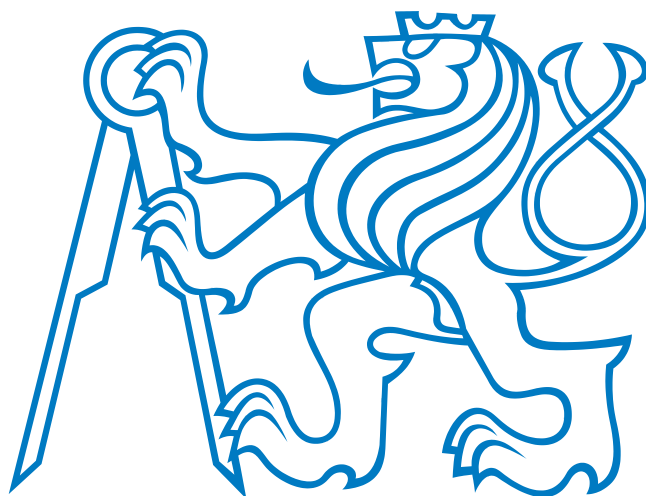


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



Pavel Kovář

Detekce a kompenzace třesu u pacientů s Parkinsonovou chorobou

Detection and Compensation of Tremor for Patients with Parkinson Disease

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Zdeněk Hurák, Ph.D.**

Praha, 2012

Prohlášení autora práce

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

V Praze dne ... 25.5.2012 ...

.....
.....

Podpis autora práce

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: Pavel Kovář
Studijní program: Kybernetika a robotika (bakalářský)
Obor: Robotika
Název tématu: Detekce a kompenzace esenciálního třesu u pacientů
s Parkinsonovou chorobou

Pokyny pro vypracování:

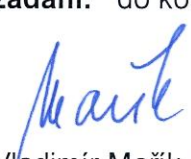
1. Inerciální odhadování: Seznamte se s principy inerciálních senzorů zrychlení a úhlové rychlosti a zprovozněte komunikaci mezi poskytnutým senzorickým modulem a počítačem. Demonstrujte základní algoritmy pro odhadování orientace.
2. EMG měření: Seznamte se s principy měření EMG a s konkrétním přístrojem na Neurologické klinice. Analyzujte možnosti daného přístroje pro zpracování dat v reálném čase. Demonstrujte synchronní měření pomocí EMG a inerciálních senzorů. Podle pokynů spolupracujících lékařů proveďte základní měření s pacienty s Parkinsonským třesem.
3. Navrhněte algoritmy pro vyhodnocování měření pro detekci a kvantifikaci třesu, a to jak offline tak i v reálném čase.
4. Seznamte se s principy funkční elektrické stimulace a hluboké mozkové stimulace (v této práci však tato zařízení ještě nutně používána nebudou).
5. Na základě výsledků v literatuře navrhněte zpětnovazební schéma pro kompenzaci třesu založené na detekci třesu a stimulaci v reálném čase.

Seznam odborné literatury:

- [1] Šprdlík, O.; Hurák, Z.; Hoskovcová, M.; Ulmanová, O.; Růžička, E.: "Tremor analysis by decomposition of acceleration into gravity and inertial acceleration using inertial measurement unit." Biomedical Signal Processing and Control 6, no. 3 (2011): 269-279.
- [2] Řezáč, M.; Hurák, Z.: "Low-cost inertial estimation unit based on extended Kalman filtering." In Proc. SPIE Automatic Target Recognition XX; Acquisition, Tracking, Pointing, and Laser Systems Technologies XXIV; and Optical Pattern Recognition XXI. Vol. 7696. Orlando, Florida, USA : SPIE, 2010.
- [3] Zhang, D.; Poignet, P.; Widjaja, F. and Tech Ang, W.: "Neural oscillator based control for pathological tremor suppression via functional electrical stimulation," Control Engineering Practice, vol. 19, no. 1, pp. 74-88, Jan. 2011.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Zdeněk Hurák, Ph.D.

Platnost zadání: do konce zimního semestru 2012/2013


prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 9. 1. 2012

Abstrakt

Tato práce popisuje dílčí výsledky na cestě ke zpětnovazebnímu potlačení Parkinsonova a esenciálního třesu, a to s použitím různých stimulací (hluboká mozková a/nebo funkční elektrická stimulace) a s použitím různých senzorů (inerciální a elektromyografie). Řešení probíhalo ve spolupráci s neurology z 1. LF UK v Praze, jmenovitě s týmem profesora Evžena Růžičky. Současně také popisuje výsledek týmové spolupráce se studentem Tadeášem Lejskem. Prvním vlastním výsledkem je vytvoření počítačového rozhraní k poskytnutému měřicímu přístroji Noraxon TeleMyo kombinujícímu elektromyografické a inerciální měření. Oproti komerčně dodávanému grafickému prostředí MyoResearch, které umožňuje pouze offline statistické zpracování a vizualizaci celých naměřených souborů dat, nově vyvinuté rozhraní mělo za cíl umožnit zpracování menších dávek dat v reálném čase v prostředí Matlab. V práci byla dále navržena metoda pro offline i online detekci klidového třesu v definované poloze u pacientů s Parkinsonovou chorobou/esenciálním třesem. Pro její odladění byly použity komerčně dostupné inerciální jednotky MTx firmy Xsens a měření na zdravých jedincích simulujících třes. Odladěná metoda byla testována na pacientech s esenciálním třesem. Dále byla testována s přístrojem Noraxon. Finální krok k uzavření zpětnovazební smyčky zapojením stimulatoru je v této práci pouze nastíněn.

Abstract

The thesis describes our first results in feedback suppression of a human limb tremor. Tremor accompanying Parkinson's disease and essential tremor were considered. The ultimate aim of the work is to combine in a single feedback loop conventional inertial and electromyographic measurements for detection and quantification of tremor and some stimulation methods such as deep brain stimulation or functional electrical stimulation. The work is a result of cooperation between me and another undergraduate student Tadeáš Lejsek. The research was conducted in tight collaboration with the team of professor Evžen Růžička from the Department of Neurology at 1st Faculty of Medicine and General Teaching Hospital, Charles University, Prague. The key result of the submitted work is a computer interface between several provided measurement devices and a computer which enables real-time tremor detection. Another presented result is a simple computational method for tremor detection. The method was tested with patients suffering from essential tremor. The final step consisting in plugging a stimulation device into the feedback loop is only sketched in this thesis.

Poděkování

Děkuji především vedoucímu práce Ing. Zdeňkovi Hurákovi, Ph.D. za poskytnutí literatury, rad a připomínek k bakalářské práci. Kolegovi Tadeášovi Lejskovi za jeho podíl na práci a předávání motivace k práci. Dále děkuji prof. MUDr. Evženovi Růžičkovi, DrSc. a Doc. MUDr. Robertu Jechovi, Ph.D. za poskytnutí možnosti spolupracovat na tématu potlačování třesu. MUDr. Janě Kališové a Mgr. Martině Puršové za vstřícný přístup a poskytnutí odborných rad pro měření. MUDr. Pavlovi Čelakovskému za poskytnutí technické podpory a softwaru pro práci s měřicím zařízením Noraxon TeleMyo. Děkuji i svým rodičům a přítelkyni za podporu při práci.

Obsah

1	Úvod	1
1.1	Motivace a situace v oboru	1
1.2	Nemoci způsobující třes a jejich léčba	2
1.3	Dosažené výsledky bakalářské práce	2
1.4	Spolupráce na tématu práce	3
1.5	Spolupráce s týmem z Neurologické kliniky	3
2	Inerciální senzory pro odhad polohy a orientace	5
2.1	Inerciální MEMS senzory	5
2.1.1	Senzory zrychlení	5
2.1.2	Senzory úhlové rychlosti	6
2.1.3	Senzory magnetického pole	6
2.2	Měřicí jednotky pro odhad orientace	6
2.3	Poskytnutá měřicí jednotka Xsens	6
2.3.1	Popis měřicí jednotky	6
2.3.2	Zprovoznění komunikace mezi jednotkou a počítačem	7
2.3.3	Měření a zpracování dat	7
2.4	Základní odhadování polohy a orientace senzoru	7
2.4.1	Aproximace integrálu	7
2.4.2	Odhad úhlu v rovině	8
2.4.3	Odhad vzdálenosti v rovině	8
2.4.4	Popis tuhého tělesa v trojrozměrném prostoru	10
2.4.5	Odhad trojrozměrného natočení pomocí Eulerových úhlů	11
2.4.6	Kalmanův filtr	12
2.4.7	Odhad polohy v trojrozměrném prostoru	13

3	Popis a použití elektromyografu Noraxon	15
3.1	Přístroj	15
3.2	Elektromyografie	16
3.2.1	Popis	16
3.2.2	Nežádoucí artefakty	16
3.2.3	Přípevnění povrchových elektrod	17
3.3	Trojosý akcelerometr	17
3.4	Dvouosý goniometr	18
3.5	Měření a offline zpracování programem MyoResearch XP	18
3.6	Měření a zpracování v reálném čase	19
3.6.1	Zprovoznění komunikace mezi přístrojem a notebookem	19
3.6.2	Úpravy programu sample.cpp	20
3.6.3	Zpracování dat v programu	20
3.6.4	Volání Matlabu	21
3.6.5	Zpracování v reálném čase pomocí Matlabu	21
3.6.6	Podpora pro LabView	22
3.6.7	Podpora technologie Microsoft COM	22
4	Detekce třesu pomocí inerciálních senzorů	23
4.1	Detekce třesu měřeného jednotkou Xsens	23
4.2	Implementace algoritmu pro přístroj Noraxon	24
4.3	Metody kvantifikace třesu	26
5	Detekce třesu pomocí EMG a inerciálních senzorů	27
5.1	Standardní poloha	27
5.2	Synchronní měření EMG a pohybu	29
5.3	Měření třesu pacientů	31
6	Stimulační metody	35
6.1	Hluboká mozková stimulace	35
6.2	Funkční elektrická stimulace	36
7	Uzavření zpětnovazební smyčky pro potlačení třesu	37
7.1	Zpětnovazební regulace pomocí hluboké mozkové stimulace	37
7.2	Zpětnovazební regulace pomocí funkční elektrické stimulace	38

8 Závěr	39
Příloha A: Obsah CD	45

Seznam obrázků

2.1	Aproximace integrálu	8
2.2	Integrace úhlové rychlosti	9
2.3	Integrace zrychlení	9
2.4	Určení orientace kurzem, podélným sklonem a příčným náklonem	10
2.5	Natočení ve všech osách	12
3.1	Naměřená data akcelerometrem při zapnutém DC filtru	17
3.2	Naměřená data akcelerometrem při vypnutém DC filtru	18
3.3	Výběr přístroje	19
4.1	Detekce třesu pomocí jednotky Xsens	24
4.2	Simulovaný třes detekovaný pomocí noraxon_tremdet	25
4.3	Pomalé krouživé pohyby měřené pomocí noraxon_tremdet	25
5.1	Standardní poloha	27
5.2	Umístění akcelerometru a goniometru ve standardní poloze	28
5.3	Umístění elektrod pro elektromyografii ve standardní poloze	28
5.4	Synchronní měření EMG a pohybu - krajní polohy	29
5.5	Synchronní měření EMG a pohybu - simulovaný třes	30
5.6	Porovnání akcelerometrů Noraxon a Xsens	30
5.7	Pacient 1 - data z přístroje Noraxon	32
5.8	Pacient 1 - data z přístroje Xsens	32
5.9	Pacient 2 - data z přístroje Xsens	33
7.1	Blokové schéma zpětnovazebního zapojení - jednoduché DBS	37
7.2	Blokové schéma zpětnovazebního zapojení - vylepšené DBS	38
7.3	Blokové schéma zpětnovazebního zapojení - FES	38

Seznam tabulek

3.1	Nastavení programu Noraxon	22
4.1	Nastavení programu Noraxon_tremdet	24
5.1	Připojení senzorů k přístroji Noraxon	29
5.2	Série měřených úkonů	31
1	Adresářová struktura na CD	45

Kapitola 1

Úvod

1.1 Motivace a situace v oboru

Širším cílem je nalézt cestu pro zlepšení kvality života u pacientů sužovaných třesem, ať už esenciálním nebo způsobeným Parkinsonovou chorobou. Třes v těžším stádiu nemoci znemožňuje samostatnou činnost jedince, který je tak odkázán na pomoc druhých. Snímáním pohybu končetiny je možné detekovat přítomnost a případně vyhodnotit fázi pohybu třesu. Funkční elektrickou stimulací lze vyvolat kontrakci požadovaného svalu. To se dá využít pro potlačení detekovaného nežádoucího pohybu zavedením zpětné vazby. Druhou alternativou je použití hluboké mozkové stimulace. Ta při správném zavedení elektrod a nastavení stimulatoru z neobjasněných důvodů zabraňuje vzniku třesu.

Teorie řízení se prolíná s nejrůznějšími obory. Výjimkou není ani neurologie. Vypovídá o tom přítomnost nejrůznějších článků této tematiky na světové konferenci 50th IEEE CDC-ECC 2011.

Autoři článku [1] přišli s hypotézou, že lidské tělo je zpětnovazební systém a dopravní zpoždění způsobené změnami v mozku destabilizuje systém. Autoři se domnívají, že působením hloubkové mozkové stimulace dochází ke zmenšení dopravního zpoždění. Studie [2] neřeší, jakým způsobem vzniká takzvaný patologický oscilátor v mozku, ale zabývá se vytvořením modelu oscilátoru. Signály z těchto modelů se snaží používat k stimulování svalů tak, že vyruší pohyb způsobený třesem. Na druhou stranu autoři práce [3] se snaží o snížení amplitudy třesu využitím takzvaného zvětšení impedance kloubu. Tedy snaží se stimulovat dvojici svalů tak, aby nedocházelo k otáčení kloubu. Zatnutí svalů klade větší odpor momentu síly působící třes. V práci [4] je naznačená možná budoucí cesta k vytvoření modelu části mozku. Vytvořený model mozku by se dal využít při regulaci třesu jako pozorovatel a získávat tak informace o stavu systému.

