenosových funkcí komplementárních filtrů

Abychom odstranili základní chyby akcelerometru (náchylnost na rušení vyššími kmitočty) a gyroskopu (vliv driftu), použijeme následující komplementární filtry. Odvození přenosových funkcí provedeme ve frekvenční oblasti. Akcelerometr pracuje precizně lépe na nízkých kmitočtech, oproti tomu gyroskop je lepší na vysokých kmitočtech. K potlačení výše uvedených vlivů použijeme komplementární filtry. Komplementární filtry nejprve odstraní ze signálu akcelerometru vyšší kmitočty a ze signálu gyroskopu kmitočty nižší. Na výstupu spojí dolní část spektra z akcelerometru a horní část spektra z gyroskopu. Na výstupu je potom úplná informace o průběhu úhlu v čase.

Výhodou komplementárních filtrů je skutečnost, že u nich nedochází k fázovému posuvu korigovaného úhlu, jako tomu je například u číslicového nebo analogového filtru. Tam, když se třeba odfiltrává šum ze signálu akcelerometru, tak vždy mají tyto filtry nějaké zpoždění, které je způsobeno výpočtem výsledné hodnoty z mnoha hodnot. Výslednou hodnotu dostáváme až po načtení posledního vzorku, tudíž o tolik je pak výsledná hodnota posunutá. Komplementární filtr ale prokládá danou křivku. Odvození je provedeno pomocí literatury [47].

5.1 Přímý komplementární filtr

Na Obrázku 16 je uvedeno zapojení přímého komplementárního filtru pomocí bloků Transfer Fcn (hornofrekvenční propust) a Transfer Fcn1 (dolnofrekvenční propust).



Obrázek 16: Přímý komplementární filtr, Zdroj: autor

5.1.1 Rovnice filtru:

$$\theta(s) = \frac{1}{1 + T \cdot s} \cdot \theta_1(s) + \frac{T \cdot s}{1 + T \cdot s} \cdot \frac{1}{s} \cdot \omega(s) = \frac{\theta_1(s) + T \cdot \omega(s)}{1 + T \cdot s} \quad (27)$$

kde ω je úhlová rychlost včetně driftu
 θ_1 je úhel natočení vypočtený ze zrychlení v jednotlivých osách
 θ je výsledný úhel natočení
 T je časová konstanta filtru

Časová konstanta T se vypočte na základě znalosti mezní úhlové frekvence komplementárního filtru:

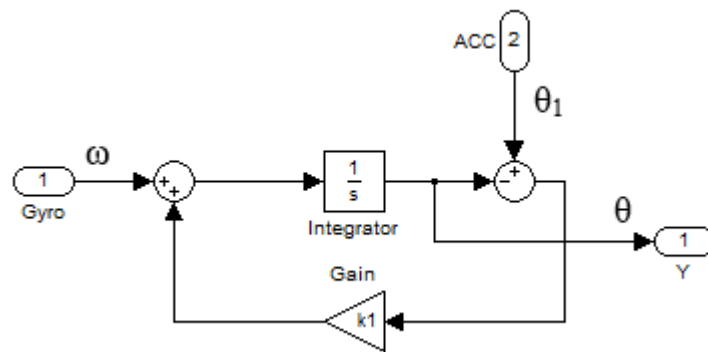
$$T = \frac{1}{\omega_0} \quad (28)$$

5.1.2 Přenosové funkce jednotlivých částí filtru:

$$F(s) = \frac{\theta(s)}{\theta_1(s)} = \frac{1}{1 + T \cdot s} \quad F(s) = \frac{\theta(s)}{\omega(s)} = \frac{T}{1 + T \cdot s} \quad (29)$$

Pro první výraz přenosové funkce se neuvažuje vliv ω , pro druhý výraz přenosové funkce se neuvažuje vliv θ_1 .

5.2 Nepřímý komplementární filtr



Obrázek 17: Nepřímý komplementární filtr, Zdroj: autor

5.2.1 Rovnice filtru:

a) Neuvažují ω

$$\theta(s) = (\theta_1(s) - \theta(s)) \cdot k_1 \cdot \frac{1}{s} = \frac{(\theta_1(s) - \theta(s)) \cdot k_1}{s} \quad (30)$$

$$\frac{\theta_1(s) \cdot k_1}{s} = \theta(s) + \frac{\theta(s) \cdot k_1}{s} = \theta(s) \cdot \left(1 + \frac{k_1}{s}\right) \quad (31)$$

$$\theta(s) = \frac{k_1}{s + k_1} \cdot \theta_1(s) \quad (32)$$

$$F(s) = \frac{\theta(s)}{\theta_1(s)} = \frac{k_1}{s + k_1} \quad (33)$$

b) Neuvažují θ_1

$$\theta(s) = -\theta(s) \cdot k_1 + \omega(s) \cdot \frac{1}{s} = \frac{\omega(s) - \theta(s) \cdot k_1}{s} \quad (34)$$

$$\omega(s) = \theta_g(s) \cdot s \quad (35)$$

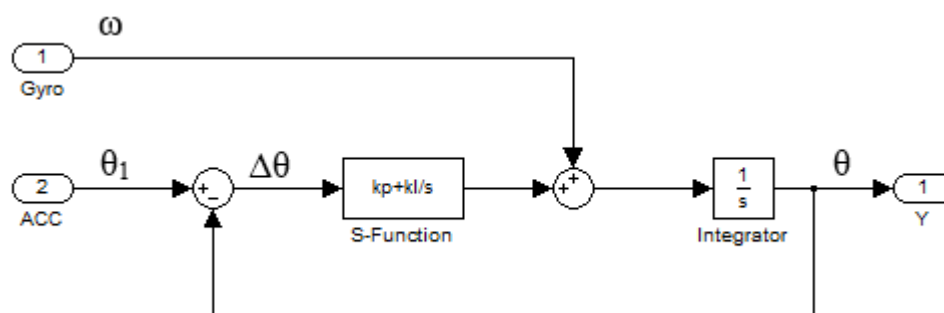
$$F(s) = \frac{\theta(s)}{\theta_g(s)} = \frac{s}{k_1 + s} \quad (36)$$

c) Výsledná přenosová funkce nepřímého komplementárního filtru

$$\theta(s) = \frac{k_1}{s + k_1} \cdot \theta_1(s) + \frac{s}{k_1 + s} \cdot \theta_g(s) = \frac{k_1}{s + k_1} \cdot \theta_1(s) + \frac{1}{k_1 + s} \cdot \omega(s) \quad (37)$$

5.3 Nepřímý komplementární filtr 2. řádu

5.3.1 1. Zapojení



Obrázek 18: Nepřímý komplementární filtr 2. řádu - 1. Zapojení, Zdroj: autor

$$\theta(s) = \frac{1}{s} \cdot \left[\Delta\theta(s) \cdot \left(k_p + \frac{k_I}{s} \right) + \omega(s) \right] \quad (38)$$

kde $\Delta\theta(s) = \theta_1(s) - \theta(s)$

$$\theta(s) \cdot s = (\theta_1(s) - \theta(s)) \cdot \left(k_p + \frac{k_I}{s} \right) + \omega(s) \quad (39)$$

$$\theta(s) \cdot s = \theta_1(s) \cdot \left(k_p + \frac{k_I}{s} \right) - \theta(s) \cdot \left(k_p + \frac{k_I}{s} \right) + \omega(s) \quad (40)$$

$$\theta(s) \cdot \left(s + k_p + \frac{k_I}{s} \right) = \theta_1(s) \cdot \left(k_p + \frac{k_I}{s} \right) + \omega(s) \quad (41)$$

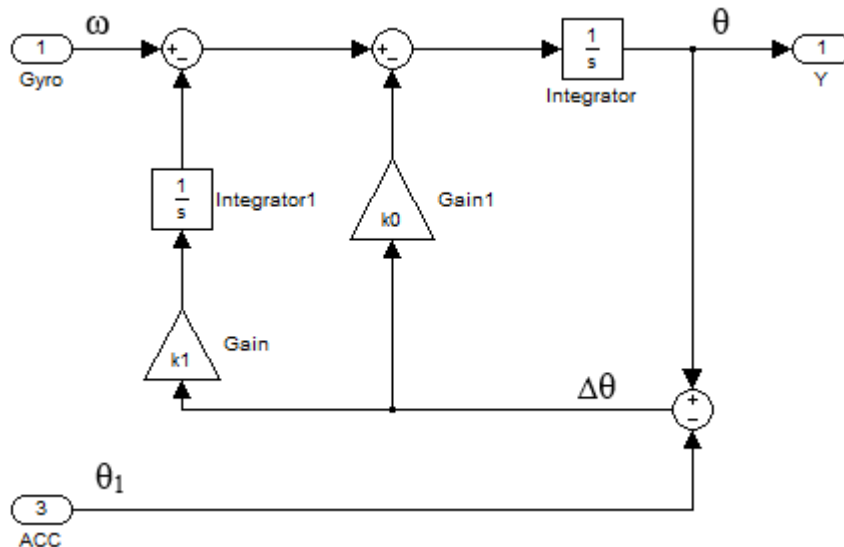
$$\theta(s) = \frac{k_p + \frac{k_I}{s}}{s + k_p + \frac{k_I}{s}} \cdot \theta_1(s) + \frac{1}{s + k_p + \frac{k_I}{s}} \cdot \omega(s) \quad (42)$$

$$\theta(s) = \frac{k_p \cdot s + k_I}{s^2 + k_p \cdot s + k_I} \cdot \theta_1(s) + \frac{s}{s^2 + k_p \cdot s + k_I} \cdot \omega(s) \quad (43)$$

Z rovnice (43) vyplývá, že přenos komplementárního filtru se skládá ze dvou částí. První člen je hornofrekvenční filtr druhého řádu filtrující vysoké kmitočty akcelerometru. Druhý člen je dolnofrekvenční filtr druhého řádu filtrující nízké kmitočty z gyroskopu. U rovnice (44) opět první výraz přenosové funkce se neuvažuje vliv ω , pro druhý výraz přenosové funkce se neuvažuje vliv θ_1 .

$$F(s) = \frac{\theta(s)}{\theta_1(s)} = \frac{k_p \cdot s + k_I}{s^2 + k_p \cdot s + k_I} \quad F(s) = \frac{\theta(s)}{\omega(s)} = \frac{s}{s^2 + k_p \cdot s + k_I} \quad (44)$$

5.3.2 2. Zapojení



Obrázek 19: Nepřímý komplementární filtr 2. řádu - 2. Zapojení, Zdroj: autor

$$\theta(s) = \frac{1}{s} \cdot \left[\omega(s) - \frac{1}{s} \omega^2 \cdot \Delta\theta(s) - 2 \cdot \xi \cdot \omega \cdot \Delta\theta(s) \right] \quad (45)$$

$$\text{kde} \quad \Delta\theta(s) = \theta(s) - \theta_1(s)$$

$$\theta(s) = \frac{\omega(s)}{s} - (\theta(s) - \theta_1(s)) \cdot \left(\frac{k_1}{s^2} + \frac{k_0}{s} \right) \quad (46)$$

$$\theta(s) \cdot \left(1 + \frac{k_1}{s^2} + \frac{k_0}{s} \right) = \frac{\omega(s)}{s} + \theta_1(s) \cdot \left(\frac{k_1}{s^2} + \frac{k_0}{s} \right) \quad (47)$$

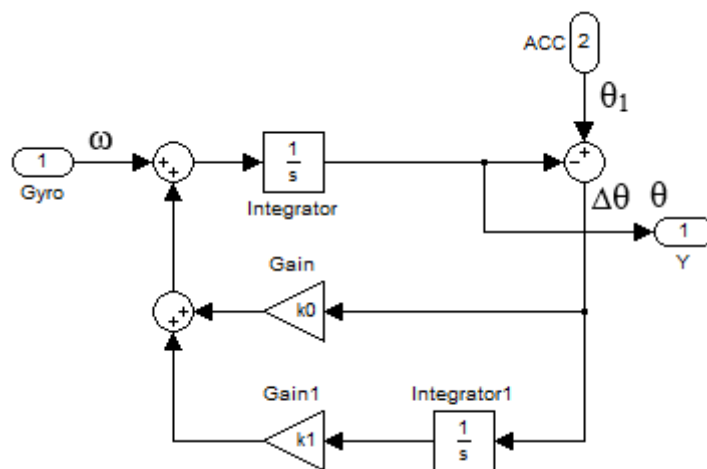
$$\theta(s) = \frac{\omega(s)}{s + \frac{k_1}{s} + k_0} + \frac{\theta_1(s) \cdot \left(\frac{k_1}{s^2} + \frac{k_0}{s} \right)}{s + \frac{k_1}{s} + k_0} \quad (48)$$

$$\theta(s) = \omega(s) \cdot \frac{s}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} + \theta_1(s) \cdot \frac{k_0 \cdot s + k_1}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \quad (49)$$

Rovnice (49) opět obsahuje dva členy popisující dolnofrekvenční a hornofrekvenční filtr druhého řádu.

$$F(s) = \frac{\theta(s)}{\omega(s)} = \frac{s}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \quad F(s) = \frac{\theta(s)}{\theta_1(s)} = \frac{k_0 \cdot s + k_1}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \quad (50)$$

5.3.3 3. Zapojení



Obrázek 20: Nepřímý komplementární filtr 2. řádu - 3. Zapojení, Zdroj: autor

$$\theta(s) = \left(\omega(s) + \Delta\theta(s) \cdot k_0 + \Delta\theta(s) \cdot k_1 \cdot \frac{1}{s} \right) \cdot \frac{1}{s} \quad (51)$$

$$\theta(s) = \frac{\omega(s)}{s} + \Delta\theta(s) \cdot \left(\frac{k_0}{s} + \frac{k_1}{s^2} \right) \quad (52)$$

$$\text{kde } \Delta\theta(s) = \theta_1(s) - \theta(s)$$

$$\theta(s) \cdot \left(1 + \frac{k_0}{s} + \frac{k_1}{s^2} \right) = \frac{\omega(s)}{s} + \theta_1(s) \cdot \left(\frac{k_0}{s} + \frac{k_1}{s^2} \right) \quad (53)$$

$$\theta(s) = \frac{\omega(s)}{s + k_0 + \frac{k_1}{s}} + \theta_1(s) \cdot \frac{k_0 \cdot s + k_1}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \quad (54)$$

$$\theta(s) = \frac{k_0 \cdot s + k_1}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \cdot \theta_1(s) + \frac{s}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \cdot \omega(s) \quad (55)$$

Rovnice 55 opět obsahuje dva členy popisující dolnofrekvenční a hornofrekvenční filtr druhého řádu.

$$F(s) = \frac{\theta(s)}{\theta_1(s)} = \frac{k_0 \cdot s + k_1}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \quad F(s) = \frac{\theta(s)}{\omega(s)} = \frac{s}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \quad (56)$$

Pro první výraz přenosové funkce se neuvažuje vliv ω , pro druhý výraz přenosové funkce se neuvažuje vliv θ_1 .

V praxi používaný postup výpočtu parametrů komplementárního filtru druhého řádu je následující:

$$k_1 = \omega_0^2 \quad (57)$$

kde ω_0^2 je mezní úhlový kmitočet filtru

Činitel tlumení filtru:

$$\xi = \frac{k_0}{2 \cdot \sqrt{k_1}} \geq 1 \quad (58)$$

V praxi se volí činitel tlumení $\xi \sim 2$, z čehož vyplývá, že $k_1 \sim (0,05 \dots 0,1) \cdot k_0^2$

5.4 Převedení přenosové funkce přímého komplementárního filtru do časové oblasti

Abychom mohli výše uvedené komplementární filtry použít pro kompenzaci chyb senzorů, je nutno odvodit přenosové funkce v časové oblasti. Pro převod z oblasti operátoru s použijeme vztah (59):

$$\frac{dy(t)}{dt} = sY(s) \quad (59)$$

$$\theta(s) = \frac{1}{1 + T \cdot s} \cdot \theta_1(s) + \frac{T \cdot s}{1 + T \cdot s} \cdot \frac{1}{s} \cdot \omega(s) \quad (60)$$

a) Neuvažují ω

$$\theta(s) = \frac{1}{1 + T \cdot s} \theta_1(s) \quad (61)$$

$$\theta(s) + \theta(s) \cdot T \cdot s = \theta_1(s) \quad (62)$$

$$\theta(t) + T \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} = \theta_1(t) \quad (63)$$

$$\theta_n + T \cdot \frac{\theta_n - \theta_{n-1}}{T_v} = \theta_1 \quad (64)$$

kde $T_v =$ vzorkovací perioda

$$\theta_n \cdot \left(\frac{T_v + T}{T_v} \right) = \frac{T}{T_v} \theta_{n-1} + \theta_1 \quad (65)$$

$$\theta_n = \frac{T}{T_v + T} \cdot \theta_{n-1} + \frac{T_v}{T_v + T} \cdot \theta_1 \quad (66)$$

$$\theta_n = \alpha \cdot \theta_{n-1} + (1 - \alpha) \cdot \theta_1 \quad (67)$$

Konstanta α nám charakterizuje mezní frekvenci a určíme jí pomocí vztahu (68):

$$\alpha = \frac{T}{T_v + T} \quad (68)$$

b) Neuvažují θ_1

$$\theta(s) = \frac{T \cdot s}{1 + T \cdot s} \cdot \frac{1}{s} \cdot \omega(s) \quad (69)$$

$$\theta(s) = \frac{T \cdot \omega(s)}{T \cdot s + 1} \quad (70)$$

$$\theta(t) + T \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} = T \cdot \omega(t) \quad (71)$$

$$\theta_n + T \cdot \frac{\theta_n - \theta_{n-1}}{T_v} = T \cdot \omega \quad (72)$$

$$\theta_n \cdot \left(\frac{T_v + T}{T_v} \right) = \frac{T}{T_v} \theta_{n-1} + T \cdot \omega \quad (73)$$

$$\theta_n = \alpha \cdot \theta_{n-1} + (1 - \alpha) \cdot T \cdot \omega = \alpha \cdot \theta_{n-1} + \alpha \cdot \omega \cdot T_v \quad (74)$$

$$\text{protože: } (1 - \alpha) \cdot T \cdot \omega = \frac{T_v \cdot T \cdot \omega}{T_v + T} = \alpha \cdot \omega \cdot T_v \quad (75)$$

c) Výsledná rovnice:

$$\theta_n = \alpha \cdot \theta_{n-1} + (1 - \alpha) \cdot \theta_1 + \alpha \cdot \theta_{n-1} + (1 - \alpha) \cdot T \cdot \omega \quad (76)$$

$$\text{kde } \alpha \cdot \theta_{n-1} + \alpha \cdot \theta_{n-1} = \alpha \cdot \theta_{n-1}$$

$$\theta_n = \alpha \cdot (\theta_{n-1} + T_v \cdot \omega) + (1 - \alpha) \cdot \theta_1 \quad (77)$$

Výsledná rovnice může být použita jako algoritmus, podle kterého bude pracovat software mikrořadiče.

