



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Analýza repetitivních pohybů při chůzi

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Jakub Barnabás Zizka

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zoltán Szabó, Ph.D.

Kladno 2014

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2013/2014

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Jakub Barnabás Zizka**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Analýza repetitivních pohybů při chůzi**
Téma anglicky: Analysis of repetitive movements of walking

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

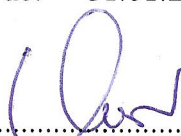
Pomocí systému Xsens na bázi akcelerometrů a receptorového chodníku GaitRite pořídte testovací data při chůzi. Data z obou systémů časově synchronizujte a navrhnete vhodné parametry pro analýzu festinace (zrychlování a zkracování kroků) chůze a navrhnete kritéria pro její hodnocení. V programovém prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro zpracování pořizovaných dat a pro grafické znázornění navržených parametrů. Při realizaci využijte zkušenosti ze systému BradyAn pro analýzu pohybu horních končetin.

Seznam odborné literatury:

- [1] Ruzicka , E., Krupicka , R., Zarubova , K., Szabo , Z., Jech , R., BradyAn: A New Reliable Tool For Measuring Bradykinesia, In MDS 17th International Congress of Parkinson's Disease and Movement Disorders, číslo 28, Sydney, Australia June 16-20, 2013
[2] Christopher L Vaughan, Brian L Davis, Jeremy C O'Connor, Dynamics of Human Gait, ed. 2nd Edition, Kiboho Publishers Cape Town, South Africa, 1999, 141 s., ISBN 0-620-23558-6

Vedoucí: Ing. Zoltán Szabó, Ph.D.
Konzultant: Prof. MUDr. Evžen Růžička, DrSc.

Zadání platné do: 31.01.2016


vedoucí katedry / pracoviště




děkan

V Kladně dne 17.02.2014

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Analýza repetitivních pohybů při chůzi“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 22.7.2014

.....

Bc. Jakub Barnabás Zizka

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych na tomto místě poděkoval vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Zoltánovi Szabó, Ph.D. za ochotu při konzultacích, cenné rady a vedení diplomové práce. Déle bych chtěl poděkovat paní Ing. Janě Vránové, CSc., panu Ing. Davidu Vrbovi, Ph.D. a slečně Mgr. Slávce Vítečkové za cenné rady při statistickém zpracování dat. Také bych chtěl poděkovat slečně Ing. Daniele Müllerové za spolupráci během realizace měření.

Název diplomové práce:

Analýza repetitivních pohybů při chůzi

Abstrakt:

Diplomová práce se zabývá využitelností receptorového chodníku GAITRite a polyakcelerometrického systému Xsens pro analýzu festinace chůze (postupné zrychlování a zkracování kroků). Základním cílem této práce bylo určit a ověřit parametry festinace. Součástí práce je popis použitých měřících systémů, metodika synchronizace dat, způsob zpracování naměřených dat a návrh parametrů festinace. Pro zpracování naměřených dat a vizualizaci navržených parametrů byla vytvořena aplikace v programovacím prostředí Matlab a navržené parametry byly experimentálně ověřeny. Na základě výsledků měření lze říci, že pomocí navržených parametrů lze festinaci detekovat na obou dvou systémech a využít tak výhody polyakcelerometrického systému Xsens, a to jeho relativní nezávislosti na prostorech měření.

Klíčová slova:

festinace, receptorový chodník GAITRite, inerciální senzor Xsens

Master's Thesis title:

Analysis of repetitive movements of walking

Abstract:

The thesis deals with the GAITRite electric walkway and Xsens Xbus Kit measuring systems. These systems are used to measure festination (shortening and quikening of steps). The main aim of the thesis was to determine and verify parameters of festination. The thesis contains description of the measurement systems, the method of data synchronization, description of the data processing and assessment the parameters of festination. The application in Matlab was created for the purpose of processing data and visualizing proposed parameters. The proposed parameters were experimentally tested. Based on the results of the measurements, it was concluded that propopsed parameters are usable for detecting festination. It was also concluded that the Xsens system is usable for detecting festination without additional tools. Independent use of Xsens system has huge advantages in light of space requirements.

Key words:

festination, GAITRite electronic walkway, inertial sensor Xsens

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	10
1.1 Festinace	10
1.2 Krokový (chůzový) cyklus	11
1.3 Systémy pro analýzu chůze	13
1.4 Cíle práce	14
2 Metody	15
2.1 Polyakcelerometrický systém Xsens – Xbus Kit	15
2.2 Receptorový chodník GAITRite	18
2.3 Možnosti hardwarové synchronizace systémů Xsens a GAITRite	20
2.4 Popis dekódování exportovaného souboru ze systému GAITRite	22
2.5 Detekce počátečních kontaktů pomocí receptorového chodníku GAITRite	27
2.6 Detekce počátečních kontaktů na polyakcelerometrickém systému Xsens	31
2.7 Časová synchronizace dat z polyakcelerometrického systému Xsens a receptorového chodníku GAITRite	35
2.8 Určení délky kroku na receptorovém chodníku GAITRite	36
2.9 Výpočet zrychlení ve směru chůze	37
2.10 Parametry festinace na polyakcelerometrickém systému Xsens	45
2.11 Parametry festinace na receptorovém chodníku GAITRite	49
2.12 Aplikace pro grafické znázornění navržených parametrů	51
2.13 Statistické vyhodnocení experimentálních dat	53
3 Výsledky	54
4 Diskuse	56
5 Závěr	58
Seznam použité literatury	60

Seznam příloh	63
---------------------	----

Seznam symbolů a zkratek

a_x	Zrychlení ve směru podélném k tibii
a_y	Zrychlení ve směru kolmém k tibii
HO	Heel Off (oddělení paty od podložky)
IC	Initial Contact (počáteční kontakt)
IMU	Inertial Measurement Unit (inerciální měřicí jednotka)
INT2	Parametr založený na integraci části krokového cyklu
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
MTx	Inerciální měřicí jednotka od společnosti Xsens
PD	Parkinson's Disease (Parkinsonova choroba)
SVH	Parametr založený na detekci maxima spektrální výkonové hustoty
TO	Toe Off (odraz palce)
w_z	Úhlová rychlost kolem mediolaterální osy kotníku

1 Úvod

Diplomová práce se zabývá oblastí analýzy chůze. Konkrétně je zaměřena na možnosti využití receptorového chodníku GAITRite (GAITRite electronic walkway) a polyakcelerometrického systému Xsens (Xsens Xbus Kit) pro detekci festinace (postupné zrychlování a zkracování kroků). Jedná se o příznak, který se objevuje u pacientů trpících Parkinsonovou chorobou.

V následujících kapitolách jsou přiblíženy pojmy související s festinací a analýzou chůze.

1.1 Festinace

Festinace chůze je obecně definována jako postupné zrychlování (zvyšování kadence) a postupné zkracování kroků.[1] V klinické praxi se nejčastěji objevuje u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, kdy bývá spojována s termínem Parkinsonské chůze.[2]

Parkinsonova nemoc (Parkinson's Disease - PD) je jedním z nejčastějších neurologických onemocnění. Je jí zasaženo zhruba 0,1% z celkové populace. U populace nad 60 let toto číslo vzrůstá na zhruba 1% a s přibývajícím věkem se podíl nemocných v populaci ještě zvyšuje.[3][4] V České republice je zhruba 16 tisíc osob zasažených touto chorobou a za rok se diagnostikuje zhruba 1000 – 1500 nových pacientů.[5] Jedná se o nevléčitelnou neurodegenerativní chorobu postihující centrální nervovou soustavu. Léčba Parkinsonovy nemoci spočívá v substituci dopaminu, která vede k potlačení či omezení příznaků této nemoci. Nejfrekventovanějším a zároveň nejúčinnějším léčivem, které je určeno k substituci tohoto neurotransmiteru, je levodopa (L-hydroxy-fenilalanin).[3][4]

U pacientů trpících touto nemocí dochází k úbytku či poškození neuronových buněk v části středního mozku, který se označuje jako substantia nigra (černá substance). Tato část mozku je složena ze dvou struktur, které nesou označení pars compacta a pars reticularis. Poškození či úbytek buněk v pars compacta vede ke snížení produkce dopaminu, který v rámci nervového systému umožňuje přenos impulzů.[4]

Parkinsonova nemoc je hlavní příčinou parkinsonismu neboli parkinsonského syndromu. Jedná se o klinický syndrom, který zahrnuje kombinaci různých poruch motoriky. Mezi tyto poruchy patří tremor (klidový třes), bradykineza (zpomalení pohybů), rigidita (ztuhlost svalů), shrbený postoj, tzv. freezing (náhlé přerušování pohybů, kdy pacient není schopen po určitý časový úsek jeho dokončení) a ztráta posturálních reflexů. [4]

Parkinsonská chůze je charakteristická krátkými šouravými kroky a chybějícím souhybem horních končetin. Držení těla je v semiflexi (částečné ohnutí). Pacient má potíže s inicializací lokomoce a při překonávání překážek. K prohloubení příznaků parkinsonské chůze dochází, pokud je pacient rozptýlen nějakou souběžnou činností (například počítáním). [6]

Pacient trpící Parkinsonovou nemocí s festinací chůze má v důsledku předkloněného trupu posunutý průmět těžiště před chodidla. K udržení stability je však nutné, aby tento průmět byl mezi chodidly. Pacient pak k zabránění pádu zvyšuje kadenci kroků až na úroveň běhu. [2]

V současné době je klinické vyšetření poruch chůze u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí založeno především na subjektivním výkladu pacienta. K těmto účelům slouží například Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) či Activities of Daily Living (ADL). Proto je zde snaha nějakým způsobem zobjektivizovat tato vyšetření. Proti ní však stojí skutečnost, že k vyvolání příznaků souvisejících s Parkinsonskou chůzí je zapotřebí relativně komplexního vyšetření. Především je nutné zajistit komplexní dráhu pro pacienta s množstvím překážek a míst, kde se pacient musí otáčet. [7]

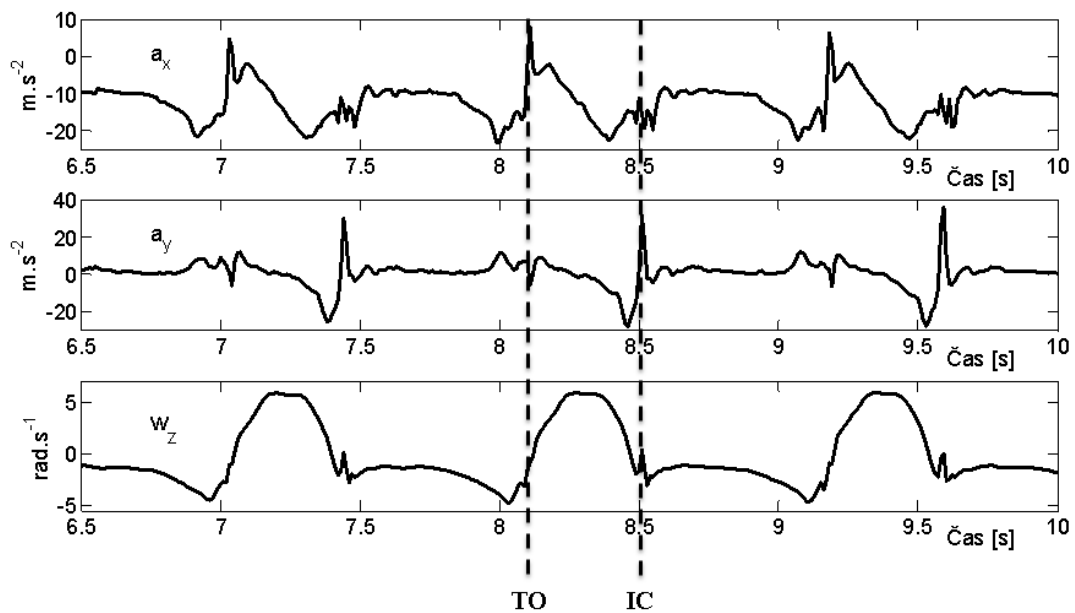
1.2 Krokový (chůzový) cyklus

Jako chůze je obecně chápán cyklický pohyb, kdy je v každém časovém okamžiku v kontaktu s podložkou alespoň jedno chodidlo. Fáze jednostranné opory se střídá s fází dvojí opory, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě dvě chodidla.

Krokový cyklus, jinými slovy dvojkrok, se skládá ze dvou základních fází. Jedná se o fázi stoje a fázi švihu. Krokový cyklus je zahájen dopadem jednoho chodidla

na podložku a je zakončen opětovným dopadem stejného chodidla. Přechod z fáze švihů do fáze stoje se označuje jako počáteční kontakt (IC – initial contact) a přechod z fáze stoje do fáze švihů se označuje jako odraz palce (TO – toe off).[8] Tyto dvě události můžeme pozorovat na námi používaných měřicích systémech.

Na Obr.1.1 je vyobrazena trojice krokových cyklů zaznamenaná pomocí systému Xsens. Záznam byl pořízen pomocí IMU (Inertial Measurement Unit), která byla umístěna na pravém kotníku.



Obr.1.1: Trojice krokových cyklů zaznamenaná polyakcelerometrickým systémem Xsens. Zrychlení a_x je zrychlení ve směru podélném k tibii. Zrychlení a_y je ve směru kolmém k tibii. Úhlová rychlost w_z je úhlová rychlost kolem mediolaterální osy kotníku. Jako **TO** je označen odraz palce a jako **IC** počáteční kontakt s podložkou.

Pomocí systému GAITRite je rovněž možné pozorovat **IC** a **TO**. Jako **IC** je možné označit okamžik, kdy je aktivovaný první senzor v rámci stopy. Obdobně lze určit okamžik **TO** jako okamžik, ve kterém dochází k deaktivaci posledního senzoru stopy.

Podrobněji lze dělit krokový cyklus do osy fází. První je fáze počátečního kontaktu (IC). Jedná se o okamžik, kdy se končetina dotkne podložky. Za normálních okolností se pata stává středem otáčení. Druhou fází je stádium zatěžování (LR – loading response). Jedná se o fázi trvající od IC do okamžiku, kdy se chodidlo dostává

do plného kontaktu s podložkou. Během této doby je na příslušnou končetinu přenesena veškerá váha těla. Tato fáze trvá okolo 10% doby krokového cyklu. Třetí fází je mezistoj (MS - midstance). Trvá zhruba 20% doby krokového cyklu. Začíná v okamžiku, kdy noha, která v předchozí fázi nebyla zatížena, přestává být v kontaktu s podložkou. Čtvrtou fází je konečný stoj (TS – terminal stance). Začíná zdvihem paty příslušné končetiny a končí dotykem protilehlé končetiny s podložkou. Trvá zhruba 20% doby krokového cyklu. Pátou fází je fáze předšvih (PSW – preswing phase). Začíná okamžikem kontaktu plosky protilehlé končetiny s podložkou a končí v okamžiku, kdy příslušná noha přestává být v kontaktu s podložkou. Trvá zhruba 10% doby krokového cyklu. Šestou fází je fáze počátečního švih (ISW – initial swing). Začíná okamžikem, kdy příslušná noha opouští podložku a trvá až do doby maximální flexe v kolenním kloubu příslušné končetiny. Trvá zhruba 10% doby krokového cyklu. Sedmou fází je mezišvih (MSW - mitswing). Je zakončena okamžikem, kdy je tibia ve vertikálním postavení. Trvá zhruba 15% doby krokového cyklu. Závěrečná fáze krokového cyklu se nazývá konečný švih (TSW – terminal swing). Trvá zhruba 15% doby krokového cyklu a je zakončena počátečním kontaktem příslušné končetiny s podložkou.[8] [9]

1.3 Systémy pro analýzu chůze

Pro monitoring chůze se využívají měřicí systémy, které lze rozdělit do čtyř kategorií: systémy založené na analýze elektromyografického (EMG) signálu, systémy založené na 3D monitoringu pomocí markerů, systémy založené na analýze tlaku pod chodidlem a systémy založené na měření zrychlení a úhlové rychlosti jednotlivých částí lidského těla.[10]

Systémy založené na měření elektromyografického signálu jsou často užívaným prostředkem k rozlišení mezi normální a patologickou chůzí, a to jak u dospělých, tak u dětí.[11] U měření parkinsonské chůze bývají využity signály z musculus tibialis anterior (přední sval holenní) a z musculus gastrocnemius (povrchový sval na zadní straně lýtky).[10] Nevýhodou těchto systémů je nutnost kombinace s jinými nástroji při stanovení časových a prostorových parametrů jako je kadence a délka kroku.[11]

3D monitoring chůze využívající markerů je v rámci metod monitoringu chůze považovaný za zlatý standard.[9] U těchto systémů je pro snímání scény zapotřebí využít minimálně dvou kamer, přičemž počet kamer je dán požadovanou přesností měření. Využívají se jak pasivní markery z vysoce odrazivého materiálu, tak aktivní markery s vlastním zdrojem elektromagnetického záření.[8] Nevýhodou těchto měřících systémů je vysoká pořizovací cena a limitovaný prostor měření.[9]

Mezi systémy analyzující tlakové změny pod chodidlem patří systémy použité například v [12] a [13], které jsou tvořeny senzory umístěnými pod patou a prsty dolní končetiny. Také je sem možné zařadit receptorové chodníky (například receptorový chodník GAITRite). Receptorové chodníky bývají standardní výbavou laboratoří určených pro monitoring chůze. Jejich hlavní nevýhoda je však stejná jako u systémů využívajících markery, a to limitovaný prostor měření.[9]

Do poslední kategorie spadají systémy využívající akcelerometry a gyroskopy. Patří sem například dále probíraný systém od společnosti Xsens. Velkou výhodou těchto systémů je relativní nezávislost na prostorech měření.