1.2 Nemoci způsobující třes a jejich léčba

Parkinsonova nemoc je onemocnění nervové soustavy způsobené odumíráním mozkových buněk poskytujících chemickou látku zvanou dopamin. Nedostatek této látky má negativní vliv na buňky starající se o pohybový aparát. Parkinsonova nemoc se projevuje poruchou hybnosti. Postižená osoba se tedy nemůže rozpohybovat, nebo trpí klidovým třesem. Dalšími projevy mohou být změny držení těla, deprese, úzkost, poruchy spánku a další. Síla projevů nemusí být vždy stejná a člověk s Parkinsonovou chorobou může v určitém okamžiku vypadat a fungovat jako zdravý člověk. Obecně se Parkinsonova nemoc léčí léčivými poskytujícími dopamin. Avšak s postupem času dopaminová léčba ztrácí účinnost a musí se zvyšovat dávka, nebo je nutné problém řešit jinak. Nevýhodou dopaminové léčby je také výskyt vedlejších účinků, které negativně ovlivňují pacientův život. Jedná se například o deprese, halucinace, nechutenství. Alternativní možností léčby je použití hloubkové mozkové stimulace. Hloubková mozková stimulace je okrajově zpracována v kapitole 6.1.

Více o Parkinsonově nemoci a její identifikaci v práci Prof. Růžičky [5].

Člověk s nelékařským vzděláním může zaměnit Parkinsonický třes s třesem esenciálním, jehož některé projevy jsou podobné. Esenciální třes je na rozdíl od Parkinsonovy nemoci dědičný. Jedná se hlavně o klidový třes, ale léčba pomocí přísunu dopaminu nemá účinek. Třes se může zhoršovat při stresu, proto je částečně možné zmírňovat účinky léky na uklidnění. Použití hluboké mozkové stimulace zmenšuje projevy nemoci. Musí se ale zaměřit na jinou mozkovou oblast než u Parkinsonovy nemoci.

Frekvence třesu se podle zdroje [6] pohybuje v rozmezí 3-8 Hz.

1.3 Dosažené výsledky bakalářské práce

V jednotlivých kapitolách je popsána práce na bodech oficiálního zadání bakalářské práce.

Kapitola 2 shrnuje základní principy senzorů používaných v jednotkách pro měření pohybu. Konkrétně se jedná o senzory zrychlení a úhlové rychlosti. Popisuje zprovoznění sběru dat ze senzorického modulu Xsens a demonstruje základní algoritmy pro odhadování orientace.

Popis a analýza možností konkrétního přístroje pro měření v reálném čase a seznámení s principy elektromyografie je v kapitole 3.

V kapitole 4 je okrajově popsána Tadeášova práce na návrhu algoritmů pro detekci a kvantifikaci třesu offline i v reálném čase z dat jednotky měření pohybu Xsens. Dále je zde popsána implementace algoritmu pro měření pomocí přístroje Noraxon.

Kapitola 5 přesně definuje standardní polohu pro měření včetně umístění senzorů. Dále demonstruje synchronní měření EMG a pohybu pomocí inerciálních i jiných sen-

zorů. Poskytuje porovnání mezi daty z akcelerometrů jednotky Xsens a přístroje Noraxon. Popisuje měření pacientů s esenciálním třesem a ukazuje funkčnost algoritmu pro detekci třesu.

Základní principy funkční elektrické stimulace a hluboké mozkové stimulace jsou popsány v kapitole 6.

V kapitole 7 je na základě výsledků v literatuře navrhnutá zpětnovazební schémata pro kompenzaci třesu, využívající detekci a stimulaci v reálném čase.

1.4 Spolupráce na tématu práce

Na řešení problému potlačování třesu spolupracuji se spolužákem Tadeášem Lejskem. Mé zadání bakalářské práce je stejné jako zadání práce kolegy, ale naše práce se v určitých bodech rozcházela. Práce kolegy bude zmíněna a zdůrazněna.

1.5 Spolupráce s týmem z Neurologické kliniky

V rámci individuálního projektu a bakalářské práce byla navázána spolupráce s lékaři z Neurologické kliniky 1. Lékařské Fakulty Univerzity Karlovy se sídlem v ulici Kateřinská 30, Praha 2. Na práci se s námi podílel tým prof. MUDr. Evžena Růžičky, DrSc.. Jednalo se konkrétně o MUDr. Janu Kališovou a Mgr. Martinu Puršovou.

Kapitola 2

Inerciální senzory pro odhad polohy a orientace

2.1 Inerciální MEMS senzory

Jak se píše v [7], tak MEMS zkráceně z Micro-Electro-Mechanical Systems označuje technologii výroby elektronických zařízení. Tato technologie spočívá v umístění elektronických a mikromechanických prvků na křemíkovou základnu použitím postupů pro výrobu integrovaných obvodů. Zkratka MEMS také označuje produkty vyrobené MEMS technologií. Jedná se zejména o senzory pohybu, jakými jsou senzory zrychlení a senzory úhlové rychlosti. Díky malým velikostem senzorů je možné do jednoho pouzdra instalovat trojici senzorů tak, aby bylo možné v jeden okamžik měřit pohyb ve směru respektive okolo tří vzájemně kolmých os pro senzory zrychlení respektive pro senzory úhlové rychlosti.

2.1.1 Senzory zrychlení

Dokument [7] popisuje, že mikromechanické akcelerometry jsou fyzikálně založeny na principu závaží připevněném na pružném závěsu. Tedy můžeme říci, že senzor měří změnu polohy závaží na pružném závěsu způsobené vlivem zrychlení působícího na rám senzoru a vlivem síly působící na závaží. Proto MEMS akcelerometry při volném pádu, tedy zrychlení $g = 9.81m/s^2$ směrem k Zemi měří nulové zrychlení, jelikož zrychlení závaží i rámu senzoru je shodné. Naopak v klidovém stavu je zrychlení rámu senzoru nulové, ale vlivem gravitačního silového účinku na závaží na pružném závěsu je poloha závaží změněna.

Nepříjemné je, že mikromechanické senzory zrychlení jsou náchylné na okolní teplotu. Tedy i při nulovém zrychlení měří nenulové hodnoty.

2.1.2 Senzory úhlové rychlosti

Zdroj [8] představuje senzory úhlové rychlosti, také známé jako gyroskopy, jako senzory založené na principu vzniku Coriolisovy síly při současném rotačním a translačním pohybu. Tedy pokud máme pouzdro senzoru, ve kterém je na pružném závěsu umístěn rám. A v tomto rámu máme elektromechanický oscilátor (závaží na pružném závěsu, které je rozkmitáváno pomocí elektrického buzení). Tak pokud oscilátor pohybuje se závažím ve směru od osy, nebo k ose otáčení, tak při otáčení vzniká Coriolisova síla, která působí na polohu vnitřního rámu senzoru. Tato poloha rámu je snímána a přepočítávána na úhlovou rychlost.

2.1.3 Senzory magnetického pole

Senzory magnetického pole, nazývané magnetometry již nebývají vyrobeny pomocí MEMS technologie. Nicméně často se vyskytují společně s ostatními senzory pohybu, a proto je vhodné je zmínit.

Pro měření magnetického pole Země se často používají senzory využívající jevu Anisotropické Magnetické Resistence. Tyto AMR prvky fungují na principu změny elektrického odporu magnetorezistivního filmu při změně magnetického pole o určité orientaci. Detailnější článek o AMR senzorech je rozepsán na internetových stránkách automatizace.hw.cz [9]. Bohužel tyto senzory jsou náchylné na rušení způsobené přítomností feromagnetických látek a permanentních magnetů.

2.2 Měřicí jednotky pro odhad orientace

Malé velikosti senzorů umožňují do relativně malého prostoru umístit různé typy senzorů a tvořit takzvané motion trackery. Je možné do jednoho výrobku umístit tříosý senzor zrychlení, tříosý senzor úhlové rychlosti, tříosý magnetometr, senzory teplot a mikrokontroler. Ten zprostředkovává komunikaci s jinými zařízeními, může redukovat vliv teplotní závislosti, nebo mohou dopočítávat odhad natočení měřicí jednotky.

2.3 Poskytnutá měřicí jednotka Xsens

2.3.1 Popis měřicí jednotky

Byly nám zapůjčeny dvě měřicí jednotky orientace MTx firmy Xsens. Jedná se o tříosou inerciální měřicí jednotku (akcelerometr i gyroskop) doplněnou o tříosý magnetometr. Všechny zahrnuté senzory mají zabudovanou teplotní kompenzaci. V jednotce se vyskytuje i procesor, který v reálném čase poskytuje odhad 3D orientaci. Orientaci je možno z jednotky vyčíst buď ve formě Eulerových úhlů (roll, pitch, yaw) nebo ve formě

kvaternionů, či rotačních matic. Stejně tak jsou k dispozici teplotně kompenzovaná data z 3D akcelerometru, 3D gyroskopu a 3D magnetometru [10].

2.3.2 Zprovoznění komunikace mezi jednotkou a počítačem

K rozběhnutí komunikace senzoru bylo potřeba nainstalovat nejdříve vývojový kit firmy Xsens. Kvůli problémům s instalací přiložené verze na můj laptop jsem z oficiálních stránek výrobce stáhl a nainstaloval aktuální verzi MTSDK 3.3.0. Součástí instalace bylo nainstalování komponenty Matlab Component Runtime 7.7. Po připojení USB převodníku je potřeba nainstalovat příslušné ovladače, které jsem musel najít na internetových stránkách technické podpory Xsens [11], jelikož můj operační systém ani instalační balíček MTSDK tyto ovladače neobsahoval. Ovladač USB převodníku pro Windows 7 jsem přiložil na CD.

2.3.3 Měření a zpracování dat

Dále jako první krok jsme použili výrobcem přiložený m-file `displayRealtimeData.m`, který vyčítá informace ze senzoru a tiskne je do grafu. Na tom jsme ověřili měření gravitačního zrychlení pomocí akcelerometru a také náchylnost na rušení feromagnetickými látkami a permanentními magnety.

S použitím kódu z `displayRealtimeData.m` jsme vytvořili funkci `measure.m`, která v závislosti na argumentu funkce načítá zadaný čas data z jednotky Xsens a později je uloží. Jedná se o data z akcelerometru, gyroskopu, magnetometru, trojice Eulerových úhlů a čas od začátku měření. S touto funkcí jsme prováděli měření pro jednoduché odhadování orientace, nebo pro některá synchronní měření se senzory Noraxon a Xsens. Data jsme potom zpracovávali offline aplikací jiných funkcí.

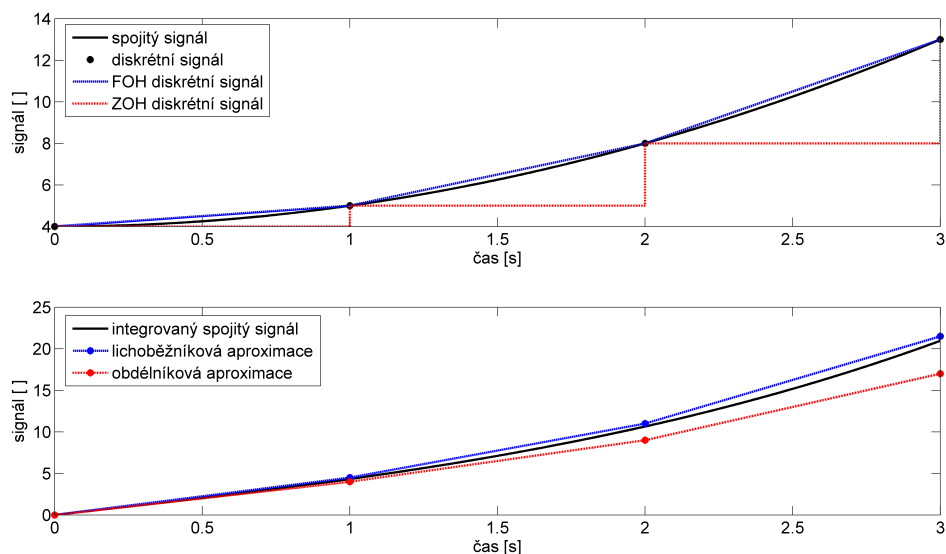
Pro online zpracování jsme se snažili přepsat program do Simulinku, ale to se nám přes veškerou snahu nepodařilo. Pokoušeli jsme se o to pomocí S-funkcí prvního i druhého řádu, ale problémem bylo uložení proměnné typu struktura, která uchovává informace o nastavení senzoru. Nakonec jsme implementaci do Simulinku opustili a Tadeáš navrhl program pro detekci třesu 3-8 Hz v reálném čase. To je podrobněji rozebráno v kapitole 4.1.

2.4 Základní odhadování polohy a orientace senzoru

2.4.1 Aproximace integrálu

Reálný svět je spojitý, ale my měříme veličiny pouze diskrétně. To nám přináší problém v integrování veličin, protože nevíme, jak se veličina mění mezi vzorky. Musíme proto udělat aproximaci. My jsme používali obdélníkovou a lichoběžníkovou aproximaci.

Na prvním grafu obrázku 2.1 je vidět spojitý signál, diskrétní signál a dvojice tvarovaných diskrétních signálů. Pro názornost jsem zvolil ZOH (Zero Order Hold) a FOH (First Order Hold) tvarovače. FOH je sice nekauzální, ale my jsme zpracovávali signál offline a tedy nekauzalita nevádí. Pro užití v reálném čase je možné signál zpozdít o jeden vzorek a použít FOH. Na druhém grafu obrázku 2.1 jsou integrované signály. Obdélníková aproximace integrace je prakticky integrace ZOH tvarovaného diskrétního signálu a lichoběžníková aproximace integrálu integrace FOH tvarovaného diskrétního signálu.