5.5 Převedení přenosové funkce nepřímého komplementárního filtru 2. řádu do časové oblasti pomocí Z-transformace

V tomto případě provedeme převod z oblasti operátoru s do oblasti operátoru z , dle transformačního vztahu (78):

$$s = \frac{1 - z^{-1}}{T_v} \quad (78)$$

a) neuvažují ω

$$\theta(s) = \frac{k_0 \cdot s + k_1}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \cdot \theta_1(s) \quad (79)$$

$$\theta(s) \cdot s^2 + \theta(s) \cdot k_0 \cdot s + \theta(s) \cdot k_1 = \theta(s) \cdot k_0 \cdot s + \theta(s) \cdot k_1 \quad (80)$$

kde tedy: $\theta(s) \cdot s = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} = \frac{\theta_k - \theta_{k-1}}{T_v} = \frac{\theta - \theta \cdot z^{-1}}{T_v} = \theta \cdot \left(\frac{1 - z^{-1}}{T_v} \right)$ (81)

$$\begin{aligned} \theta \cdot \left(\frac{1 - 2 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{T_v^2} \right) + \theta \cdot k_0 \cdot \left(\frac{1 - z^{-1}}{T_v} \right) + \theta \cdot k_1 \\ = \theta_1 \cdot k_0 \cdot \left(\frac{1 - z^{-1}}{T_v} \right) + \theta_1 \cdot k_1 \end{aligned} \quad (82)$$

$$\begin{aligned} \frac{\theta_k}{T_v^2} - \frac{2 \cdot \theta_{k-1}}{T_v^2} + \frac{\theta_{k-2}}{T_v^2} + \frac{\theta_k \cdot k_0}{T_v} - \frac{\theta_{k-1} \cdot k_0}{T_v} + \theta_k \cdot k_1 \\ = \frac{\theta_{1k} \cdot k_0}{T_v} - \frac{\theta_{1k-1} \cdot k_0}{T_v} + \theta_{1k} \cdot k_1 \end{aligned} \quad (83)$$

$$\begin{aligned} \theta_k = \frac{T_v \cdot (\theta_{1k} \cdot k_1 \cdot T_v + \theta_{1k} \cdot k_0 - \theta_{1k-1} \cdot k_0) \cdot \theta_{k-1} \cdot (k_0 \cdot T_v + 2)}{k_1 \cdot T_v^2 + k_0 \cdot T_v + 1} \\ - \frac{\theta_{k-2}}{k_1 \cdot T_v^2 + k_0 \cdot T_v + 1} \end{aligned} \quad (84)$$

b) Neuvažují θ_1

$$\theta(s) = \frac{s}{s^2 + k_0 \cdot s + k_1} \cdot \omega(s) \quad (85)$$

$$\theta(s) \cdot s^2 + \theta(s) \cdot k_0 \cdot s + \theta(s) \cdot k_1 = \omega(s) \cdot s \quad (86)$$

$$\theta \cdot \left(\frac{1 - 2 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{T_v^2} \right) + \theta \cdot k_0 \cdot \left(\frac{1 - z^{-1}}{T_v} \right) + \theta \cdot k_1 = \omega(s) \cdot \left(\frac{1 - z^{-1}}{T_v} \right) \quad (87)$$

$$\frac{\theta_k}{T_v^2} - \frac{2 \cdot \theta_{k-1}}{T_v^2} + \frac{\theta_{k-2}}{T_v^2} + \frac{\theta_k \cdot k_0}{T_v} - \frac{\theta_{k-1} \cdot k_0}{T_v} + \theta_k \cdot k_1 = \frac{\omega_k}{T_v} - \frac{\omega_{k-1}}{T_v} \quad (88)$$

$$\theta_k = \frac{T_v \cdot (\omega_k - \omega_{k-1}) \cdot \theta_{k-1} \cdot (k_0 \cdot T_v + 2) - \theta_{k-2}}{k_1 \cdot T_v^2 + k_0 \cdot T_v + 1} \quad (89)$$

c) Výsledná rovnice

$$\theta_k = \frac{T_v \cdot (\theta_{1k} \cdot k_1 \cdot T_v + \theta_{1k} \cdot k_0 - \theta_{1k-1} \cdot k_0 + \omega_k - \omega_{k-1})}{k_1 \cdot T_v^2 + k_0 \cdot T_v + 1} + \frac{\theta_{k-1} \cdot \alpha - \theta_{k-2}}{k_1 \cdot T_v^2 + k_0 \cdot T_v + 1} \quad (90)$$

$$kde: \alpha = (k_0 \cdot T_v + 2)$$

$$\alpha = \alpha + \alpha$$

$$\theta_{k-1} = \theta_{k-1} + \theta_{k-1}$$

$$-\theta_{k-2} = -\theta_{k-2} - \theta_{k-2}$$

Výsledná rovnice (90) může být použita jako algoritmus podle kterého bude pracovat software mikrořadiče.

6 Simulační model korekce komplementárním filtrem

Abychom si dokázali lépe představit, jak by měla vypadat aplikace a výstup komplementárních filtrů, znázorníme to na následujícím modelu. Průběhy akcelerometru a gyroskopu jsou v našem případě namodelovány pomocí funkcí sinus a cosinus (jsou a musí být vůči sobě posunuté o 90°), přičemž k průběhu akcelerometru je přičtena funkce pro generaci náhodných čísel znázorňující šum a ke gyroskopu konstanta, která nám charakterizuje drift. V reálu ale může být průběh jakýkoliv, v tom případě by tyto předpoklady neplatili. Proto je nutno použít obecné vyjádření, že úhlová rychlost musí být derivací úhlu. To vychází ze vztahu:

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (91)$$

Jestliže reálné výstupy ze senzorů zpracujeme pomocí rovnice, kterou jsme získali převedením přenosové funkce například přímého komplementárního filtru do časové oblasti, měli bychom získat odfiltrovaný (šum) a vyrovnaný (drift) průběh úhlu. Výstupy ze senzorů a výsledný zkorigovaný průběh úhlu jsou vidět na Obrázku 21.

6.1 Skript simulačního modelu

Program pro simulaci funkce komplementárního filtru je sestaven v prostřední MATLAB. Kód programu je následující:

```
T=0.1;
C=0.9;

Angle(1)=0;
Pom(1)=0;

for I=2:200
    ACC(I)=(0.1*randn)+sin(0.1*I);
    Gyro(I)=0.1+cos(0.1*I);
    Angle(I)=C*(Angle(I-1)+Gyro(I)*T)+(1-C)*ACC(I);
    Pom(I)=Pom(I-1)+Gyro(I)*T;
end
```

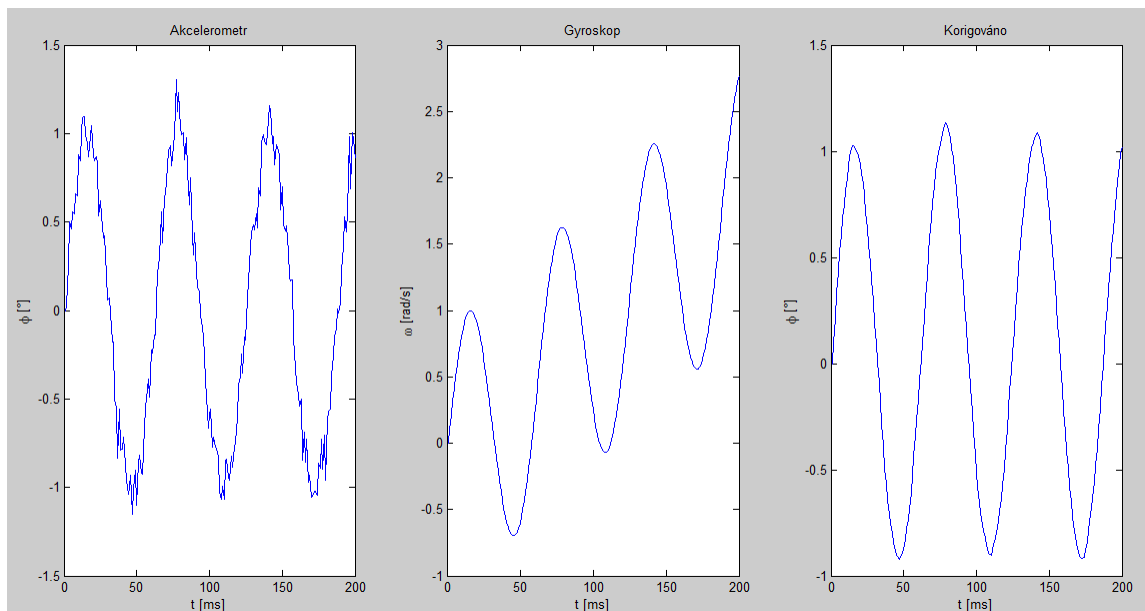
```

subplot(1,3,1);
plot(ACC);
title('Akcelerometr');
xlabel('t [ms]');
ylabel('\phi [°]');

subplot(1,3,2);
plot(Pom);
title('Gyroskop');
xlabel('t [ms]');
ylabel('\omega [rad/s]');

subplot(1,3,3);
plot(Angle);
title('Korigováno');
xlabel('t [ms]');
ylabel('\phi [°]');

```



Graf 1: Model korekce komplementárním filtrem, Zdroj: autor

Na Grafu 1 v prvním okně je zobrazen průběh úhlu natočení, který je získán z akcelerometru, a který je zkreslený šumem. Ve druhém okně je průběh úhlu natočení získaný z gyroskopu pomocí integrace. V důsledku driftu gyroskopu úhel roste. V posledním okně je vykreslen průběh úhlu získaný z komplementárního filtru. Jak je vidět, z průběhu je odstraněn šum akcelerometru a drift gyroskopu.

7 Návrh měřicího systému

7.1 Výběr vhodného čipu

Výběr vhodného čipu probíhal na několika internetových stránkách zabývajících se prodejem produktů pro elektroniku a automatizaci. Především se jednalo o stránky:

- <https://cz.farnell.com>
- <http://cz.rs-online.com>
- <http://www.tme.eu>
- <https://www.soselectronic.cz>




Vzhledem k malému množství nabízených čipů, které by splňovaly alespoň základní parametry pro naše měření, jsme výběr zúžili na první dvě, resp. spíše první internetovou stránku. Na té dostaneme po zadání požadavku na integraci tří tříosových senzorů na výběr ze šesti čipů. V níže uvedených tabulkách jsou sepsány jejich základní parametry zjištěné z katalogových listů, které jsou důležité pro výběr.

Už z fotek některých čipů je zřejmé, že nebudou zcela vhodné pro naše účely, avšak pro další porovnání jejich parametrů je uvedeme. Základním parametrem, na který musíme koukat, je rozsah jednotlivých senzorů v závislosti na tom, co budeme měřit. Například lidské pohyby, jak již bylo uvedeno v předchozích kapitolách, se pohybují přibližně do 2 g. Samozřejmě abychom nebyli touto hranicí omezeni a zároveň měl senzor větší využití, je vhodné ho zvolit s větším rozsahem. To samé platí i pro gyroskop a magnetometr. V tomto ohledu nám nejvíce vyhovuje druhý, třetí a šestý čip.



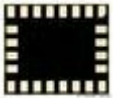
Dále velmi záleží na citlivosti, abychom dokázali zaznamenat i malý signál. S tím souvisí také hodnota šumu, která musí být co nejnižší, aby nám nezakrývala či nezkreslovala signál. Tyto údaje se mění v závislosti na použitém rozsahu a na okolní teplotě. Další nechtěnou složkou, kterou se tato práce zabývá je bias, neboli drift gyroskopu. Drift a další rušivé hodnoty, případně závislosti, jsou přesněji uvedeny vždy v katalogových listech. Co se týče výběru čipu dle těchto kritérií, připadá nejvíce v úvahu druhé a šesté provedení.

Mezi další parametry, na které bylo nahlíženo jsou například typy rozhraní, přes které se přenášejí data, počet pinů, zapojení čipu, napájecí napětí a pro budoucí použití bude samozřejmě rozhodující cena. Po zvážení všech těchto kritérií byl vybrán čip LSM9DS0, který nejlépe vyhovoval našim požadavkům.

Tabulka 3: Porovnání čipů – 1. část, Zdroj: [39-45]

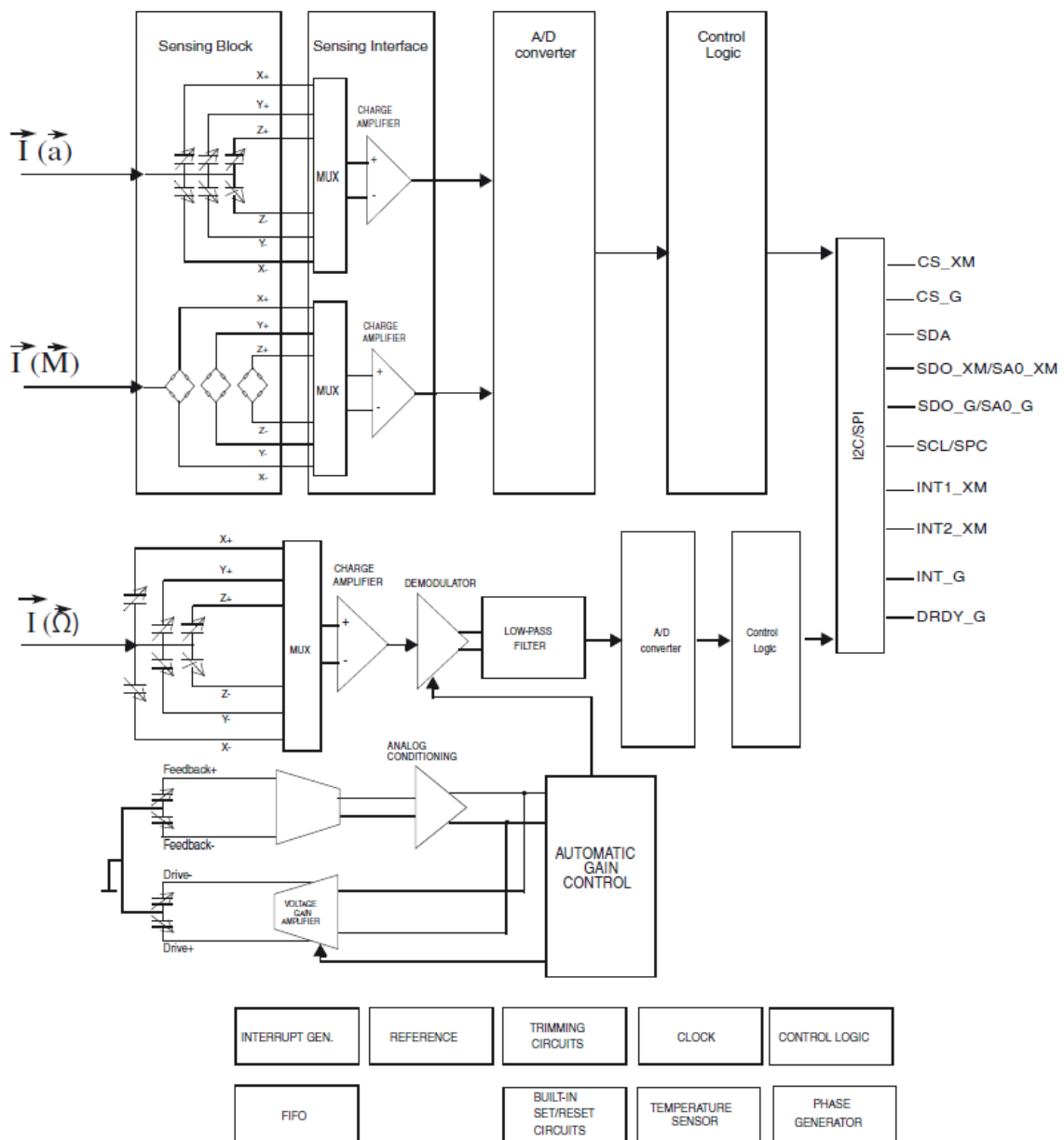
Číslo	ADIS16405BMLZ	LSM9DS0	INEMO-M1
Fotografie			
Druh pouzdra senzoru	Modul	LGA	Modul
U_{\max}	5,25 V	3,6 V	3,6 V
U_{\min}	4,75 V	2,4 V	2,4 V
Počet pinů	24	24	28
Typ rozhraní	SPI	SPI/I2C	CAN, USART, SPI, I2C, USB 2.0
Rozsah akcelerometru	± 18 g	$\pm 2/\pm 4/\pm 6/\pm 8/\pm 16$ g	$\pm 2/\pm 4/\pm 6/\pm 8/\pm 16$ g
Citlivost akcelerometru	3,285-3,33-3,38 mg/LSB	0,061-0,732 mg/LSB	1-12 mg/LSB
Šum akcelerometru	9 mg	-	220 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$
Rozsah gyroskopu	$\pm 75/\pm 150/\pm 300$ °/s	$\pm 245/\pm 500/\pm 2000$ °/s	$\pm 245/\pm 500/\pm 2000$ °/s
Citlivost gyroskopu	0,0495-0,05-0,0505 °/s/LSB	8,75-70 mdps/digit	8,75-70 mdps/digit
Šum gyroskopu	0,9 °/s	-	0,03 dps/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Bias	0,007 °/s	$\pm 10/\pm 15/\pm 25$ dps	$\pm 10/\pm 15/\pm 75$ dps
Šířka pásma Acc a Gyra	330 Hz	-	-
Rozsah magnetometru	$\pm 2,5$ gauss	$\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 12$ gauss	$\pm 1,3 - \pm 8,1$ gauss
Citlivost magnetometru	0,49-0,5-0,51 mgauss/LSB	0,08-0,48 mgauss/LSB	-
Šum magnetometru	1,25 mgauss	-	2 mgauss

Tabulka 4: Porovnání čipů – 2. část, Zdroj: [39-45]

Číslo	MTI-30-2A5G4	MM7150-AB0	LSM9DS1TR
Fotografie			
Druh pouzdra senzoru	Modul	Modul	LGA
U_{\max}	34 V	3,6 V	3,6 V
U_{\min}	4,5 V	2,3 V	1,9 V
Počet pinů	24 (9)	16	24
Typ rozhraní	RS232, 422, 485, UART, USB	I2C	SPI/I2C
Rozsah akcelerometru	± 5 g	± 2 g	$\pm 2/\pm 4/\pm 6/\pm 8/\pm 16$ g
Citlivost akcelerometru	-	0,98 mg	0,061-0,732 mg/LSB
Šum akcelerometru	80-150 $\mu\text{g}/\text{sqrt}(\text{Hz})$	-	-
Rozsah gyroskopu	± 450 °/s	± 2000 °/s	$\pm 245/\pm 500/\pm 2000$ °/s
Citlivost gyroskopu	0,006-0,002 °/s/g	0,061 °/s	8,75-70 mdps/LSB
Šum gyroskopu	0,03-0,05 °/s/sqrt(Hz)	-	-
Bias	0,2-0,5 °/s	± 5 °/s	± 30 dps
Šířka pásma Acc a Gyra	375/415 Hz	-	-
Rozsah magnetometru	± 80 μT	X,Y: ± 1300 μT Z: ± 2500 μT	$\pm 4/\pm 8/\pm 12/\pm 16$ gauss
Citlivost magnetometru	-	0,03 μT	0,14-0,58 mgauss/LSB
Šum magnetometru	200 $\mu\text{gauss}/\text{sqrt}(\text{Hz})$	-	-

7.2 Blokové zapojení měřicího systému

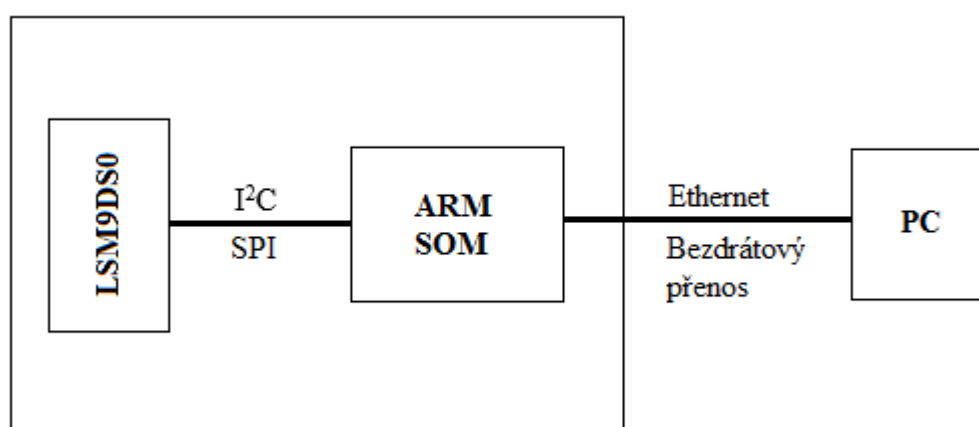
Pro ověření funkce komplementárních filtrů byl navržen měřicí systém se třemi tříosými senzory (typ LSM9DS0). Na Obrázku 21 je znázorněno blokové schéma čipu LSM9DS0, který v sobě integruje tři tříosé senzory, a to akcelerometr $\vec{I}(\vec{a})$, magnetometr $\vec{I}(\vec{M})$ a gyroskop $\vec{I}(\vec{\Omega})$. Ve stručném popisu vidíme senzory různých typů pracující ve třech osách. Ze sensorů jsou data posílána do přepínače v podobě multiplexoru a dále se zesilují, případně probíhá filtrace signálu. Následuje převod na digitální signál pomocí A/D převodníku a zpracování dat (převod na dané veličiny dle nastavených parametrů)



Obrázek 21: Blokové schéma zapojení měřicího čipu, Zdroj: [41]

Na Obrázku 22 je znázorněno blokové schéma celého navrženého měřicího systému, kde základní jednotou je měřicí čip LSM9DS0, z něhož putují data po I²C/SPI sběrnici do mikrořadiče ARM SOM, což je ve své podstatě systémový modul umístěný na plošném spoji, který funguje jako počítač s procesorem a pamětí.