1.4 Cíle práce

Primárním cílem této diplomové práce je navržení vhodných parametrů pro detekci festinace na receptorovém chodníku GAITRite a polyakcelerometrickém systému Xsens. Je tedy nutné navrhnout parametry, díky nimž bude možné detekovat postupné zrychlování kroků (ve smyslu zvyšování kadence), a parametry, díky nimž bude možná detekce postupného zkracování kroků (ve smyslu jejich délky). Dále je pak nutné nalézt možnosti časové synchronizace dat z obou systémů.

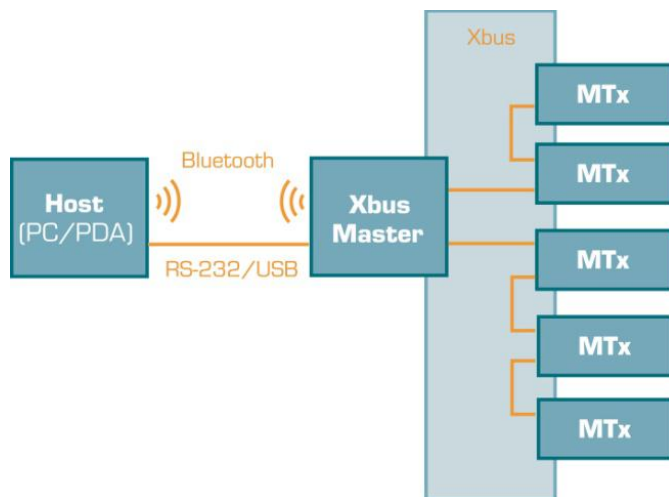
2 Metody

Tato kapitola obsahuje postupy, které bylo nutné implementovat pro detekci festinace na receptorovém chodníku GAITRite a polyakcelerometrickém systému Xsens. Nejprve jsou specifikovány použité měřicí systémy a je diskutována problematika získání surových dat z měření. V rámci tohoto procesu u měřicího systému GAITRite byla nutná implementace dekodéru, který umožnil další zpracování naměřených dat. Dále jsou probrány způsoby detekce počátečního kontaktu chodidla s podložkou na obou dvou systémech. Detekce počátečních kontaktů je základem pro užitý způsob synchronizace dat z měřicích systémů. Rovněž jsou na ní založeny způsoby detekce festinace, které jsou dále v této části práce probírány. Jako základ pro detekci zkracování kroků na polyakcelerometrickém systému Xsens slouží zrychlení ve směru chůze. Metoda jeho určení je rovněž obsažena v této části diplomové práce. Na závěr je uveden popis implementované aplikace pro zpracování naměřených dat, vizualizaci navržených parametrů a způsob statistického zpracování experimentálních dat.

2.1 Polyakcelerometrický systém Xsens – Xbus Kit

Polyakcelerometrický systém Xsens je určen k ambulantnímu měření lidských pohybů. Využívá se v oblastech, jako jsou biomechanika, rehabilitace, sportovní věda, virtuální realita, ergonomie či animace.[14]

V rámci sady Xbus Kit je dodáván Xbus Master, standardně pět MTx snímačů, softwarová podpora (MT Manager a MT Software Development Kit), kabely, adaptér, dobíjecí baterie AA, pás pro upevnění Xbus Masteru na tělo pacienta a Bluetooth vysílač zapojitelný do USB. Klíčové komponenty systému jsou Xbus Master a pohybové snímače MTx. K jednomu Xbus Masteru lze připojit až deset MTx snímačů, přičemž je zde možnost synchronizace dvou Xbus Masterů. Maximální počet MTx snímačů připojených k systému je tedy 20. Xbus Master je možné napájet prostřednictvím adaptéru (12V DC 1A) či baterií AA.[14]



Obr.2.1: Systém Xsens Xbus Kit. Převzato z [15]

Komunikace mezi Xbus Masterem a počítačem probíhá bezdrátově nebo prostřednictvím kabelu. K bezdrátové komunikaci je využíván standart Bluetooth. Ke komunikaci přes kabel je využíváno rozhraní RS-232 či USB.[14] [15]

Tab.2.1: Rozměry a hmotnost komponent systému Xsens Xbus Kit [14] [15]

	Rozměry (mm)	Hmotnost (g)
Xbus Master	100 × 150 × 40	200 (bez baterií)
MTx snímače	38 × 53 × 21	30

Frekvence vzorkování se pohybuje v rozmezí od 10 do 512 Hz, přičemž závisí na počtu připojených MTx snímačů. Standardně je v rámci systému nastavena vzorkovací frekvence 100 Hz.[14][15]

MTx snímač, který je obsažen v sadě Xbus Kit, obsahuje tzv. inerciální senzor. O tomto senzoru hlouběji pojednávají v [16] a [17]. MTx snímače dávají na svém výstupu informaci o 3D orientaci, o 3D zrychlení, o 3D rychlosti otáčení, o 3D poloze vůči magnetickému poli Země a o teplotě. Snímač je schopný pracovat v teplotním rozmezí od -20 do +55 °C. [18]



Obr.2.2: MTx snímač dodávaný v rámci sady Xsens Xbus Kit. Převzato z [19]

Akcelerometr obsažený v MTx snímači je založen na technologii MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems). Technologie MEMS představuje umístění elektronických a mikro-mechanických prvků na křemíkovou bázi. Více o této technologii v [20]. Zrychlení v určitém směru je v MTx snímači detekováno pomocí změny kapacity.[21]

Gyroskop, který detekuje rychlost otáčení ve 3D, rovněž využívá technologii MEMS a k měření úhlové rychlosti využívá Coriolisova principu. Coriolisova síla je detekována pomocí změny kapacity. Úhlové rozlišení gyroskopu, který je obsažen v MTx snímači, je $0,05^\circ$. [21] O gyroskopech v integrovaném provedení MEMS pojednává [22].

Magnetické pole Země je určováno pomocí magnetometru, který je tvořen tenkým magnetorezistivním filmem.[21] Principy, kterých je využito u senzoru magnetického pole Země, jsou probírány v [23].

Teplotní čidlo uvnitř MTx snímače slouží ke kompenzaci teplotní závislosti jednotlivých senzorů.[21]

Tab.2.2: Vlastnosti senzorů obsažených v MTx snímači [21]

	Akcelerometr	Gyroskop	Magnetometr
Dimenze	3D	3D	3D
Plný rozsah	$\pm 50 \text{ m/s}^{-2}$	$\pm 300 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$	$\pm 750 \text{ mG}$
Linearita	0,2 % FS	0,1 % FS	0,2 % FS
Šířka pásma	30 Hz	40 Hz	10 Hz
Maximální frekvence vzorkování	512 Hz	512 Hz	512 Hz

Minimální provozní napětí pro MTx snímač je 4,5 V a maximální provozní napětí je do 30 V DC. Průměrný provozní příkon je 350 mW (~70 mA a 5V). Špičkový proud při zapnutí může být až 200 mA.[21]

MTx snímač je k Xbus Masteru připojen pomocí pětipinového konektoru Binder 719. Stejného konektoru se využívá při propojení více MTx snímačů za sebe. [21]

Software dodávaný k tomuto systému (MT Manager) umožňuje bezproblémový export naměřených dat do souboru s příponou .txt. Pro každý MTx snímač je txt soubor vytvořen zvlášť. Je možné nastavit export aktuálního čísla vzorku, informace o teplotě, informace o zrychleních v jednotlivých osách MTx senzoru, informace o úhlové rychlosti kolem těchto os, informace z magnetometru v jednotlivých osách, informace o aktuální orientaci MTx snímače vůči orientaci snímače při kalibraci a informaci o logické hodnotě z kanálu AnalogIn, která je využitelná při synchronizaci s jiným měřícím systémem. U informace o orientaci MTx snímače lze volit mezi třemi způsoby vyjádření, a to vyjádření formou matice směrových kosinů, Eulerových úhlů a kvaternionů.

2.2 Receptorový chodník GAITRite

GAITRite electronic walkway je přenosný receptorový chodník, který je primárně určen pro analýzu chůze. Systém receptorového chodníku zaznamenává změny tlaku ve dvourozměrném prostoru. Je schopen ze surových dat vytvářet jak časové (doba jednoho kroku, doba jednoho cyklu, rychlost atd.), tak prostorové (délka

kroku, délka ujité vzdálenosti atd.) analýzy chůze. Systém rovněž disponuje vlastní databází normálních hodnot jednotlivých parametrů. V průběhu vyšetření je v softwaru, který je určen k ovládní receptorového chodníku, možné zobrazovat srovnání naměřených hodnot s hodnotami normálními.[24]



Obr.2.3: Receptorový chodník GAITRite.

Systém GAITRite electronic walkway se skládá ze dvou hlavních komponent. Ze samotného receptorového chodníku a z modulu GAITRite Platinum Interface. Technické parametry systému jsou uvedeny v Tab.2.3.

Tab.2.3.: Technické parametry systému GAITRite electronic walkway [24]

Parametr:	Specifikace:
Rozměry receptorového chodníku	900 mm × 5000 mm × 3,2 mm
Velikost aktivní plochy	609,6 mm × 426,72 mm
Prostorové rozlišení	12,7 mm
Přesnost prostorového rozlišení	± 12,7 mm
Frekvence vzorkování	± 60, 80, 100, 120, 180, 240 Hz
Časová přesnost	± 1 vzorek

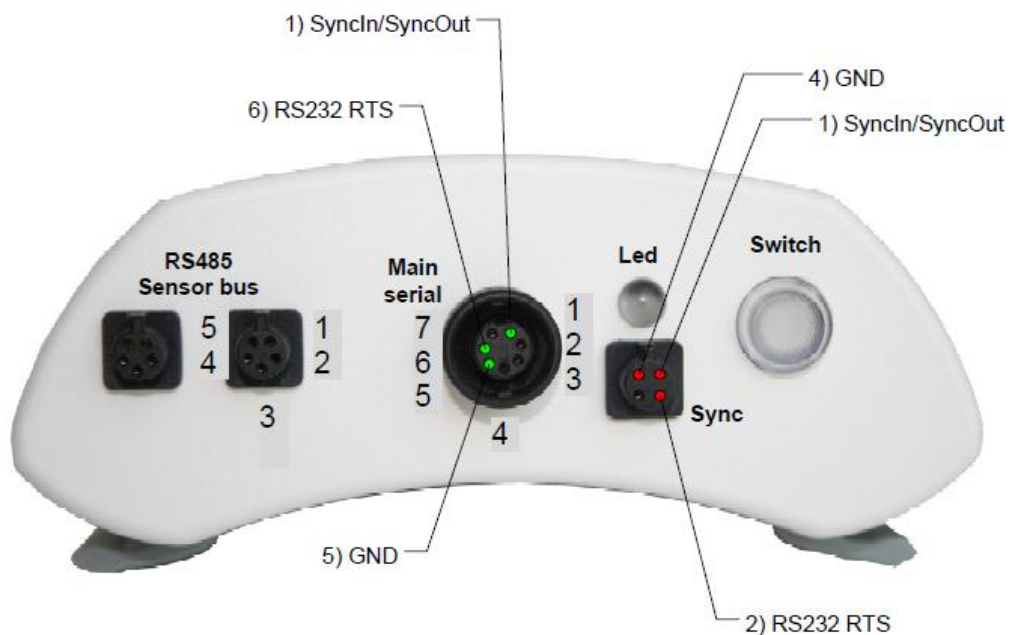
Modul GAITRite Platinum Interface je umístěn mezi receptorový chodník a počítač. Prostřednictvím tohoto modulu dochází k napájení receptorového chodníku a k jeho komunikaci s PC. Systém je napájen pomocí adaptéru, který poskytuje 12V DC. Komunikace s PC probíhá přes USB rozhraní. K receptorovému chodníku je modul připojen prostřednictvím FireWire kabelu. Modul obsahuje čtveřici indikátorů – připojení adaptéru, připojení počítače, připojení receptorového chodníku a indikátor stavu. Navíc je možné k modulu připojit volitelné nástroje, které jsou podporovány GAITRite Softwarem a lze je pořídit zvlášť.[24]

Receptorový chodník je rozdělen do několika bloků (námi používaný receptorový chodník jich obsahoval 7). Velikost jednoho bloku je 3716 cm^2 . Každý z bloků obsahuje 2304 senzorů. Sensory jsou v bloku uspořádány do pravidelné mřížky dělicí blok na 48×48 oblastí. Každý ze senzorů je umístěn do středu čtverce o hraně 1,27 cm (0,5 palce), přičemž čtvercový senzor má hranu 1,016 cm (0,4 palce). Matice senzorů poskytuje informaci o poloze chodidla v dvourozměrném prostoru a o rozložení vertikální síly v rámci chodidla.[24]

V následující kapitole jsou probrány možnosti hardwarové synchronizace měřících systémů Xsens a GAITRite. Hardwarová synchronizace však v průběhu měření nebyla využita, jelikož všechny možnosti vyžadují kabelové propojení systémů. Tímto propojením se výrazně sníží komfort při měření a je eliminována nezávislost systému Xsens na prostorech měření.

2.3 Možnosti hardwarové synchronizace systémů Xsens a GAITRite

Systém Xsens Xbus Kit lze synchronizovat s jiným měřícím systémem prostřednictvím komponenty Xbus Master. Tato součást poskytuje možnost synchronizace prostřednictvím dvojice konektorů. První možností je synchronizace prostřednictvím Host konektoru (7 pinový Binder 710 konektor), který slouží k případnému připojení systému k PC. Druhou možností je připojení k Sync konektoru (4 pinový Binder konektor). Xbus Master lze v synchronizaci využít jako master (řídící jednotka) či slave (podřízená jednotka).[15]



Obr.2.4: Konektorová výbava komponenty Xbus Master. Převzato z [15]

U systému GAITRite electronic walkway probíhá synchronizace prostřednictvím komponenty Platinum Interface. Platinum Interface obsahuje jeden vstup a jeden výstup pro klasický 3,5 mm JACK konektor. Jak vstupní, tak výstupní konektor pro synchronizaci jsou doplněny světelnou signalizací.[24]

Jak u systému Xsens, tak u systému GAITRite se synchronizační signál pohybuje v rozmezí od 0V do 5V (u systému Xsens se nabízejí ještě jiné možnosti). Přičemž prahová hodnota napětí logickou 1 je 3V a prahové hodnoty napětí pro logickou 0 je 1V . [15][24]

V zásadě existují dva způsoby, jimiž lze tyto dva systémy synchronizovat. První je případ, kdy je systém Xsens master. Systém vysílá synchronizační signál, který má stejnou frekvenci, jako je jeho vzorkovací kmitočet. U vzorku systému GAITRite se objevuje značka, pokud dojde ke změně v logické hodnotě synchronizačního signálu oproti hodnotě tohoto signálu v přechodném vzorku. Omezením tohoto způsobu synchronizace je maximální kmitočet synchronizačního signálu u systému GAITRite, který je roven 30Hz. V druhém případě je master systém GAITRite. Jedná se o start/stop frame synchronizaci. Systém GAITRite v tomto případě sepne z logické 0 na logickou 1 v okamžiku začátku měření, či v okamžiku aktivace prvního senzoru

(záleží na softwarovém nastavení). Nevýhodou tohoto způsobu synchronizace je fakt, že synchronizační signál musí být přiveden jednak na jeden z výše zmíněných konektorů určených k synchronizaci u systému Xsens a jednak musí být také přiveden na vstup posledního snímače MTx. V rámci dat ze systému Xsens je pak možné pozorovat, kdy signál AnalogIN nabýval hodnot logické 1 a kdy logické 0.[15][24]

Software dodávaný k receptorovému chodníku GAITRite neumožňuje export surových dat do txt souboru. V rámci měření je však možné pomocí tohoto softwaru vytvořit soubor s příponou .Wlk, který obsahuje informace o změně umístění a tlaku vyvinutého na senzory receptorového chodníku. Pro získání potřebných dat k dalšímu zpracování z exportovaného souboru bylo nutno vytvořit dekodér, který je popsán v následující kapitole.