Obrázek 2.1: Aproximace integrálu

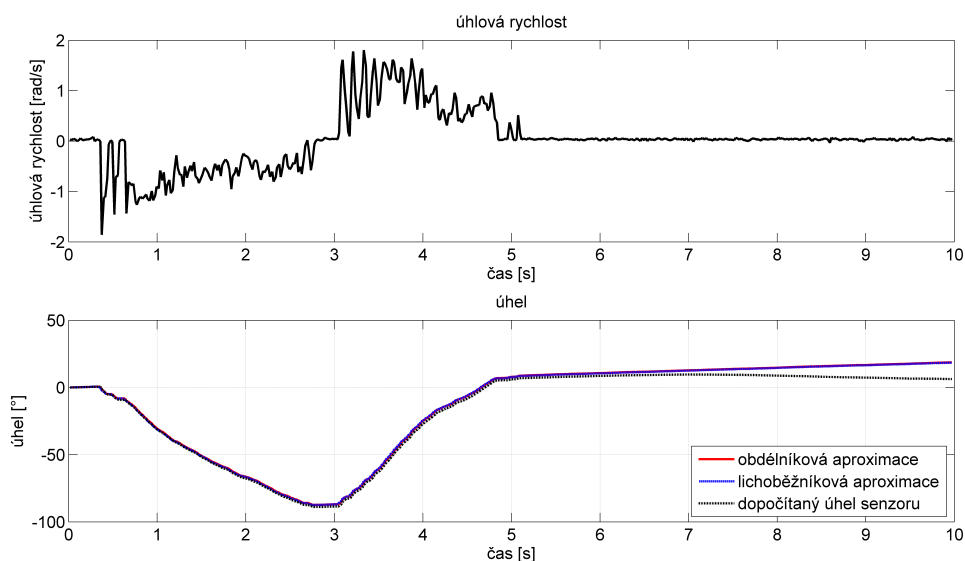
2.4.2 Odhad úhlu v rovině

MEMS gyroskopy poskytují hodnoty úhlové rychlosti kolem jedné osy. Při nulových počátečních podmínkách získáme integrací této úhlové rychlosti úhel mezi polohou při začátku měření a na konci měření. Obrázek 2.2 zobrazuje otočení senzoru o úhel 90 stupňů kolem osy Z a zpět.

Na experimentu jsme ověřili, že téměř není rozdíl mezi použitím obdélníkové nebo lichoběžníkové aproximace integrálu. Proto jsme se rozhodli dále používat pouze obdélníkovou aproximaci. Dále je na obrázku vidět jako referenční hodnota úhel dopočítaný samotnou Xsens jednotkou. Ta je o něco přesnější, jelikož Xsens jednotka používá odhadování natočení na základě Kalmanova filtru [10].

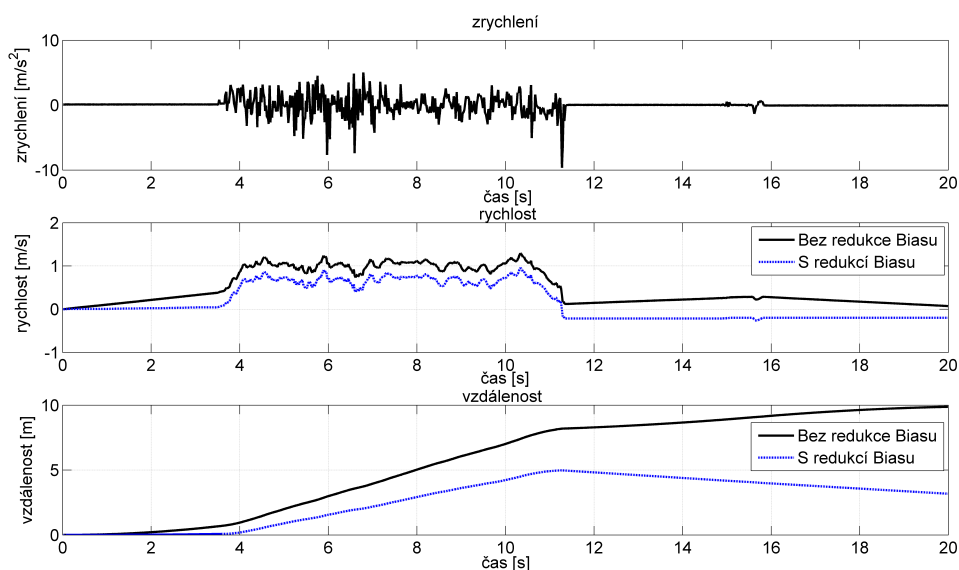
2.4.3 Odhad vzdálenosti v rovině

Protože u dat z akcelerometrů není triviální určit, do jakých os se gravitační složka promítá, začali jsme odhadováním vzdálenosti v rovině kolmé ke gravitačnímu zrychlení.



Obrázek 2.2: Integrace úhlové rychlosti

Pokoušeli jsme se dvakrát integrovat zrychlení v jedné ose a tím dostat závislost dosažené vzdálenosti v čase. Nepříjemností je, že pokud se naintegruje jakákoliv malá chyba, tak vznikne přičtená chybová rychlost. A ta při druhé integraci neustále zvětšuje chybu mezi počítanou vzdáleností a skutečnou vzdáleností. Chyby vznikají naměřenou nenulovou hodnotou, i když je senzor v klidu (tzv. bias), projevem gravitačního zrychlení nebo tím, že nejsme schopni zajistit rovnoměrné zrychlení. To znamená, že nezměříme a naintegrujeme přesně stejné zrychlení a stejné zpomalení. To znázorňuje pokus spočívající v pohybu měřicí jednotky po podlaze pokoje o délce 5,8 m.



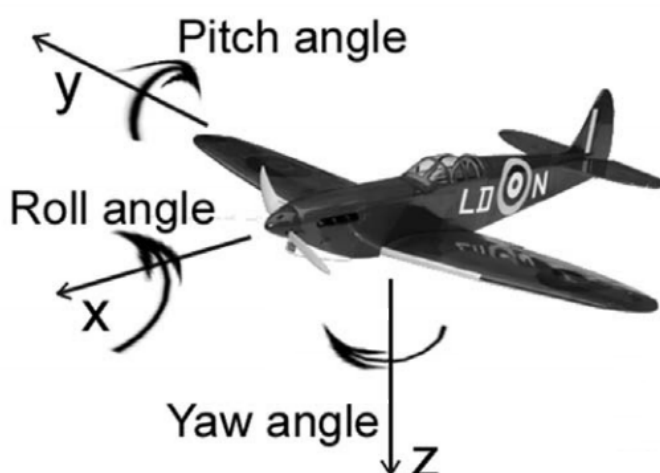
Obrázek 2.3: Integrace zrychlení

Na obrázku 2.3 je vidět zrychlení naměřené ve směru osy X a dvojici průběhů vypočítané rychlosti a dvojici průběhů vypočítané vzdálenosti. Můžeme porovnat dopočítanou první a druhou obdélníkovou aproximací integrace naměřeného zrychlení s dopočítanou první a druhou obdélníkovou aproximací integrace s aplikací jednoduché podmínky pro omezení vlivu biasu. Omezení vlivu biasu spočívá v tom, že se při prvních 3 sekundách, kdy je senzor v klidu, načte průměrná hodnota zrychlení ve směru osy X. Při každém kroku aproximace se kontroluje, zda je zrychlení větší než násobek této průměrné hodnoty a podle toho se aproximace vykoná. I tak je z obrázku vidět, že odhadování vzdálenosti dvojitým integrováním zrychlení je pouze orientační a funguje pouze v krátkých časových okamžicích.

2.4.4 Popis tuhého tělesa v trojrozměrném prostoru

Tuhé těleso v trojrozměrném prostoru má 6 stupňů volnosti, tedy musí být popsáno 6 souřadnicemi. Můžeme popsat souřadnice referenčního bodu pomocí 3 souřadnic a dále popisovat orientaci.

Existuje více možností jak určovat orientaci v prostoru. Jednou možností jsou Eulerovy úhly, které určují orientaci vzhledem k pevně dané soustavě souřadnic. Naše jednotka Xsens poskytuje dopočítaný odhad orientace v Eulerových úhlech [10]. Existuje více definic Eulerových úhlů, proto je potřeba znát, která definice je zrovna používána. To popisují zdroje [12] [13]. Jedna z definic a zároveň ta, která je používána Xsens jednotkou, se nazývá „Yaw, Pitch, Roll“ a používá se zejména v letectví. Úhel Yaw neboli kurzový úhel reprezentuje otočení o úhel ψ kolem osy Z. Úhel Pitch neboli podélný sklon reprezentuje otočení o úhel θ kolem nové osy Y. Úhel Roll neboli příčný náklon a reprezentuje otočení o úhel ϕ kolem nové osy X. Názorně je to vidět na obrázku 2.4 převzatého z práce [14].



Obrázek 2.4: Určení orientace kurzem, podélným sklonem a příčným náklonem

Tedy tento popis využívá otáčení kolem nově získaných os v pořadí Z, nová osa Y a

nová osa X. Existuje ještě ekvivalentní definice pomocí neměnného systému souřadnic, která je použita při definici Eulerových úhlů v manuálu jednotky Xsens [10]. Tedy jedná se nejdříve o otočení kolem osy X o úhel ϕ , dále kolem původní osy Y o úhel θ a nakonec kolem původní osy Z o úhel ψ . Jelikož jsou definice ekvivalentní, tak při vytváření rotačních matic jsou matice shodné.

Nevýhodou použití Eulerových úhlů jsou výskyty singularit [10]. Jiné způsoby určování orientace, jako jsou třeba kvaterniony nebo rotační matice, problémy se singularitami neřeší.

2.4.5 Odhad trojrozměrného natočení pomocí Eulerových úhlů

Při 3D odhadování natočení není postup tak jednoduchý jako při 2D odhadování. To proto, že při trojrozměrném otáčení se mohou lišit osy otáčení od os, od kterých počítáme natočení. Proto jsme nemohli zvlášť integrovat úhlovou rychlost kolem jednotlivých os. Pro korektní postup jsme museli integrovat 3D vektor úhlové rychlosti ve světových souřadnicích viz. 2.1. Opět jsme použili obdélníkovou aproximaci integrálu.

$$\begin{pmatrix} \phi(t) \\ \theta(t) \\ \psi(t) \end{pmatrix} = \int_0^t \begin{pmatrix} \dot{\phi}(\tau) \\ \dot{\theta}(\tau) \\ \dot{\psi}(\tau) \end{pmatrix} d\tau + \begin{pmatrix} \phi(0) \\ \theta(0) \\ \psi(0) \end{pmatrix}, \quad \begin{pmatrix} \phi(0) \\ \theta(0) \\ \psi(0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

Rovnice 2.2 reprezentuje přepočtení vektoru úhlové rychlosti do světových souřadnic pomocí násobení rotační maticí. Úhlové rychlosti ω jsou úhlové rychlosti vzhledem k osám měřicí jednotky.

$$\begin{pmatrix} \dot{\phi}(t) \\ \dot{\theta}(t) \\ \dot{\psi}(t) \end{pmatrix} = \mathbf{R}(t) \cdot \begin{pmatrix} \omega_x(t) \\ \omega_y(t) \\ \omega_z(t) \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

Tuto rotační matici jsme vypočítali násobením rotačních matic kolem jednotlivých os. Viz. 2.3.

$$\mathbf{R}(t) = \mathbf{R}_z(t) \cdot \mathbf{R}_y(t) \cdot \mathbf{R}_x(t) \quad (2.3)$$

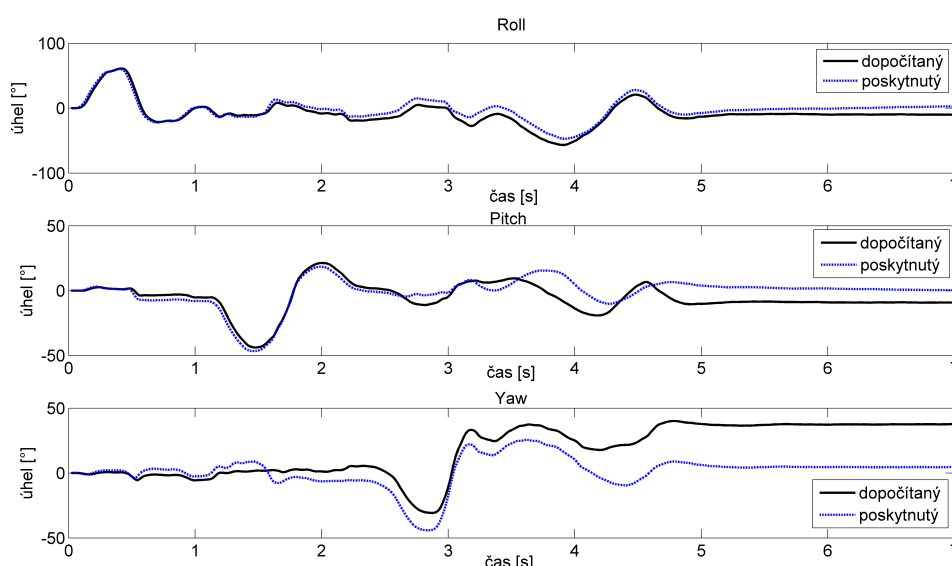
Rotační matice kolem jednotlivých os jsme vypočítali z předchozího odhadu úhlu natočení. To je vidět na rovnicích 2.4, 2.5, 2.6.

$$\mathbf{R}_x(t) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi(t)) & -\sin(\phi(t)) \\ 0 & \sin(\phi(t)) & \cos(\phi(t)) \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

$$\mathbf{R}_y(t) = \begin{pmatrix} \cos(\theta(t)) & 0 & \sin(\theta(t)) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta(t)) & 0 & \cos(\theta(t)) \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

$$\mathbf{R}_z(t) = \begin{pmatrix} \cos(\psi(t)) & -\sin(\psi(t)) & 0 \\ \sin(\psi(t)) & \cos(\psi(t)) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Porovnání dopočítaného odhadu natočení a odhadu natočení poskytnutého měřicí jednotkou je vidět na obrázku 2.5.



Obrázek 2.5: Natočení ve všech osách

Eulerovy úhly poskytované měřicí jednotkou jsou přesnější, jelikož využívají Kalmanova filtru pro odhad natočení [10].

2.4.6 Kalmanův filtr

K sofistikovanějšímu odhadování natočení lze použít Kalmanova filtru. Kalmanův filtr lze použít jako sofistikovanější metoda odhadování natočení. S odhadnutou hodnotou natočení je možné odhadnout i vektor gravitačního zrychlení a vektor určující směr magnetického pole Země. Tyto vektory lze odečíst s naměřenými hodnotami z akcelerometrů a magnetometrů a získat tak chybu natočení. Pomocí ní můžeme zpětnou vazbou korigovat odhad natočení a redukovat tak vliv biasu. Jedná se o aplikaci pozorovatele. Při nalezení optimálního zesílení chyby natočení, nazýváme použití pozorovatele Kalmanovým filtrem. Více o Kalmanově filtru a Rozšířeném Kalmanově filtru je rozeepsáno v práci [15].