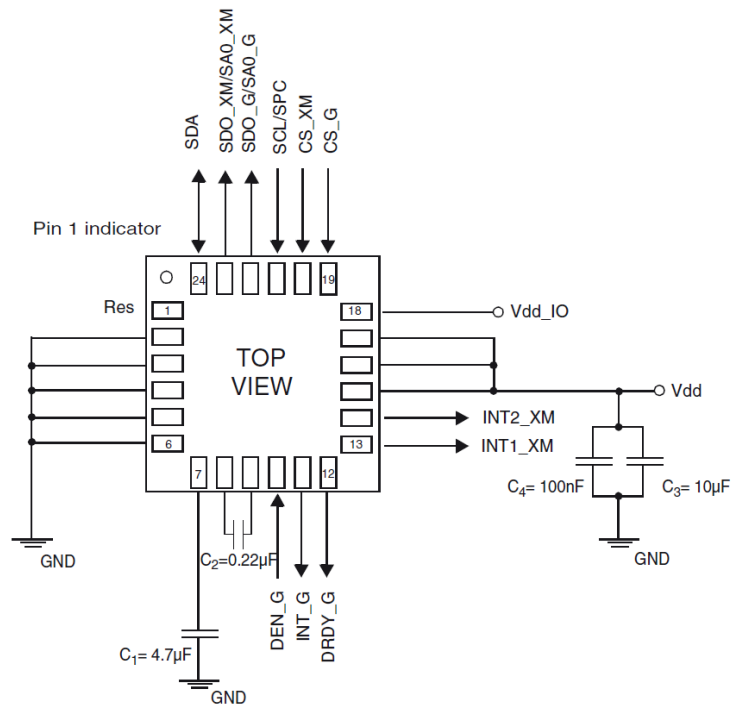
Z tohoto měřicího systému mohou být data vedena buď po Ethernetu do počítače, ve kterém se budou nějakým způsobem interpretovat. Tento postup ale není příliš vhodný pro využití ve zdravotnictví, resp. rehabilitaci, jelikož potřebujeme, aby to bylo co nejmenší. Nebo mohou být data posílána přes bezdrátovou síť, na což je v dnešní době kladen velký důraz.



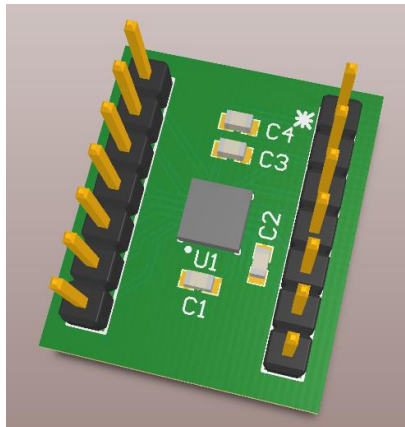
Obrázek 22: Blokové zapojení měřicího systému, Zdroj: autor

7.3 Realizace měřicího systému

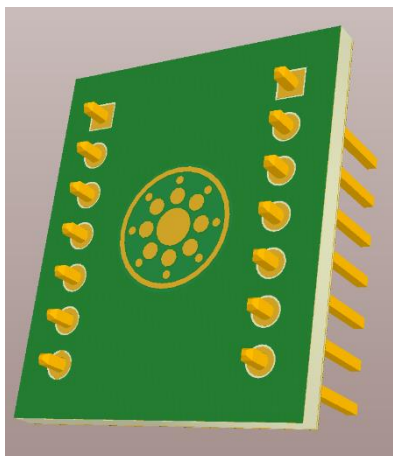
V první řadě bylo třeba navrhnout plošný spoj pro měřicí čip. Na výrobě měřicího zařízení jsem spolupracoval s Ing. Martinem Kyselou, pracovníkem Ústavu MTI. Schéma bylo převzato z datasheetu čipu. Toto zapojení stanovuje výrobce, včetně parametrů externích součástí a za těchto podmínek garantuje správnou funkci. Na Obrázku 23 je schéma zapojení čipu a na Obrázcích 24 a 25 je navržený plošný spoj z obou stran. Plošný spoj vyrobila externí firma, protože se jedná o tak miniaturní zařízení, které nejsme na půdě TUL schopni vyrobit.



Obrázek 23: Zapojení vývodů měřicího čipu, Zdroj: [41]



Obrázek 24: a) Realizovaný plošný spoj (18x21x1,6 mm) s měřicím čipem, Zdroj: autor



Obrázek 25: b) Realizovaný plošný spoj (18x21x1,6 mm) s měřicím čipem, Zdroj: autor

Dále následují fotografie vyrobeného měřicího systému, který už byl používán na konkrétní měření. Plošný spoj pro ARM SOM byl navržen jako univerzální. Obsahuje další příslušenství včetně displeje, což je vhodné pro ověřování funkčnosti navržené koncepce. V klinické praxi by se použilo miniaturního ARM SOM s čipem na jednom plošném spoji, abychom docílili co nejmenší velikosti. Čip je prozatím připojen externě pomocí pinů a drátků.



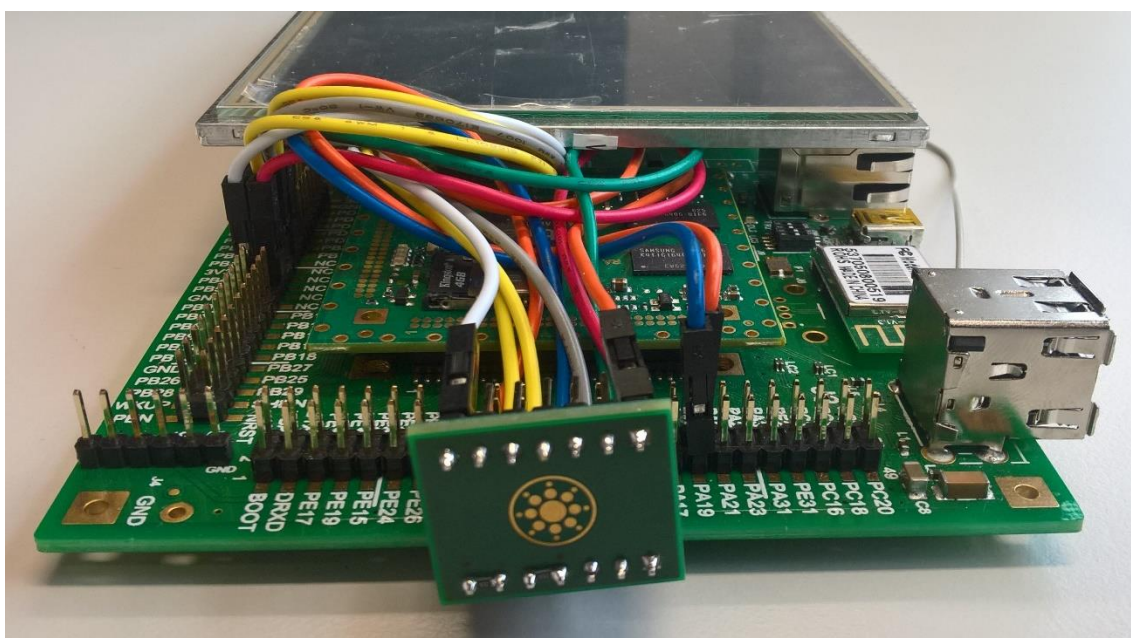
Obrázek 26: a) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor



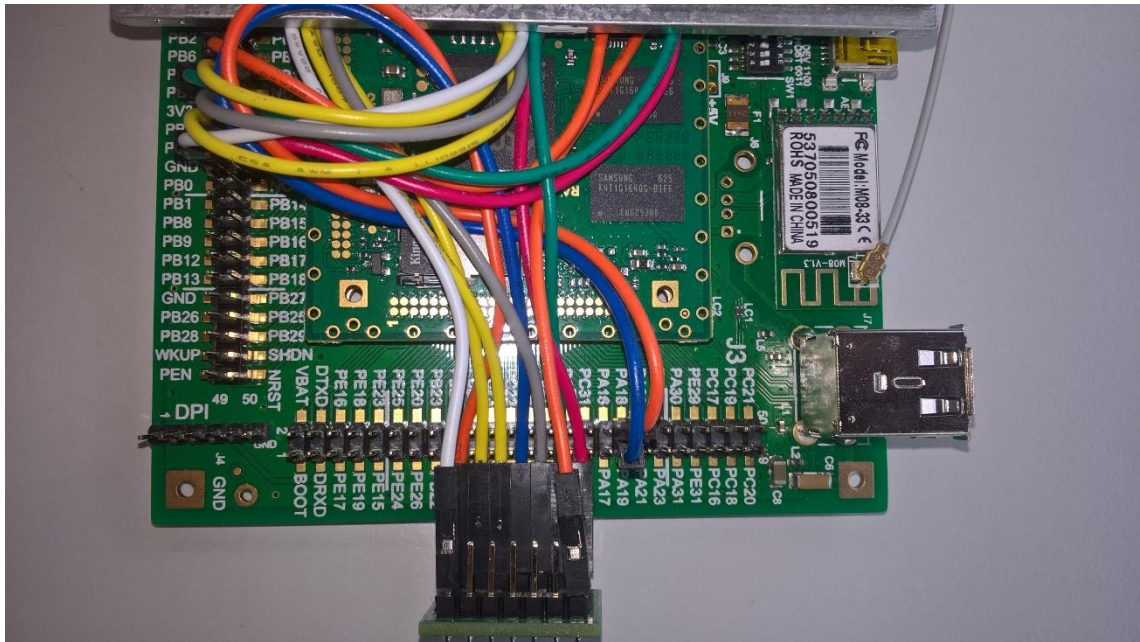
Obrázek 27: b) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor



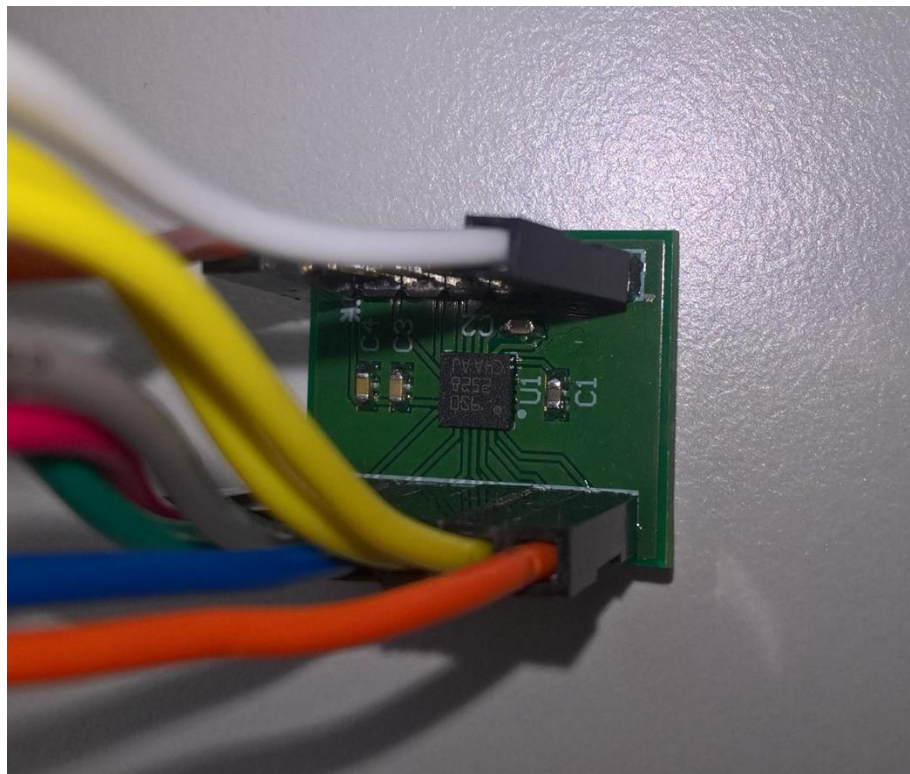
Obrázek 28: c) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor



Obrázek 29: d) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor



Obrázek 30: e) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor



Obrázek 31: Fotografie čipu, Zdroj: autor

Pro aplikace ve zdravotnictví bude nutné navrhnout plošný spoj, který by obsahoval čip LSM9DS0 a procesor ARM SOM vybavený bezdrátovým přenosem v miniaturním provedení. Toto měřicí zařízení by se umístilo do pouzdra umístěného například do náramku.

8 Ověření funkčnosti měřicího systému

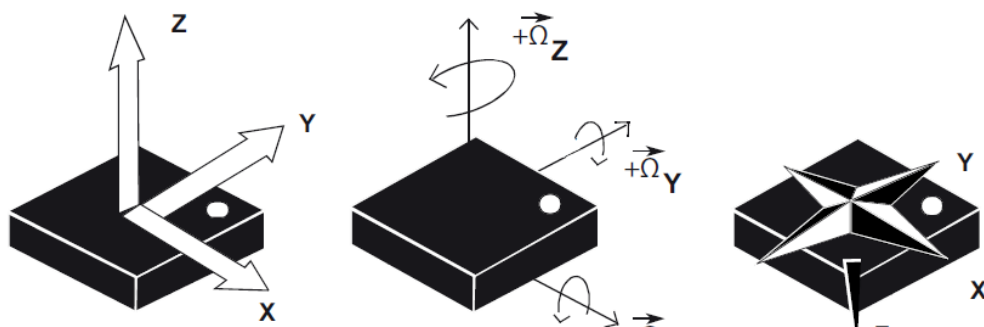
Jedním z důležitých cílů diplomové práce je ověření funkčnosti navrženého měřicího systému včetně ověření funkce komplementárních filtrů. Nejprve byla provedena verifikace snímání dat jednotlivých senzorů ve svých osách a správná interpretace získaných dat.

8.1 Ověření měřících os akcelerometru

Nejjednodušší varianta pro ověření měřících os akcelerometru je pouhé natočení senzoru tak, aby zkoumaná osa byla kolmo k zemi a chvíli v této neměnné poloze setrvat. Na senzor působí gravitační zrychlení, které se bude promítat právě do této osy. Znaménko tohoto měřeného zrychlení nám zároveň potvrdí orientaci osy. Ačkoliv by se na první pohled mohlo zdát, že kladná hodnota gravitačního zrychlení nám říká, že osa směřuje ve směru k zemi, není tomu tak. Tím, že si senzor udržuje polohu (položen na stole) tak musí zrychlovat opačně vůči gravitačnímu zrychlení, tudíž osa, ve které zrychlení měříme, míří kolmo směrem od země.

Ačkoliv zde mluvíme především o akcelerometru, je třeba zmínit předpokládaný konstantní téměř nulový průběh úhlové rychlosti ve všech osách gyroskopu, za předpokladu udržení neměnné polohy senzoru. Pojem téměř nulový je uveden z důvodu přítomného driftu v každé měřicí ose.

Abychom si dokázali další měření lépe představit, na Obrázku 32 je znázorněn čip a jeho osy, ve kterých měří příslušné veličiny. Umístění senzoru při měření je znázorněno na předchozích fotkách.



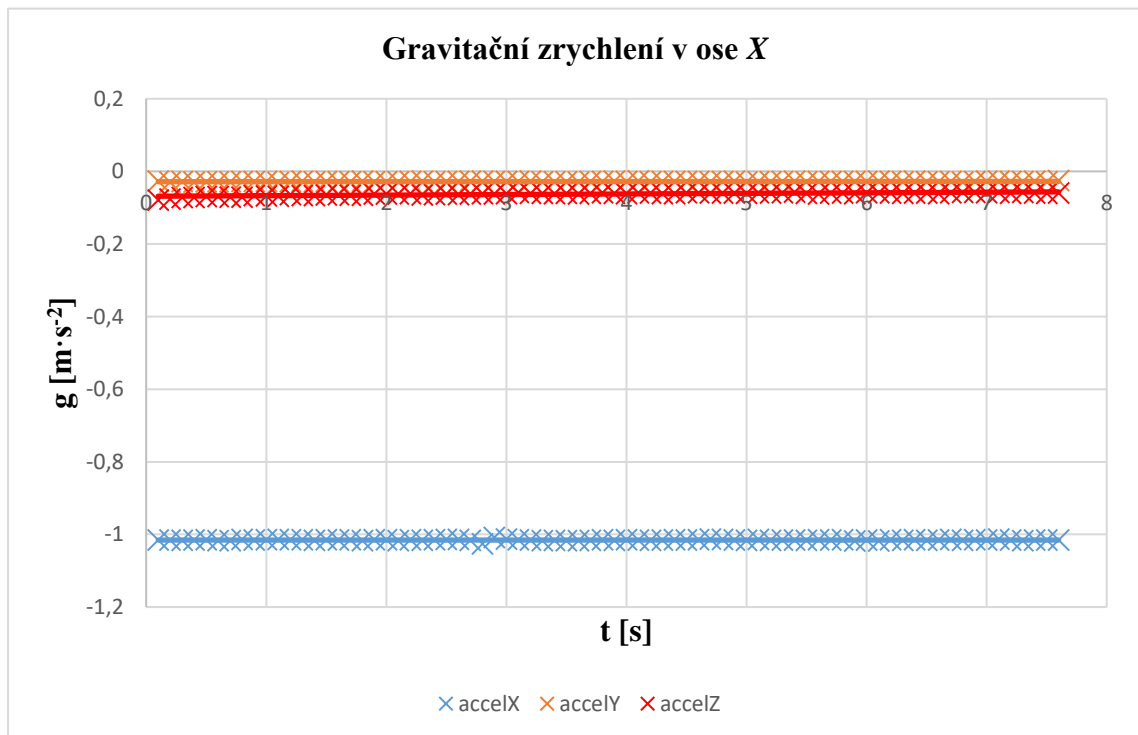
Obrázek 32: Směr měřících os senzorů, Zdroj: [41]

8.1.1 Ověření osy X

Senzor byl při měření nastaven tak, aby osa X směřovala kolmo směrem k zemi. Podíváme-li se na graf (viz Graf 2), vidíme že v ose X je skutečně gravitační zrychlení o hodnotě $1g$, a to v záporném smyslu. Z toho můžeme usoudit, že osa směřovala dolů, což se shoduje s naším předpokladem. Celkově jsme tedy ověřili, že senzor v této ose měří správně.

Na grafu si také můžeme všimnout, že ostatní dvě osy nejsou zcela nulové. Může se jednat o nepřesné umístění do roviny anebo o drift akcelerometru, který se zanedbává, ale od některých výrobců můžeme tuto hodnotu najít v katalogových listech.

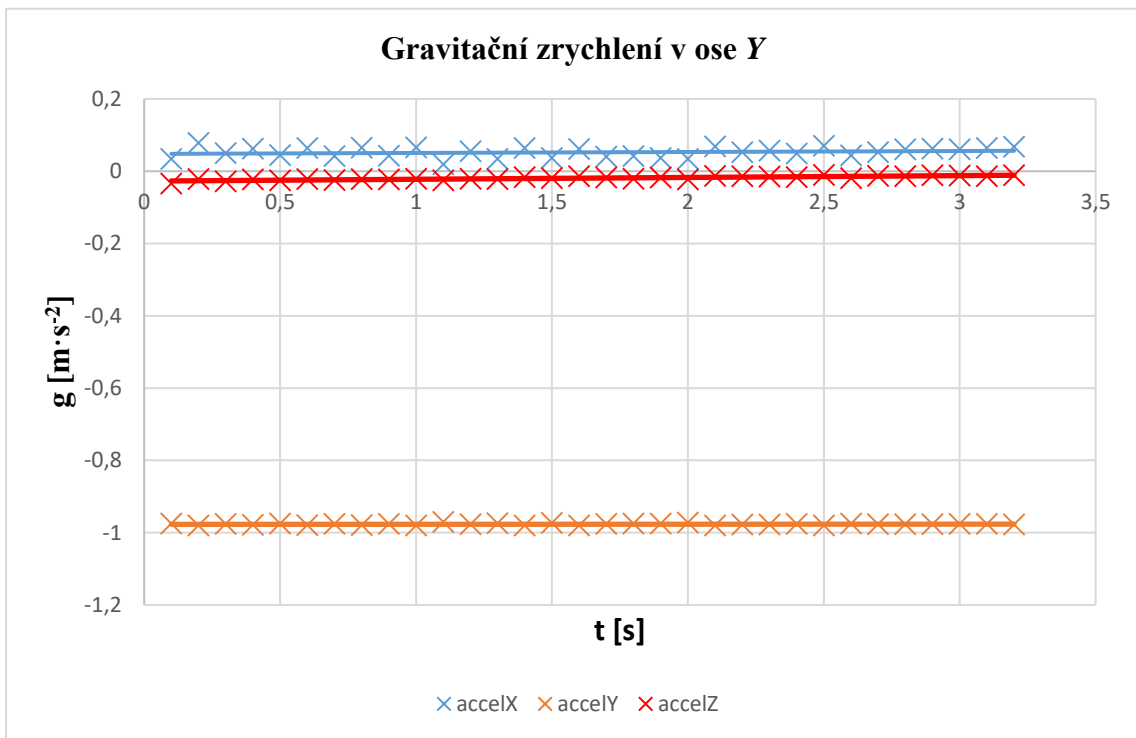
Bylo provedeno ještě jedno zkušební měření s posunem v ose X ve stejném směru, z něhož jsme dostali obdobný výsledek, ale do osy X byla promítnuta složka zrychlení vzniklá posunem. Díky nastavené vzorkovací frekvenci $T_v = 0,1$ s, nemohlo být bohužel senzorem pohybováno dostatečně rychle, což nám způsobilo velké rozšíření intervalu hodnot v ose X . Byl tam znatelný periodický průběh, ale částečně se ztrácel v šumu vzhledem k šíři intervalu.