2.4 Popis dekódování exportovaného souboru ze systému

GAITRite

Níže popsáný způsob dekódování souboru s příponou .Wlk byl odvozen na základě GAITRite softwaru. Software umožňuje nahrát Wlk soubor a přehrát pořizovaný záznam, přičemž je zobrazována pozice aktivovaných senzorů a normovaná hodnota tlaku, který je na příslušné senzory vyvíjen.

Systém GAITRite ukládá do souboru s příponou .Wlk pouze ty časové okamžiky, v rámci nichž došlo ke změně tlaku na aktivovaných senzorech. První záznam tedy pořizuje při zatížení prvního (z hlediska času) senzoru chodníku. Za vyjádřením času vzorku následuje vyjádření pozice aktivovaných senzorů a vyjádření normované hodnoty tlaku, který byl na tyto senzory vyvinut.

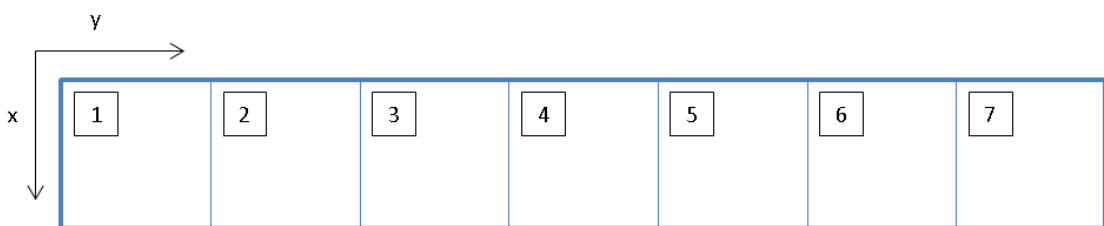
Soubor s příponou .Wlk obsahuje jeden dlouhý řetězec znaků. Pokud je řetězec rozdělen pomocí dvojice znaků FC, nese každý z takto získaných řetězců informaci o čase vzorku o poloze a normované hodnotě tlaku u senzorů, u nichž došlo ke změně hodnoty normovaného tlaku.

44004960FC02BDFB021029A02A40D42B20D52C6A2BC0D6288
A2960D72C6229402BC0FB01B5440245004B20B64B20B744004B00D0
4B40FC02BEFB0210282029C02A60D52C88D62CA82980D72882FB01
B544004A20B64B00D049804A404B00

Obr.2.5: Ukázka části řetězce obsaženého v souboru s příponou .Wlk, který byl exportován ze systému GAITRite. Znaky v zeleném poli uvozují časový okamžik, znaky ve žlutém poli stanovují čas vzorku, znaky v tyrkysovém poli uvozují část chodníku, znaky v růžovém poli specifikují část chodníku, dvojice červených znaků specifikuje souřadnici aktivovaného senzoru v ose x, dvojice zelených znaků specifikuje souřadnici aktivovaného senzoru v ose y a dvojice v červeném poli specifikuje hodnotu normovaného tlaku, který byl vyvinut na příslušný senzor.

Za dvojicí znaků FC následuje čtveřice znaků, která vyjadřuje čas vzorku. Jedná se o hexadecimální vyjádření. Na Obr.2.5 je zvýrazněna žlutě čtveřice znaků 02BD, která odpovídá v dekadickém vyjádření číslu 701. Při použití vzorkovací frekvence $f_{vz} = 100 \text{ Hz}$, tento údaj odpovídá času 7,01s od počátku měření.

V rámci jednoho časového okamžiku může dojít k tlakovým změnám na více oddílech chodníku. Pro oddělení aktivovaných senzorů v rámci různých oddílů chodníku je potřeba dále rozdělit získané řetězce pomocí dvojice znaků FB.



Obr.2.6: Rozdělení chodníku GAITRite na 7 oddílů s vyznačenou orientací os.

Po dvojici znaků FB následuje specifikace oddílu chodníku. Námí používaný chodník obsahoval 7 oddílů. Jednotlivé oddíly chodníku jsou specifikovány dvojicí znaků 01-07, která následuje po znacích FB. Na Obr.2.5 je růžově zvýrazněna dvojice znaků 02, jedná se tedy o druhý oddíl v rámci receptorového chodníku.

Za specifikací oddílu je vyjádřena poloha senzorů a hodnota normovaného tlaku. Jednotlivé pozice 1 až 48 (v rámci oddílu) odpovídají posloupnosti znaků uvedených v Tab.2.4. Na Obr.2.5 je červeně vyznačena dvojice znaků 10, která dle Tab.2.4 odpovídá senzoru 26 v rámci osy x. Zeleně je zde zvýrazněna dvojice znaků 29, které dle Tab.2.4 odpovídají senzoru 15 v rámci osy y.

Tab.2.4: Znaky odpovídající jednotlivým sensorům v ose x a v ose y

Pozice v ose x a v ose y	Dvojice znaků obsažených v řetězci	Dvojice znaků obsažených v řetězci
1	77	07
2	90	06
3	91	05
4	92	04
5	93	0B či 0F
6	94	0A či 0E
7	95	09 či 0D
8	96	08 či 0C
9	97	27
10	B0	26
11	B1	25
12	B2	24
13	B3	2B či 2F
14	B4	2A či 2E
15	B5	29 či 2D
16	B6	28 či 2C
17	B7	47
18	D0	46
19	D1	45
20	D2	44
21	D3	4B či 4F
22	D4	4A či 4E
23	D5	49 či 4D
24	D6	48 či 4C
25	D7	C8 či CC
26	10	C9 či CD
27	11	CA či CE
28	12	CB či CF
29	13	C4
30	14	C5
31	15	C6
32	16	C7
33	17	A8 či AC
34	30	A9 či AD
35	31	AA či AE
36	32	AB či AF
37	33	A4

38	34	A5
39	35	A6
40	36	A7
41	37	88 či 8C
42	50	89 či 8D
43	51	8A či 8E
44	52	8B či 8F
45	53	84
46	54	85
47	55	86
48	56	87

Za vyjádřením polohy aktivovaného senzoru v ose y následuje vyjádření normovaného tlaku, který obsahuje 7 úrovní. Pro vyjádření tlaku je užito také dvojice znaků, nicméně normovaný tlak je určen pouze jedním z těchto znaků, a to v závislosti na poloze v ose y. Pokud může být poloha v ose y vyjádřena dvěma způsoby (viz Tab.2.4), je hodnota tlaku vyjádřena prvním ze dvou znaků. Hodnota druhého znaku je ignorována. V opačném případě je hodnota tlaku určena znakem druhým a je ignorována hodnota prvního znaku. Posloupnost znaků určených k vyjádření normovaného tlaku je uvedena v Tab.2.5. Na Obr.2.5 jsou znaky vyjadřující normovaný tlak A0 zvýrazněny červeným polem. Polohu senzoru v ose y, která vyjádření normovaného tlaku předchází, lze dle Tab.2.4 vyjádřit dvěma způsoby. Hodnotu normovaného tlaku tedy vyjadřuje první ze dvou znaků, tedy znak A, který dle Tab.2.5 odpovídá hodnotě 5 normovaného tlaku.

Tab.2.5: Posloupnost znaků hodnot normovaného tlaku

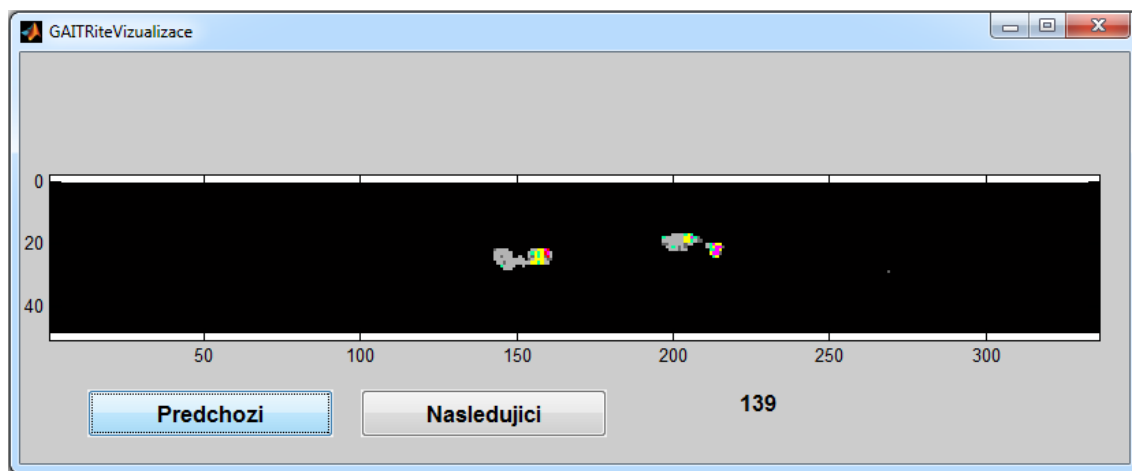
Vyjádření normovaného tlaku v řetězci	Hodnota normovaného tlaku
0 či 1	0
2 či 3	1
4 či 5	2
6 či 7	3
8 či 9	4
A či B	5
C či D	6
E či F	7

Jestliže je pozice senzoru v ose x stejná jako u předchozího aktivovaného senzoru v rámci časového okamžiku, informace o pozici senzoru v ose x se neuvádí a za vyjádřením normované hodnoty tlaku předchozího senzoru je uvedena rovnou pozice senzoru v ose y.

Pokud je v rámci řetězce zaznamenána hodnota normovaného tlaku 0, znamená to, že senzor, který byl v předchozím časovém okamžiku aktivní, v současném okamžiku již aktivní není. Senzor, který byl v předchozím časovém okamžiku uveden jako aktivní a v současném časovém okamžiku není uveden, je aktivní a hodnotu normovaného tlaku má stejnou jako v předchozím časovém okamžiku.

Implementace dekodéru v programovacím prostředí Matlab je součástí příloženého CD (GAITRiteDekod.m).

K vizualizaci naměřených hodnot na systému GAITRite bylo vytvořeno uživatelské rozhraní, které umožňuje procházení záznamu snímek po snímku. Implementace je rovněž součástí příloženého CD (GAITRiteVizualizace.m).



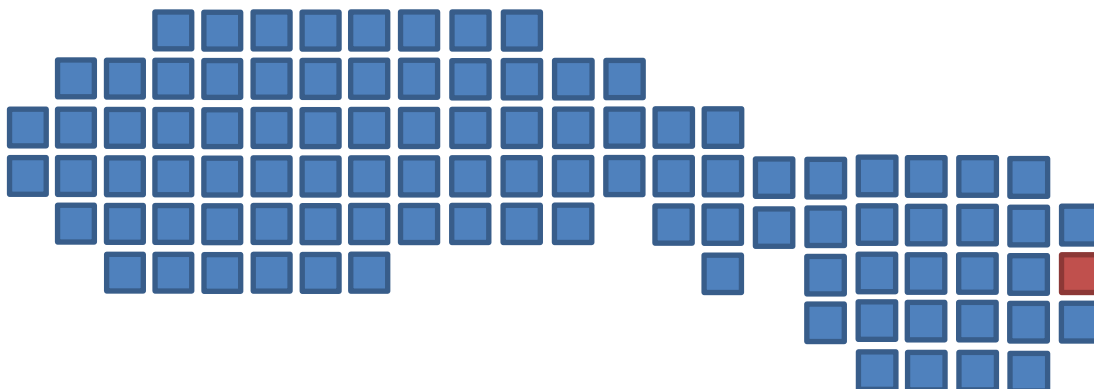
Obr.2.7: Uživatelské rozhraní určené k vizualizaci měření ze systému GAITRite.

V následující kapitole je uveden způsob detekce počátečních kontaktů (IC) na receptorovém chodníku GAITRite. Při detekci jsou využita data získaná výše popsaným postupem. K její realizaci bylo však nutné přepočítat aktuální změny normovaného tlaku v rámci matice receptorového chodníku na aktuálně aktivní senzory v rámci jednotlivých časových okamžiků.

2.5 Detekce počátečních kontaktů pomocí receptorového chodníku GAITRite

Detekce počátečního kontaktu chodidla s podložkou na receptorovém chodníku GAITRite je základem pro určení parametrů sloužících k detekci festinace na tomto měřícím systému. Dále byla také využita při synchronizaci dat z receptorového chodníku a polyakcelerometrického systému Xsens. K určení počátečního kontaktu byla navržena a implementována metoda založená na stanovení oblasti stopy.

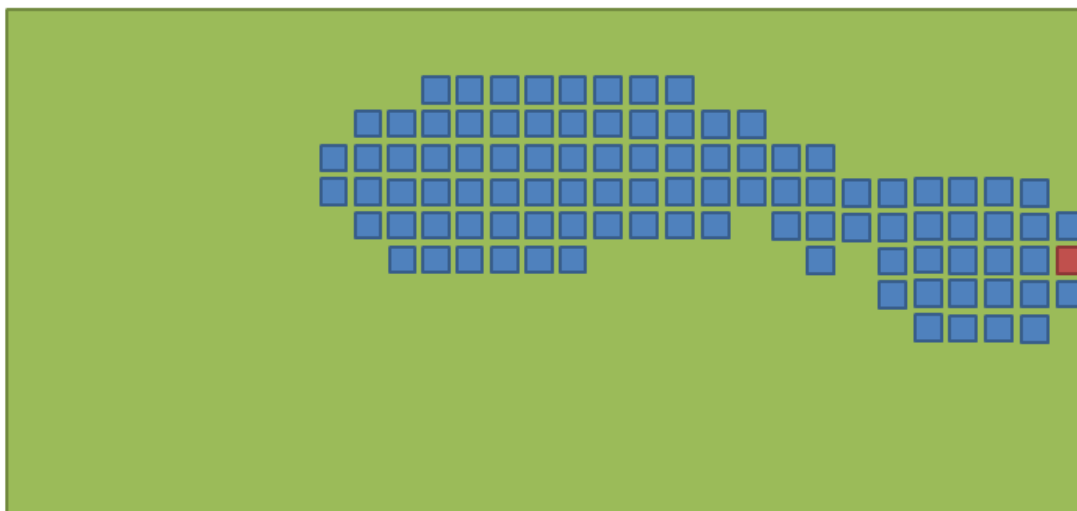
Jako bod počátečního kontaktu s podložkou byl brán nejzazší bod proti směru chůze, který byl detekován v prvním okamžiku, kdy se chodidlo dotklo podložky.



Obr.2.8: Detekovaný senzor v rámci stopy při detekci IC na systému GAITRite.