2.4.7 Odhad polohy v trojrozměrném prostoru

S odhadem orientace je možné identifikovat směr zrychlení měřicí jednotky ve světových souřadnicích a dopočítat tak odhad polohy v trojrozměrném prostoru. Ke zpřesnění a redukci chyb se podle typu aplikace dají použít i další senzory pro měření polohy. Mohou to být například GPS lokátory, dálkoměry nebo lze využít vyhodnocení obrazu z kamer.

Kapitola 3

Popis a použití elektromyografu Noraxon

3.1 Přístroj

Na Neurologické klinice v Kateřinské ulici nám byl poskytnut měřicí set Noraxon TeleMyo 2400T G2. Set obsahuje:

1. Bezdrátový vysílač - TeleMyo 2400T G2 Transmitter - dále jen vysílač
2. Baterie bezdrátového vysílače - TM2400T G2 Battery Cassette
3. Nabíječka baterie bezdrátového vysílače - TM2400T G2 Battery Charger
4. Přijímač a převodník USB - TM2400T G2 PC Interface Receiver - dále jen přijímač
5. EMG konektory - EMG Active Leads
6. 3D akcelerometr - Inline 3D Accelerometer Sensor
7. Goniometr - Inline Electrical Goniometer Sensor
8. Další příslušenství, které jsme při práci nevyužili

Přístroj umožňuje sběr až 16 kanálů z různých senzorů s tím, že například 3D akcelerometr využívá 3 kanály (pro zrychlení v každé ose jeden kanál). Na počítači na klinice byl nainstalován software MyoResearch XP. Tento software umožňuje měření a sběr dat ze senzorů připojených k bezdrátovému vysílači. Bohužel ale neumožňuje zpracování a vyhodnocení dat v reálném čase.

3.2 Elektromyografie

3.2.1 Popis

Elektromyografie neboli EMG je metoda, která se v neurologii používá k vyšetřování svalové a nervové aktivity, které spolu souvisí. Spočívá ve snímání změn elektrického potenciálu, který je tvořen svalovou tkání jak v klidu, tak při aktivaci. Pro zjišťování zahájení svalové aktivity a zjišťování velikosti silových účinků vyvolaných skupinou svalů se převážně používají povrchové elektrody. Povrchové elektrody snímají součet potenciálů v okolí pod elektrodou. To a ještě další faktory může zapříčinit vznik mnoha artefaktů (nežádoucích signálů). Tento problém částečně eliminují elektrody jehlové, ale ty jsou dražší a navíc při složitějších pohybových aktivitách jsou nepraktické a nepoužívané [16].

3.2.2 Nežádoucí artefakty

Ve zdroji [17] jsem se dočetl, že při měření EMG se často vyskytují tyto artefakty:

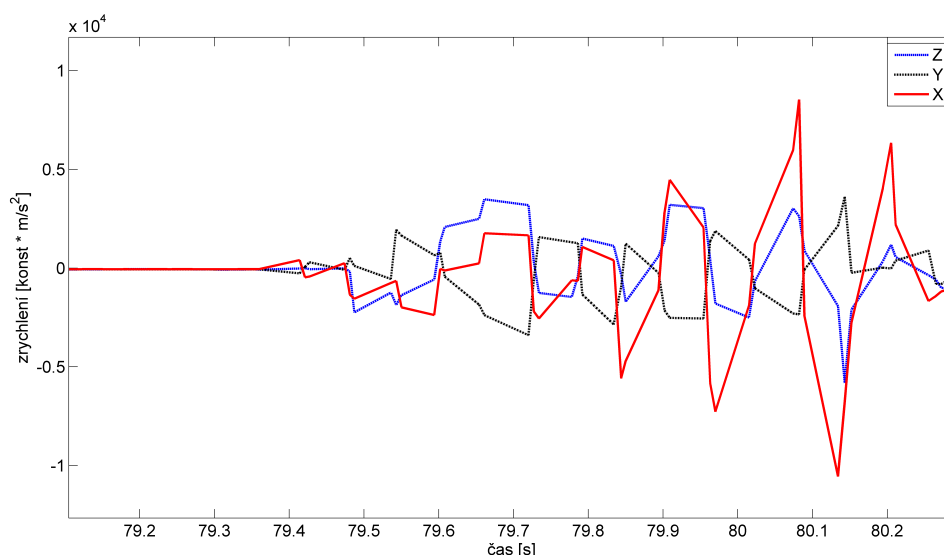
1. EKG artefakt projevující se při měření EMG v blízkosti srdce. Tento problém se nás v tuto chvíli netýká, protože jsme se zaměřili na snímání svalové aktivity zápěstí.
2. EEG artefakt způsoben mozkovou aktivitou, tedy vznikající při měření svalů na hlavě. Tento problém se nás netýká ze stejného důvodu jako v předchozím bodě.
3. Svalové artefakty způsobené typem použitých elektrod. Jelikož povrchové elektrody snímají součet elektrických potenciálů v okolí pod elektrodou, tak může docházet k rušení signálu měřené svalové partie z jiné svalové partie. Proto je důležité dbát na vhodné umístění elektrod.
4. Síťový brum 50 Hz. Tento problém pro nás není tak závažný, protože vysílač TeleMyo 2400T G2 Transmitter je bezdrátový a je napájen baterií. Tudíž nehrozí rušení síťovým napětím jak po napájecím, tak po datovém vedení. Rušení se může maximálně naindukovat, ale tomu lze zabránit vhodným výběrem prostředí pro měření.
5. Zkreslení vlivem saturace zesilovače. V katalogovém listu výrobce nebyla žádná zmínka o nebezpečí zkreslení signálu vlivem saturace zesilovačů.
6. Pohybové artefakty. Ty budou nejspíš naší největší komplikací při měření EMG. Přišli jsme na ně i při experimentování. Jsou tvořeny pohybem vodičů před předzesilovačem. Jelikož mají vodiče určitou hmotnost, tak způsobují i pohyb elektrod a kůže, na které jsou připevněny. Pohybové artefakty je možné řešit jak fixováním předzesilovače, tak i filtrováním nežádoucích frekvencí. Podle zdroje [17] je korektní frekvenční spektrum 20-500 Hz. Kniha [18] říká, že korektní signál měřený elektromyografem obsahuje frekvence 10-500 Hz a pohybové artefakty nabývají spíše frekvencí 0-10 Hz. Tedy ke korekci vlivu pohybových artefaktů bude potřeba použít vhodný filtr.

3.2.3 Připevnění povrchových elektrod

Správný postup před samotným měřením EMG je vybrání vhodného místa pro připevnění elektrod. Oholení chloupků, očištění a odmaštění kůže pomocí benzínu. A přilepení povrchových elektrod na správné místo [16]. V tomto nám byly nápomocny lékařky z Neurologické kliniky.

3.3 Trojosý akcelerometr

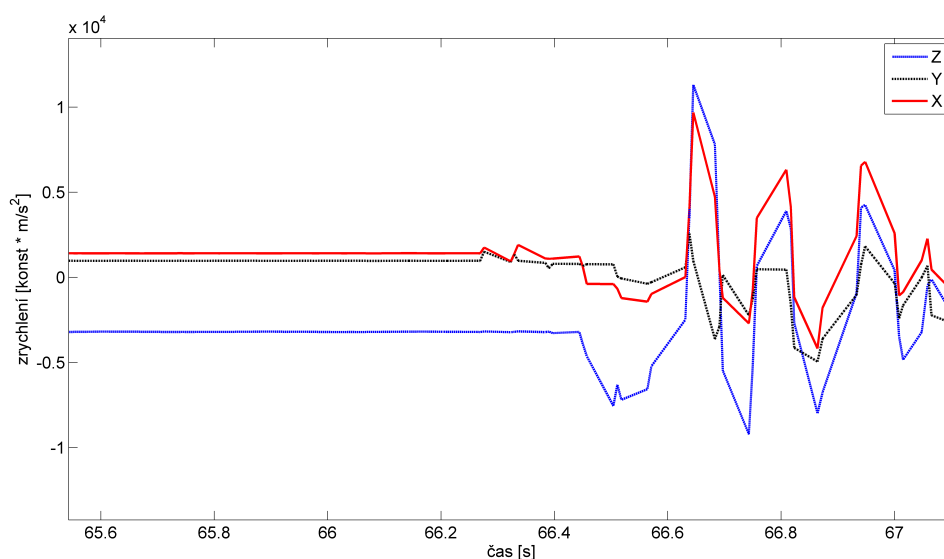
Jedním ze senzorů, který máme k dispozici, a který by mohl být použitelný pro detekci třesu je tříosý akcelerometr. Jeho technický manuál [19] poskytuje informace o možnosti nastavení rozsahu měření $\pm 2g$ nebo $\pm 6g$, šířce pásma 5 Hz-1.8 kHz a možnosti filtrace DC složek. Při prvním měření se zdálo podivné, že použitý akcelerometr nezobrazoval v klidu tíhové zrychlení g , tak jako na obrázku 3.1.



Obrázek 3.1: Naměřená data akcelerometrem při zapnutém DC filtru

To je způsobeno právě filtrováním nízkých frekvencí a stejnosměrné složky. Zajímavé ale bylo, že v klidu při vypnutém filtrování bylo naměřeno kromě gravitačního zrychlení i nenulové zrychlení ve směrech kolmých ke gravitačnímu zrychlení, tak jako na obrázku 3.2.

Domnívám se tedy, že je to způsobeno tím, že celá akcelerometrická jednotka řeší teplotní kompenzaci pomocí DC filtru. Pro naše použití při vypnutém DC filtrování není potřeba řešit teplotní kompenzaci, ale je nutné znát poměr mezi hodnotami naměřenými pomocí senzoru a hodnotami odpovídajícími měřenému zrychlení. Pomocí gravitačního zrychlení jsem dopočítal konstantu, kterou je potřeba přenásobit naměřená data, aby změna měřeného zrychlení odpovídala změně reálného zrychlení. Tato konstanta má



Obrázek 3.2: Naměřená data akcelerometrem při vypnutém DC filtru

hodnotu $\text{konst}=0,00228$. Pro jiné použití akcelerometru s vypnutým DC filtrem, jako například odhad vzdálenosti, by se musela teplotní kompenzace řešit softwarově.

Vyrušení účinku gravitačního zrychlení by bylo výhodné, jelikož by se dalo pracovat i v jiné než standardní poloze. To by ale znamenalo, že bychom nebyli schopni detekovat třes o frekvenci 3 Hz, který už může být způsoben Parkinsonovou chorobou. V technickém manuálu nebylo rozepsáno, jestli šířka pásma 5 Hz-1.8 kHz je brána při zapnutém filtrování nebo bez, ale domnívám se, že při vypnutém filtrování bude šířka pásma 1.8 kHz.

3.4 Dvouosý goniometr

Dalším ze senzorů, který máme k dispozici je dvouosý goniometr. Jeho technický manuál [20] neříká nic o konstrukci. Říká pouze to, že umožňuje měřit jeden nebo dva úhly mezi jednotlivými částmi senzoru. Neříká nic ani o šířce pásma.

3.5 Měření a offline zpracování programem MyoResearch XP

MyoResearch XP je komerčně poskytovaný software firmy Noraxon, který umožňuje současné čtení z 32 kanálů přístroje. Poskytuje přiřazení jednotlivých kanálů k jednotlivým senzorům a pro měření EMG k odpovídajícím svalovým partiím. To umožňuje jednoznačné označení kanálů a přepočet do správných jednotek. Software dále umožňuje zpracování signálu pomocí výpočtu efektivní hodnoty, klouzavého průměru a aplikaci

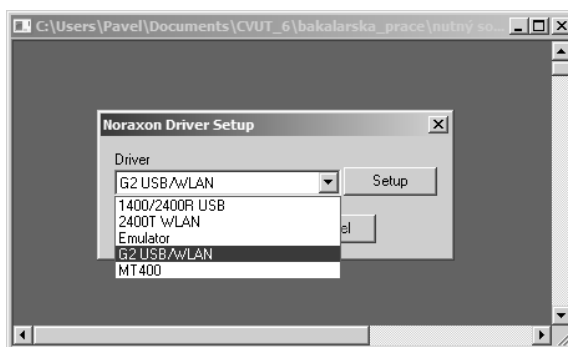
základních digitálních filtrů. Dále umožňuje uložení naměřených dat do takzvaného protokolu, nebo export dat do souborů různých formátů. My jsme při měření, které je popsáno v kapitole 5 použili export pro Matlab.

3.6 Měření a zpracování v reálném čase

3.6.1 Zprovoznění komunikace mezi přístrojem a notebookem

Od výrobce softwaru jsme dostali k dispozici vývojový kit s názvem NXNSDK_1_1_10. Bohužel k němu nebyla žádná technická dokumentace. Celý kit jsem přiložil na CD.

Věnovali jsme se nejdříve programu napsanému v jazyce C++ s názvem sample.cpp i jeho zkompileované verzi sample.exe. Spuštěním tohoto exe souboru se pustí konzolová aplikace a vyskočí okno, ve kterém je možno vybrat použitý typ měřicího přístroje viz 3.3. Uvítali jsme, že je v nabídce i emulátor, který umožnil ladění programu, když nebyl k dispozici přístroj.



Obrázek 3.3: Výběr přístroje

Při zvolení emulátoru se spustilo měření předem vybraných kanálů a do konzole se vypisovaly jednotlivé hodnoty. Později bylo zjištěno, že se vypisuje každá 256. hodnota přichází na každý emulovaný kanál. Jako další krok bylo připojení přijímače k počítači a instalace ovladačů. Ovladač jsem stáhl z oficiálních stránek výrobce. Ovladač jsem přiložil na CD. Ovšem neočekával jsem, že bude nezbytné nainstalovat i protokol nutný ke komunikaci vysílače s přijímačem. Proto po připojení přijímače k počítači a spuštění programu sample.exe a zvolení přístroje G2 USB/WLAN nastalo chybové hlášení o chybějících knihovnách. Bylo nutné proto stáhnout z oficiálních stránek protokol a nainstalovat ho. Protokol jsem přiložil CD. Pro instalaci protokolu na počítač se systémem Microsoft Windows 7 je potřeba provést následující postup:

Dostat se do nabídky síťových připojení: Ovládací panely → Centrum síťových připojení a sdílení → Změnit nastavení adaptéru. Tam pravým tlačítkem kliknout na libovolné připojení. Po otevření nového okna daného připojení kliknout na Nainstalovat a vybrat

položku Protokol. Dále stačí pouze vybrat umístění a název protokolu, tedy soubor MY-OAIRO.INF.