Graf 2: Gravitační zrychlení v ose X, Zdroj: autor

8.1.2 Ověření osy Y

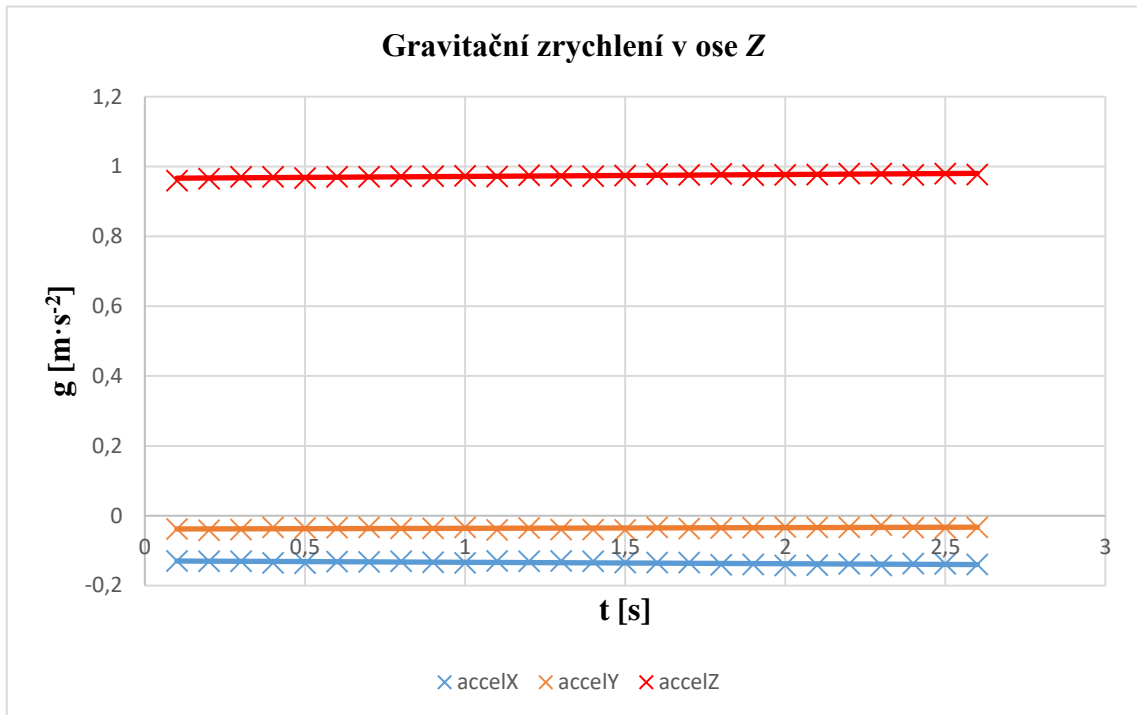
Zde byl senzor natočen na pravou stranu tak, aby osa Y směřovala opět kolmo směrem k zemi. Na grafu (viz Graf 3) vidíme v ose Y opět hodnotu gravitačního zrychlení, jejíž znaménko nám potvrzuje předpokládaný směr. Ostatní dvě osy jsou jako v předchozím případě téměř nulové.



Graf 3: Gravitační zrychlení v ose Y, Zdroj: autor

8.1.3 Ověření osy Z

Ve třetí ose jsme dle předpokladů také ověřili správnou funkčnost měření zrychlení. Můžeme si, ale všimnout, že tentokrát směřovala měřená osa kolmo od země, a proto má gravitační zrychlení kladné znaménko (viz Graf 4).



Graf 4: Gravitační zrychlení v ose Z, Zdroj: autor

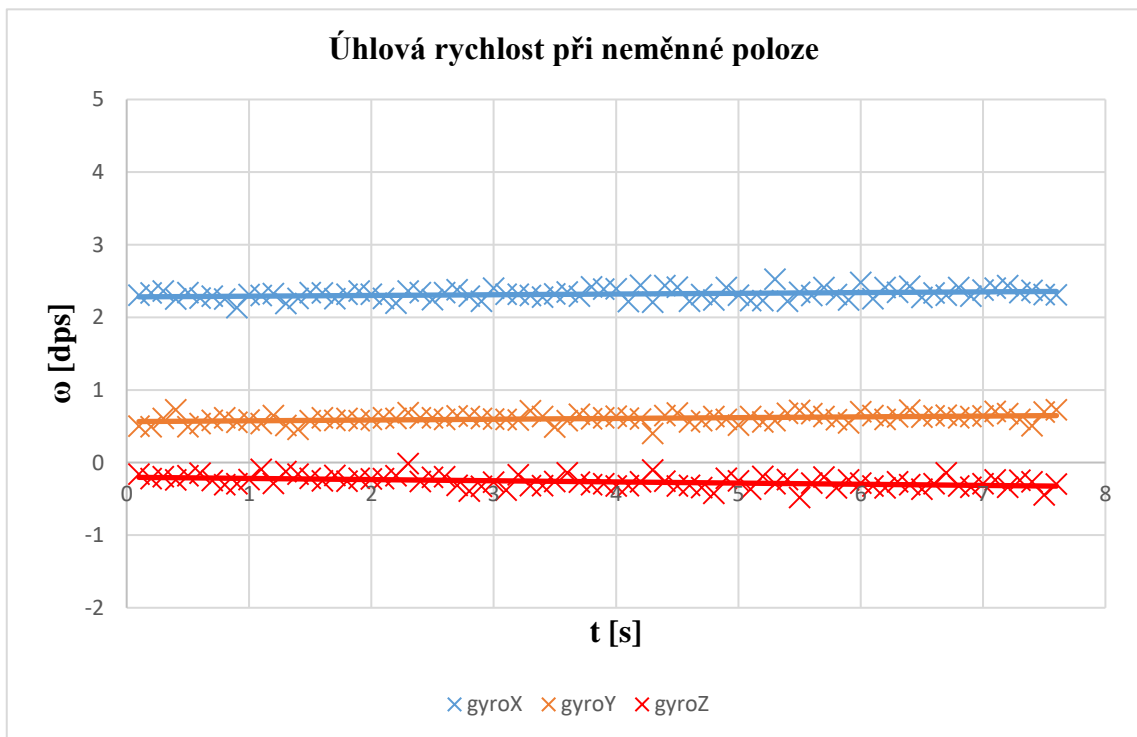
8.2 Ověření měřicích os gyroskopu

Pro gyroskop jsme provedli obdobné měření, tentokrát jsme ale kolem jednotlivých os rotovali. Tím nám vzniká určitá úhlová rychlost. Rotace byla prováděna jako celá jedna otočka na jednu stranu a pak zpět, ale začínalo se v kladném směru otáčení. To celé jsme několikrát opakovali. Výsledkem by tedy měl být periodický průběh úhlové rychlosti v měřené ose, zatímco ostatní dvě osy by měly být v ideálním případě konstantní a nulové.

Co se týče dat z akcelerometru, záleží, jak byl senzor natočen. Dle polohy a jejich směru by se do některých os mělo promítat gravitační zrychlení. Musíme si zde ještě jednou připomenout rozdílnost znamének při měření gravitačního zrychlení v závislosti

na orientaci os. Pokud bychom si totiž dle následujících průběhů vykreslili změnu úhlu, všimli bychom si, že dochází k opačné rotaci. To se spraví správným prohozením znamének os dle směru působení gravitačního zrychlení.

Na Grafu 5 jsou zobrazené průběhy úhlové rychlosti jednotlivých os gyroskopu, který se nehýbal. Ty jsou dle předpokladu po proložení konstantně téměř nulové. Rozptyl, který je vidět kolem proložené přímky je charakterizován šumem senzoru. Můžeme si zde všimnout důležitého jevu, a to driftu v každé ose, který je zobrazen jako odchylka proložené přímky od nuly. Největší drift můžeme shodou okolností pozorovat právě v ose X. Jak je vidět, není to už zcela zanedbatelná hodnota, a proto korekce driftů gyroskopu je jedna z hlavních cílů práce.

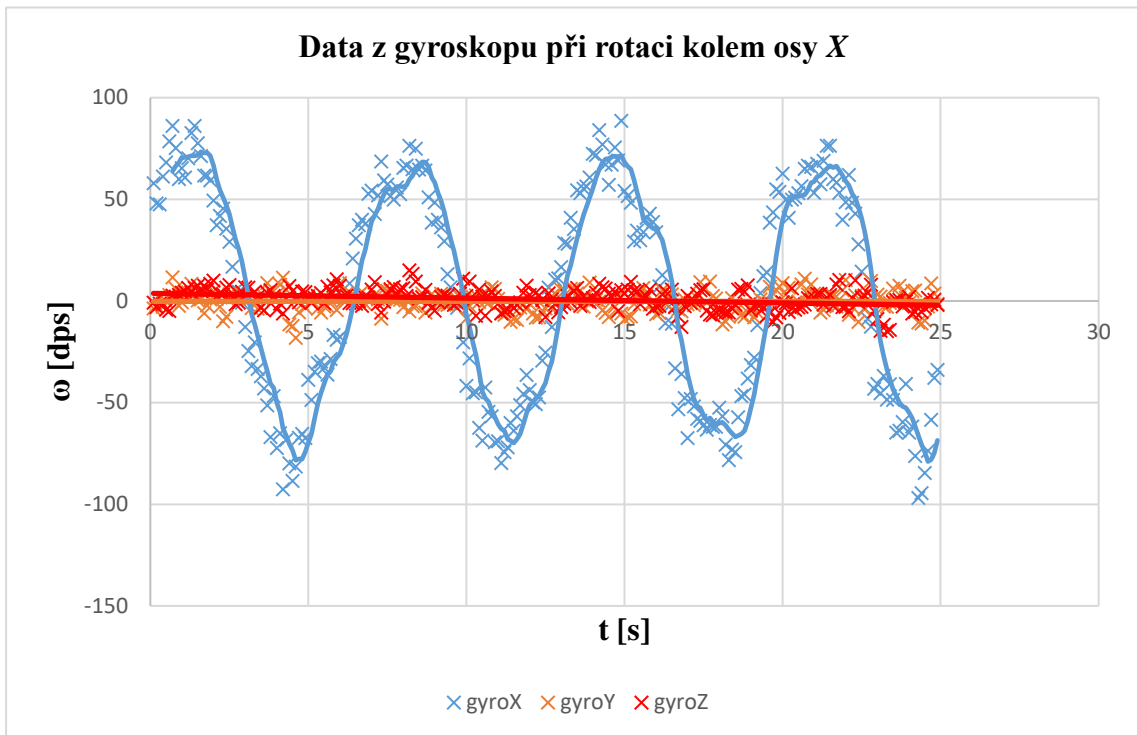


Graf 5: Úhlová rychlost při neměnné poloze, Zdroj: autor

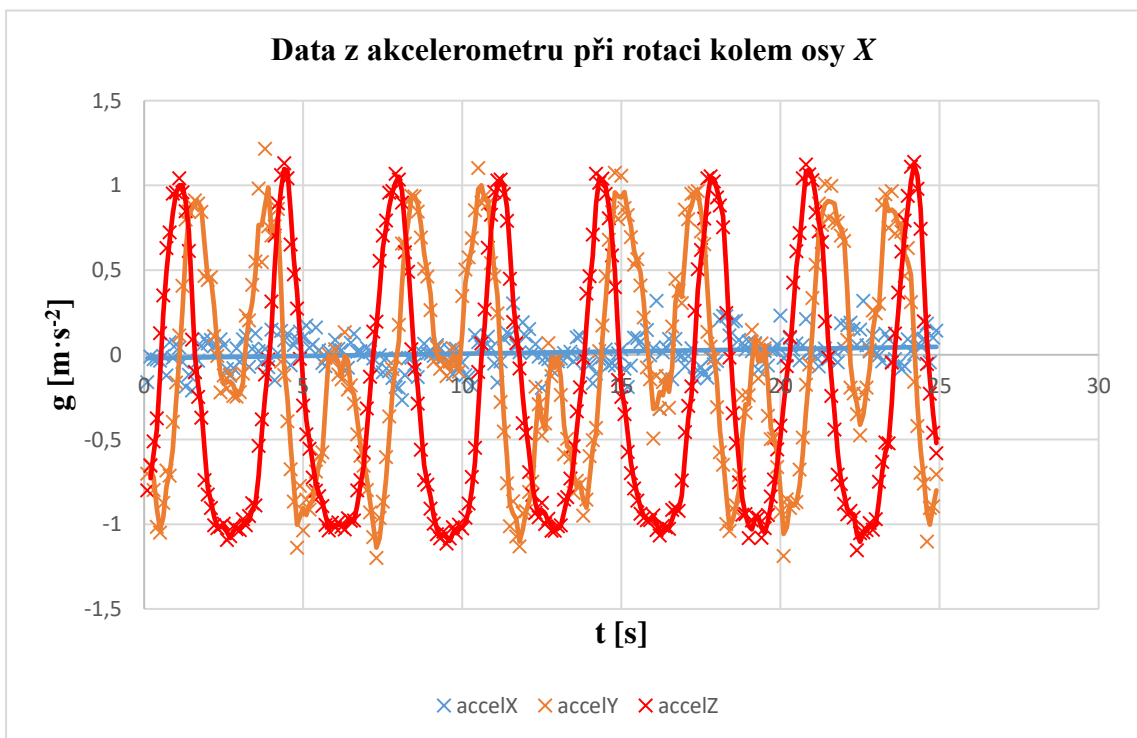
8.2.1 Rotace v ose X

Při rotaci kolem této osy dochází dle předpokladu k periodické změně úhlové rychlosti v ose X a přibližně konstantním nulovým průběhům ve zbylých dvou osách (viz Graf 6). Rotace byla prováděna rukou, proto při bližším pozorování bychom mohli v těchto osách najít lehkou periodicitu, avšak velikostně nijak významnou. Graf pro akcelerometr (viz Graf 7) zobrazuje průběh v těchto osách, což je z důvodu polohy

osy X podél země, tím pádem se do těchto os přenášelo gravitační zrychlení. Průběh bude popsán v další kapitole.



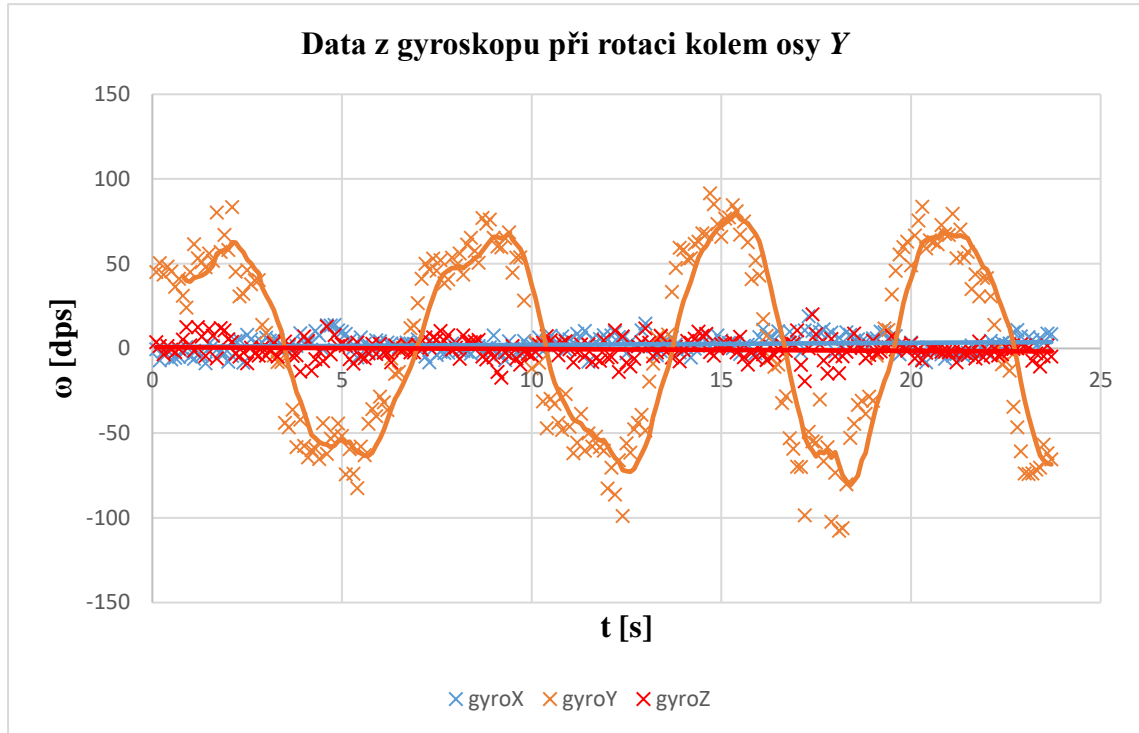
Graf 6: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor



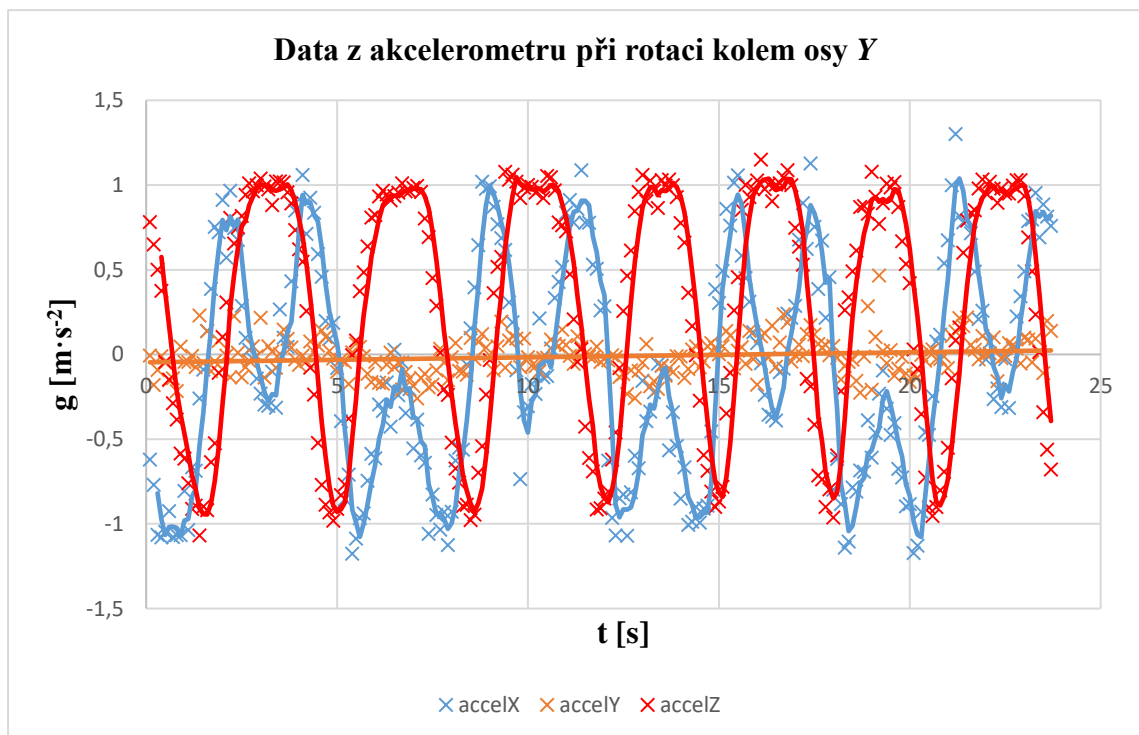
Graf 7: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor

8.2.2 Rotace v ose Y

Zde můžeme vidět to samé jako v předchozím případě. Pouze zde správně probíhá změna úhlové rychlosti v ose Y a ve zbylých dvou osách měří akcelerometr změny gravitačního zrychlení v závislosti na změně orientace díky rotaci (viz Graf 8 a 9).