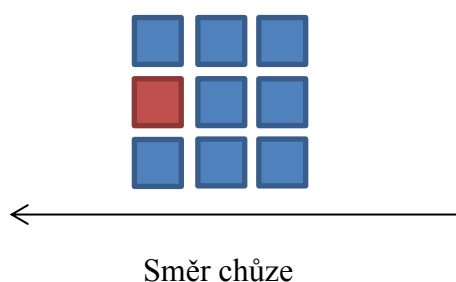
Pokud v okamžiku detekce bylo aktivováno více senzorů v nejzazším sloupci receptorového chodníku v rámci stopy, byl jako bod počátečního kontaktu dané stopy určen senzor pomocí výpočtu střední hodnoty z tohoto sloupce. Pokud střední hodnota vycházela jako necelé číslo, bylo využito standardního zaokrouhlení. Bodem počátečního kontaktu pak byl střed tohoto senzoru.

Po té, co byl určen bod počátečního kontaktu, byla stanovena oblast stopy o velikosti 15×30 receptorů, kdy 30 receptorů bylo směrem dopředu (ve směru chůze) od bodu IC, 7 a 7 receptorů bylo směrem do stran. Podmínkou pro detekci dalšího IC je, že daný aktivovaný senzor nesmí být součástí této oblasti. V diagramu uvedeném na Obr.2.12 je tato podmínka označena jako Podmínka 1.



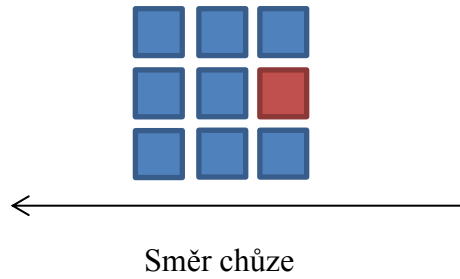
Obr.2.9: Stopa uvnitř určené oblasti, v níž neuvažujeme detekci dalšího IC.

Výše zmiňovaná oblast byla volena tak, aby v rámci ní byla ve většině případů lokalizována celá stopa, která navazovala na příslušný IC. V některých případech však docházelo k tomu, že část stopy byla mimo tuto oblast. K tomu, aby tyto aktivované senzory nebyly detekovány jako IC, byla v rámci algoritmu pro detekci IC stanovena specifická podmínka. V okolí bodu, který je vyhodnocen jako IC, nesmí být v předcházejícím snímku detekován aktivovaný senzor. Tato podmínka je v diagramu na Obr.2.12 označena jako Podmínka 2.



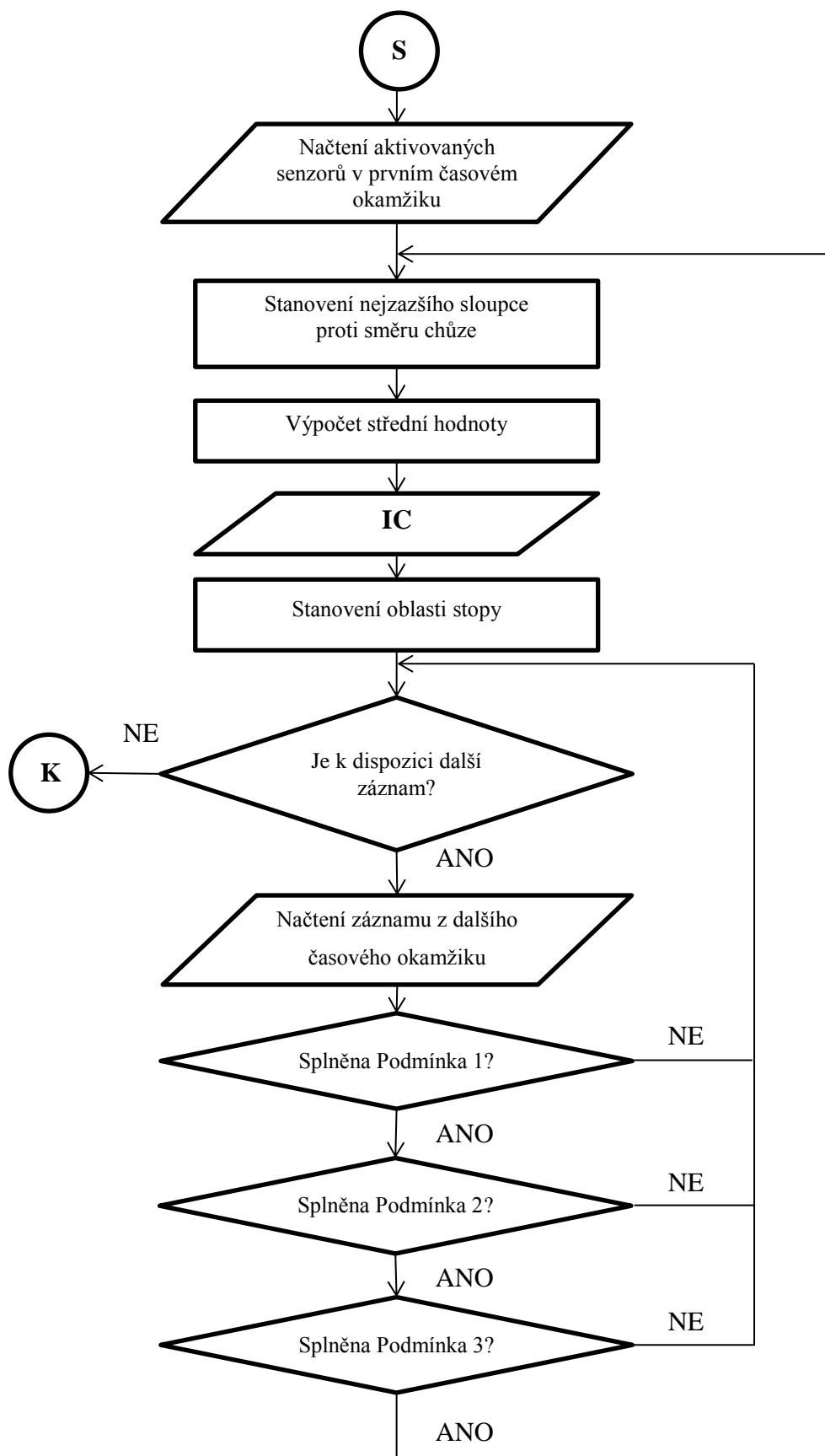
Obr.2.10: Oblast v okolí IC, v níž nesmí být detekován aktivní senzor.

Dalším nežádoucím případem byla detekce drobných artefaktů, které ležely mimo kteroukoliv stopu. K tomu, aby nebyly detekovány jako IC, byla do algoritmu zařazena další podmínka. IC je detekován pouze tehdy, pokud ve snímku následujícím po detekci IC, jsou aktivní senzory v bezprostřední blízkosti IC směrem v před (směr chůze). Uvedená podmínka je v diagramu na Obr.2.12 označena jako Podmínka 3.



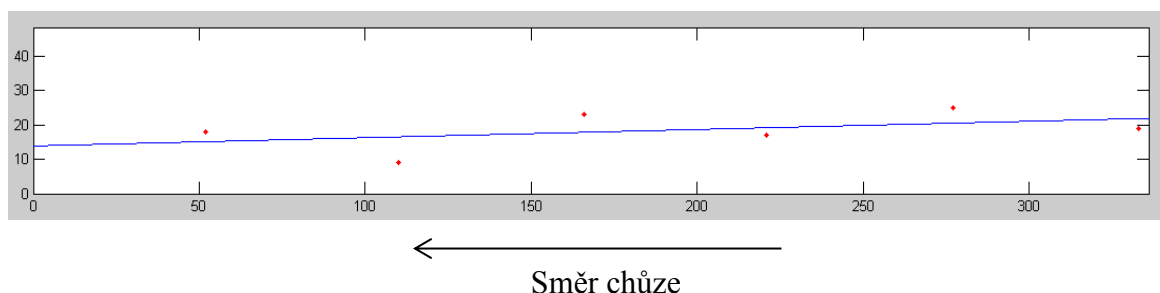
Obr.2.11: Oblast v bezprostřední blízkosti IC, v níž musí být detekovány aktivní senzory.

Diagram na Obr.2.12 shrnuje postup určení počátečního kontaktu na receptorovém chodníku. Vstupní data pro výpočet IC jsou definovány v předchozí kapitole.



Obr.2.12: Algoritmus pro určení počátečních kontaktů na receptorovém chodníku GAITRite.

Výše popsaným postupem byla získána série IC, která obsahovala jak IC pravé nohy, tak IC nohy levé. K rozlišení toho, zda se jedná o IC pravé nohy či nohy levé, byla získanými daty proložena přímka pomocí užití metody nejmenších čtverců. Při určování toho, o IC které končetiny se jedná, bylo nutno dbát na směr chůze.



Obr.2.13: Rozlišení IC pravé a levé nohy na receptorovém chodníku GAITRite.

Pokud byl směr chůze shodný se směrem, který je vyznačen na Obr.2.13, body ležící nad aproximační přímkou byly určeny jako IC levé nohy a body ležící pod touto přímkou jako IC nohy pravé. Pokud byl směr chůze opačný, byly body ležící nad aproximační přímkou určeny jako IC pravé nohy a body ležící pod ní jako IC levé nohy.

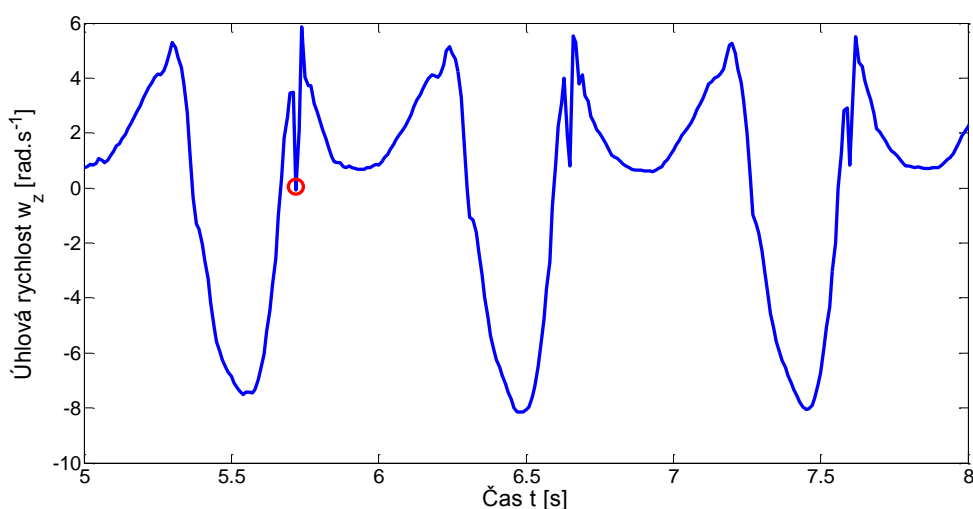
Synchronizace dat z receptorového chodníku GAITRite a systému Xsens probíhala na základě určení počátečních kontaktů. K počátečním kontaktům detekovaným pomocí receptorového chodníku, jejichž určení bylo probráno v této kapitole, bylo tedy nutné určit příslušné počáteční kontakty detekované pomocí polyakcelerometrického systému. Následující kapitola se věnuje právě této problematice.

2.6 Detekce počátečních kontaktů na polyakcelerometrickém systému Xsens

V této kapitole bude přiblížen postup detekce počátečního kontaktu na systému Xsens. Úkony vedoucí k detekci počátečního kontaktu byly voleny tak, aby bylo docíleno co nejcitlivější detekce a metoda zachytila i počáteční kontakty drobných kroků. Při implementaci bylo vycházeno z postupů užitých v [25].

V rámci této kapitoly je nejprve charakterizován počáteční kontakt v rámci signálu užitého k jeho detekci. Následně je uveden způsob předzpracování pořízeného signálu a metoda samotného určení počátečního kontaktu.

K detekci počátečního kontaktu chodidla s podložkou (IC) na polyakcelerometrickém systému Xsens byly využity záznamy z MTx snímačů, které byly umístěny na kotnících. Konkrétně byl využit záznam úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy kotníku. Průběh úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy je patrný na Obr.2.14.

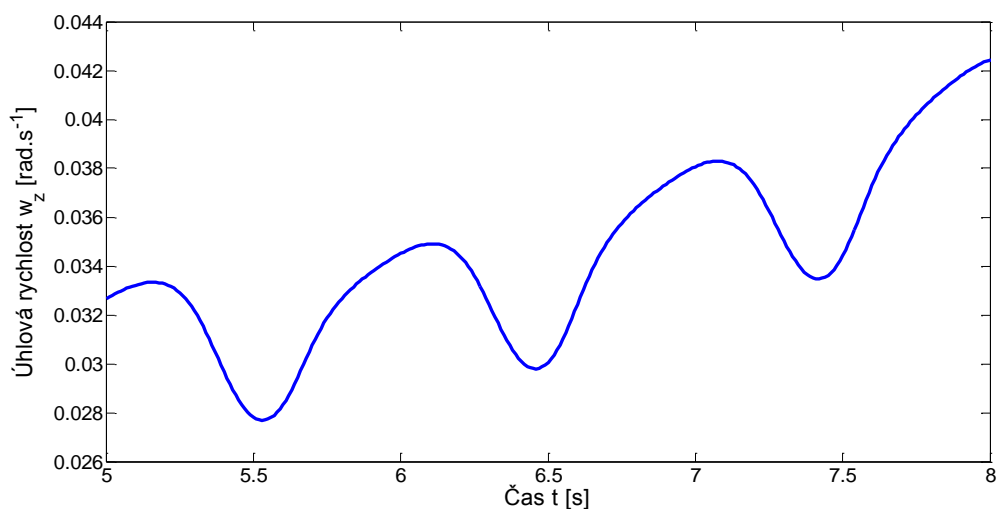


Obr.2.14.: Průběh úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy w_z kotníku, která byla detekována pomocí MTx senzoru. Červenou značkou je zvýrazněn počáteční kontakt s podložkou.

Počáteční kontakt s podložkou v rámci signálu, který je vyobrazen na Obr.2.14 je charakterizován v [25].

V rámci předzpracování signálu byl signál ošetřen od vlivu driftu izoliny a byl filtrován filtrem typu dolní propust pro odstranění vysokých frekvencí.

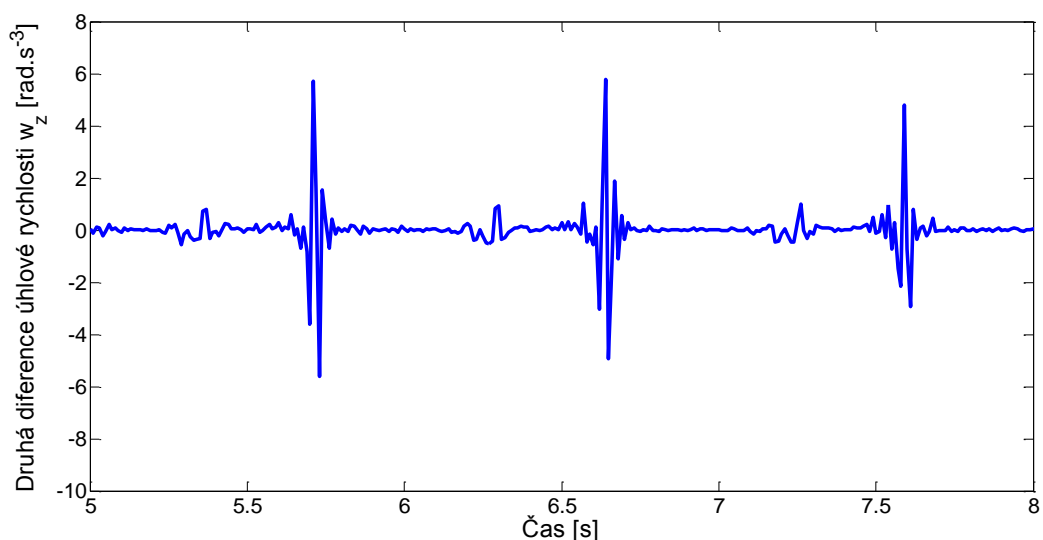
Pro ošetření vlivu driftu izoliny byl použit rekurzivní filtr prvního řádu typu dolní propust s mezní frekvencí $f_c = 0,03$ Hz. Filtr byl zvolen na základě [25]. Výsledný signál odpovídal driftu izoliny. Pro odstranění vlivu driftu izoliny byl výsledek od původního signálu odečten. Drift izoliny úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy ukazuje Obr.2.15.