Po dokončení a následném restartování počítače se již komunikace mezi počítačem a přístrojem úspěšně navázala.

Bohužel se nám nepodařilo zprovoznit komunikaci mezi měřicím přístrojem a počítačem s operačním systémem Microsoft Windows Vista.

3.6.2 Úpravy programu sample.cpp

Pro upravování programu napsaného v C++ bylo nutné nainstalovat Microsoft Visual Studio 2010. Z důvodu rozlišení originálního kódu výrobce a mého upraveného kódu jsem vytvořil kopii souboru sample.cpp s názvem noraxon.cpp, na které jsem později prováděl všechny úpravy. První změnou bylo vybírání kanálů. Mohli jsme tedy měnit počet kanálů podle připojených senzorů, ale dále se zdál program naprosto nevyužitelný, protože volal funkce z dynamických knihoven. Volané funkce tedy nebyli přístupné a editovatelné. Jedna volaná funkce měla na starost čtení vzorku a vytištění její hodnoty na obrazovku terminálu. Protože nebylo možno změnit její obsah, nebyla možná ani práce se získanými daty. Jedinou možností jak získat data bylo použít tzv. „rouru“ známou z Linuxu. Tedy v příkazové řádce použít příkaz

```
sample.exe>data.txt
```

a tím přeposlat všechna data, která měla být tištěná na obrazovku, do textového souboru. Ale to by bylo k ničemu, protože přístup k datům byl možný až po ukončení programu a k realtime zpracování tedy data nebyla použitelná. Naštěstí jsem zjistil, že právě volaná funkce volá jinou přístupnou funkci. Tím bylo možné zajistit přístup k datům a tedy umožnit jejich další zpracování.

3.6.3 Zpracování dat v programu

Jelikož má znalost programovacího jazyka C++ je omezená, tak jsem hledal způsob, jak data přepravit do nám bližšího prostředí. První volbou bylo propojení hotového kódu v jazyku C++ s nástroji, které poskytuje program Matlab.

V bakalářské práci Jiřího Štefka [21] jsem se dočetl o dvou způsobech propojení mezi Matlabem a programem psaným v C/C++. Více informací o propojení je v dokumentaci Matlabu [22].

Jednou možností je zkompileování programu napsaného v C++ do formátu čitelného z Matlabu a volat jej z funkcí programu Matlab. Ověřil jsem funkčnost na vzorovém programu. Dále jsem se pokoušel přepsat náš program, ale nepodařilo se mi ho upravit do podoby, aby byl zkompileovatelný.

Proto jsem přikročil k druhému postupu a tím bylo volání Matlabu z programu psaném v C++. Jedná se o použití sady příkazů, které umožňují přístup k příkazové řádce Matlabu.

3.6.4 Volání Matlabu

Kroky potřebné pro kompilace jsou popsány v [21]. Jenže autor práce používal jiný kompilátor. Využil jsem kompilátor obsažený v Microsoft Visual Studio 2010. Aby byl schopen Matlab tento kompilátor použít musel jsem nainstalovat aktuální verzi Matlabu. Tedy verzi R2011b, protože verze Matlab R2010 kompilátor nebyla schopná najít a použít. Do programu noraxon.cpp jsem vložil příkazy volající příkazovou řádku Matlabu a nezbytné hlavičkové soubory a zkompiloval napsáním příkazu

```
mex -f msvc100engmatopts.bat noraxon.cpp
```

do okna Matlabu. Aby ke zkompilování došlo, musí být soubor noraxon.cpp umístěn v aktuálním adresáři Matlabu.

Pro úspěšné spuštění je ještě nutné překopírovat knihovny z adresáře programu Matlab do adresáře zkompilovaného programu. Knihovny jsem přiložil na CD.

3.6.5 Zpracování v reálném čase pomocí Matlabu

Upravil jsem program tak, aby reálnově tisknul graf z dat vybraných senzorů. Původní program byl napsán tak, aby zpracovával každý 256 příchozí vzorek na každém kanálu. To znamená, že z původní vzorkovací frekvence 1500 Hz jsme dostali signál navzorkovaný frekvencí přibližně 5,86 Hz. To by bylo pro naše použití při detekci třesu naprosto nepoužitelné. Vzorkovací teorém říká, že vzorkovací frekvence musí být větší než dvojnásobek maximální frekvence měřeného signálu, aby nedocházelo k aliasingu. Parkinsonský třes se pohybuje v rozmezí frekvencí 3-8 Hz. Abychom byli schopni rozoznat třes Parkinsonský od třesu o vyšších frekvencích, je nutné, abychom byli schopni detekovat frekvence větší než 8 Hz. A naopak abychom byli schopni detekovat frekvence menší než 3 Hz, je nutné zpracovat dostatečné množství vzorků. Navíc je nutné brát v úvahu omezení jednotlivých senzorů způsobené jejich konstrukcí. Příkladem omezení je například šířka pásma senzorů.

Při zpracovávání každého 256. vzorku bylo možné data pohodlně ukládat, ale při snížení této podmínky, ukládání velkého množství dat zpomalilo celý proces čtení. To samé platí pro zvětšování počtu čtených kanálů. Proto bylo nutné pro přijatelné čtení udělat kompromis mezi počtem ukládaných vzorků, počtem měřených kanálů a vzorkovací frekvencí. Takové porovnání je vidět v tabulce 3.1.

Program Noraxon.cpp jsem ještě využil pro implementaci Tadeášova algoritmu pro detekci třesu. Tomu je věnovaná sekce 4.2.

3.6. MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ V REÁLNÉM ČASE

vzorkovací frekvence [Hz]	počet ukládaných vzorků každého kanálu	počet kanálů
46,875	4000	1
93,75	1000	1
187,5	200	1
93,75	200	2
46,875	200	3
93,75	100	3

Tabulka 3.1: Nastavení programu Noraxon

3.6.6 Podpora pro LabView

Zjistili jsme, že přístroj Noraxon má podporu pro komunikaci s LabView. Program `sample.cpp` a `noraxon.cpp` psaný v C++ je založen na čtení vzorku po vzorku. Ve vývojovém kitu NXNSDK_1_1_10 ve složce LabView jsou dva LabView soubory. Jeden ze souborů je založený na stejném principu jako program `sample.cpp`. Dokáže zpracovávat vzorek po vzorku. Jenže druhý soubor pracuje s balíky dat. To je vhodnější, protože bezdrátový vysílač posílá přijímači balíky dat o neznámé velikosti. Tedy je vhodnější zpracovávat celé přeposlané balíky než čekat na načtení jednotlivých vzorků a ty potom zpracovávat. Proto si myslím, že je vhodné dále prozkoumat možnosti LabView a případné čtení a zpracování dat programovat v tomto programu. Zamezilo by to některým potížím při čtení programem napsaným v C++ a při následném zpracovávání pomocí volání Matlabu.

3.6.7 Podpora technologie Microsoft COM

Z komunikace mezi námi, MUDr. Čelakovským a pracovníky technické podpory firmy Noraxon jsme se také dozvěděli o existenci přístrojem podporované technologie COM. Nejedná se hardwarové rozhraní COM port pro sériovou komunikaci mezi přístroji. Jedná se o technologii vytvářející softwarové komponenty podporující komunikaci mezi aplikacemi běžícími na operačním systému Microsoft. Podporu pro COM technologii mají i programy LabView a Matlab. Je pravděpodobné, že v LabView projektech poskytnutých výrobcem je technologie COM použita. To by mohlo být plus při seznamování s technologií. Využití této technologie by mohla být jedna z možností, která by řešila současné potíže při čtení a zpracování dat v reálném čase.

Kapitola 4

Detekce třesu pomocí inerciálních senzorů

4.1 Detekce třesu měřeného jednotkou Xsens

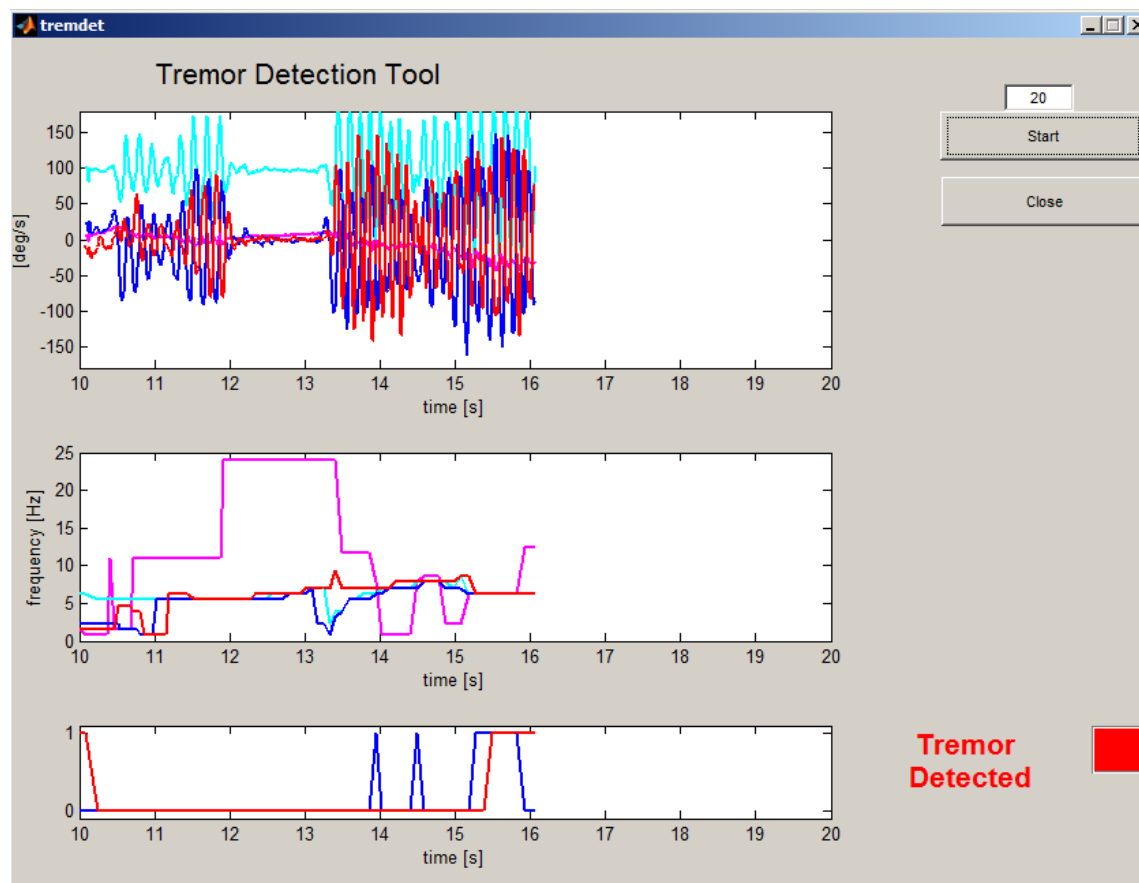
Tato část textu popisuje výsledek Tadeášovy práce. Detaily jeho činnosti jsou podrobněji zpracovány v jeho bakalářské práci [23].

Tadeáš se zabýval vývojem algoritmu pro detekci třesu z inerciálních senzorů. Výsledkem je program napsaný v Matlabu poskytující čtení dat z měřicí jednotky Xsens a jejich vyhodnocení v reálném čase. Jedná se o zpracování části signálu o definované délce pomocí Rychlé Furierovy transformace (dále jen FFT) a hledání nejvýraznější harmonické. Furierova transformace se používá pro periodické signály, ale zpracovávané části signálu periodické nejsou. Pro omezení vlivu neperiodicity a vzniku nežádoucího jevu zvaného prosakování pásma je použito váhování násobením Hammingova okna. Frekvence nejvýraznější harmonické je porovnávána se spodní a horní hranicí frekvence Parkinsonského třesu tedy 3-8 Hz.

Jednotka Xsens umožňuje zpracování více signálů. Program konkrétně zpracovává signály z akcelerometru a gyroskopu. Při současném splnění podmínek všech měřených signálů po dobu daného počtu výpočtů FFT je pohyb vyhodnocen jako třes.

Tadeášův program poskytuje i grafické rozhraní zobrazující měřené signály, nejvýraznější harmonické signálů a signalizaci třesu. Grafické rozhraní programu je vidět na obrázku 4.1.

Nedostatkem inerciálních senzorů je měřený šum. I když byla měřicí jednotka v klidu, tak byla detekována frekvence padající do třesu. Proto bylo nutné přidat podmínku, že rozdíl maxima a minima zpracovávané části signálu musí přesáhnout práh, který byl určen jako práh klidu.



Obrázek 4.1: Detekce třesu pomocí jednotky Xsens

4.2 Implementace algoritmu pro přístroj Noraxon

Dalším krokem bylo implementovat algoritmus, který navrhl Tadeáš, pro přístroj Noraxon. K tomu jsem využil připravený program `noraxon.cpp`. Algoritmus používající Rychlou Furierovu transformaci pro správné fúgování požaduje zpracovávat signály o délce násobku 2. Nicméně implementací tohoto algoritmu jsem se utvrdil v tom, že volání Matlabu z programu je sice výhodné pro složitější operace, ale nehodí se pro zpracování v reálném čase, jelikož komunikace mezi programem a Matlabem trvá nepříjemně dlouho.