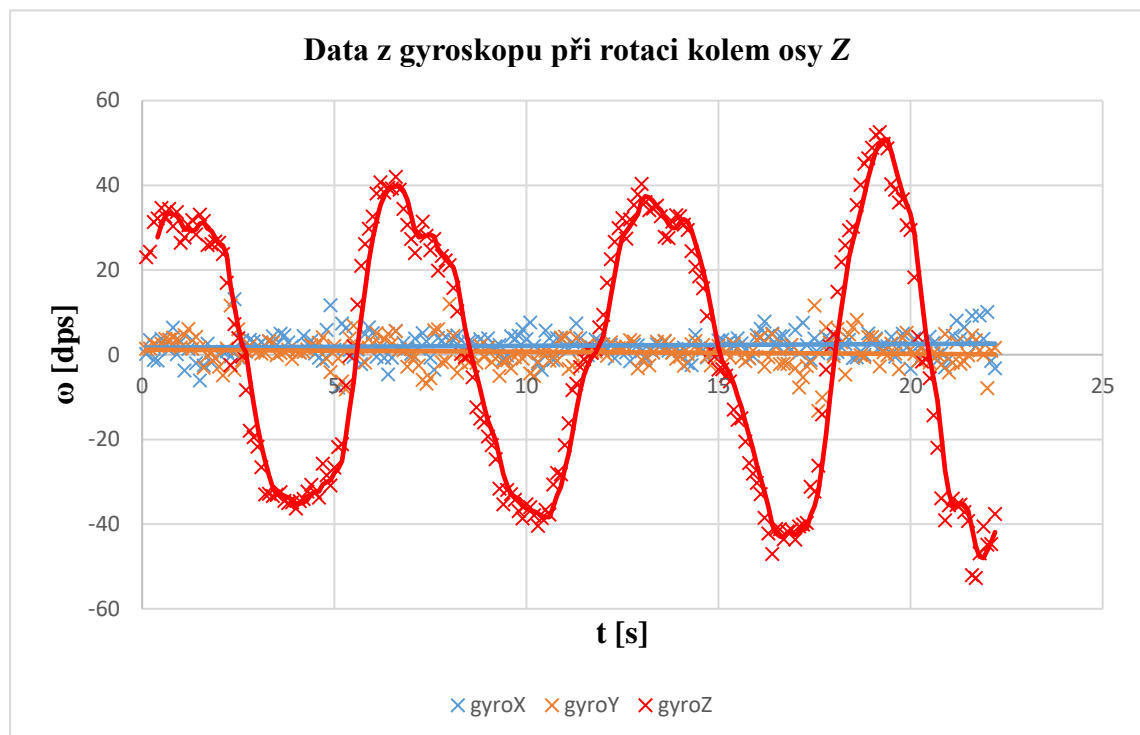
Graf 8: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy Y, Zdroj: autor



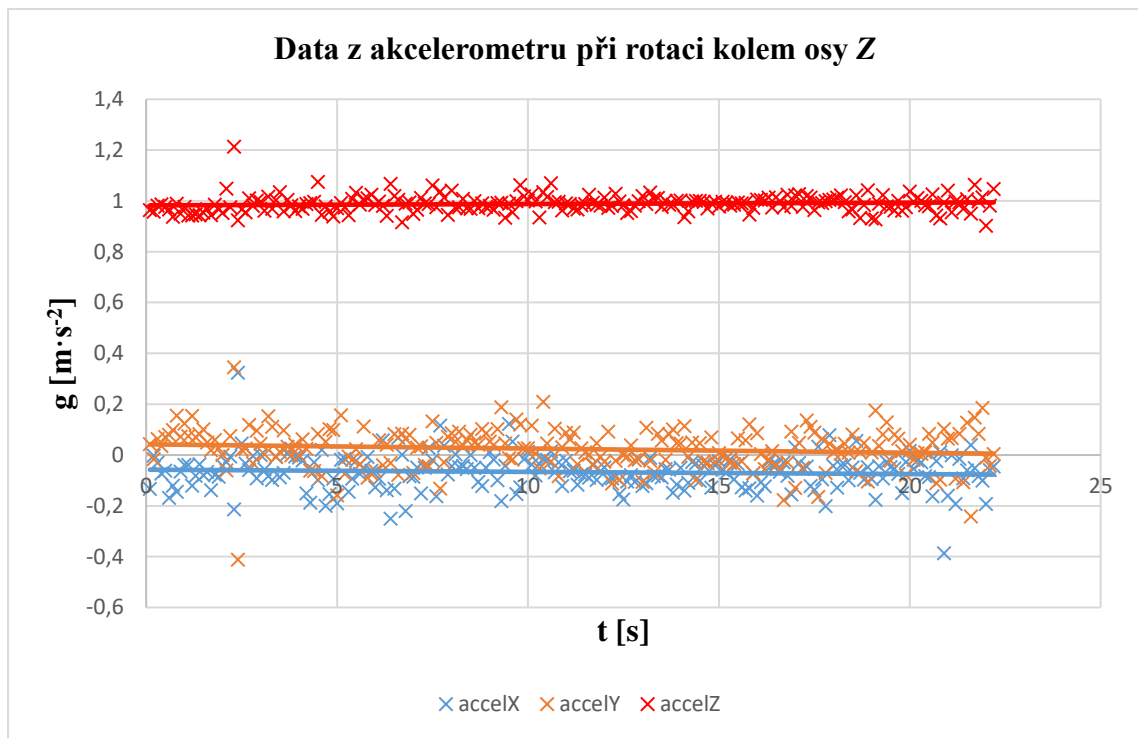
Graf 9: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy Y, Zdroj: autor

8.2.3 Rotace v ose Z

Pro průběh úhlové rychlosti nám graf (viz Graf 10) opět potvrzuje rotaci v ose Z. Změna je u průběhů zrychlení z akcelerometru (viz Graf 11). Tam vidíme, že jsou osy X a Y konstantní a nulové. To je způsobeno natočením senzoru tak, že osa Z byla kolmo k zemi a tím pádem se do zbylých os nemohlo přenášet gravitační zrychlení. To potvrzuje i zrychlení v ose Z, kde vidíme gravitační zrychlení, což nám říká, že senzor byl opravdu takto natočen.



Graf 10: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor



Graf 11: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor

8.3 Zhodnocení

V případě nepohybujících senzorů byl zjištěn pouze vliv gravitace a driftu. V případě rotujících senzorů výsledky odpovídají předem očekávaným průběhům. Můžeme konstatovat, že senzory včetně vyhodnocovacího zařízení pracují správně.

9 Ověření systému pro definovanou trajektorii

9.1 Ověření pro rotaci kolem osy X

Jako definovanou trajektorii převezmeme rotační pohyb kolem osy X, kde docházelo k přenášení gravitačního zrychlení na zbylé dvě osy. Proto je to vhodný pohyb pro ověření, jelikož zde máme jak složku úhlové rychlosti, tak zrychlení.

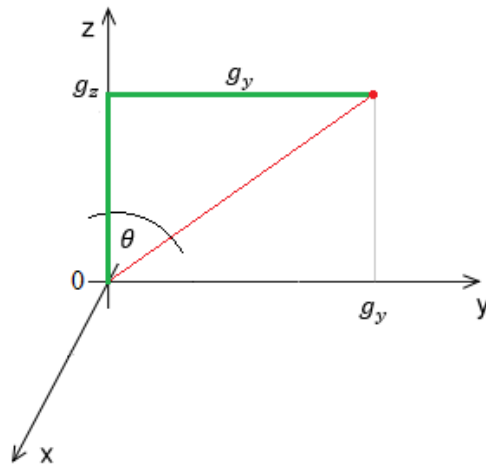
Abychom mohli použít data pro korekci komplementárním filtrem, musíme je nejdříve nějakým způsobem upravit a spočítat potřebné veličiny. Syrová data akcelerometru jsou v mikro jednotkách (μg), takže prvním krokem je zcela určitě převod. Gyroskop je potřeba také přepočítat. Musíme vzít v úvahu nastavený rozsah 245 dps, čemuž odpovídá maximální hodnota ze 16-bitového převodníku. Z trojčlenky dostaneme, že naměřenou hodnotu musíme vydělit 2^{16} a výsledek vynásobit rozsahem 245 dps.

Dále je třeba z dat určit a spočítat potřebné veličiny pro model. Do modelu posíláme úhlovou rychlost z gyroskopu a úhel z akcelerometru. V ideálním případě je úhlová rychlost detekována pouze v ose X a v ostatních je nulová. V našem případě tomu tak zcela není, jelikož byl pohyb dělán rukou. Hodnoty v ostatních osách jsou ale velmi malé, a navíc pro zjednodušení a ověření funkčnosti nám postačí uvažovat pouze úhlovou rychlost osy X.

Úhel z akcelerometru získáme pomocí funkce arkustangens z podílu hodnot zrychlení os Y a Z:

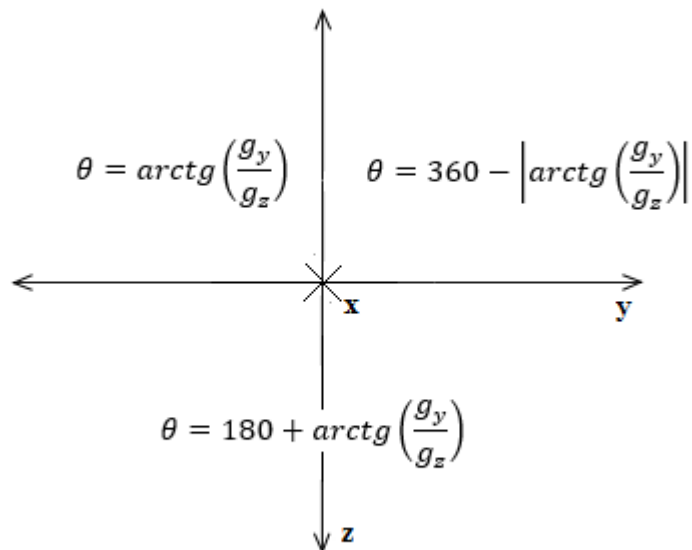
$$\theta = \arctg\left(\frac{g_y}{g_z}\right) \quad (92)$$

Odvození je znázorněno na Obrázku 33:



Obrázek 33: Grafické odvození výpočtu úhlu, Zdroj: autor

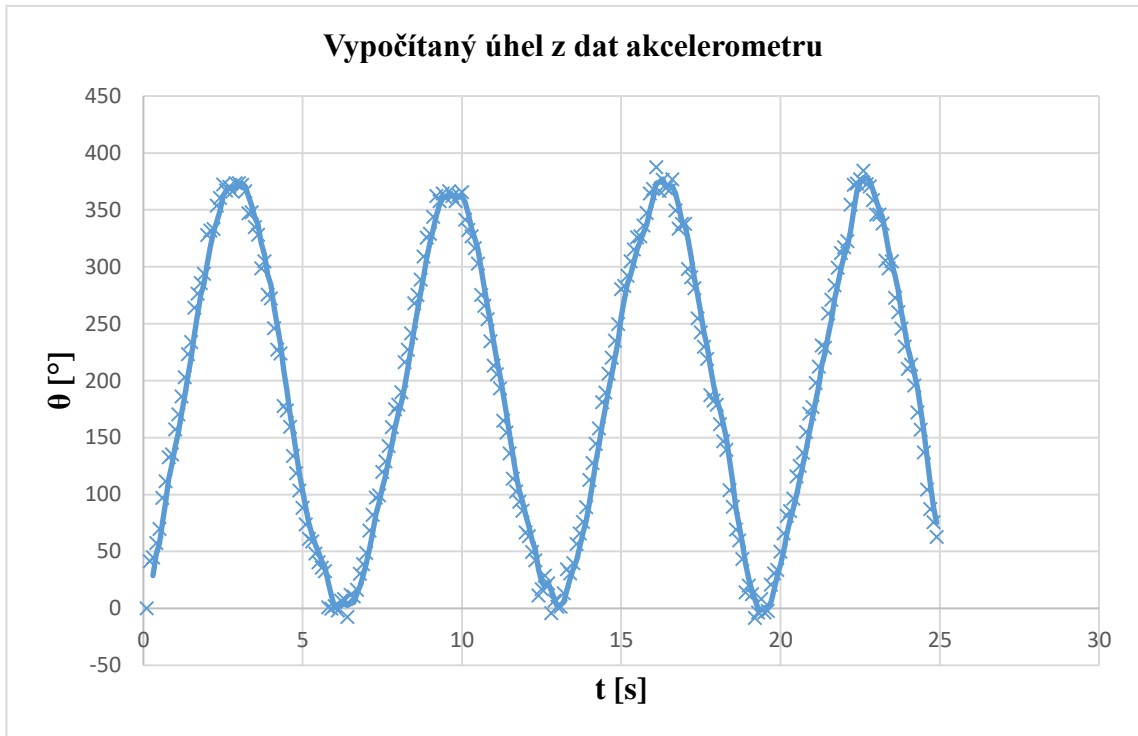
Narážíme ale na další problém, jelikož funkci arkustangens lze použít vždy v konkrétním kvadrantu, tím pádem dostáváme rozmezí vypočteného úhlu $\langle 0; 90 \rangle$ stupňů. Proto se musí udělat přepočet (viz Obrázek 34). V našem případě jsem si stanovil výchozí polohu jako nulovou a od ní dále udělal následující přepočet:



Obrázek 34: Přepočet úhlu mezi kvadranty, Zdroj: autor

Je třeba zmínit, že při měření docházelo celkem často k většímu otočení než o 360° . V tom případě se musí hodnota 360° přičíst k úhlu spočtenému v prvním kvadrantu, resp.

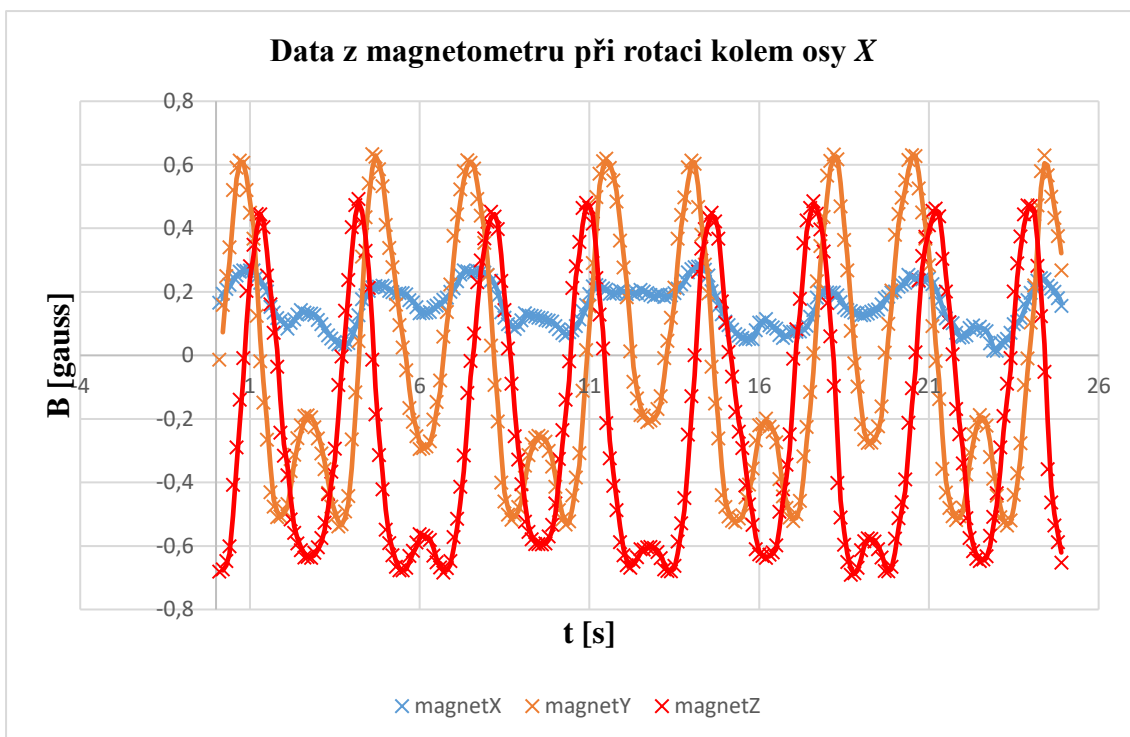
v opačném případě odečíst. Takto spočítaný úhel můžeme zobrazit v grafu (viz Graf 12). Průběhy pro úhlovou rychlost a zrychlení v jednotlivých osách jsou vykresleny již v předchozí kapitole. Pro tento přepočítání by bylo vhodné do budoucna vytvořit algoritmus.



Graf 12: Vypočítaný úhel z dat akcelerometru, Zdroj: autor

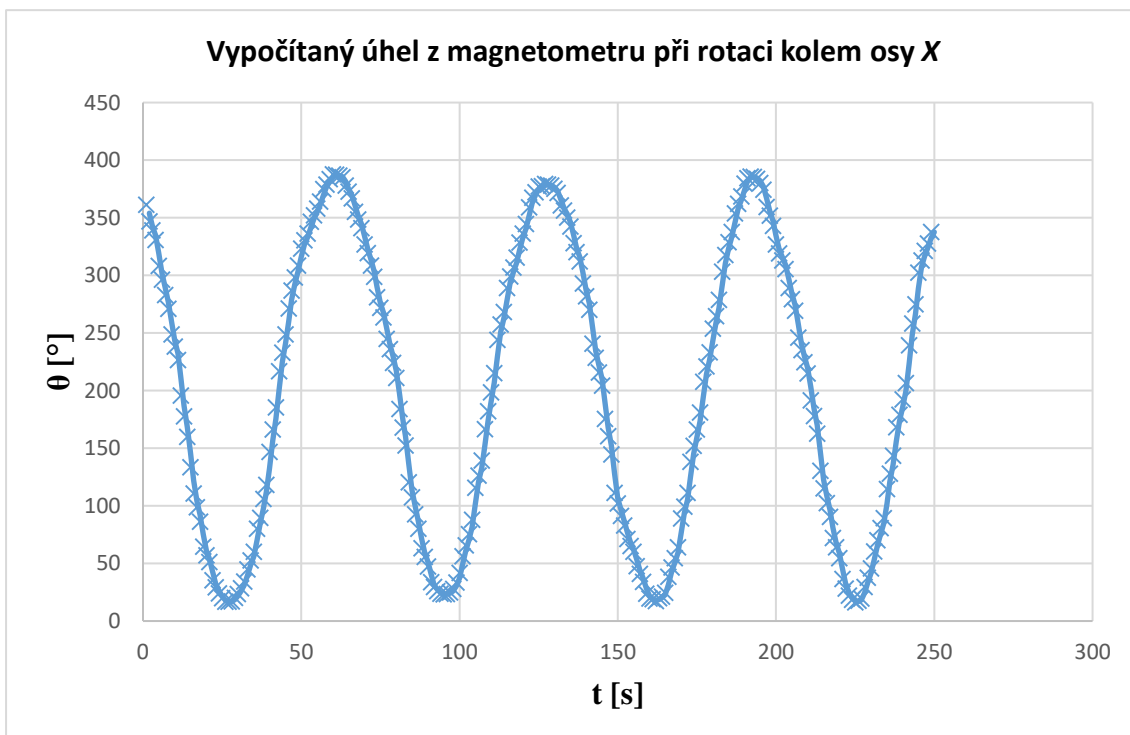
9.2 Ověření výpočtu úhlu pomocí magnetometru

Jelikož pro nás byl zatím důležitý především akcelerometr a gyroskop, provedli jsme jejich ověření a pracovali s nimi. Jak ale bude popsáno v kapitole 11, je třeba ověřit i možnost výpočtu úhlu pomocí magnetometru. K tomu nejdříve musíme zjistit, zda magnetometr měří dle předpokladů. Pro ověření jeho funkčnosti si vezmeme data z prováděné rotace kolem osy X. Na grafu (viz Graf 13) je vykreslen průběh z magnetometru, kde je vidět, jak jednotlivé osy Y a Z měří změnu magnetizace podle svého natočení při rotaci. Nedokonalým pohybem rukou došlo i k pohybu v ose X, což nám vysvětluje její malý téměř periodický průběh při rotaci tam a zpět (pohyb byl dělán téměř stejně, proto průběh působí periodicky).