Obr.2.15: Izolinie úhlové rychlosti w_z kolem mediolaterální osy.

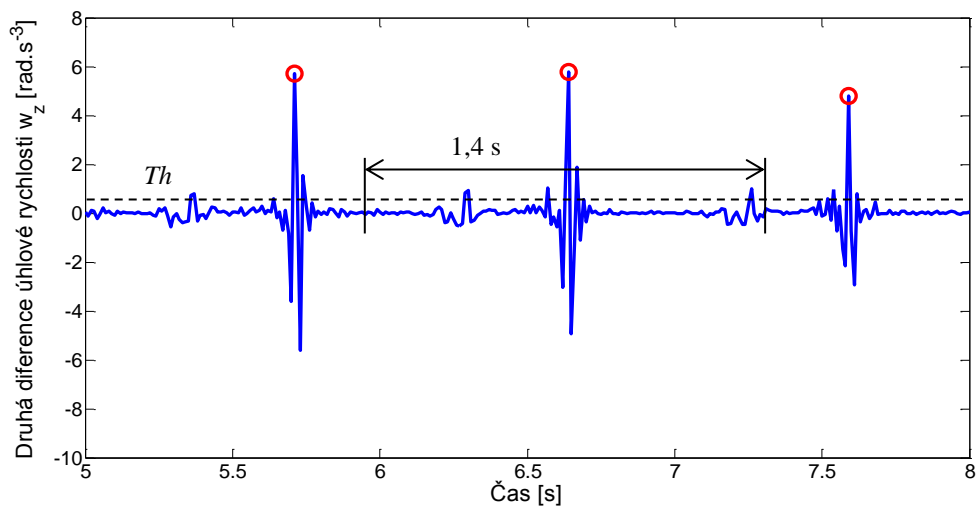
Pro odstranění vysokofrekvenčních složek signálu, které by mohly způsobovat chybnou detekci počátečních kontaktů s podložkou, byl použit Butterworthův filtr druhého řádu typu dolní propust s mezní frekvencí $f_c = 45$ Hz. Typ filtru byl zvolen na základě [25].

Jak je patrné z Obr.2.14 je počáteční kontakt charakterizován rychlou změnou v rámci úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy. Z tohoto důvodu byla pro automatizovanou detekci počátečního kontaktu vypočtena druhá diference signálu. Druhá diference signálu je vyobrazena na Obr.2.16.



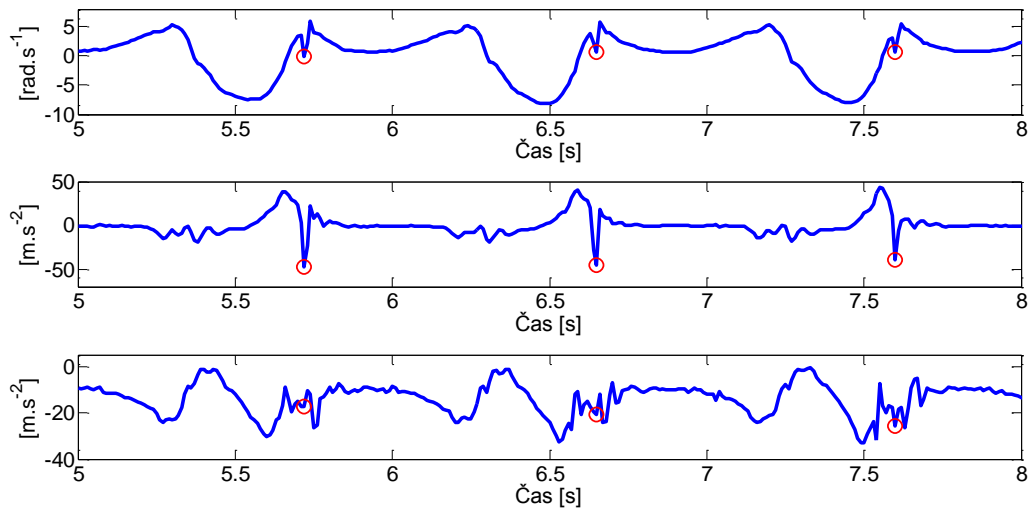
Obr.2.16: Druhá diference úhlové rychlosti w_z .

Citlivost metody pro automatizovanou detekci byla zvýšena pomocí volby nízké prahové hodnoty a využití výpočtu lokálního maxima. Pro detekci počátečních kontaktů z druhé diference signálu byla empiricky zvolena mezní hodnota $Th = 0,5 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-3}$. Detekovaný počáteční kontakt musel splňovat podmínku, že je lokálním maximem v rámci oblasti 1,4 s. Navržená hodnota prahu a oblast lokálního maxima byla získána empiricky. Detekce IC na druhé diferenci úhlové rychlosti s vyznačenou prahovou hodnotou a oblastí lokálního maxima je uvedena na Obr.2.17.



Obr.2.17: Detekce počátečního kontaktu na druhé diferenci úhlové rychlosti.

Na Obr.2.18 jsou vyobrazeny počáteční kontakty, které byly detekovány pomocí výše popsaného postupu, na úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy kotníku, na tangenciálním zrychlení (zrychlení kolmé na holenní kost) a na radiálním zrychlení (zrychlení podélné k holenní kosti).



Obr. 2.18: Detekované IC na úhlové rychlosti, tangenciálním zrychlení a radiálním zrychlení.

Výše popsaným postupem byly detekovány počáteční kontakty s podložkou na levé dolní končetině. Pro určení počátečních kontaktů na pravé dolní končetině bylo využito stejného postupu, nicméně bylo nutné nastavit prahovou hodnotu na $Th = -0,5 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-3}$ a na místo lokálního maxima bylo užito lokálního minima.

Užitý způsob synchronizace dat z měřících systémů, který je založen na detekci počátečních kontaktů jak na systému GAITRite, tak na systému Xsens, je popsán v následující kapitole.

2.7 Časová synchronizace dat z polyakcelerometrického systému Xsens a receptorového chodníku GAITRite

Jelikož byly vyloučeny možnosti hardwarové synchronizace měřících systémů, byla synchronizace dat prováděna na základě detekce počátečních kontaktů na systému Xsens a na systému GAITRite. Způsob detekce počátečních kontaktů na obou systémech byl popsán v kapitolách 2.5 a 2.6. Simultánní měření na obou systémech byla prováděna tak, že první krok detekovaný na systému Xsens byl zakončen kontaktem celého chodidla s aktivní plochou receptorového chodníku GAITRite. První detekovaný počáteční kontakt na systému Xsens tedy odpovídal prvnímu detekovanému počátečnímu kontaktu na systému GAITRite.

Následující kapitola popisuje způsob určení délky kroku na receptorovém chodníku GAITRite, přičemž změna délky kroku je jedním z indikátorů festinace.

2.8 Určení délky kroku na receptorovém chodníku

GAITRite

Na základě detekce počátečních kontaktů s podložkou, určených pomocí receptorového chodníku GAITRite, je možné určit délku kroku. Určení délky kroku na receptorovém chodníku GAITRite sestává z určení aproximační přímky dráhy chůze, projekce jednotlivých počátečních kontaktů na tuto přímku a výpočtu délky kroku pomocí Pythagorovy věty.

Aproximační přímka dráhy chůze p byla určena pomocí užití metody nejmenších čtverců. Následně se určily průsečíky přímky p a přímků na ni kolmých, které procházely jednotlivými IC. Souřadnice průsečíků je možné určit ze vztahů:

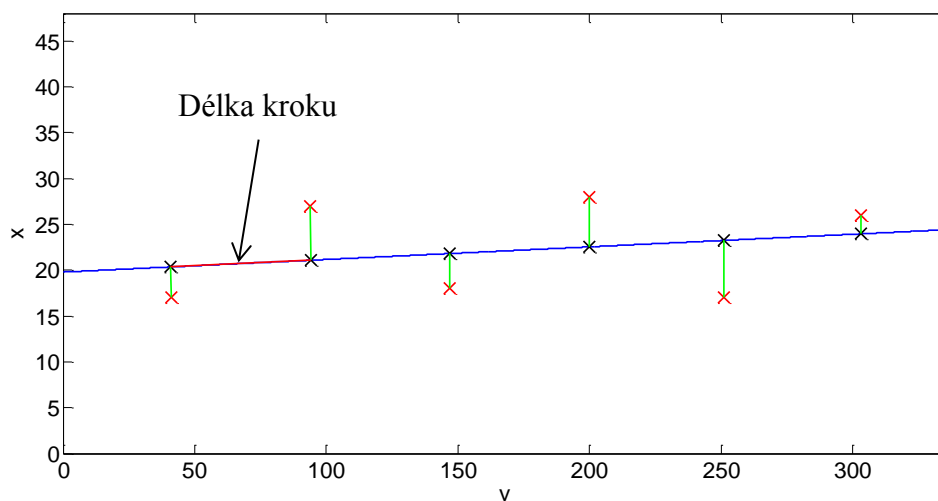
$$x = x_0 - a \frac{ax_0 + by_0 + c}{a^2 + b^2}, \quad (2.1)$$

$$y = y_0 - b \frac{ax_0 + by_0 + c}{a^2 + b^2}, \quad (2.2)$$

kde x_0 a y_0 jsou souřadnice jednotlivých IC a a , b a c jsou koeficienty jimiž je dána přímka p , přičemž obecná rovnice přímky p je:

$$ax + by + c = 0. \quad (2.3)$$

Délka kroků je pak dána vzdáleností mezi jednotlivými průsečíky. Tuto vzdálenost lze určit pomocí užití Pythagorovy věty.



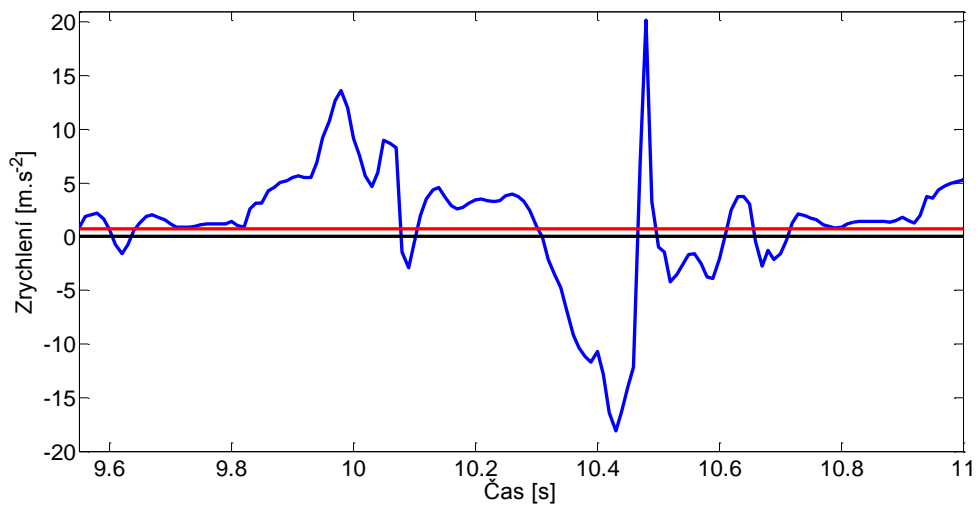
Obr.2.19: Určení délky kroku pomocí receptorového chodníku GAITRite. Modře je vyznačena přímka p , která aproximuje dráhu chůze. IC jsou značeny červeně. Černé značky jsou projekcemi jednotlivých IC na přímku p .

K detekci postupného zkracování kroků, které je indikátorem festinace, bylo u systému Xsens využito zrychlení ve směru chůze. Metoda pro určení tohoto zrychlení je obsahem následující kapitoly.

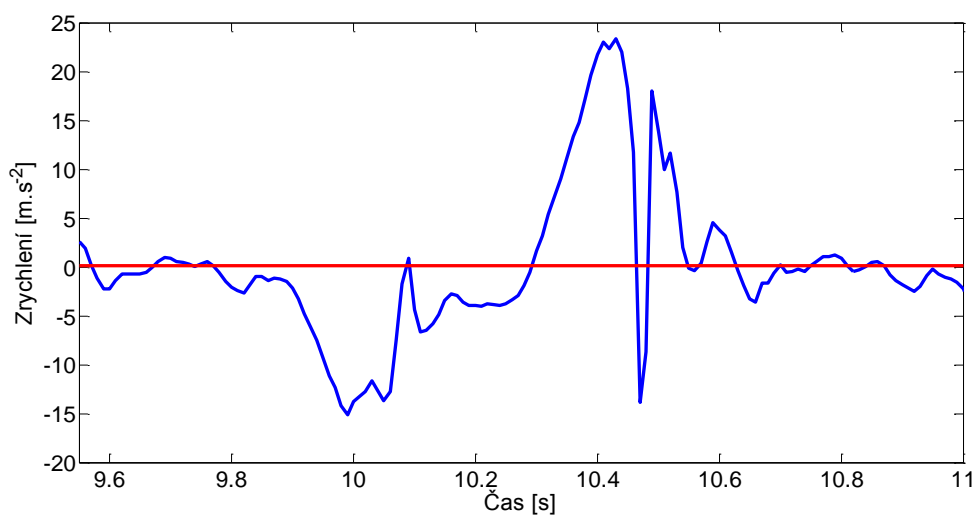
2.9 Výpočet zrychlení ve směru chůze

Užitá metoda určení zrychlení ve směru chůze sestává z několika navazujících kroků: přepočítání zrychlení v jednotlivých osách do os určených kalibrací, určení směru gravitačního působení, určení převládajícího směru chůze a přepočítání zrychlení do nově určené souřadné soustavy.

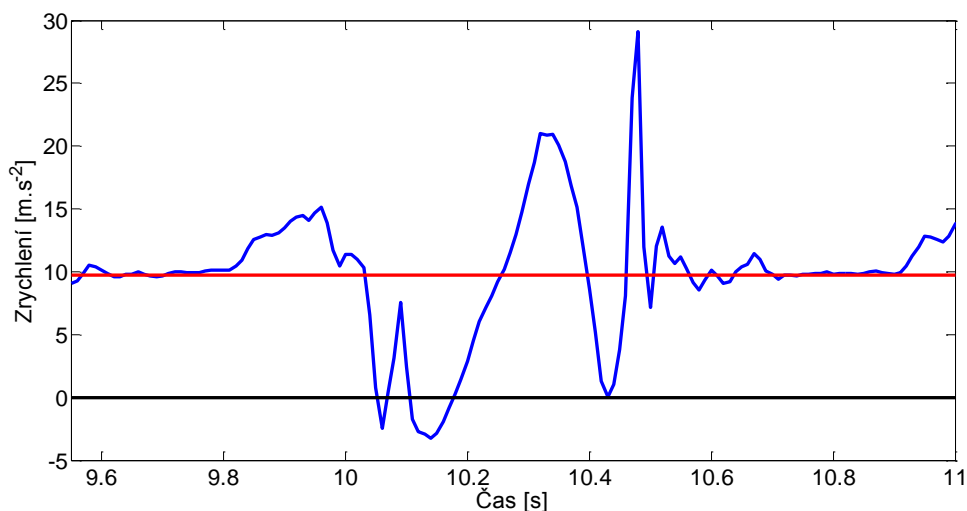
Přepočítání zrychlení do os určených kalibrací byl realizován za pomoci matice směrových kosinů, která je generována systémem Xsens pro každý časový okamžik. Vyjadřuje aktuální orientaci daného MTx senzoru vůči orientaci, kterou měl senzor v průběhu kalibrace. Na Obr.2.20 – 2.22 jsou uvedena výsledná přepočtená zrychlení v jednotlivých osách s vyznačenou střední hodnotou.



Obr.2.20: Přepočtené zrychlení ve směru osy x pomocí matice směrových kosinů.
Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.