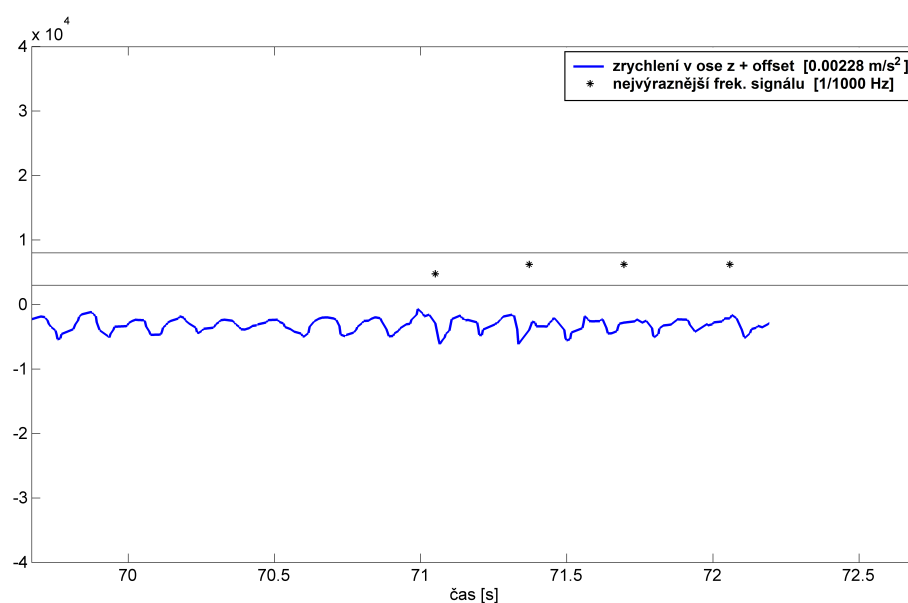
Výsledná detekce třesu pomocí přístroje Noraxon funguje, ale pouze pro jeden kanál. Pro detekování třesu jsem zvolil osu Z akcelerometru. Funkční nastavení programu je s parametry podle tabulky 4.1.

vzorkovací frekvence [Hz]	počet ukládaných vzorků	počet kanálů
93,75	256	1

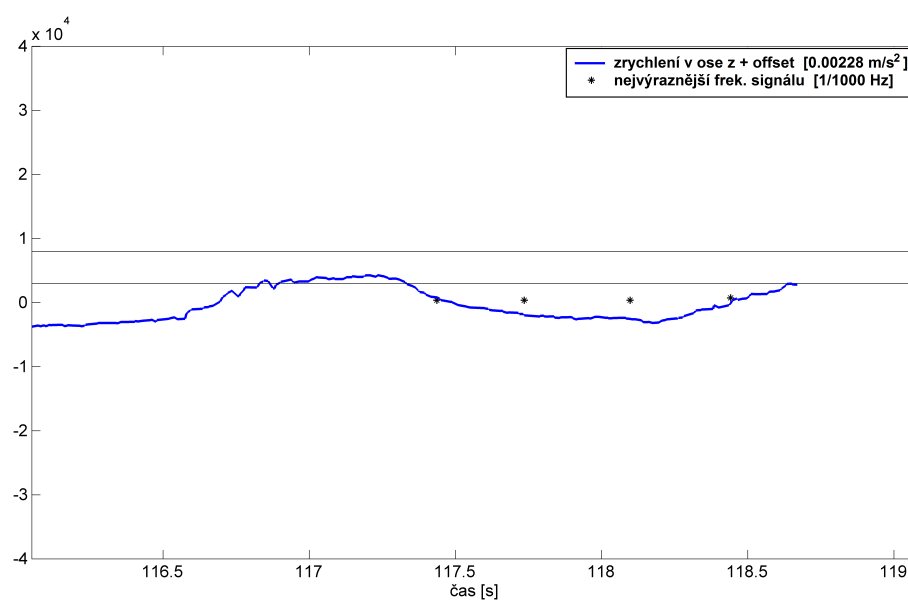
Tabulka 4.1: Nastavení programu Noraxon_tremdet

Vše je vidět na obrázcích 4.2 4.3, kde je zobrazený měřený signál a Rychlá Furierova transformace v jednotlivých časových okamžicích. Dvě černé čáry zobrazují hranice frek-

venci třesu nemocného člověka.



Obrázek 4.2: Simulovaný třes detekovaný pomocí noraxon_tremdet



Obrázek 4.3: Pomalé krouživé pohyby měřené pomocí noraxon_tremdet

V příložených souborech na CD ve složce noraxon_tremdet je video detekce simulovaného třesu pomocí programu noraxon_tremdet.

4.3 Metody kvantifikace třesu

Při práci jsme se zabývali pouze odhadem přítomnosti třesu. K tomu jsme využívali naměřených dat z akcelerometrů, případně i z gyroskopů. Pro regulaci třesu by bylo vhodné i určovat míru třesu. Tím jsme se zatím v naší práci nezabývali, ale naznačím, jakým směrem by bylo možné se vydat.

Kvantifikací třesu, tedy jak moc se pacient třese, rozumíme amplitudu nežádoucího pohybu. Mohli bychom provádět dvojí integraci dat akcelerometru. Zde by nám nevadil ani velký vliv šumu a teplotní závislosti, protože by se jednalo pouze o odhad vzdálenosti v krátkém čase. Ale opět by nás omezovalo promítání gravitačního zrychlení do dat měřených pomocí MEMS akcelerometrů. Proto by se dalo využít integrace úhlových rychlostí v jednotlivých osách nebo složitěji výpočet orientace celého zápěstí. U přístroje Noraxon gyroskopické senzory nemáme. Proto by se jako alternativní senzor dal použít poskytnutý dvouosý elektrický goniometr, který poskytuje měřené úhly ve dvou osách.

Vedle kvantifikace je důležité i vyhodnocení fáze pohybu. K tomu by bylo možné opět využít měřené nebo dopočítávané úhly.

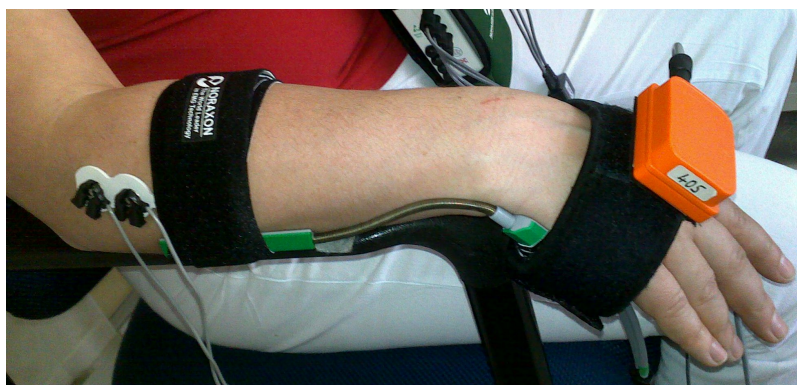
Kapitola 5

Detekce třesu pomocí EMG a inerciálních senzorů

5.1 Standardní poloha

Třes se může vyskytovat na různých partiích, ale nejznatelnější a nejlépe měřitelný je na ruku. Pro zjednodušení úlohy jsme si řekli, že budeme všechny úkony a měření související s detekcí třesu provádět v jedné poloze, kterou prohlásíme za standardní.

Obrázek 5.1 zobrazuje standardní polohu. Jedná se o polohu vsedě na židli, kde je ruka položená na opěrce na ruku tak, aby bylo zápěstí volné. S touto polohou také souvisí umístění použitých senzorů.



Obrázek 5.1: Standardní poloha

Akcelerometr Noraxon je umístěn na ruku tak, aby osa Y směřovala k prstům a osa Z do ruky. Goniometrický senzor Noraxon je umístěn na vnější straně ruky tak, aby měřil úhel zápěstí. Na obrázku 5.2 je vidět umístění akcelerometru a goniometru Noraxon. Elektrody pro měření EMG jsou umístěny spolupracujícími kolegyněmi na svalové partii musculus Flexor carpi ulnaris a musculus Extensor carpi radialis jak je vidět na obrázku 5.3. Měřicí jednotka pohybu Xsens je umístěna nad akcelerometrem Noraxon. Osa

5.2. SYNCHRONNÍ MĚŘENÍ EMG A POHYBU

Y měřicí jednotky směřuje k prstům, ale protože souřadný systém měřicí jednotky Xsens je na rozdíl od souřadného systému akcelerometru Noraxon pravotočivý, tak musí osa Z směřovat od ruky pryč, aby byl směr osy X vždy stejný. Orientace senzoru Xsens je vidět na obrázku 5.1.



Obrázek 5.2: Umístění akcelerometru a goniometru ve standardní poloze



Obrázek 5.3: Umístění elektrod pro elektromyografii ve standardní poloze

Připojení jednotlivých senzorů do přístroje Noraxon a tedy reprezentace uložených dat je vidět v tabulce 5.1.

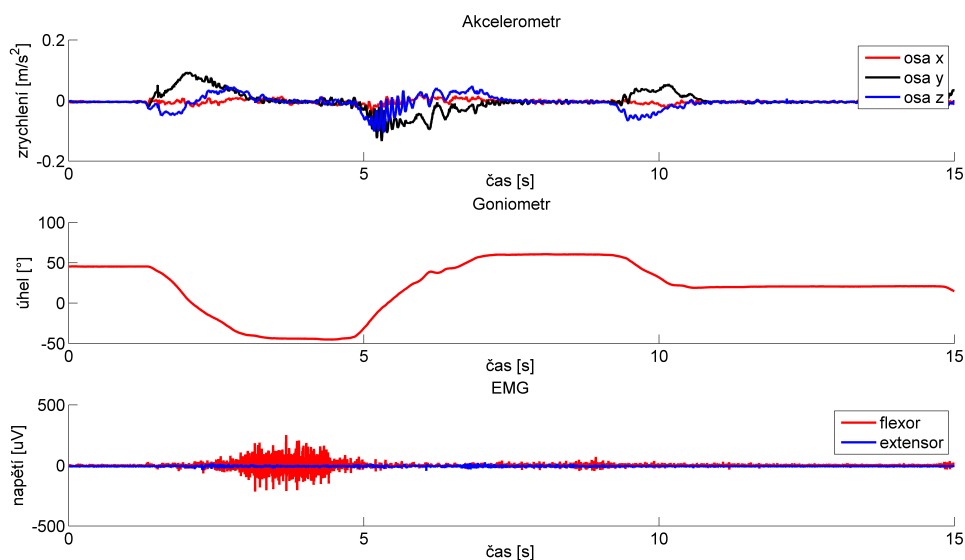
Mohlo by se zdát, že použití 3D akcelerometru Noraxon je zbytečné, protože akcelerometry jsou obsažené v měřicí jednotce Xsens. Ta však neposkytuje synchronizaci s měřeným EMG a goniometrem. Na druhou stranu jednotka Xsens poskytuje data z trojosého gyroskopu, které využíváme pro detekci třesu. Redundance v podobě dvojitého měření zrychlení nám navíc umožnila porovnat jejich naměřené signály.

Kanál	Senzor	Popis
1	3D akcelerometr	osa Z
2	2D goniometr	osa X
3	3D akcelerometr	osa Y
4	2D goniometr	osa Y
5	3D akcelerometr	osa X
6	EMG	flex. carp. ulnaris
-	-	-
8	EMG	ext. carp. radialis

Tabulka 5.1: Připojení senzorů k přístroji Noraxon

5.2 Synchronní měření EMG a pohybu

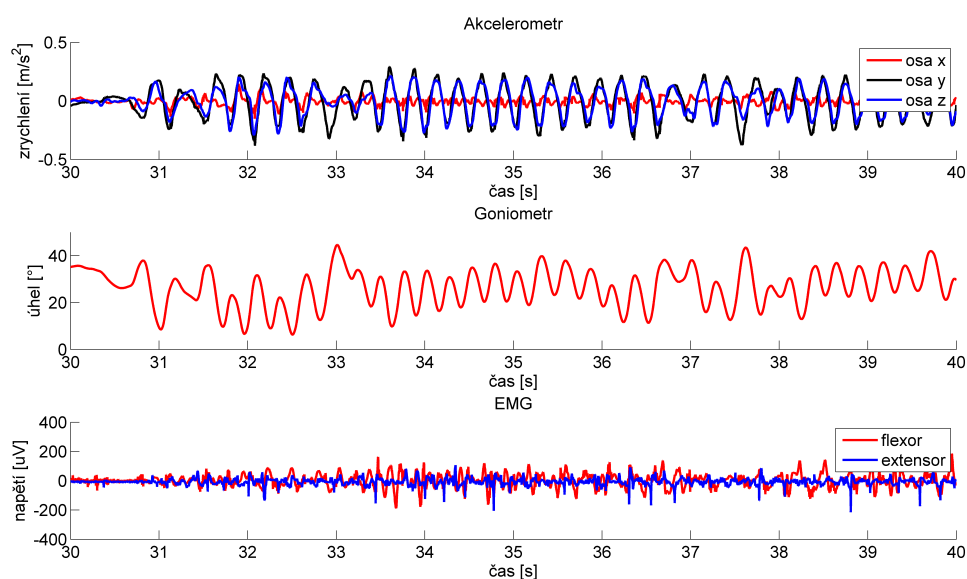
K měření jsme využili software MyoResearch XP, který byl k dispozici na klinice. Na obrázku 5.4 je vidět závislost signálu EMG na pohybu. V prvních pěti sekundách můžeme vidět pohyb rukou nahoru do krajní polohy a v dalších pěti sekundách pohyb dolů. Signál EMG ze svalu flexor carpi ulnaris je výraznější, jelikož sval působí silou proti gravitaci. U svalu extensor carpi radialis je vidět nevýrazné zvětšení amplitudy při pohybu ruky dolů. Do naměřeného zrychlení se nepromítlo gravitační zrychlení ani jiné nízko-frekvenční složky signálu, jelikož byl při měření zapnut DC filtr.



Obrázek 5.4: Synchronní měření EMG a pohybu - krajní polohy

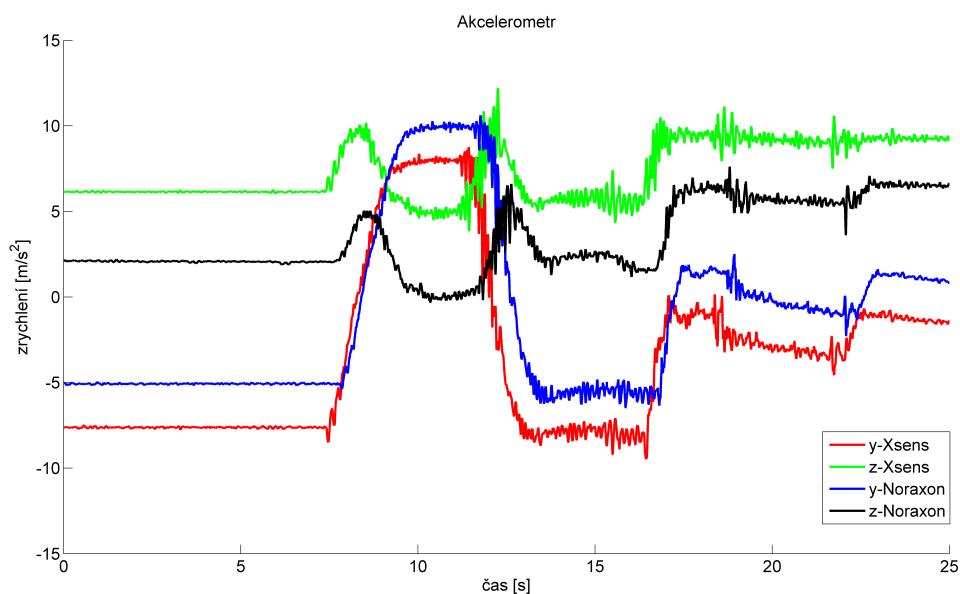
Při simulovaném třesu je amplituda signálu na obou kanálech EMG větší. To je vidět na obrázku 5.5.