Graf 13: Data z magnetometru při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor

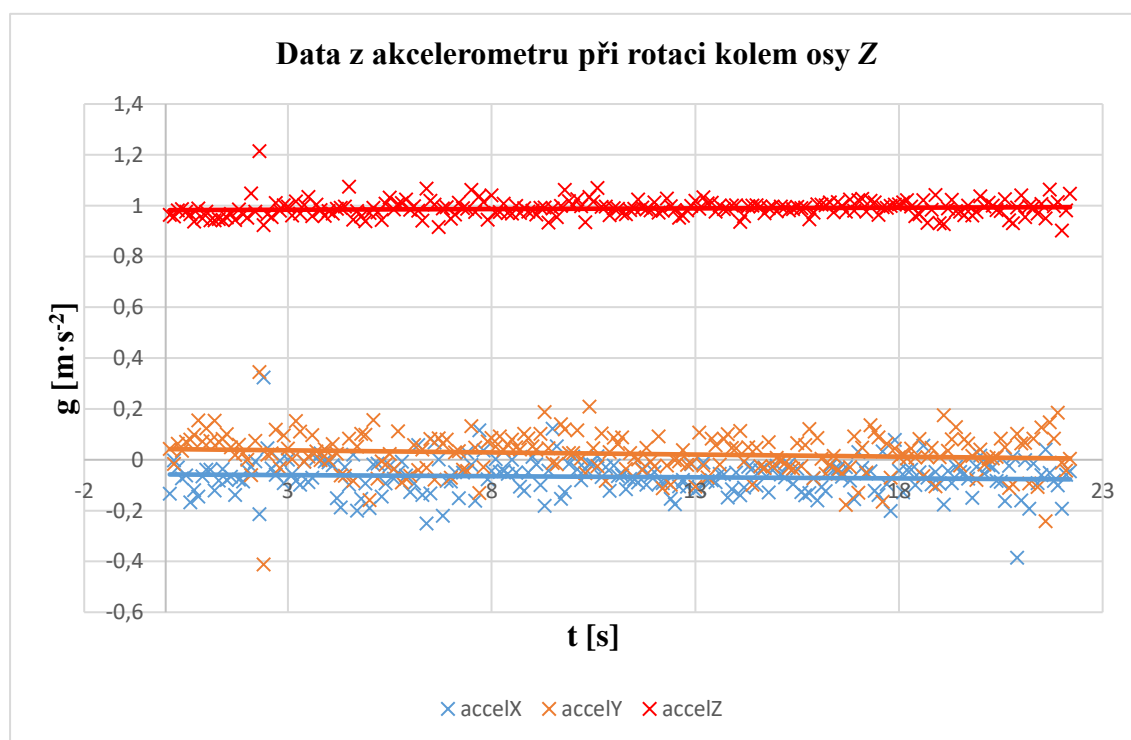
Otázkou je, zda z těchto průběhů lze vypočítat úhel natočení v případě, že nemůžeme použít data z akcelerometru. Abychom dostali správnou informaci, úhel musíme spočítat pomocí vzorců pro jednotlivé kvadranty (viz Obrázek 34), v závislosti na znaménkách jednotlivých složek os v daném bodě. Výsledný úhel je na Grafu 14.



Graf 14: Vypočítaný úhel z magnetometru při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor

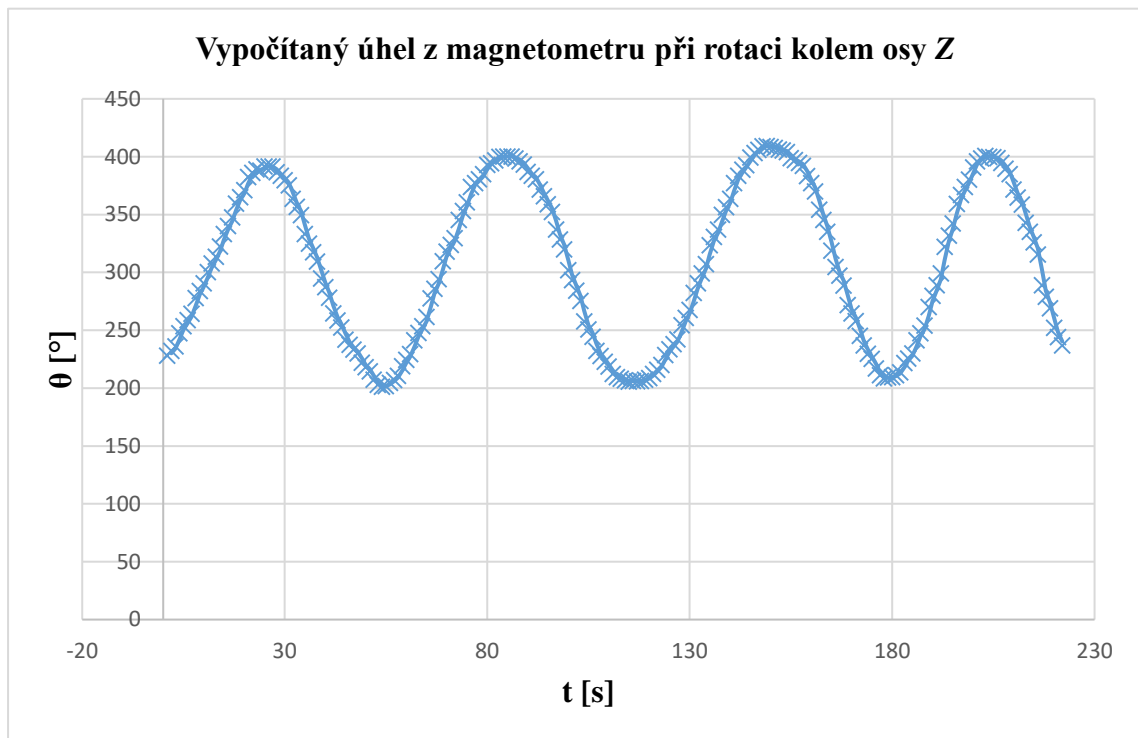
Z Grafu 14 je vidět pěkný průběh úhlu natočení, ovšem pokud to porovnáme s úhlem z akcelerometru vykresleného na Grafu 12, je vidět, že je posunutý o 90° . To je způsobeno tím, že ačkoliv osy obou senzorů jsou ve stejném směru, tak akcelerometr nabývá maximálních hodnot kolmo k zemi (gravitační zrychlení směřuje kolmo k zemi), kdežto magnetometr nabývá maximálních hodnot ve vodorovné poloze (magnetické póly Země).

Toto vyhodnocení bylo pro porovnání správnosti měření úhlů mezi akcelerometrem a magnetometrem. Nyní přejdeme k případu, kdy osa Z směřovala kolmo od země a tudíž osy X a Y byly ve vodorovné poloze vůči zemi. Díky tomu se do nich nepromítalo gravitační zrychlení, a ještě k tomu byl rotační pohyb konán s malým zrychlením. To znamená, že nemáme dostatečné údaje pro výpočet úhlu pomocí akcelerometru. Vše nám potvrzuje následující graf na Grafu 15. Ještě je třeba zmínit, že při tomto měření byly dělány pouze poloviční otáčky, což by se nám mělo projevit na výstupním grafu úhlu.



Graf 15: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor

Proto je vhodné zde využít právě magnetometru, pomocí kterého lze vypočítat stejným způsobem a stejnými vzorci úhel natočení. Musíme brát ovšem v úvahu již zmíněný posun a dle toho přizpůsobit výsledný algoritmus. Průběh úhlu získaného z magnetometru je na Grafu 16.



Graf 16: Vypočítaný úhel z magnetometru při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor

9.3 Zhodnocení

Jak již bylo zmíněno, je potřeba v dalším výzkumu navrhnout algoritmus pro výpočet úhlu a přepočet úhlu mezi kvadranty. Musíme brát ale v úvahu ještě další fakta. Pokud chceme měřit úhel *Pitch* a *Roll*, lze k tomu použít akcelerometr, ale v případě, kdy chceme měřit úhel *Yaw*, tak akcelerometr použít nejde. V tomto případě se musí úhel získat pomocí gyroskopu, kde ale musí být kompenzován drift, nebo pomocí magnetometru, kde je nutno kompenzovat vychýlení dané osy. Přesnější vysvětlení této problematiky včetně pojmů bude probráno v kapitole 11.

Po ověření funkčnosti magnetometru, které jsme provedli výše, můžeme konstatovat, že akcelerometr lze nahradit magnetometrem pro výpočet úhlu v případě, kdy nám data z akcelerometru nestačí nebo jsou nevypovídající. Výsledný úhel ale musí být správně interpretován ve výsledném algoritmu.

10 Ověření funkčnosti komplementárního filtru

V této kapitole je popsáno ověření funkčnosti komplementárního filtru. Pro ověření byla použita data přepočtena na reálné hodnoty [dps, g, T].

10.1 Rotace kolem osy X

Velice důležitou roli hraje nastavení konstanty C , kterou regulujeme šířku odfiltrovaného pásma. Při vysoké hodnotě by mohlo docházet k odfiltrování užitečných dat do takové úrovně, že bychom získávali úhel podstatně menší. V opačném případě, kdy by konstanta byla příliš malá, bychom propouštěli velkou část rušivých složek a filtr by nesplňoval svůj účel.

Vzhledem k množství dat a posuvu úhlu vůči úhlové rychlosti lze výstupní signál úhlu korigovat malým posunutím hodnot gyroskopu. Ověření komplementárních filtrů bylo provedeno pomocí programu *Název skriptu*, sestaveného v prostředí MATLAB. Výpis kódu je následující.

10.2 Skript filtru

```
s=size(data);
n=s(1);
ACC=data(:,22);
Gyro=data(:,15);
t=data(:,14);

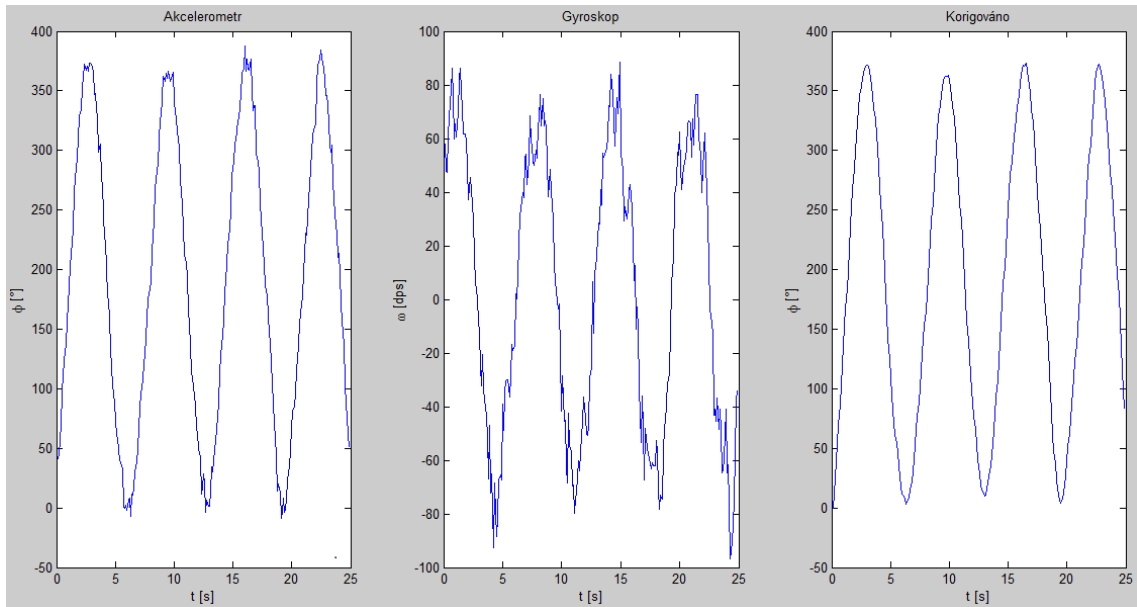
T=0.1;
C=0.8;
Angle(1)=0;
for I=4:n
    Angle(I)=C*(Angle(I-1)+Gyro(I-3)*T)+(1-C)*ACC(I);
end

subplot(1,3,1);
plot(t,ACC);
title('Akcelerometr');
xlabel('t [s]');
ylabel('\phi [°]');
subplot(1,3,2);
plot(t,Gyro);
title('Gyroskop');
xlabel('t [s]');
ylabel('\omega [\phi/s]');
```

```

subplot(1,3,3);
plot(t,Angle);
title('Korigováno');
xlabel('t [s]');
ylabel('\phi [°]');

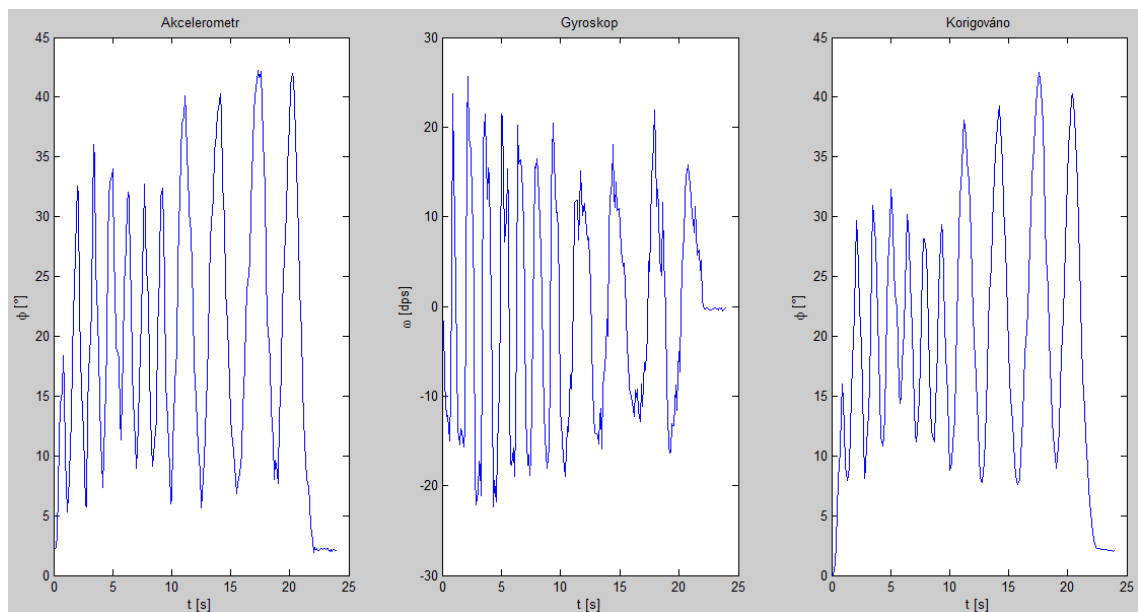
```



Graf 17: Aplikace komplementárního filtru, Zdroj: autor

10.3 Ověření návratu do výchozí polohy

Pro ověření výchozího a konečného úhlu polohy snímače bylo provedeno nové měření. Na Grafu 18 je průběh měření náklonu. Při tomto měření byl pohyb senzoru ve všech osách. Cílem měření bylo zjistit, zda po návratu do výchozí polohy bude měřicí systém udávat stejnou hodnotu náklonu.



Graf 18: Ověření výsledného úhlu, Zdroj: autor

10.4 Zhodnocení

Na Grafu 17 vidíme v prvním okně zašuměný průběh úhlu z akcelerometru, v druhém okně zašuměnou úhlovou rychlost z gyroskopu, jejíž průběh má určitý drift, který se v tomto měření příliš neprojevil a ve třetím okně výsledný průběh úhlu, ze kterého jsou odstraněny všechny tyto rušivé složky. Výstupní úhel se shoduje s předpokládaným modelem z kapitoly 6.

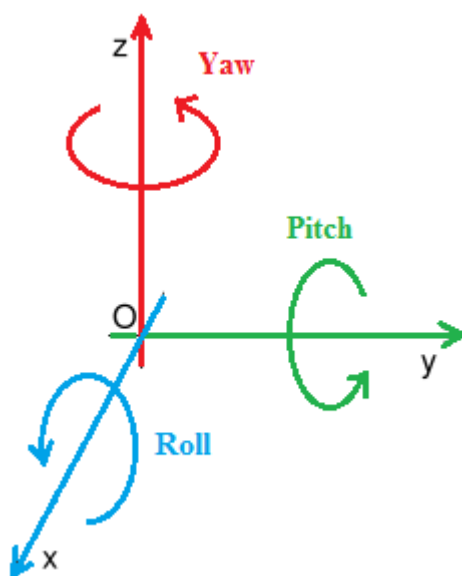
Na Grafu 18 vidíme průběh z měření náklonu senzoru, kde ale bylo opět měření prováděno lidskou rukou, tudíž nedocházelo k rotaci pouze kolem jedné osy. Pro naši potřebu ale můžeme malé hodnoty ostatních os zanedbat a soustředit se na to, zda se i tak výsledný úhel shoduje a je zkorigován. V reálném případě, kdy musíme brát v úvahu všechny hodnoty ze všech os, postupovalo by se dle kapitoly 11. V prvních dvou oknech opět vidíme průběhy senzorů a jejich rušivé složky. Ve třetím okně je odfiltrováný výsledný průběh úhlu, který se skutečně dostává do výchozího úhlu a jak je vidět, oproti výslednému úhlu z akcelerometru není zašuměný.

Z ověření tedy vyplývá, že komplementární filtr skutečně odstraňuje rušení senzorů a drift gyroskopu, a tím pádem dostáváme odfiltrovanou a přesnou informaci o výsledném úhlu natočení.

11 Vyhodnocení signálů v prostoru

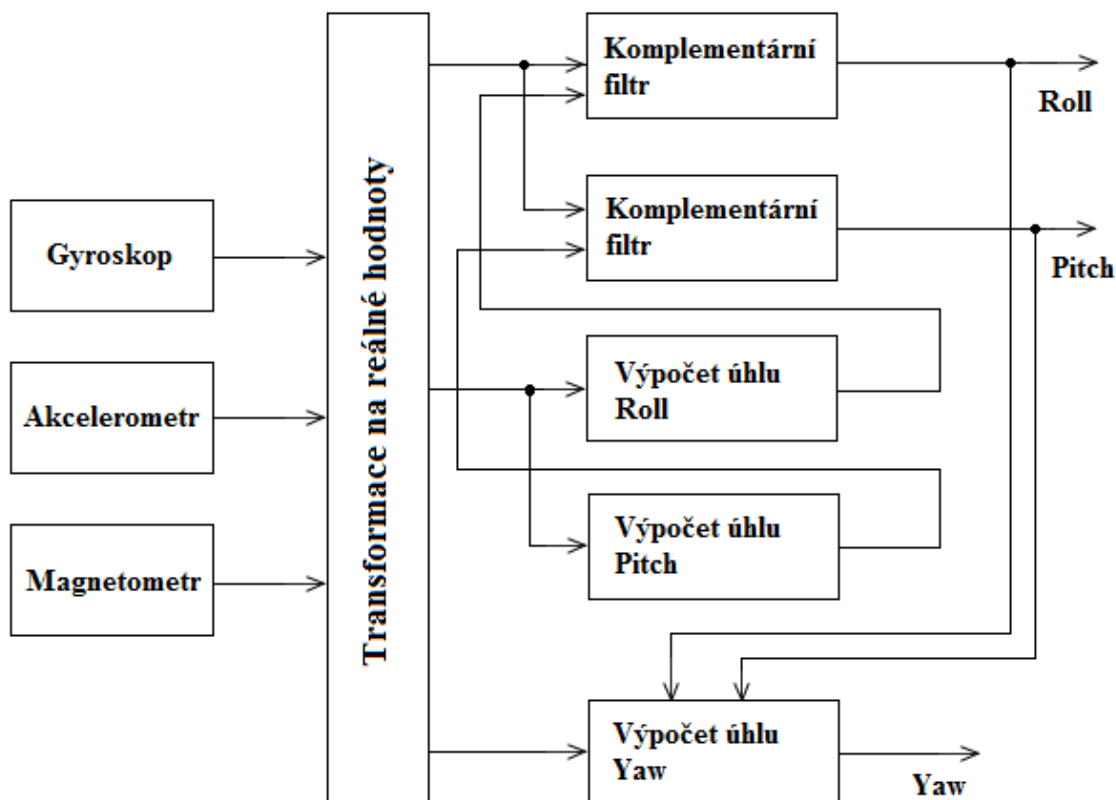
Doposud jsme vyhodnocovali průběhy, které jsme měli přesně definované, a tudíž jsme je mohli řešit ve dvojrozměrných souřadnicích. V reálném životě je ale pohyb vždy konán v prostoru, proto je potřeba upravit výpočet měřicího systému do trojrozměrných souřadnic. To se musí aplikovat i na měření, kde jedna osa směřuje kolmo k zemi a ostatní dvě jsou v rovině, což jsme viděli při ověřování funkčnosti měřicího systému při rotaci kolem osy Z. Tento výpočet je komplikovanější a již na rámec této práce, takže si pouze znázorníme princip výpočtů a charakteristické blokové schéma, ze kterého může vycházet další výzkum.