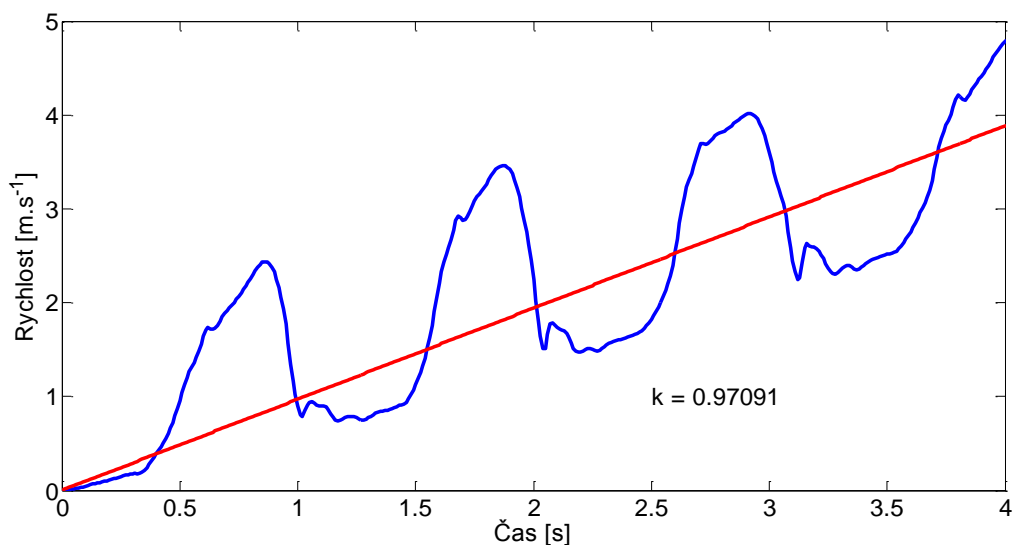
Obr.2.21: Přepočtené zrychlení ve směru osy y pomocí matice směrových kosinů.
Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.



Obr.2.22: Přepočtené zrychlení ve směru osy z pomocí matice směrových kosinů.
Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.

Detekcí směru gravitačního působení bylo možno eliminovat účinek gravitačního zrychlení ze zrychlení v jednotlivých osách.

Určení směru gravitačního působení bylo realizováno na základě integrace zrychlení získaných v předchozím kroku. Jednotlivými integrovanými zrychleními byly proloženy aproximační přímky. Směrnice těchto přímek odpovídají složkám vektoru, který určuje směr gravitačního působení. Obr. 2.23 shrnuje tento postup pro zrychlení ve směru osy x .



Obr.2.23: Určení složky vektoru, který má stejný směr jako je směr gravitační působení. Modře je vyznačena integrovaná hodnota zrychlení, červená přímka představuje lineární regresi a hodnota k vyjadřuje směrnici této regrese.

Alternativou pro výpočet jednotlivých složek vektoru, který určuje směr gravitačního působení, je užití střední hodnoty zrychlení podle jednotlivých os.

Z jednotlivých složek tohoto vektoru je možné určit hodnotu gravitačního zrychlení. Pokud pak touto hodnotou zpětně vydělíme jednotlivé složky daného vektoru, získáme jednotkový vektor \mathbf{Z} , který má shodný směr se směrem gravitačního působení.

Navazujícím krokem je určení dvou náhodných, na sebe kolmých vektorů, které jsou součástí roviny α . Rovina α je dána normálou určující směr gravitačního působení \mathbf{Z} a počátkem souřadného systému, tedy bodem $O[0,0,0]$. Díky tomu, že užíváme jako bod roviny počátek souřadného systému, lze rovnici roviny:

$$a \cdot x + b \cdot y + c \cdot z + d = 0 \quad (2.4)$$

zjednodušit na tvar:

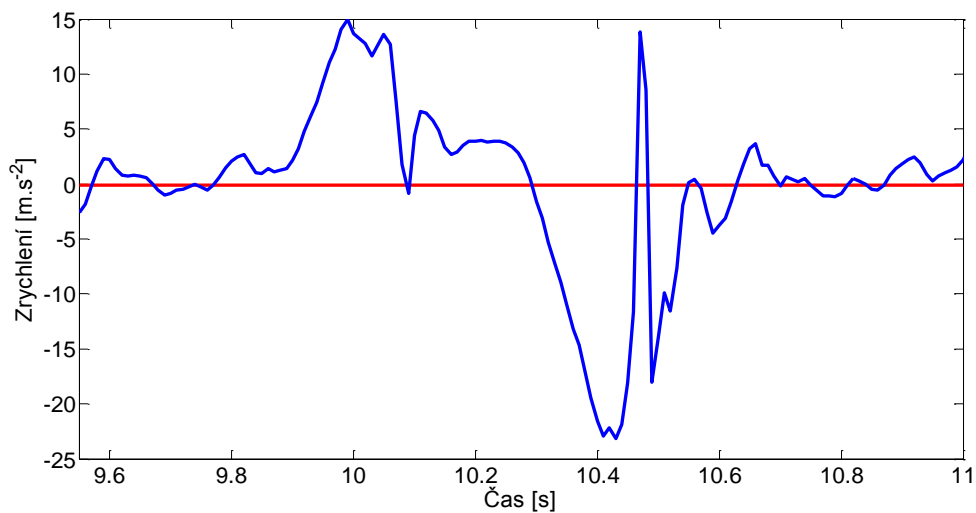
$$a \cdot x + b \cdot y + c \cdot z = 0 \quad (2.5)$$

kde koeficienty a, b a c jsou jednotlivé souřadnice jednotkového vektoru \mathbf{Z} . Náhodný jednotkový vektor \mathbf{X} , který leží v rovině α , lze určit za použití (2.5) a vztahu pro výpočet jednotkového vektoru:

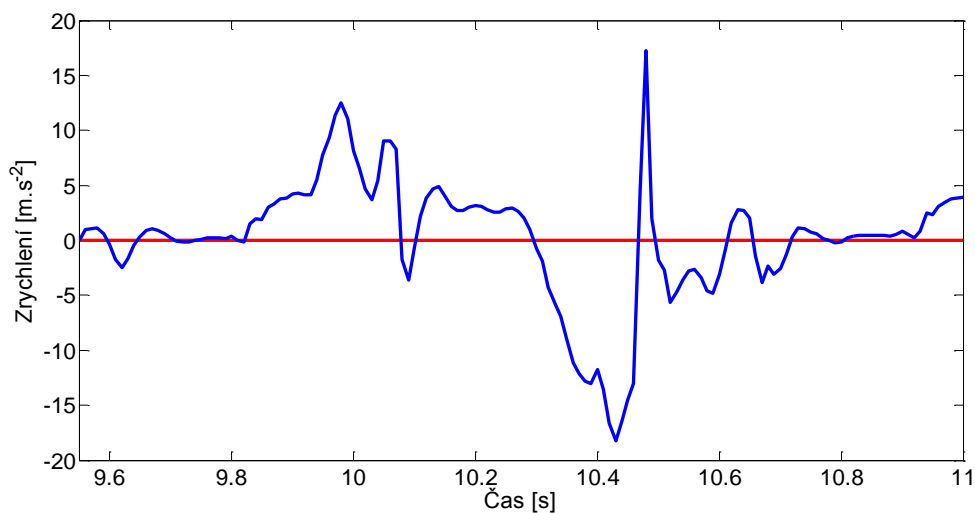
$$\sqrt{x^2 + y^2 + z^2} = 1 \quad (2.6)$$

Jednu ze souřadnic vektoru \mathbf{X} lze volit náhodně z intervalu $(-1, 1)$. Vektor \mathbf{Y} , který je kolmý na vektory \mathbf{X} a \mathbf{Z} , je možné určit pomocí vektorového součinu těchto dvou vektorů.

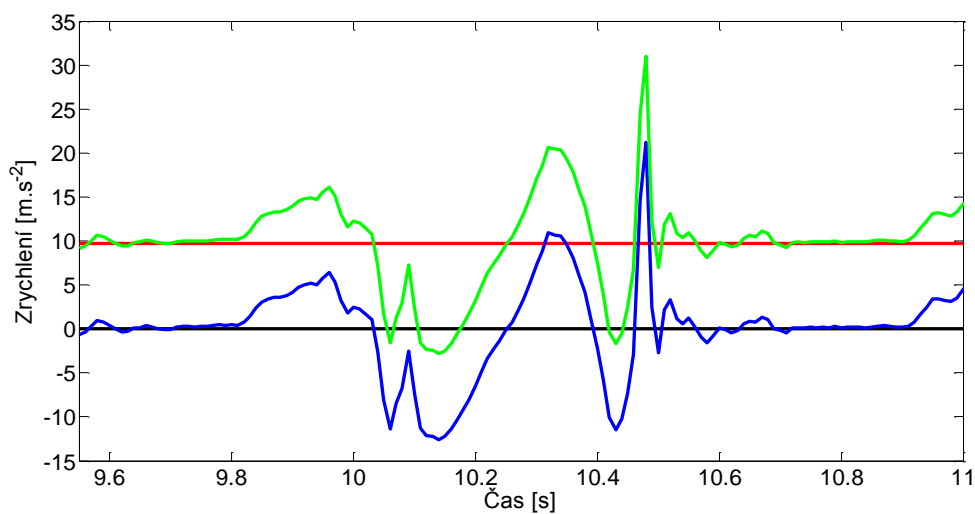
Dále je třeba přepočítat původní zrychlení podle jednotlivých os do nově vytvořené souřadné soustavy, která je dána trojicí na sebe kolmých jednotkových vektorů \mathbf{X} , \mathbf{Y} a \mathbf{Z} . Přepočtená zrychlení jsou patrná na Obr.2.24 – 2.26.



Obr.2.24: Zrychlení ve směru náhodně zvoleného vektoru \mathbf{X} , který leží v rovině α . Rovina α je dána počátkem souřadného systému a normálou ve směru gravitačního působení. Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.



Obr.2.25: Zrychlení ve směru vektoru \mathbf{Y} , který je výsledkem vektorového součinu vektorů \mathbf{X} a \mathbf{Z} . Vektor \mathbf{Y} leží v rovině α , která je dána normálou \mathbf{Z} a počátkem souřadného systému. Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.



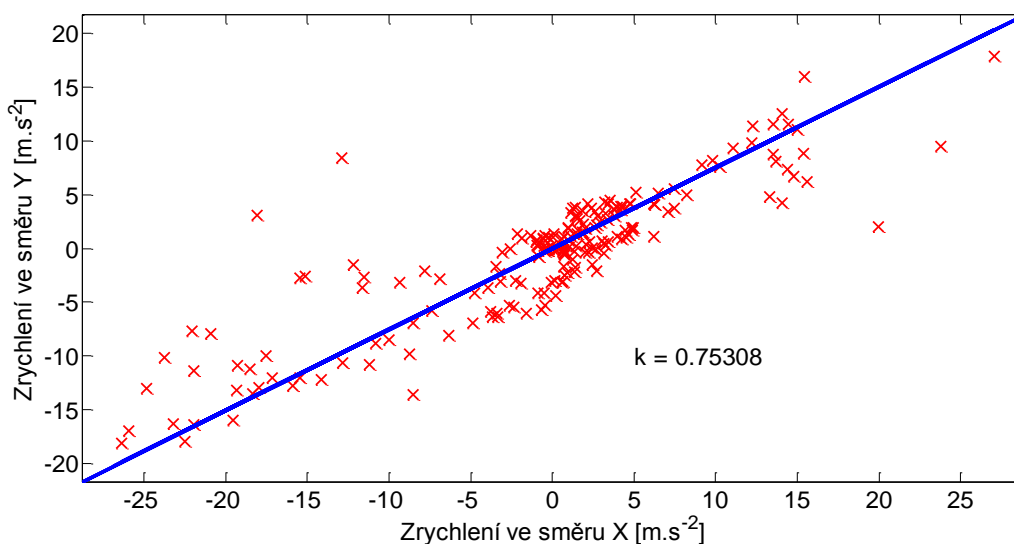
Obr.2.26: Zrychlení ve směru vektoru \mathbf{Z} , které je shodné se směrem gravitačního působení. Původní zrychlení bez odstranění gravitačního zrychlení je vyznačeno zeleně. Modře je vyznačeno zrychlení, od nějž byla odečtena vypočtená hodnota gravitačního zrychlení. Červeně je vyznačena střední hodnota původního signálu.

Jak patrné z grafů vyobrazených na Obr.2.24 – 2.26 výše zmíněným postupem byl eliminován vliv gravitačního působení na zrychlení v jednotlivých osách.

Dominantní směr chůze byl stanoven na základě zrychlení, která byla ošetřena z hlediska vlivu gravitačního působení. K tomuto účelu byla nalezena aproximační přímka p , již byla proložena závislost zrychlení v nově určeném \mathbf{X} a nově určeném \mathbf{Y} . Přímka p musela procházet bodem $O [0,0]$ a je tedy dána vztahem:

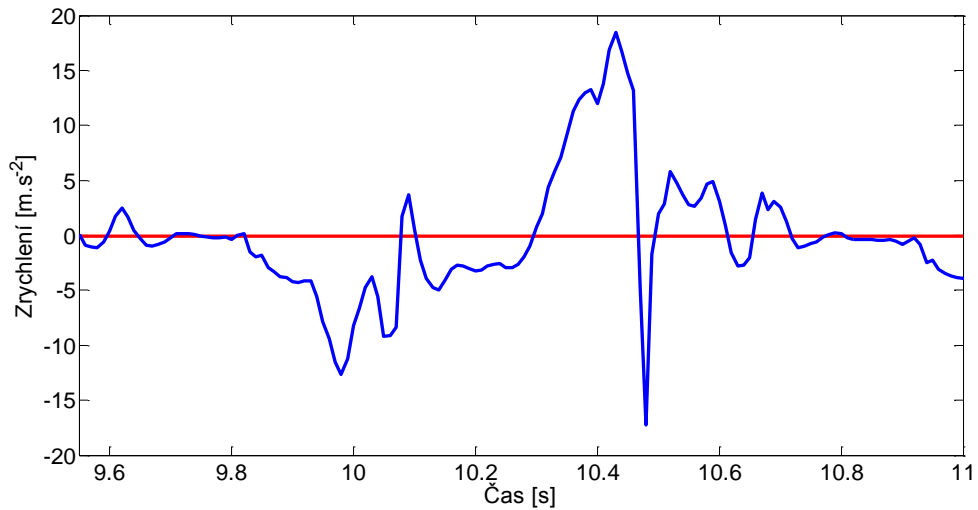
$$y = k \cdot x \quad (2.7)$$

Závislost zrychlení v ose \mathbf{X} a zrychlení v ose \mathbf{Y} společně s vynesenu aproximační přímkou p je uvedena na Obr.2.27.

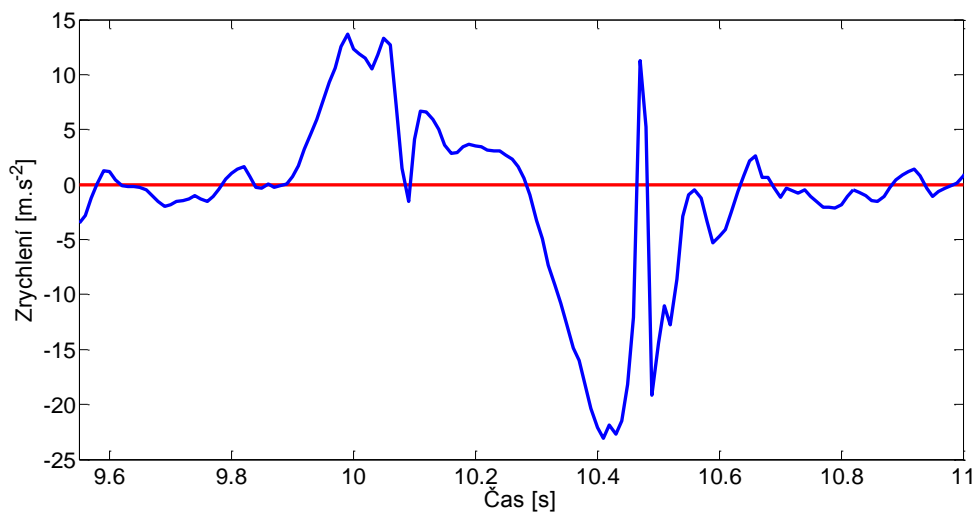


Obr.2.27: Závislost zrychlení ve směru \mathbf{Y} na zrychlení ve směru \mathbf{X} . Modře je vyznačena aproximační přímka, její směrnice je dána hodnotou k .