Obrázek 5.6 porovnává průběhy zrychlení v osách Y a Z naměřené jednotlivými sen-



Obrázek 5.5: Synchronní měření EMG a pohybu - simulovaný třes

zory. U akcelerometru Noraxon je už vypnuté filtrování nízkých frekvencí. Pro porovnání byl signál přepočítán do stejných jednotek, protože software MyoResearch měří v násobcích gravitačního zrychlení. Navíc osa Z akcelerometru Noraxon musela být převrácena, protože osy akcelerometru netvoří pravotočivý systém. Průběhy v jednotlivých osách jsou téměř shodné, až na rozdíl stejnosměrné složky. Ta je tak velká, protože akcelerometr Noraxon při vypnutém DC filtrování nemá žádnou jinou teplotní kompenzaci.



Obrázek 5.6: Porovnání akcelerometrů Noraxon a Xsens

5.3 Měření třesu pacientů

Díky lékařkám jsme měli možnost se setkat s pacienty trpícími esenciálním třesem. Na CD ve složce **Esenciální_třes** jsou zaznamenána videa a data získaná při měření. Překvapilo nás, jak je třes jemný. Při simulování třesu jsme totiž prováděli daleko výraznější pohyb. Proto při měření a detekci třesu jsou detekovány pouze momenty, kdy je třes nejvýraznější. Nechali jsme oba pacienty provádět stejnou sérii jednoduchých úkonů. Ty jsou popsány v tabulce 5.2.

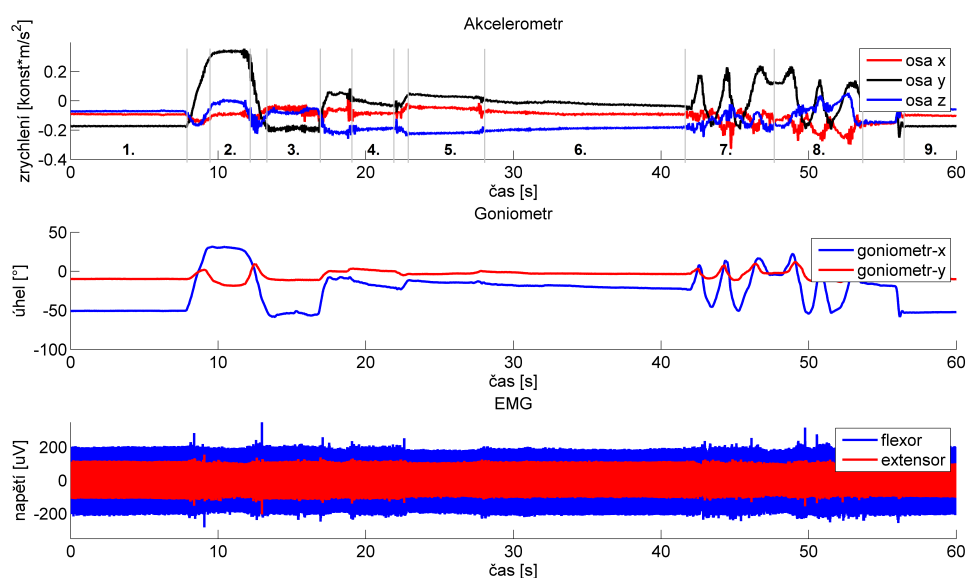
Označení	Úkon
1.	svěšení ve standardní poloze
2.	zvednutí zápěstí do krajní polohy
3.	svěšení ve standardní poloze
4.	vychýlení zápěstí doprava
5.	vychýlení zápěstí doleva
6.	narovnání ruky rovnoběžně s podpěrkou na ruku
7.	tři kroužky zápěstím doprava
8.	tři kroužky zápěstím doleva
9.	svěšení ve standardní poloze

Tabulka 5.2: Série měřených úkonů

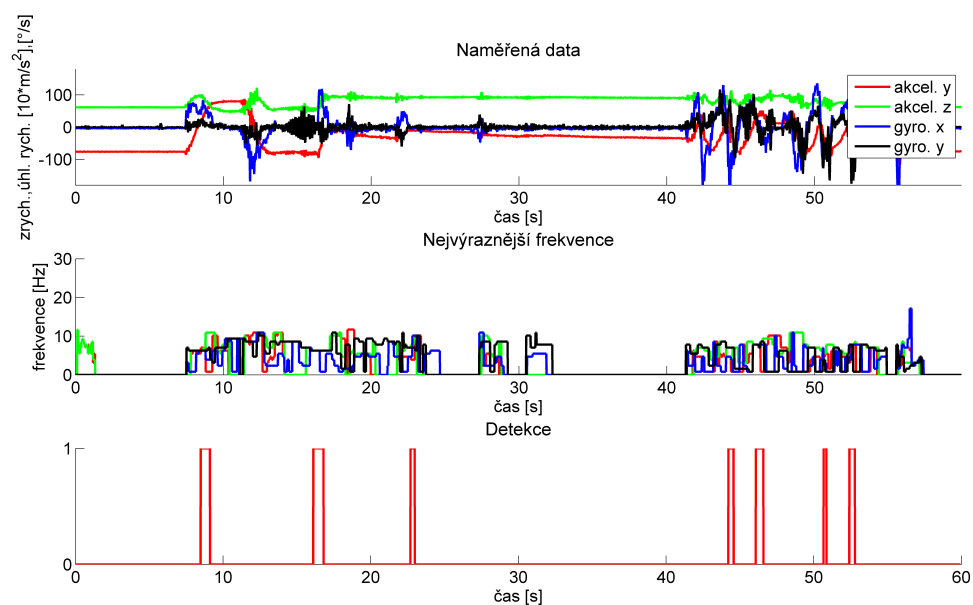
Na obrázku 5.7 jsou zobrazena data naměřená pomocí přístroje Noraxon na prvním pacientovi. Z prvních dvou grafů je snadno určitelné, jaký úkon pacient provádí. Na třetím grafu zobrazujícím EMG je vidět naměřená nepatrná aktivita flexoru, ale aktivita extensoru vidět není. To je způsobeno nejspíš chybou při připevňování elektrod. Nezabránil tomu ani postup podle kapitoly 3.2.3.

Na obrázku 5.8 je vidět detekce třesu prvního pacienta pomocí Tadeášova algoritmu. Kvalitu detekce lze porovnat videem na CD.

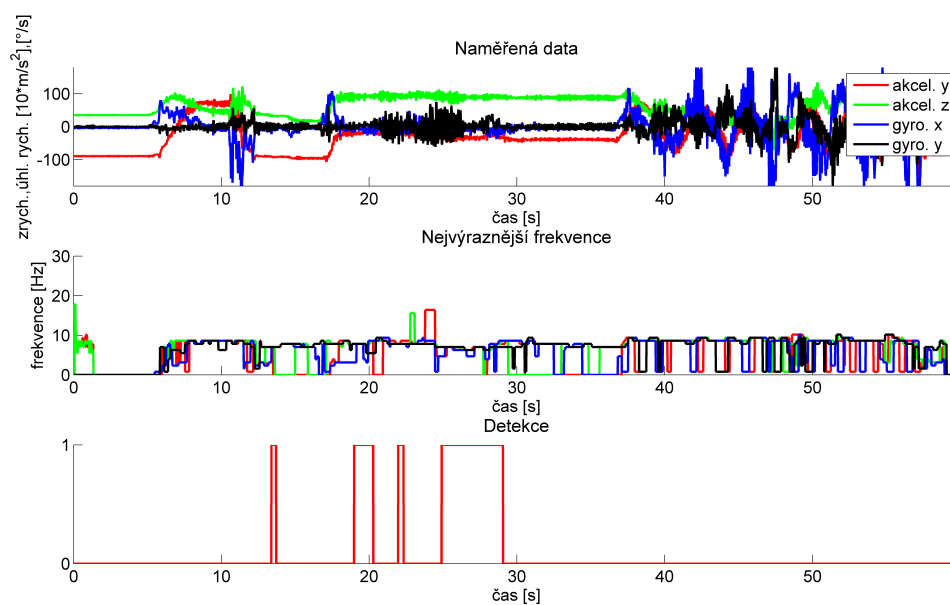
První pacient největší třes vykazoval, když procházel zápěstím polohou rovnoběžnou s opěrkou na ruku. Jinak byl třes velice jemný a projevoval se spíše třesem některých prstů než na zápěstí. Druhý pacient vykazoval největší třes také při procházení polohou zápěstí rovnoběžně s opěrkou. Je to vidět na obrázku 5.9. Celkově byl ale třes větší než u pacienta prvního.



Obrázek 5.7: Pacient 1 - data z přístroje Noraxon



Obrázek 5.8: Pacient 1 - data z přístroje Xsens



Obrázek 5.9: Pacient 2 - data z přístroje Xsens

Kapitola 6

Stimulační metody

Tato kapitola okrajově zpracovává možnosti stimulačních metod použitelných pro potlačování třesu. Jedná se o metodu hluboké mozkové stimulace a metodu funkční elektrické stimulace. Bohaté zkušenosti a výsledky práce docenta Jecha a profesora Růžičky v oboru hluboké mozkové stimulace [24], [25] nás motivují k uvažování této stimulace při budoucí práci. V jiném případě by pro nás použití hluboké mozkové stimulace bylo nedosažitelné. Na druhou stranu funkční elektrická stimulace se jeví jako dostupnější, jelikož není invazivní. K jejímu uvažování nás vedlo její využití v pracích [2], [3] zabývajících se problematikou potlačování třesu pomocí této stimulace.

6.1 Hluboká mozková stimulace

Hluboká mozková stimulace, také známá jako DBS (zkratka Deep Brain Stimulation), je invazivní metoda léčby používaná u pacientů s neurologickými poruchami. Jedná se o chirurgické zavedení elektrod do mozku. Tyto elektrody o rozměrech lidského vlasu, řízené stimulatorem vysílají do mozku elektrické impulzy o vysoké frekvenci a tím ovlivňují činnost v okolí elektrod. Na umístění elektrod závisí ovlivněná oblast. Správným umístěním lze mírnit poruchy způsobené Parkinsonovou chorobou (třes, rigidita), esenciálním tremorem nebo Tourettovým syndromem (svalové záškuby, tiky). O tom se zmiňují zdroje [1][26][27][28].

Zdroj [26] se zmiňuje i o teoretické možnosti použití DBS k potlačení depresí. Na druhou stranu [28][29] se zmiňuje o možnosti depresí a dalších vedlejších účinků způsobených nevhodným umístěním elektrod nebo špatným nastavením stimulatoru.

Podrobněji se hlubokou mozkovou stimulací zabývají články [30], [26].

6.2 Funkční elektrická stimulace

Funkční elektrická stimulace, známá jako FES, je metoda používaná ke stimulování svalových partií, jejichž pohyb je omezen částečnou ztrátou hybnosti způsobených centrální obrnou, mozkovou mrtvicí nebo úrazem páteře. FES v některých případech navrácí motorické funkce a dá se tak používat jako rehabilitační pomůcka. FES je založena principu dráždění nervového kmene svalové partie elektrickými impulsy předepsané polarity, frekvence a amplitudy. K tomu je zapotřebí FES stimulátor, který impulsy generuje a elektrody, které elektrické impulsy dopraví na žádoucí místa, kde způsobí kontrakci svalu. To říkají zdroje [31], [32].

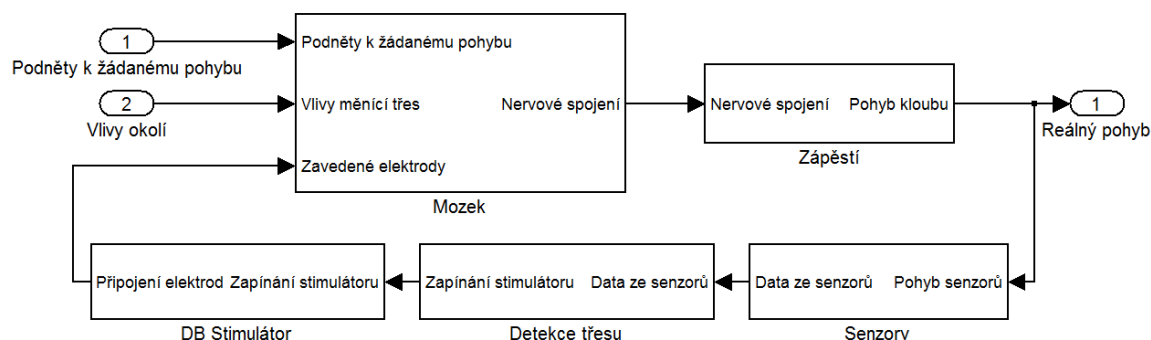
Fungování funkční elektrické stimulace je více popsána například v článku [33].