Tento návrh vychází z již zmiňovaného měření, kde potřebujeme vyhodnotit v každém okamžiku tzv. *Roll*, *Pitch* a *Yaw*. *Roll* a *Pitch* nám charakterizuje naklonění osy Z a *Yaw* úhel mezi osami X a Y (viz Obrázek 35).



Obrázek 35: Orientace objektu, Zdroj: autor

Vzhledem k malému zrychlení při rotaci a tomu, že se do zbylých os nepromítalo ani gravitační zrychlení, musíme úhel v rovině počítat pomocí magnetometru, protože potřebujeme znát všechny tři úhly. Níže je zobrazeno blokové schéma softwaru (viz Obrázek 36).



Obrázek 36: Blokové schéma algoritmu pro výpočet úhlu v prostoru, Zdroj: autor

Pro vyhodnocení všech tří úhlu a využití navržených metod kompenzace je možno navrhnout měřicí systém podle blokového zapojení uvedeného na Obrázku 36. Blokové zapojení znázorňuje algoritmus zpracování dat ze všech tří tříosých snímačů. V první řadě dostaneme hodnoty z gyroskopu a akcelerometru. Z akcelerometru jsou reálné hodnoty vedeny do dvou bloků znázorňující výpočty úhlů *Roll* a *Pitch*. Pro tento konkrétní případ jsou odvozené vzorce:

$$Roll = atan2\left(\frac{AccY}{\sqrt{AccX^2 + AccZ^2}}\right) \quad (93)$$

$$Pitch = atan2\left(\frac{AccX}{\sqrt{AccY^2 + AccZ^2}}\right) \quad (94)$$

Teprve až tyto vypočtené hodnoty musí být přivedeny do komplementárních filtrů společně s hodnotami úhlové rychlosti. Z těchto filtrů dostaneme výsledné zkorigované úhly *Roll* a *Pitch*, charakterizující vychýlení osy *Z*. Zároveň se musejí přivést do bloku, který počítá výsledný úhel otočení *Yaw* (mezi osou *X* a *Y*). Úhel *Yaw* se pomocí magnetometru v tomto případě vypočítá pomocí vztahu:

$$Yaw = atan2\left(\frac{YH}{XH}\right) \quad (95)$$

kde:

$$\begin{aligned} XH &= Acc_x \cos(Pitch) + Acc_y \sin(Pitch) \sin(Roll) \\ &+ Acc_z \sin(Pitch) \cos(Roll) \end{aligned} \quad (96)$$

$$YH = Acc_y \cos(Roll) + Acc_z \sin(Roll) \quad (97)$$

V případě, kdy je *Roll* a *Pitch* nulový, tzn. že v ose Z není zrychlení, tak bychom dostali jednoduché vztahy:

$$XH = Acc_x$$

$$YH = Acc_y$$

Což když se vloží do vzorce (95), tak dostaneme poměr, který je stejný, jako při předchozích ověřovacích výpočtech.

V reálném použití ale nemůžeme takto jednoduchý vztah použít a tento blok musí brát v úvahu právě úhly *Roll* a *Pitch*, i když jsou třeba nulové. Výše uvedené rovnice odvodíme pomocí rotačních matic pro dané osy. Postup odvození je následující:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} &= R(Y, \theta) \cdot R(X, \varphi) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi & \sin\varphi \\ 0 & -\sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \cos\varphi & -\sin\theta \cos\varphi \\ 0 & \cos\varphi & \sin\varphi \\ \sin\theta & -\cos\theta \sin\varphi & \cos\theta \sin\varphi \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (98)$$

kde θ je Pitch

φ je Roll

Pro jiné případy je potřeba znát i vztah pro rotaci kolem osy Z:

$$R(Z, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos\gamma & \sin\gamma & 0 \\ -\sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (99)$$

kde γ je Yaw

12 Návrh využití zařízení ve zdravotnictví

Jak již bylo popsáno v úvodu práce, zařízení by mělo ve zdravotnictví sloužit především pro zlepšení poskytování rehabilitační péče. Předpokládá se umístění miniaturního zařízení na určitou část těla, případně i systém několika těchto zařízení a následně detekovat prováděný pohyb, ať už při diagnostice nebo při terapii. Může ale najít uplatnění i v dalších oborech, které mohou i nemusejí souviset se zdravotnictvím, jako je například robotika. Tato kapitola má tedy za úkol nastínit alespoň obecné možnosti využití, které mohou sloužit jako podklad pro další hlubší výzkumy.

Pod pojmem rehabilitace si můžeme představit určité úsilí na zlepšení zdravotního stavu osob se zdravotním postižením, u kterých došlo v důsledku onemocnění, úrazu nebo vrozené vady k omezení především pohybové aktivity. [36] Pohyb je pro člověka velmi důležitá vlastnost, která se podílí na řadě věcí, jako je kromě přemísťování například formování tvaru a funkce těla, udržování stálosti vnitřního prostředí, stimulace orgánů atd. [37]

Pro lepší pochopení dalších kapitol je vhodné si nastínit, z čeho se celý pohybový systém skládá a tím pádem kde všude může dojít k různým poškozením, které mají následně vliv na pohyb. Pohybový systém můžeme rozdělit do následujících částí:

- *Podpůrný systém* – skládá se ze skeletu, kloubů a vazů, které při pohybu vlivem dalších částí mění postavení svých jednotlivých segmentů
- *Výkonový systém* – je složen ze svalů, kde dochází k přeměně chemické energie na energii mechanickou, která buď udržuje nebo uvádí do pohybu jednotlivé segmenty
- *Řídící systém* – je to nervový aparát, který tvoří a řídí jednotlivé pohyby
- *Zásobovací systém* – slouží k zásobování všech systémů potřebnými látkami pomocí cév

První dva systémy ovšem neslouží pouze k samotnému pohybu, ale také se podílejí na řízení pohybu, jelikož obsahují receptory, které podávají řídicímu systému řadu potřebných informací o pohybu. [35]

Ještě je pro úvod potřeba se zmínit o inervaci svalů. Máme motorická nervová vlákna, která vedou vzruchy z CNS (centrální nervová soustava) do svalů, a která jsou zakončená ve svalových vláknech pomocí nervosvalové ploténky. Dále jsou senzitivní nervová vlákna, která vedou informace ze svalových větének do CNS. Jako poslední máme

vegetativní nervová vlákna, která inervují hladkou svalovinu ve stěně krevních cév. Pro nás budou hlavní především první dva druhy, které inervují kosterní svalstvo. [46]

12.1 Hodnocení motoriky

Motorika je sama o sobě velice široký pojem, který zahrnuje celý pohybový projev člověka. Jak již bylo řečeno, skládá se z kosterního svalstva, které je ovládáno pomocí mozkových a míšních nervů, vycházejících z mozku a míchy. Pro pochopení podstaty vzniku a funkce pohybu je potřeba znát podrobně anatomii a fyziologii člověka, což jsou velice rozsáhlé kapitoly, které jsou nad rámec této práce, a proto se jimi nebudeme více zabývat. Uvedeme si pouze některé typy vad či onemocnění, případně oblastí, u kterých by se mohlo při rehabilitaci využít zařízení, jímž se tato práce zabývá.

Obecně by se zařízení mohlo velice dobře využít pro diagnostiku i terapii motoriky, protože se hodnotí právě trajektorie a dynamika pohybu, což je podstata navrženého zařízení. Je spousta metod, druhů, cviků apod., pomocí kterých se hodnotí motorika, proto uvedeme pouze příklady a návrhy, kde by se zařízení dalo využít. Motorika se rozděluje na jemnou a hrubou motoriku. Při hrubé motorice se zkoumá nesoulad mezi zátěží podpůrného aparátu a opornou hybností. Tento nesoulad vede např. k selhání pohybového záměru (funkční porucha motoriky). Pro diagnostiku i terapii porušené hrubé motoriky jsou základní fenomény postup vzpřímení z polohy vleže, typ sezení a stání, s čímž pak souvisí i jednotlivé fáze chůze a poruchy rovnováhy. Pro jemnou motoriku je důležitá diagnostika změn rychlosti pohybu, rychlost změny síly a přesnost pohybů. To je opět charakterizováno trajektorií a dynamikou pohybu. Celkově při hodnocení motoriky můžeme dále hodnotit krácení kroků, nepravidelnosti v krokovém rytmu, výchylky chůze, nebo se hodnotí sklon k ohybu, rozsah pohybového spektra, vytrvalost, koordinace pohybu, různé spontánní fenomény jako fascikulace, myokymie, dyskinezie atd. [35]

Vyšetřuje se také pasivní pohyblivost, kdy vzniká změna polohy zevní silou, což nám poskytuje informace o mobilitě. Hodnotí se vůle v kloubu, rozsah pohybu a rezistence. Pro spolehlivé určení různých omezujících faktorů při vyšetření pasivního pohybu je třeba dbát na úhlovou rychlost pohybu. Vzhledem k úhlové rychlosti se hodnotí reflexní reaktivita. Úhlová rychlost se také porovnává, stejně jako při hodnocení svalové síly. Pohyby jsou nejčastěji rotačního charakteru a hodnotí se strategie pohybu (pohybový záměr), taktika pohybu (jak se pohyb udělá), metrika pohybu (míra přesnosti) a

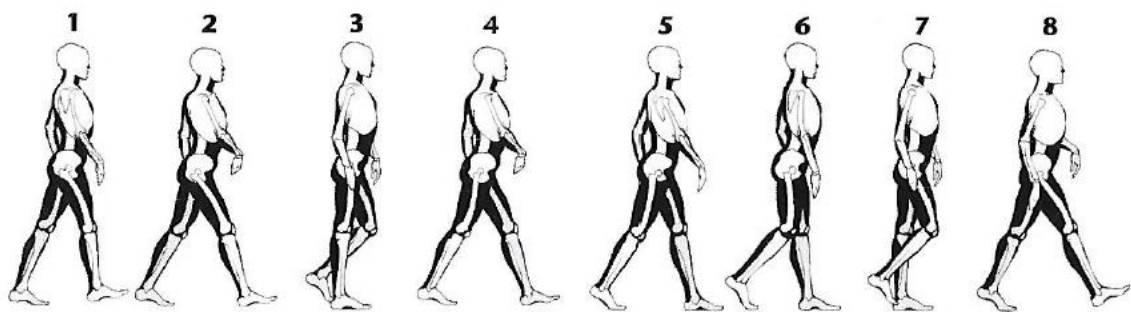
dynamické udržování stability a pohybu. Přesně tyto údaje nám zařízení poskytne, a to daleko přesněji, než dokáže rehabilitační pracovník pouze odhadnout. Dokonce má každý kloub, případně část těla, která dokáže udělat rotaci, definovaný úhlový rozsah, ve kterém by se pohyb měl nacházet. [35]

Dále by se mohla detekovat motorika dýchání. Analýza pohybů dýchání je důležitá pro kineziologickou analýzu. Dýchací pohyby mají vliv na páteř a hrudník. Zároveň by se mohl sledovat respirační pohybový cyklus, tzn. nejen pohyby hrudníku, ale třeba dobu trvání pauz např. mezi výdechem a nádechem. Také existují různé dechové cviky, kde dochází k rychlým a pomalým vdechům či výdechům, nebo dýchání proti odporu. Zde by bylo možné detekovat funkčnost dechového svalstva, nebo vyhodnocovat progres. [35, 33]

12.1.1 Detekce chůze

Vzhledem k tomu, že chůze je komplexní pohybová funkce, objevují se v ní různé poruchy pohybového aparátu v závislosti na typu postižení. Může se jednat například o svalový výpadek, omezení hybnosti, mechanickou dysplazii atd. Předpokladem pro vyšetření chůze je znalost krokových fází a kineziologie pohybů jednotlivých segmentů těla v daných fázích. Jednotlivé fáze jsou znázorněny na Obrázku 37. [36]

U klasického vyšetření chůze se vyhodnocuje způsob došlapu, odvíjení nohy, dynamika nožní klenby, symetrie, délka a šířka kroku. Na konci stojné fáze, tzv. předšvihové fáze, se hodnotí dopínání kolena do extenze a úhlu extenze v kyčelním kloubu. [36]



Obrázek 37: Jednotlivé chůze pravé dolní končetiny, Zdroj: [36]

Popisek:

1 – počáteční kontakt, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze, 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihů

Dále se provádí vyšetřování při modifikované chůzi, při které se objasňují určité poruchy, které nemusejí být z normální chůze patrné. Mohou to být například chůze po čáře, po měkkém povrchu, pozpátku apod. [36]

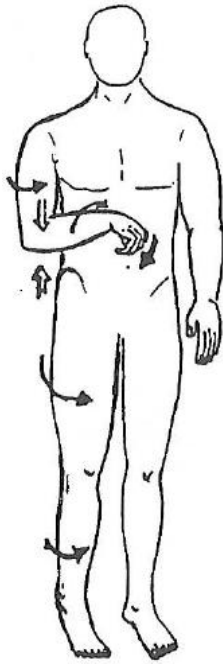
Máme také různé typy chůze v závislosti na typu postižení. Například spastická chůze je vázána na sestupná nervová vlákna působící tlumivě na svalový tonus. To se projevuje došlapem na špičku a neschopností došlapu na celé chodidlo. Ataktická chůze vzniká při postižení zadních míšních provazců nebo mozečku, čímž je porušena koordinace. Parkinsonská chůze vzniká narušením integračních systémů pohybových automatismů a je charakteristická krátkými, šouravými a pomalými kroky. Typů těchto specifických chůzí je velké množství. [36]

Zařízení by se v tomto případě dalo využít pro diagnostiku začínajících těžkých onemocnění, které jsou uvedeny výše, nebo i pro populační onemocnění. Mohlo by se využít také pro terapii, nebo zjišťování progresu, ať už v kladném nebo záporném smyslu. Chůze v jednotlivých fázích má určité parametry polohy chodidla a dynamiky, kterou spolehlivě a s velkou přesností dokáže zařízení změřit, a to i v případě, kdy je změna natolik malá, že by jí rehabilitační pracovník nemusel zaregistrovat.

12.1.2 Rehabilitace po CMP

CMP neboli cévní mozková příhoda vzniká přerušением dodávky krve do mozku. K tomu může dojít, jestliže se céva ucpe v podobně trombózy, či embolie, nebo praskne. Tím mozkové buňky ztrácí přívod kyslíku a živin, což způsobí buď přechodnou disfunkci nebo buněčnou smrt. [32]

Důsledky CMP jsou v podobě ztráty normálních kontrolovaných pohybů, v závislosti na postižené straně mozku (porucha opačné strany těla), obtíže při polykání, inkontinence, sensorický problémů, problémů s chápáním atd. Průběh zotavování je rozdělen do několika fází, přičemž jedna z nich zahrnuje tzv. spastický vzorec (viz Obrázek 38), způsobený zvýšeným svalovým tonem. Rameno je taženo směrem dozadu a dolů, paže je otočena dovnitř, loket je ohnutý, ruka je v pěst s dlaní směřovanou dolů, dále je pánve tažena dozadu a noha je otočena dovnitř, kyčel koleno a kotník jsou narovnány, a zároveň s tím je chodidlo ztuhlé, směřující také dolů a natočené dovnitř. [32]



Obrázek 38: *Spastický vzorec, Zdroj: [32]*

Zde by mělo zařízení také velké využití, především při snímání dynamiky pohybů. Pacienti totiž nejsou schopni dělat rychlý pohyb, případně udělat stejný rychlý pohyb dvakrát za sebou a do stejného místa. Zařízení by dokázalo přesně detekovat odchylky ve všech těchto pohybech. Lze udělat i software, který by hlídal polohu pacienta, např. Při spánku nebo při obyčejném ležení na posteli, protože pacienti mají sklon umisťovat končetiny do spastické polohy, čímž by se posiloval spastický vzorec. Dále by zařízení našlo využití přímo v rehabilitaci jednotlivých částí (svalů) končetin, pomocí něž by se hodnotily prováděné cviky, přičemž by byl vidět i sebemenší progres. Znázornění tohoto progresu by mohlo sloužit i pro pacienta, jelikož je většinou tak malý, že jej vidí pouze rehabilitační pracovník a pacient nikoliv, což by mělo výrazný pozitivní dopad na pacientovu psychiku. Určitě neposlední možností by byla detekce samostatného, třeba i domácího cvičení, kdy by se mohl měřit opět progres a účinnosti cviků, ale také pečlivost prováděných cviků, tzn. i jejich zpětnou kontrolu.

12.1.3 Sportovní medicína, kloubní náhrady a další

Využití by se našlo určitě i ve sportovní medicíně, při nácviku nebo zkoumání a vylepšování určitých technik v daném sportu. Například ve vodotěsné verzi by se zařízení mohlo využívat k detekci technik plavání, včetně synchronizace obou polovin těla. V podobném smyslu by se zařízení mohlo použít i na další sporty, jako je například tenis, squash, bruslení, hody a vrhy atd. Důležitou oblastí ve sportu je také detekce únavy a přetížení, jelikož to má velký vliv na svalový tonus a tím následně i na pohyb. Možná by se podařilo sestrojít něco jako únavová křivka, která by charakterizovala sportovce.

Pro kloubní náhrady by se zařízení využilo obdobně jako pro jiné rehabilitační problémy. Sledovaly by se prováděné cviky a jejich progres. Opět by mohla být prováděna kontrola cvičení a zároveň by software mohl ukazovat, do jaké polohy (úhlu) by měl člověk cvik cvičit, nebo jaký je cíl.

Neposlední využití by se našlo například při rehabilitaci nebo detekci roztroušené sklerózy, což je postižení CNS demyelinizačního charakteru. Poruchy hybnosti se projevují jako centrální spastické parézy, mozečkové příznaky aj. [36]

Další možnosti by mohly být v prostých rehabilitačních cvicích na zpevnění zádového svalstva apod., nebo v ergometrii. V rehabilitaci po amputaci končetin by také zařízení našlo své místo. Je celá řada možností, jak by se zařízení dalo využít, ale vše musí být ještě ověřeno a správně navrženo.

12.1.4 Zefektivnění práce rehabilitačních pracovníků

Jak již bylo řečeno v úvodu práce, počet rehabilitačních lékařů a fyzioterapeutů není úměrný poptávce pacientů. Zařízení by tedy mohlo rehabilitačním pracovníkům výrazně usnadnit práci a ušetřit čas. Pacient, se kterým rehabilitační pracovník cvičí, by byl snímán a kontrolován na místě, a tak by mohl rehabilitační pracovník rovnou vidět účinnost a náročnost cviků pro konkrétního pacienta v podobě čísel nebo grafického znázornění, a následně tak cviky měnit nebo upravovat. Zároveň by mohl takto zvládat i několik pacientů najednou, za předpokladu, že software by byl navržený na určitou automatickou kontrolu dle zadaných parametrů. Ke kontrole by mohlo docházet i při domácím cvičení, a to buď online (rehabilitační pracovník by se mohl kdykoliv podívat na průběh rehabilitace daného pacienta) nebo zpětně při kontrole. Tím by se

mohlo předcházet několika měsíčnímu špatném a tím pádem bezvýslednému cvičení. Také by zařízení mohlo doma sloužit jako hlídací zařízení, zda pacient skutečně cvičí.