Pomocí vztahu (2.5), (2.6) a (2.7) lze určit nový vektor \mathbf{X} , který odpovídá převládajícímu směru chůze. Vektor \mathbf{Z} zůstává nezměněn a pomocí vektorového součinu \mathbf{X} a \mathbf{Z} je možné získat nový vektor \mathbf{Y} . Přepočtená zrychlení ve směru nově určených vektorů \mathbf{X} a \mathbf{Y} , které jsou součástí roviny α , jsou uvedena na Obr.2.28 a Obr.2.29.



Obr.2.28: Zrychlení ve směru chůze. Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.



Obr.2.29: Zrychlení ve směru vektoru \mathbf{Y} . Vektor \mathbf{Y} je kolmý na vektor \mathbf{Z} (směr gravitačního působení) a na vektor \mathbf{X} (směr chůze). Červeně je vyznačena střední hodnota signálu.

Určení zrychlení ve směru chůze je základem pro určení festinace na polyakcelerometrickém systému Xsens. Parametry určené k detekci festinace na tomto systému jsou popsány v následující kapitole.

2.10 Parametry festinace na polyakcelerometrickém systému

Xsens

Parametry určené k detekci festinace chůze musejí určovat, zda dochází ke zkracování doby trvání jednotlivých kroků a zda současně dochází k redukci jejich délky.

K detekci zkracování doby trvání kroků byla využita detekce počátečních kontaktů na polyakcelerometrickém systému Xsens, kdy je z detekovaných počátečních kontaktů odvoditelná doba trvání jednotlivých kroků. Posloupnost dob trvání jednotlivých kroků může být proložena lineární regresí. Pokud je směrnice regresní přímky záporná, dochází k zvyšování kadence kroků. Za předpokladu, že současně se zkracováním dob trvání jednotlivých kroků dochází ke zkracování jejich délky, lze jako míru festinace využít hodnotu směrnice regresní přímky.

Obecně není možné, dle [26] a [27], určit pozici potažmo překonanou vzdálenost výhradně ze signálů z IMU, a to především díky driftu izolované vzniklé kumulací chyby při numerické integraci.

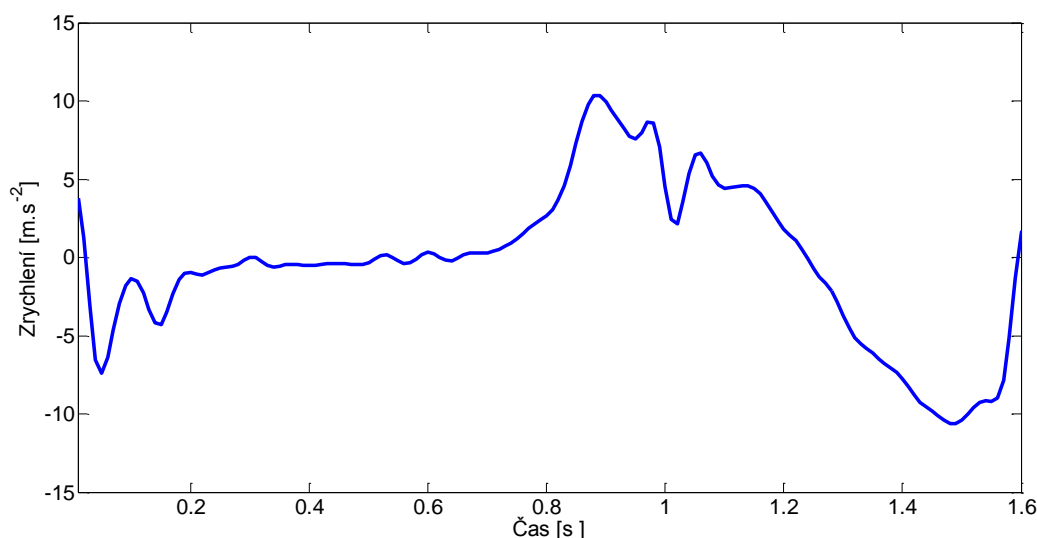
K detekci zkracování kroků byly využity dvě metody. První z metod je založena na výpočtu spektrální výkonové hustoty z jednotlivých chůzových cyklů, zatímco druhá vychází z dvojnásobné integrace části chůzového cyklu.

Metoda založená na výpočtu spektrální výkonové hustoty ze zrychlení ve směru chůze vychází z charakteristiky festinace, která je uvedena v [7]. V tomto zdroji uvádějí, že při zvýšení kadence kroků se maximum spektrální výkonové hustoty posouvá směrem k vyšším kmitočtům. Rovněž je zde naznačen vliv zkrácení délky kroku na velikost maxima ve spektrální výkonové hustotě. Metoda sestává z dvou kroků: oddělení chůzových cyklů a výpočtu spektrální výkonové hustoty ze zrychlení ve směru chůze.

U metody založené na výpočtu spektrální výkonové hustoty byla využita data z MTx snímačů umístěných na kotnících, přičemž stejné umístění bylo využito i v [7].

K oddělení jednotlivých krokových cyklů byla využita detekce počátečních kontaktů na polyakcelerometrickém systému Xsens, která byla popsána v kapitole 2.6.

Základem pro výpočet spektrální výkonové hustoty byl signál zrychlení ve směru chůze. Způsob určení tohoto signálu byl popsán v kapitole 2.9. Průběh zrychlení ve směru chůze od jednoho počátečního kontaktu k následujícímu je uveden na Obr.2.30.

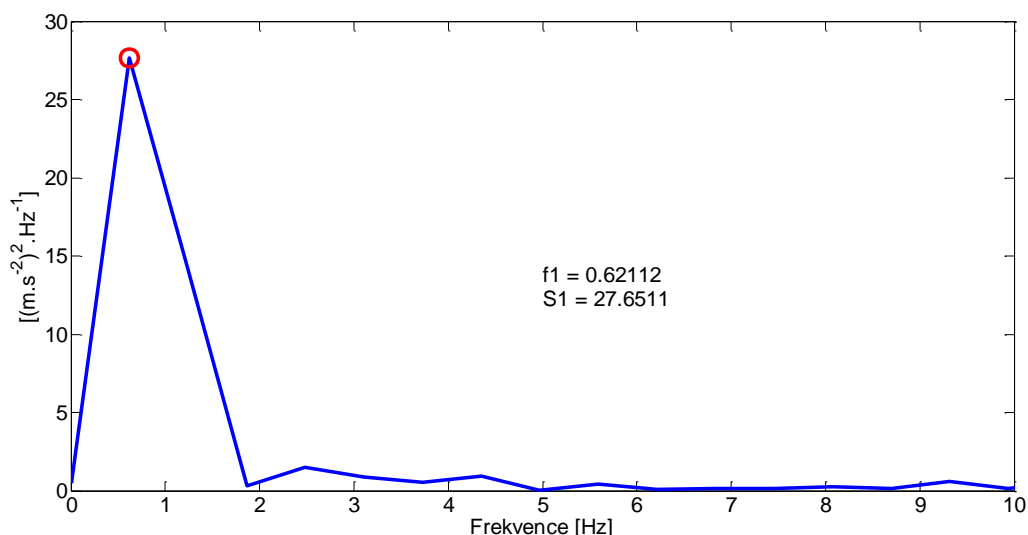


Obr.2.30: Průběh zrychlení ve směru chůze v rámci jednoho krokového cyklu detekovaný MTx senzoru, který byl umístěn na kotníku.

Ze zrychlení ve směru chůze v rámci jednoho krokového cyklu byla vypočtena spektrální výkonová hustota. Spektrální výkonová hustota jednoho krokového cyklu je patrná na Obr.2.31. Umístění maxima v rámci spektrální výkonové hustoty odpovídá převrácené hodnotě doby trvání zkoumaného chůzového cyklu. Kompenzace vlivu času na velikost maxima ve spektrální výkonové hustotě byla realizována pomocí následujícího vztahu:

$$M_n = \sqrt{M_o \cdot T^2} \cdot \frac{1}{f} \quad (2.8)$$

kde M_n je nová hodnota maxima, M_o je původní hodnota maxima a T je doba trvání příslušného chůzového cyklu a f je frekvence. Pokud velikost maxima roste, dochází k prodlužování kroků.



Obr.2.31: Spektrální výkonová hustota jednoho krokového cyklu.

Druhá z metod je založena na způsobu detekce vzdálenosti pomocí akcelerometrů, který je popsán v [26][27]. Sestává ze série úloh: separace krokového cyklu, určení zrychlení ve směru chůze, filtrace signálu, separace části záznamu, výpočet integrálu ze separované části záznamu, kompenzace chyby vzniklé integrací a následná druhá integrace záznamu.

Filtrace byla realizována v souladu s [26] pomocí Butterworthova filtru typu dolní propust s mezní frekvencí 15 Hz.

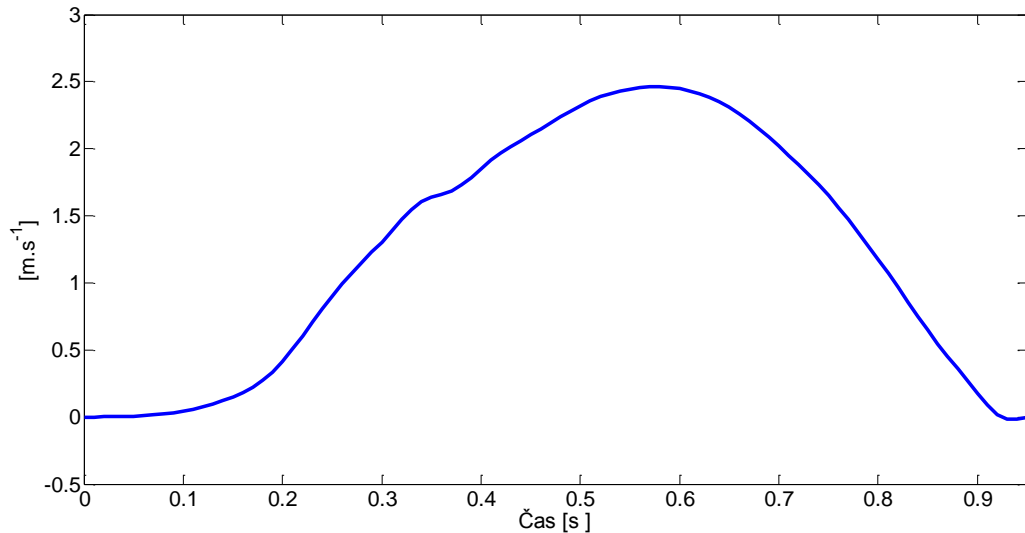
Z dalšího zpracování je vyňato prvních 30% krokového cyklu. Zhruba po této době přestává být v kontaktu pata s podložkou, jak je popsáno v [8]. V okamžiku oddělení paty od podložky (HO – heel off) lze předpokládat, jak je uvedeno v [26], že je rychlost kotníku ve směru chůze nulová. Pro zmenšení chyby vzniklé integrací je doporučováno integrovat pokud možno co nejkratší úsek. V [26] je doporučená maximální doba integrace kolem 1s, což separovaný úsek splňuje.

K účelu numerické integrace separované části signálu byla využita lichoběžníková metoda.

Kompenzace chyby vzniklé integrací byla provedená za pomoci vztahu, který je uveden v [26].

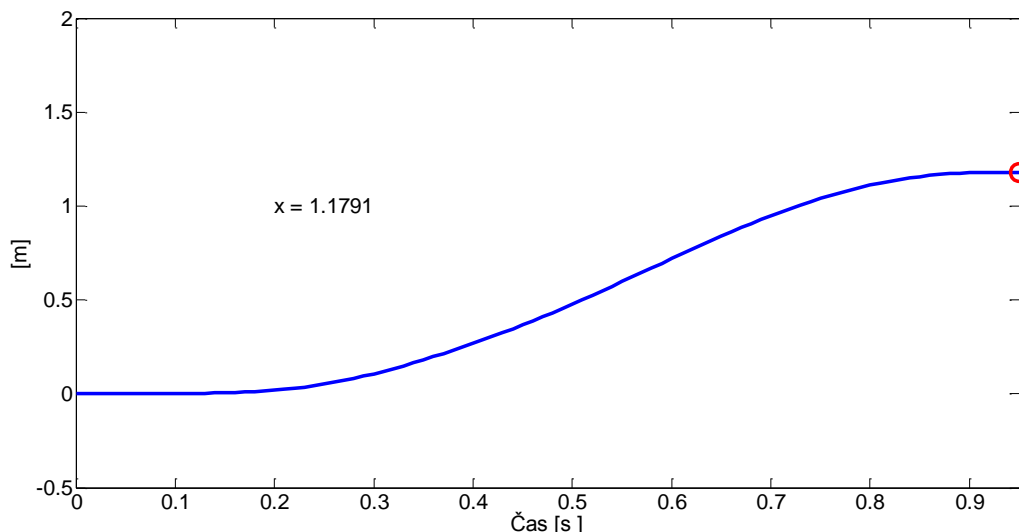
$$\Delta v^+(t) = \Delta v^-(t) - \frac{t - t_s}{t_e - t_s} \cdot \Delta v^-(t) \quad (2.9)$$

kde t je čas, $\Delta v^+(t)$ je kompenzovaná změna rychlosti v daném čase, $\Delta v^-(t)$ je změna rychlosti ve směru chůze oprati rychlosti, kterou má kotník v čase 30% chůzového cyklu, t_s je čas v 30% chůzového cyklu a t_e je čas následujícího počátečního kontaktu. Průběh kompenzované změny rychlosti je uveden na Obr.2.32.



Obr.2.32: Průběh kompenzované změny rychlosti vypočtené ze zrychlení ve směru chůze v rámci jednoho krokového cyklu.

Závěrečným krokem u této metody je provedení numerické integrace kompenzované změny rychlosti získané v předchozím kroku. Výsledek integrace je patrný na Obr.2.33. Pokles či nárůst koncové hodnoty výsledku z integrace, na Obr.2.33 značen jako x , koresponduje s poklesem či nárůstem délky kroku.



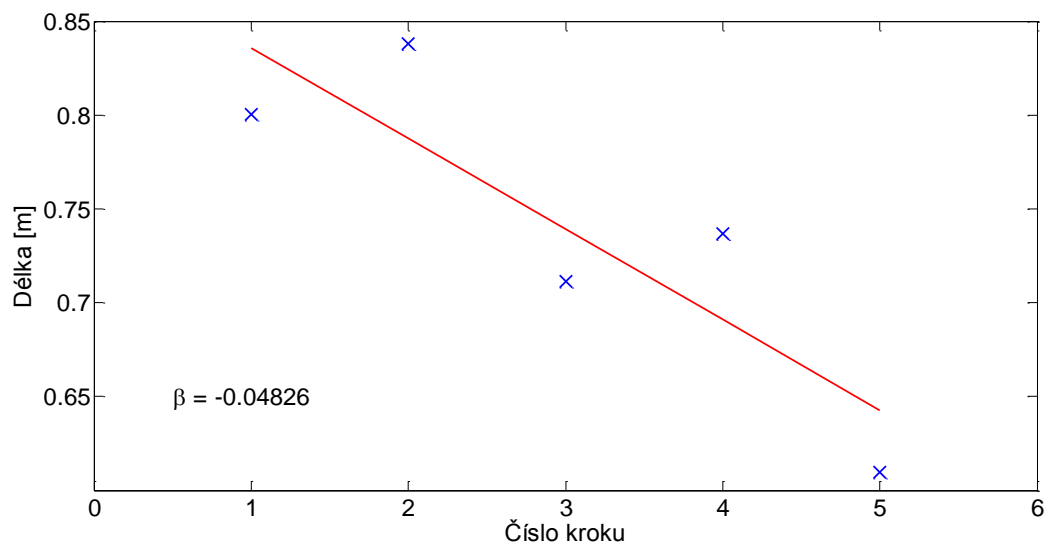
Obr.2.33: Průběh integrované hodnoty kompenzované změny rychlosti.

Stejně jako u dob trvání jednotlivých kroků, lze i u parametrů určených pomocí výše zmíněných metod využít principu proložení lineární regresí. Pokud je směrnice regresní přímky záporná, kroky se postupně zkracují. Festinace je tedy detekována, pokud je záporná jak hodnota směrnice regresní přímky u dob trvání jednotlivých kroků, tak hodnota směrnice regresní přímky u výše navržených parametrů.