Kapitola 7

Uzavření zpětnovazební smyčky pro potlačení třesu

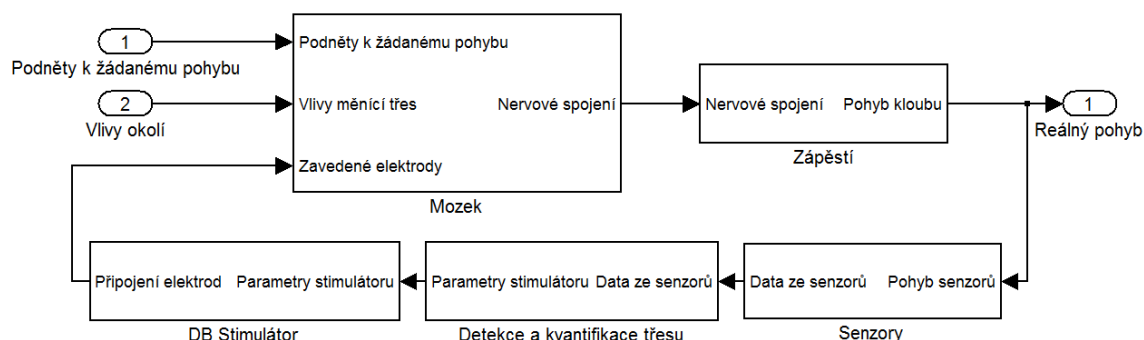
7.1 Zpětnovazební regulace pomocí hluboké mozkové stimulace

Zatím pro detekci třesu využíváme pouze inerciálních senzorů, jelikož data z elektro-myografu zatím neumíme dostatečně dobře zpracovat. Při vhodném zavedení elektrod, podle původu třesu, lze hlubokou mozkovou stimulací třes potlačovat. Ale stimulace je aktivní i v případě, kdy se pacient netřese. Se znalostí přítomnosti třesu by bylo možné spouštět hlubokou mozkovou stimulaci jen v potřebné momenty. Schematicky je to zobrazeno na obrázku 7.1.



Obrázek 7.1: Blokové schéma zpětnovazebního zapojení - jednoduché DBS

Nevýhodou tohoto jednoduchého řízení je, že by docházelo k oscilacím přítomnosti třesu. Tedy pokud by byl detekován třes, spuštění stimulace by ho potlačovalo až do chvíle, kdy by třes přestal být detekován. Proto by bylo vhodnější se dále věnovat kvantifikaci třesu a pomocí ní přenastavovat parametry stimulatoru, jak je naznačeno na obrázku 7.2. Jednalo by se například o amplitudu nebo tvar stimulačního signálu. Možnosti řešení kvantifikace třesu jsou zpracovány v 4.3.



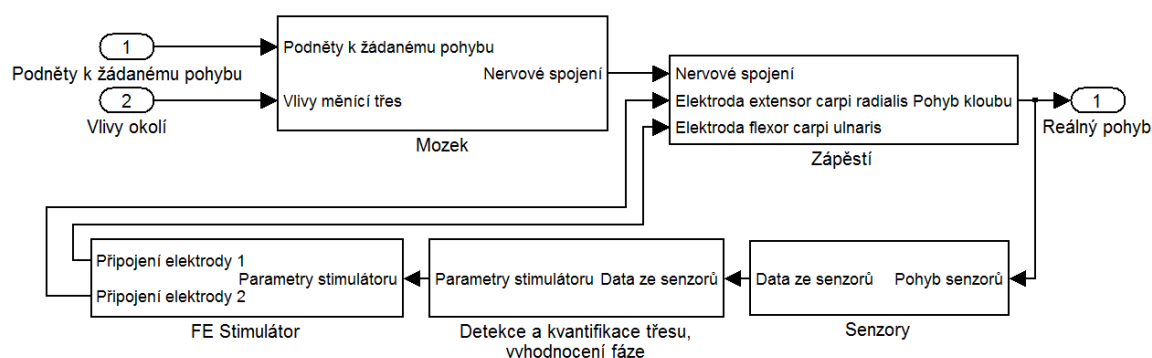
Obrázek 7.2: Blokové schéma zpětnovazebního zapojení - vylepšené DBS

Kvalita regulace by ale závisela na kvalitě použitých senzorů a kvalitě detekčního a kvantifikačního algoritmu. Navíc by bylo nutné nastavit krajní parametry stimulatoru tak, aby stimulace nedělala víc problémů než užtku. Příklad, kdy by byl dokonale potlačen třes, ale pacient by trpěl například depresemi nebo nespavostí by nebyl přípustný.

7.2 Zpětnovazební regulace pomocí funkční elektrické stimulace

Nevýhodou hluboké mozkové stimulace je její finanční náročnost. Levnější variantou pro potlačování třesu by mohla být právě funkční elektrická stimulace. Šlo by o vyvolávání pohybu, který by byl jakousi inverzí třesu. Inspirací nám byl článek [2]. Nebo by se dalo využít metody zvyšování impedance kloubu, tak jako ve zdroji [3]. Pro obě metody by pro dosažení lepších výsledků bylo vhodné věnovat se kvantifikaci třesu stejně jako u DBS.

U využití DBS nebo zvětšování impedance kloubu pomocí FES by nebylo nutné určovat fázi pohybu v čase, ale pro stimulování svalů k opačnému pohybu než je třes by to nutné bylo. Schematické zapojení je na obrázku 7.3.



Obrázek 7.3: Blokové schéma zpětnovazebního zapojení - FES

Stejně jako u hlubkové mozkové stimulace tak i u funkční elektrické by bylo nutné nastavit limity pro stimulator.

Kapitola 8

Závěr

Motivací pro práci na zadané úloze, která spojuje oblast teorie systémů a signálů s oblastí medicíny, jmenovitě neurologie, byla možnost přispět ke zlepšení kvality života lidí postižených poruchami pohybu, zejména pacientů s Parkinsonickým či esenciálním třesem.

Na tomto tématu jsem pracoval ve spolupráci s dalším studentem Tadeášem Lejskem.

Konkrétním cílem mé práce bylo prozkoumání možností instrumentace dostupné na vlastním pracovišti (Katedra řídicí techniky FEL ČVUT) a spolupracujícím pracovišti (Neurologická klinika 1. LF UK) pro účely detekce třesu v reálném čase. Šlo o komplexní přístroj pro elektromyografická měření a senzory pro inerciální měření. Vyvinul jsem program pro měření a zpracování dat v reálném čase pomocí poskytnutého přístroje. Okrajově jsem popsal Tadeášův algoritmus pro detekci třesu a nastínil jsem možnosti a nutné kroky pro uzavření zpětné vazby pro regulaci třesu. Zaznamenal jsem zde i výsledky z ověřování funkčnosti algoritmu detekce na pacientech se skutečným třesem.

Spolupráce na tématu s Tadeášem mi pomohla rozvíjet zkušenosti při práci v týmu. Oceňuji zkušenost při práci v nemocnici, protože jsem si uvědomil, jak je důležitá komunikace při prolínání práce lidí z více nezávislých oborů. Také mi to umožnilo porovnat rozdíl mezi laboratorním měřením při konstantních podmínkách na neživých přístrojích a měřením na živých pacientech, jejichž třes je ovlivňován mnoha faktory, jako je například stres nebo kvalita spánku. Uvědomil jsem si tedy, že měření s objednanými pacienty vyžaduje mnohem důkladnější plánování a více předvídání výskytu možných chyb a komplikací.

Pro budoucí uzavření zpětné vazby bude nutné, kromě implementací nastíněných metod pro kvantifikaci třesu a určování fáze pohybu, začít důsledněji sbírat praktické zkušenosti se stimulačními metodami.

Literatura

- [1] GARCÍA, M. R.; VERWOERD, M. V.; PEARLMUTTER, B. A.; aj.. Deep Brain Stimulation may Reduce Tremor by Preferential Blockade of Slower Axons via Antidromic Activation. In *Conference on Decision and Control and European Control Conference*, roč. 50, 2011.
- [2] ZHANG, D.; POIGNET, P.; WIDJAJA, F.; aj.. Neural oscillator based control for pathological tremor suppression via functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 2011, roč. 19, č. 1.
- [3] PADILHA LANARI BO, A.; AZEVEDO COSTE, C.; POIGNET, P.; aj.. On the Use of FES to Attenuate Tremor by Modulating Joint Impedance. In *Conference on Decision and Control and European Control Conference*, roč. 50, 2011.
- [4] SCHIFF, S.. Towards Model-Based Control of Parkinson's Disease: A Perspective. In *Conference on Decision and Control and European Control Conference*, roč. 50, 2011.
- [5] RŮŽIČKA, E.; ROTH, J.: *Parkinsonova nemoc, Doporučené postupy*. 2002, [RTF; rev. 2002; vid. 2012-04-16; Reg. č. o/027/306. Dostupné z: <http://cls.cz/dokumenty2/resitele/t306.rtf>
- [6] ŠPRDLÍK, O.; HURÁK, Z.; HOSKOVCOVÁ, M.; aj.. Tremor analysis by decomposition of acceleration into gravity and inertial acceleration using inertial measurement unit. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2011, roč. 6, č. 3, s. 269–279.
- [7] ČIŽMÁR, J.: *Současnost a budoucnost inerciálních MEMS senzorů*. [2011], [PDF; rev. 2011-10-20; vid. 2012-04-16]. Dostupné z: <http://www.roznovskastredni.cz/dwnl/pel2011/06/cizmar.pdf>
- [8] VOJÁČEK, A.: *Gyroskopy v integrovaném provedení MEMS*. [Online; vid. 2012-04-16]. Dostupné z: <http://jonatan.spse.pilsedu.cz/~mazanec/gyroskopy.htm>
- [9] VOJÁČEK, A.: *Integrované AMR senzory magnetického pole*. [online; rev. 2011-5-12; vid. 2012-04-23]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-amr-senzory-magnetickeho-pole>

-
- [10] Xsens Technologies B.V.: *MTi and MTx User Manual and Technical Documentation*. [PDF; rev. 2010-10-15; vid. 2012-04-23]. Dostupné z: <http://www.xsens.com>
- [11] *Windows does not recognize my USB to serial converter, what can I do?* Xsens Admin. [online; rev. 2011-7-21; vid. 2012-04-19]. Dostupné z: <http://www.xsens.com/en/faq/items/2-industrial-applications/69-windows-does-not-recognize-my-usb-to-serial-converter-what-can-i-do>
- [12] Wikipedia: *Euler angles* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2004, [Online; vid. 2012-05-5]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Tait-Bryan_angles#Tait.E2.80.93Bryan_angles
- [13] SMUTNÝ, V.: *Přednášky předmětu Robotika - Geometrie a algebra užívaná v kinematice*. [PDF; vid. 2012-05-05]. Dostupné z: <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ROB/roblec/geometry-notecz.pdf>
- [14] NOVÁČEK, P.: *Využití GPS systému pro měření náklonu letadla*. Diplomová práce, České vysoké učení technické v Praze, 2010.
- [15] ŘEZÁČ, M.; HURÁK, Z.. Low-cost inertial estimation unit based on extended kalman filtering. In *Proc. SPIE 7696*, 2010.
- [16] *Elektromyografie*. Katedra Anatomie a Biomechaniky FTVS UK. [Online; vid. 2012-04-23]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php
- [17] ČMEJLA, R.: *Signály nervů a svalů*. [TXT; rev. 2012-03-05; vid. 2012-04-24]. Dostupné z: <http://sami.fel.cvut.cz/bsg/BSG04.txt>
- [18] KROBOT, A.; KOLÁŘOVÁ, B.. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. [vid. 2012-04-24].
- [19] Noraxon U.S.A. Inc.: *Inline 3D Accelerometer Sensor Manual*. 2009.
- [20] Noraxon U.S.A. Inc.: *Inline Electrical Goniometer Sensor Manual*. 2009.
- [21] ŠTEFEK, J.: *Možnosti spolupráce prostředí Matlab s dalšími programy a programovacími jazyky*. Bakalářská práce, Vysoké učení technické v Brně, 2009.
- [22] MathWorks: *Calling MATLAB Engine from C/C++ and Fortran Programs*. [vid. 2012-03-17]. Dostupné z: http://www.mathworks.com/help/techdoc/matlab_external/f29148.html
- [23] LEJSEK, T.: *Detection and Compensation of Tremor for Patients with Parkinson Disease*. Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, 2012.
- [24] *VIZITA - 2. DÍL - DYSTONIE*. TV NOVA. [video; vid. 2012-05-24]. Dostupné z: <http://voyo.nova.cz/product/serialy/17140-vizita-2-dil-dystonie#>

-
- [25] *Interview Z1, host: Evžen Růžička. TV Z1.* [video; vid. 2012-05-24]. Dostupné z: http://www.youtube.com/watch?v=pqCs84u_QxA
- [26] PERLMUTTER, J.; MINK, J.. Deep brain stimulation. *Annual Review of Neuroscience*, 2006, roč. 29, s. 229–257.
URL : <<http://icsslwebs.ee.ucla.edu/dejan/researchwiki/images/2/23/Mink06.pdf>>
- [27] WESTBROOK, D.: *Deep Brain Stimulation (DBS) Parkinsons Australia* — YouTube. [video; YouTube kanál Westymedia; vid. 2012-04-28]. Dostupné z: <http://www.youtube.com/watch?v=w8zPQ8YV43I&feature=related>
- [28] Wikipedia: *Deep Brain Stimulation* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; vid. 2012-04-28]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Deep_brain_stimulation
- [29] *Mechanismy hloubkové mozkové stimulace.* Katedra Kybernetiky FEL ČVUT Gerstnerova laboratoř. [video; YouTube; vid. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://www.youtube.com/watch?v=EuQuQHiplOM>
- [30] BREIT, S.; SCHULZ, J.; BENABID, A.. Deep brain stimulation. *Cell and tissue research*, 2004, roč. 318, č. 1, s. 275–288.
- [31] Hruška, M.: *Funkční elektrická stimulace pro parézu peroneálního svalu.* Diplomová práce, České vysoké učení technické v Praze, 2006.
- [32] Wikipedia: *Functional electrical stimulation* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; vid. 2012-04-29]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Functional_electrical_stimulation
- [33] Lynch, C.; Popovic, M.. Functional electrical stimulation. *Control Systems Magazine, IEEE*, 2008, roč. 28, č. 2, s. 40–50.

Obsah CD

Disk CD, který je přiložen k práci obsahuje text bakalářské práce ve formátu PDF a soubory potřebné pro kompilaci dokumentu pomocí nástroje \LaTeX . Dále disk obsahuje naměřená data, zdrojové kódy, potřebné ovladače k použitým přístrojům a použitá literatura.

V následující tabulce je popsána struktura CD.

Tabulka 1: Adresářová struktura na CD

Adresář	Popis
Bakalarska_prace	Soubory pro kompilaci textu bakalářské práce
Data	Naměřená data
Literatura	Použitá literatura
Ovladace	Ovladače potřebné ke komunikaci s přístroji
Zdrojove_kody	Zdrojové kódy programů
Bakalarska_prace.pdf	Text bakalářské práce