12.2 Technika

Zde by zařízení našlo uplatnění především v mobilní robotice, a to jak v obyčejném průmyslu, tak i ve specializovaném provedení pro zdravotnictví. Prozatím je u mobilních robotů využíváno několika způsobů určení polohy robota, jako je například měření vzdáleností vůči orientačním bodům (triangulace), měření otáčení kol a směru pohybu, sledování vodící čáry apod. Pro tyto měření se využívají i různé typy senzorů, jako jsou například ultrazvukové a inkrementální snímače. Také se využívá inerciální navigace, která je založena právě na akcelerometrech, gyroskopech a magnetometrech. Ovšem u těchto systémů dochází k malým nepřesnostem, které se sčítají a po určité době se zcela vychýlíme od skutečné polohy robota. Tomu by právě měli u inerciální navigace zabránit komplementární filtry.

Ve zdravotnictví už existuje řada robotických oblastí, které by tento systém využily, jako je například právě rehabilitační robotika, asistenční robotika, mobilní robotika, autonomní systémy, manipulační robotika a další.

13 Závěr

Prvním cílem diplomové práce byl výběr vhodných snímačů pro návrh měřicího zařízení umožňujícího monitorovat pohybové funkce pacienta při rehabilitaci. Byly nalezeny snímače a další komponenty, které umožňují realizovat zařízení miniaturní, aby bylo možno celé měřicí zařízení umístit např. do náramku. Na to navazuje další cíl práce v podobě sestrojení zařízení pro detekci trajektorie pohybu a dynamiky. Vzhledem k tomu, že se jedná o prototyp, který momentálně bude sloužit i pro jiné výzkumy, je zařízení velkých rozměrů. Pro použití v rehabilitační péči, mobilní robotice a dalších oborech, bude potřeba celé zařízení miniaturizovat a zachovat pouze nejdůležitější části měřicího systému (např. vynechání displeje). Zároveň díky rychle se vyvíjejícím technologiím budou použité senzory při dalším sestrojení zařízení zastaralé, a tak bude třeba opět prohledat trh a vybrat nejvhodnější verze senzorů.

Dalším cílem bylo analyzovat chyby jednotlivých snímačů a navrhnout způsob potlačení těchto chyb. Konkrétně se jedná o drift gyroskopu, který je charakterizován nízkými frekvencemi a který se projevuje jako odchylka od nuly v případě, že je senzor v klidu. Pro získání úhlu natočení se musí průběh integrovat, přičemž nám tento drift způsobí neustálý nárůst hodnoty a tím se budeme vzdalovat od hodnoty skutečné. Druhou chybou jsou u akcelerometru vibrace charakterizované vysokými frekvencemi, které ruší signál a tím ho zkreslují. Pro odstranění těchto chyb byly v práci navrženy a použity komplementární filtry.

Abychom ale mohli navržené filtry odzkoušet, musí se nejdříve správně interpretovat získaná data z jednotlivých senzorů při měření. V práci jsou odvozeny vzorce pro výpočet úhlu natočení a přepočty tohoto úhlu mezi jednotlivými kvadranty. Jak již bylo uvedeno v textu, pro výpočty a přepočty výsledných úhlů natočení bude v dalším výzkumu potřeba navrhnout algoritmus. Při ověření komplementárních filtrů jsme došli k závěru, že skutečně dle předpokladů odstraňují chyby měřících senzorů a výstupem z nich je vyhlazený a přesný průběh úhlu natočení.

Dalším již zmíněným cílem byl návrh měřicího zařízení. Pro ověření správné funkce vytypovaných snímačů bylo navrženo měřicí zařízení, které nebylo miniaturní, ale umožnilo ověřit navržené metody potlačení chyb jednotlivých snímačů. Veškerá měření probíhala podle přesně definované trajektorie, a to tak, abychom mohli pro prvotní odzkoušení komplementárních filtrů pracovat s daty pouze ve dvojrozměrných

souřadnicích. Cílem práce bylo ověřit funkčnost zařízení a filtrů, proto jsme se již nezabývaly obecnými pohyby v prostoru. V práci je ale navrženo a popsáno blokové schéma algoritmu pro zpracování dat v prostoru. Vytvoření takového algoritmu je komplikované a podněcuje k dalším výzkumům.

Při tvorbě blokového schéma algoritmu jsme došli k závěru, že by bylo třeba v určitých situacích využít i magnetometru pro výpočet úhlu. Udělali jsme proto ověření a došli jsme k závěru, že lze magnetometrem získat úhel natočení v případě, že tuto informace nejsme z akcelerometru schopni získat. Úhel z magnetometru ale musí algoritmus správně interpretovat, vzhledem k posunutí průběhu.

Posledním bodem práce bylo nastínit, jak a kde by se mohlo navržené měřicí zařízení ve zdravotnictví využívat. Jednoznačný přínos bude určitě v rehabilitaci. V závislosti na modifikaci zařízení, a především vytvoření různých verzí uživatelských softwarů (aplikací), by zařízení mohlo výrazně pomáhat v rehabilitaci při diagnostice i terapii. S tím souvisí i větší efektivita rehabilitace pacienta a úspora času rehabilitačních pracovníků, čímž by se mohl vyřešit alespoň částečně jejich nedostatek. Podrobnější výpis přínosů nejen ve zdravotnictví, ale i v jiných oborech, např. mobilní robotiky, je uveden v práci. Využití zařízení především ve zdravotnictví by mělo být předmětem dalších výzkumů, ve kterých by se přesně definovalo a ověřilo maximální využití a přínos detekce trajektorie pohybu a dynamiky pomocí tohoto zařízení.

Seznam použité literatury

- [1] ĎAĎO, Stanislav a Marcel KREIDL. *Senzory a měřicí obvody*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01500-9.
- [2] VEIT, Jan. *Integrální transformace: vysokošk. příručka pro vys. školy techn. směru*. Praha: SNTL, 1979. Řada teoretické literatury.
- [3] ŠVARC, Ivan. *Automatizace: automatické řízení*. Vyd. 2., dopl. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2005. ISBN 80-214-2943-7.
- [4] BEEBY, Stephen. *MEMS mechanical sensors*. Boston: Artech House, c2004. Microelectromechanical systems series. ISBN 1-58053-536-4.
- [5] APETAUR, Milan, Tomáš HRALA a Tomáš VYSLOUŽIL. *Mechanika tuhých těles. Základy teorie mechanismů*. Ústí nad Labem: Univerzita J.E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011. ISBN 978-80-7414-334-2.
- [6] HUSÁK, Miroslav. *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. Praha: Academia, 2008. ISBN 978-80-200-1478-8.
- [7] KREIDL, Marcel a Radislav ŠMÍD. *Technická diagnostika: senzory - metody - analýza signálu*. Praha: BEN - technická literatura, 2006. ISBN 80-7300-158-6.
- [8] KEMPE, Volker. *Inertial MEMS: principles and practice*. New York: Cambridge University Press, 2011. ISBN 0521766583.
- [9] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 3rd ed. New York: Springer, c2004. ISBN 0-387-00750-4.
- [10] EDITOR-IN-CHIEF, John G. Webster. *Measurement, instrumentation, and sensors handbook CRCnetBASE, 1999*. Boca Raton, Fla.: Chapman & Hall/CRCnetBASE, 1999. ISBN 084932145X.

- [11] VACEK, Vladimír. *Přehled senzorů pro měření vibrací* [online]. Plzeň, 2012 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/handle/11025/4741/Vacek_BP_E09B0203P.pdf?sequence=1. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Zuzana Kabešová.
- [12] ŠTĚPÁNEK, Jan. *Identifikace systému, sensorika a implementace řídicího algoritmu pro nestabilní balancující vozidlo* [online]. Brno, 2011 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=42287. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Robert Grepl.
- [13] STRAŠIFTÁK, Andrej. *Aplikácia inerciálneho systému pre riadenie robota* [online]. Trnava, 2011 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
http://is.stuba.sk/lide/clovek.pl?zalozka=13;id=320;studium=75036;zp=24037;download_prace=1. Diplomová práce. Slovenská technická univerzita v Bratislave. Vedoucí práce Pavol Božek.
- [14] HELMA, Václav. *Inteligentní zpracování dat z inerciálních senzorů pro odhad orientace ponorného zařízení* [online]. Plzeň, 2015 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/handle/11025/17912/bakalarska_prace.pdf?sequence=1. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Martin Gouběj.
- [15] HÝVNAROVÁ, Irena. *Inklinometry a gyroskopy* [online]. Brno, 2008 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
<https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/3779/Diplomova.prace.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Zdeněk Havránek.

- [16] MYNAŘÍK, Ondřej. *Využití mobilních zařízení ve zpětnovazební lékařské rehabilitaci* [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=10150
8. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Adam Chromý.
- [17] *Automa: časopis pro automatizační techniku* [online]. Praha: FCC Public, 2010, **2010**(1) [cit. 2016-10-02]. Dostupné z:
<http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/40375.pdf>
- [18] HUSÁK, Miroslav. 8. *Akcelerometry* [online]. Praha, 2009 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: <http://readgur.com/doc/172537/08-akcelerometry.pdf>. Podklady k přednášce. ČVUT Praha.
- [19] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 1. díl - Piezoelektrické. In: *Automatizace.hw.cz: Automatizace* [online]. Praha, 2007 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401>
- [20] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 2. díl - Piezorezistivní. In: *Automatizace.hw.cz: Automatizace* [online]. Praha, 2007 [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007012601>
- [21] VOJÁČEK, Antonín. Gyroskopy v integrovaném provedení MEMS. In: *Automatizace.hw.cz: Automatizace* [online]. Praha, 2006 [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2006010401>
- [22] VOJÁČEK, Antonín. Integrované MEMS GYROSKOPY. In: *Automatizace.hw.cz: Automatizace* [online]. Praha, 2009 [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>
- [23] JAVORČEK, Martin. *Snímače pro určování natočení v mobilní robotice* [online]. Brno, 2009 [cit. 2016-10-21]. Dostupné z:
https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=14605.
Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Luděk Žalud.

- [24] VYDARENÝ, Tomáš. Co je gyroskop. In: *Gyroskopy.cz* [online]. Praha, 2011 [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <http://www.gyroskopy.cz/?co-je-gyroskop,24>
- [25] MATĚJ, Jan. *Čidlo vibrací* [online]. Brno, 2014 [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=10598
2. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Marek Bohrn.
- [26] HARING, Filip. *MEMS magnetometr s mikrokontrolérem* [online]. Brno, 2013 [cit. 2016-10-23]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=67005.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Zdeněk Bradáč.
- [27] JANOŠEK, Michal. *Magnetometr s miniaturními senzory fluxgate* [online]. Praha, 2007 [cit. 2016-10-23]. Dostupné z: http://measure.feld.cvut.cz/cs/system/files/files/cs/vyuka/zaverecne_prace/DP_2007_Janosek_Michal_locked.pdf. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Pavel Ripka.
- [28] SVOBODA, Emanuel. *Přehled středoškolské fyziky*. 4., upr. vyd. Praha: Prometheus, 2005. ISBN 978-80-7196-307-3.
- [29] VOJÁČEK, Antonín. FLUXGATE SENZORY pro měření mag. polí - 1. část Princip. In: *Automatizace.hw.cz: Automatizace* [online]. Praha, 2007 [cit. 2016-10-23]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2006080601>
- [30] VOTAVA, Jiří. *Ucelená rehabilitace osob se zdravotním postižením*. Praha: Karolinum, 2005. ISBN 80-246-0708-5.
- [31] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.

- [32] *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě: včetně nácviku soběstačnosti: průvodce nejen pro rehabilitační pracovníky*. Přeložil Simona ŠECLOVÁ. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0592-3.
- [33] KLUSOŇOVÁ, Eva a Jana PITNEROVÁ. *Rehabilitační ošetřování pacientů s těžkými poruchami hybnosti: (určeno zdravotním sestřám)*. Vyd. 2., dopl. V Brně: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005. ISBN 80-7013-423-2.
- [34] KUČERA, Miroslav a Ivan DYLEVSKÝ. *Sportovní medicína*. Praha: Grada, 1999. ISBN 80-7169-725-7.
- [35] VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- [36] KOLÁŘ, Pavel a Miloš MÁČEK. *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-219-0.
- [37] DYLEVSKÝ, Ivan. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-258-1.
- [38] JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-0722-8.
- [39] MEMS moduly. *A Premier Farnell Company* [online]. Anglie, c2017 [cit. 2017-02-10]. Dostupné z:
<http://cz.farnell.com/webapp/wcs/stores/servlet/Search?catalogId=15001&langId=420&storeId=10156&categoryId=700000004378&showResults=true&pf=1012234682>

- [40] Triaxial Inertial Sensor with Magnetometer: Data Sheet: ADIS16405. A *Premier Farnell Company* [online]. Analog Devices [cit. 2017-02-10].
Dostupné z:
http://www.farnell.com/datasheets/2256422.pdf?_ga=1.15772406.1765946503.1489515599
- [41] INEMO inertial module: 3D accelerometer, 3D gyroscope, 3D magnetometer: Data Sheet: LSM9DS0. A *Premier Farnell Company* [online].
STMicroelectronics [cit. 2017-02-10]. Dostupné z:
http://www.farnell.com/datasheets/1836727.pdf?_ga=1.89697755.1765946503.1489515599
- [42] INEMO system-on-board: Data Sheet: INEMO-M1. A *Premier Farnell Company* [online]. STMicroelectronics [cit. 2017-02-10]. Dostupné z:
http://www.farnell.com/datasheets/1849926.pdf?_ga=1.54110568.1765946503.1489515599
- [43] XSENS: Data Sheet: MTi 10-series. A *Premier Farnell Company* [online].
XSENS [cit. 2017-02-10]. Dostupné z:
http://www.farnell.com/datasheets/1859197.pdf?_ga=1.80266967.1765946503.1489515599
- [44] Microchip: Data Sheet: MM7150. A *Premier Farnell Company* [online].
Microchip Technology [cit. 2017-02-10]. Dostupné z:
http://www.farnell.com/datasheets/2130724.pdf?_ga=1.255504200.1765946503.1489515599
- [45] INEMO inertial module: 3D accelerometer, 3D gyroscope, 3D magnetometer: Data Sheet: LSMDS1. A *Premier Farnell Company* [online].
STMicroelectronics [cit. 2017-02-10]. Dostupné z:
http://www.farnell.com/datasheets/2028150.pdf?_ga=1.44294628.1765946503.1489515599

- [46] POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Vydání 2. nezměněné. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2016. ISBN 978-80-7494-306-5.
- [47] HOW, Jonathan a Sanghyuk PARK. 16.333 Aircraft Stability and Control: Examples of Estimation Filters from Recent Aircraft Projects at MIT. *Massachusetts Institute of Technology: MIT OpenCourseWare* [online]. 2004 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: https://ocw.mit.edu/courses/aeronautics-and-astronautics/16-333-aircraft-stability-and-control-fall-2004/lecture-notes/lecture_15.pdf
- [48] PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. *Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací*. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. ISBN 978-80-7494-049-1.
- [49] KOLEKTIV. *Metodika zpracování kvalifikačních prací 2016 (bakalářské, diplomové)*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FZS, 2016. ISBN 978-80-7494-317-1.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Model absolutního senzoru kmitavého pohybu, Zdroj: [7].....	18
Obrázek 2: Struktura snímače bez zrychlení a se zrychlením, Zdroj: [6].....	23
Obrázek 3: Princip hřebenového uspořádání akcelerometrů, Zdroj: [6]	23
Obrázek 4: Mikrostruktura akcelerometru s piezorezistory, Zdroj: [6].....	24
Obrázek 5: Wheatstoneův můstek piezorezistivních elementů, Zdroj: [7].....	25
Obrázek 6: Polovodičový tenzometr ve vetknutém nosníku, Zdroj: [7].....	25
Obrázek 7: Princip činnosti jednoosého piezoelektrického akcelerometru, Zdroj: [6] ..	26
Obrázek 8: Působení Coriolisovy síly, Zdroj: [4].....	30
Obrázek 9: Směr působení Coriolisovy síly, Zdroj: [22].....	30
Obrázek 10: Princip gyroskopů, Zdroj: [22].....	31
Obrázek 11: Princip činnosti Hallova senzoru, Zdroj: [6].....	37
Obrázek 12: Konstrukce magneto-diody a její typické převodní charakteristiky, Zdroj: [6].....	38
Obrázek 13: Převodní charakteristiky magneto-rezistoru, Zdroj: [6].....	39
Obrázek 14: Základní provedení fluxgate senzoru, Zdroj: [27]	40
Obrázek 15: MEMS magnetometr, Zdroj: [14]	41
Obrázek 16: Přímý komplementární filtr, Zdroj: autor.....	42
Obrázek 17: Nepřímý komplementární filtr, Zdroj: autor	44
Obrázek 18: Nepřímý komplementární filtr 2. řádu - 1. Zapojení, Zdroj: autor	45
Obrázek 19: Nepřímý komplementární filtr 2. řádu - 2. Zapojení, Zdroj: autor	46
Obrázek 20: Nepřímý komplementární filtr 2. řádu - 3. Zapojení, Zdroj: autor	47
Obrázek 21: Blokové schéma zapojení měřicího čipu, Zdroj: [41].....	58
Obrázek 22: Blokové zapojení měřicího systému, Zdroj: autor	59
Obrázek 23: Zapojení vývodů měřicího čipu, Zdroj: [41].....	60
Obrázek 24: a) Realizovaný plošný spoj (18x21x1,6 mm) s měřicím čipem, Zdroj: autor	60
Obrázek 25: b) Realizovaný plošný spoj (18x21x1,6 mm) s měřicím čipem, Zdroj: autor	60
Obrázek 26: a) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor	61
Obrázek 27: b) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor	61
Obrázek 28: c) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor	62

Obrázek 29: d) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor	62
Obrázek 30: e) Fotografie měřicího systému, Zdroj: autor	63
Obrázek 31: Fotografie čipu, Zdroj: autor	63
Obrázek 32: Směr měřicích os senzorů, Zdroj: [41].....	64
Obrázek 33: Grafické odvození výpočtu úhlu, Zdroj: autor	74
Obrázek 34: Přepočet úhlu mezi kvadranty, Zdroj: autor.....	74
Obrázek 35: Orientace objektu, Zdroj: autor	82
Obrázek 36: Blokové schéma algoritmu pro výpočet úhlu v prostoru, Zdroj: autor	83
Obrázek 37: Jednotlivé chůze pravé dolní končetiny, Zdroj: [36]	87
Obrázek 38: Spastický vzorec, Zdroj: [32]	89

Seznam grafů

Graf 1: Model korekce komplementárním filtrem, Zdroj: autor	54
Graf 2: Gravitační zrychlení v ose X, Zdroj: autor	65
Graf 3: Gravitační zrychlení v ose Y, Zdroj: autor	66
Graf 4: Gravitační zrychlení v ose Z, Zdroj: autor	67
Graf 5: Úhlová rychlost při neměnné poloze, Zdroj: autor.....	68
Graf 6: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor.....	69
Graf 7: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor.....	69
Graf 8: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy Y, Zdroj: autor.....	70
Graf 9: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy Y, Zdroj: autor.....	70
Graf 10: Data z gyroskopu při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor	71
Graf 11: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor	72
Graf 12: Vypočítaný úhel z dat akcelerometru, Zdroj: autor.....	75
Graf 13: Data z magnetometru při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor	76
Graf 14: Vypočítaný úhel z magnetometru při rotaci kolem osy X, Zdroj: autor	76
Graf 15: Data z akcelerometru při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor	77
Graf 16: Vypočítaný úhel z magnetometru při rotaci kolem osy Z, Zdroj: autor.....	78
Graf 17: Aplikace komplementárního filtru, Zdroj: autor	80
Graf 18: Ověření výsledného úhlu, Zdroj: autor.....	81

Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání hodnot zrychlení, Zdroj: [18]	28
Tabulka 2: Porovnání hodnot magnetické indukce, Zdroj: [6]	36
Tabulka 3: Porovnání čipů – 1. část, Zdroj: [39-45]	56
Tabulka 4: Porovnání čipů – 2. část, Zdroj: [39-45]	57

Seznam příloh

Přiložené CD

- text diplomové práce
 - Diplomová_práce_2017_Jakub_Kašpar.pdf
- data z měření
 - ověření_acc_X.xlsx
 - ověření_acc_Y.xlsx
 - ověření_acc_Z.xlsx
 - ověření_gyro_X.xlsx
 - ověření_gyro_Y.xlsx
 - ověření_gyro_Z.xlsx
 - ověření_natočení.xlsx