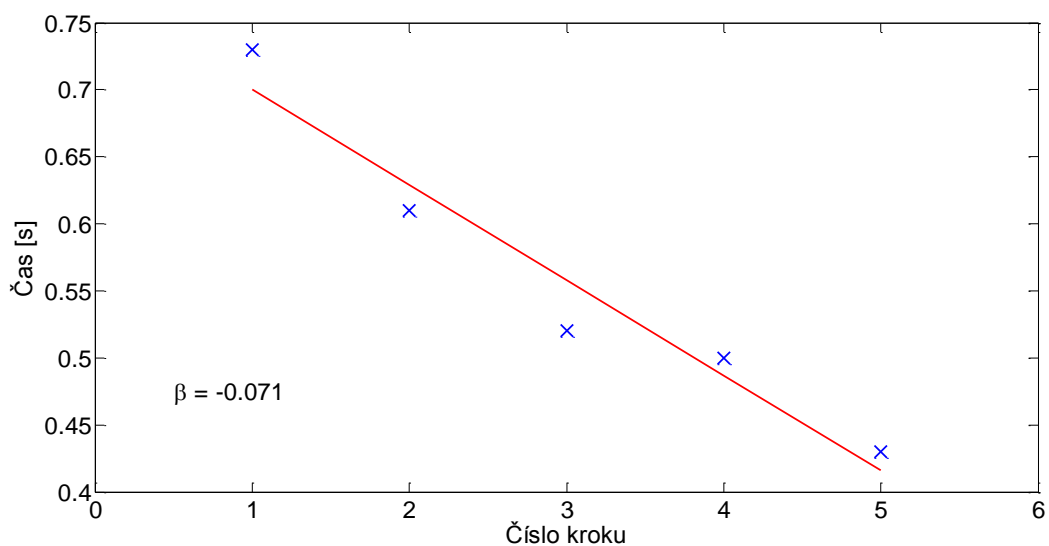
2.11 Parametry festinace na receptorovém chodníku

GAITRite

Systém GAITRite umožňuje jednoznačné stanovení délky kroku a doby jeho trvání na základě detekce počátečních kontaktů, která byla popsána v kapitole 2.5. Způsob výpočtu délky kroků byl popsán v kapitole 2.8. Pokud dochází k festinaci, délka jednotlivých kroků se postupně zkracuje a současně také dochází k postupné redukci doby trvání kroků. Vyneseme-li si závislost délky na posloupnosti kroků, můžeme danou závislost proložit regresní přímkou. Stejně můžeme postupovat i u délky trvání jednotlivých kroků. Pokud je směrnice regresní přímky záporná, a to jak u délky, tak u doby trvání, jedná se o festinaci. Obdobného postupu bylo využito i u detekce festinace na systému Xsens, která byla předmětem předchozí kapitoly.



Obr.2.34: Délka kroku v závislosti na posloupnosti kroků. Modře jsou vyznačeny délky jednotlivých kroků. Červeně je vyznačena regresní přímka. Hodnota β značí směrnici regresní přímky.

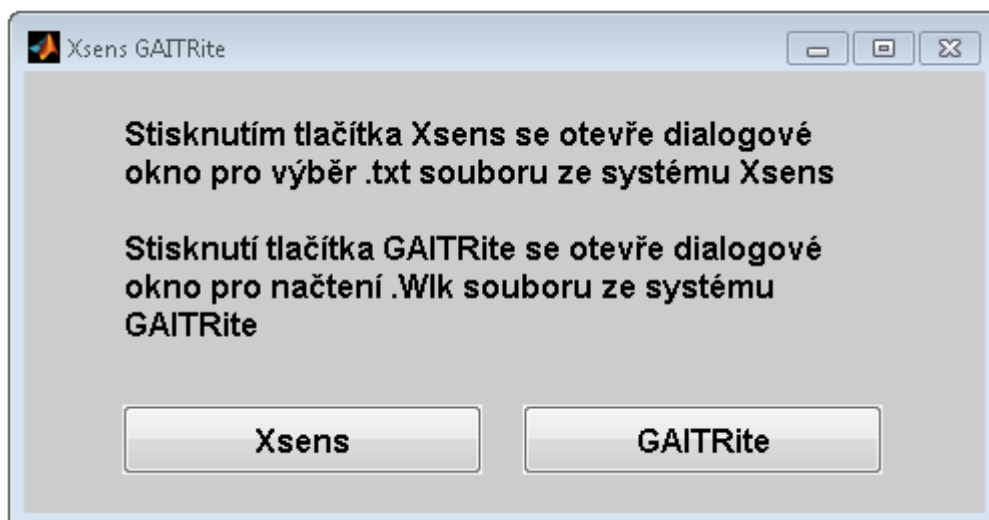


Obr.2.35: Doba trvání kroků v závislosti na posloupnosti kroků. Modře je vyznačena doba trvání jednotlivých kroků. Červeně je vyznačena regresní přímka. Hodnota β značí směrnici regresní přímky.

V následující kapitole je popsána aplikace pro zpracování naměřených dat a vizualizaci navržených parametrů festinace. Při zpracování dat a výpočtu parametrů festinace jsou využity postupy popsané v předchozích kapitolách.

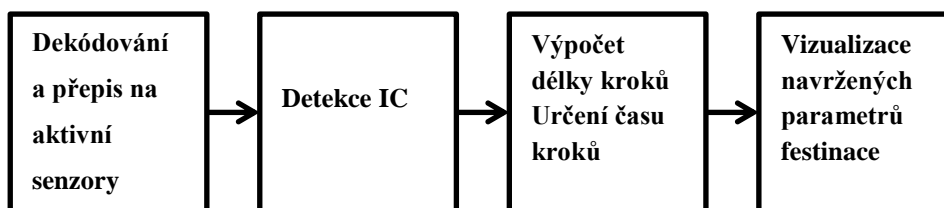
2.12 Aplikace pro grafické znázornění navržených parametrů

V programovacím prostředí Matlab byla implementována aplikace pro zpracování naměřených dat a vizualizaci navržených parametrů festinace. Po zpuštění aplikace, umožňuje uživatelské rozhraní výběr mezi načtením dat ze systému Xsens a mezi načtením dat z receptorového chodníku GAITRite.



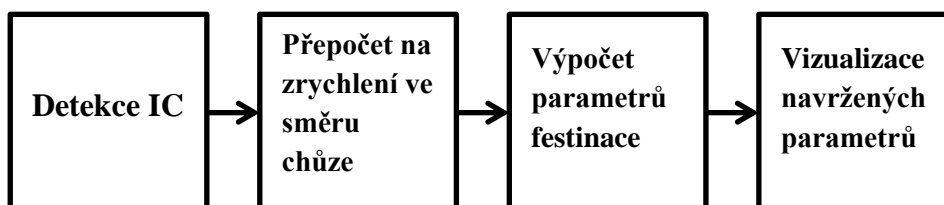
Obr.2.36: Úvodní uživatelské rozhraní pro zpracování naměřených dat ze systémů Xsens a GAITRite a vizualizaci navržených parametrů festinace.

Pokud je zvoleno načtení dat ze systému GAITRite, otevře se dialogové okno pro načtení souboru s příponou .Wlk, přičemž daný soubor nemusí být součástí příslušného adresáře. Následně je Wlk soubor dekodován (popis dekodování souboru byl uveden v kapitole 2.4). Na základě dekodovaných dat jsou určeny počáteční kontakty s podložkou (detekce počátečních kontaktů je uvedena v kapitole 2.5). Z detekovaných počátečních kontaktů je možné určit parametry festinace, které byly popsány v kapitole 2.11 a následně je možné tyto parametry vizualizovat. Schéma potřebných úkonů pro zpracování dat a vizualizaci navržených parametrů je uvedeno na Obr.2.37.



Obr.2.37: Schéma úkonů pro zpracování dat z receptorového chodníku a vizualizaci navržených parametrů festinace.

Po stisknutí tlačítka „Xsens“ se otevře dialogové okno pro načtení souboru s příponou .txt, který obsahuje data z MTx senzoru umístěného na kotníku. Následně je provedena detekce počátečních kontaktů ze signálu úhlové rychlosti kolem mediolaterální osy kotníku, která byla popsána v kapitole 2.6. Pro určení zrychlení ve směru chůze, které je vstupem pro výpočet parametrů festinace, se využívá postupu popsaného v kapitole 2.9. Parametry festinace jsou popsány v kapitole 2.10. Po jejich výpočtu je možná jejich vizualizace. Potřebné úkony pro zpracování dat a vizualizaci navržených parametrů ze systému Xsens jsou uvedeny na schématu Obr.2.38.



Obr.2.38: Schéma potřebných úkonů pro zpracování dat z polyakcelerometrického systému Xsens, výpočet navržených parametrů festinace a jejich vizualizaci

Aplikace, která byla popsána v této kapitole, je obsažena v CD přiřazeném k diplomové práci (ZpracovaniAVizualizaceNavrzenychParametru.m).

2.13 Statistické vyhodnocení experimentálních dat

V rámci experimentu bylo prováděno měření na pěti probandech. U každého probanda bylo synchronně na obou systémech (Xsens a GAITRite) naměřeno 12 záznamů různých variant chůze (zvyšování kadence kroků a zkracování kroků, snižování kadence kroků a prodlužování kroků, snižování kadence kroků a zkracování kroků, zvýšení kadence kroků a prodlužování kroků). Systém GAITRite byl použit jako referenční.

Pomocí detekce počátečních kontaktů chodidla s podložkou na obou dvou systémech (způsob detekce byl popsán v 2.5 a 2.6) byly určeny doby trvání jednotlivých kroků. K ověření správnosti naměřených dob trvání jednotlivých kroků na systému Xsens byl využit párový t-test. Párový test byl prováděn pro data od každého probanda zvlášť a pro data od všech probandů dohromady. Vzhledem k rozsahu jednotlivých výběrů nebylo nutné provádět test normality rozdílu párových hodnot. [28] Tabulka dob trvání jednotlivých kroků měřených pomocí systémů GAITRite a Xsens je uvedena v příloze č.1.

Dále byla testována korelace mezi délkou krokových cyklů (změřeno pomocí GAITRite) a parametry určených k detekci zkracování kroků ($INT2^1$ a SVH^2). Korelace byla zkoumána jednak pro všechny probandy zvlášť a jednak pro data od všech probandů dohromady. Testování normality jednotlivých souborů bylo prováděno pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu. Tabulka s naměřenými hodnotami je součástí přílohy č.2.

¹ Parametr založený na dvojnásobné integraci části krokového cyklu.

² Parametr založený na detekci maxima spektrální výkonové hustoty jednoho krokového cyklu.

3 Výsledky

V rámci měření na pěti probandech bylo pořízeno celkem 60 záznamů chůze měřených pomocí systémů GAITRite a Xsens. Synchronně detekované doby trvání jednotlivých kroků byly porovnány pomocí t-testu, jehož výsledky jsou patrné v Tab.3.1.

Tab.3.1: Výsledky t-testu pro párové hodnoty dob trvání jednotlivých kroků (měřeno pomocí systému GAITRite a Xsens), při hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

Proband	p-hodnota
1	0,3385
2	0,7804
3	0,8668
4	0,8978
5	0,2616
Všichni	0,9663

Jak je patrné z Tab.3.1, u všech skupin platí: p-hodnota $> 0,05$. Z toho vyplývá, že na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ je statisticky nevýznamný rozdíl mezi hodnotami pořízenými pomocí systémů GAITRite a Xsens. Průměrná hodnota absolutních hodnot rozdílu mezi hodnotami z Xsens a GAITRite pro všechny probandy zároveň je $0,0078 \pm 0,0118$ s.

U výpočtu korelace mezi délkou krokového cyklu (měřeno pomocí GAITRite) a parametry INT2 a SVH bylo testováno normální rozdělení jednotlivých souborů pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu. Všechny zkoumané skupiny mají normální rozdělení a lze pro ně tedy využít Pearsonovův korelační koeficient. V Tab.3.2 a Tab.3.3 jsou uvedeny výběrové korelační koeficienty pro jednotlivé skupiny, počet vzorků, ze kterých byl korelační koeficient určen a minimální počet vzorků pro statistickou významnost při $\alpha = 0,05$ a $\beta = 0,1$.

Tab.3.2: Korelační koeficienty pro korelaci mezi délkou kroku a parametrem INT2.

Proband	Korelační koeficient r	Počet vzorků	Minimální počet vzorků
1	0,9678	29	6
2	0,7439	20	14
3	0,8302	21	10
4	0,9147	25	7
5	0,8292	24	10
Všichni	0,7325	119	15

Tab.3.3: Korelační koeficienty pro korelaci mezi délkou kroku a parametrem SVH.

Proband	Korelační koeficient r	Počet vzorků	Minimální počet vzorků
1	0,7878	29	12
2	0,8149	20	11
3	0,4718	21	43
4	0,7421	25	14
5	0,5241	24	34
Všichni	0,59	119	26

Z Tab.3.2 a Tab.3.3 vyplývá, že parametr INT2 koreluje s délkou krokového cyklu lépe než parametr SVH a to jak u dat od jednotlivých probandů, tak v rámci dat od všech probandů dohromady. Oba korelační koeficienty pro všechny probandy jsou statisticky významné. Statisticky významné jsou rovněž všechny korelační koeficienty pro parametr INT2.

4 Diskuse

Receptorový chodník GAITRite umožňuje pomocí navrženého způsobu detekce počátečních kontaktů chodidla s podložkou určení délky jednotlivých kroků a současně určení doby trvání jednotlivých kroků. Pomocí měření na systému GAITRite je tedy možné jednoznačně určit, zda dochází ke zkracování jednotlivých kroků a zda současně dochází ke zvyšování kadence kroků (tedy zda dochází k festinaci chůze). Nevýhodou receptorového chodníku GAITRite je však jeho omezená délka. Využití systému Xsens by v tomto ohledu mělo značné výhody, jelikož umožňuje provoz i v bezdrátovém režimu.

System GAITRite byl v rámci měření použit jako referenční. V rámci diplomové práce jsem se zabýval jednak tím, s jakou přesností je možné určit dobu trvání jednotlivých kroků pomocí systému Xsens a jednak tím, zda lze pomocí samotného měřicího systému Xsens rozlišit různě dlouhé krokové cykly.

Synchronně detekované doby trvání jednotlivých kroků měřené pomocí systému GAITRite a Xsens byly porovnány pomocí párového t-testu. Z výsledků porovnání dob trvání kroků vyplývá, že mezi detekovanými časy není statisticky významný rozdíl (viz kapitola 3). Z tohoto vyplývá, že je možné samostatné využití systému Xsens k detekci postupného zkracování doby trvání jednotlivých kroků, přičemž je zapotřebí využití dat z obou inerciálních senzorů umístěných na kotnících.

Jak je uvedeno v [26], změnu pozice jednotlivých senzorů potažmo délku jednotlivých krokových cyklů není možné přesně určit s využitím pouze signálu z inerciálních senzorů (měřící jednotka systému Xsens). Za účelem detekce zkracování jednotlivých krokových cyklů byly v rámci této práce navrženy dva parametry. První z nich je založen na dvojnásobné integraci zrychlení ve směru chůze části krokového cyklu (INT2). Druhý je založen na detekci maxima spektrální výkonové hustoty krokového cyklu (SVH).

V rámci měření byla délka krokového cyklu určována pomocí systému GAITRite. Synchronně byly zaznamenávány parametry INT2 a SVH. Následně byla zkoumána korelace mezi délkou krokových cyklů a navrženými parametry. Jelikož

všechny zkoumané skupiny splňovaly podmínku normality rozdělení (využití Kolmogorovova-Smirnovova testu), byl použit Pearsonův korelační koeficient. Jak vyplývá z výsledků měření (viz kapitola 3), oba dva navržené parametry statisticky významně korelují s délkou krokového cyklu. Vyššího korelačního koeficientu (odvozeno z naměřených dat pořízených od všech probandů dohromady) dosahuje parametr INT2. Korelační koeficienty u tohoto parametru jsou statisticky významné i v rámci dat od jednotlivých probandů zvlášť. Z těchto výsledků vyplývá, že parametr INT2 je vhodnější pro detekci postupného zkracování krokových cyklů.

Míra festinace je u systému GAITRite dána velikostí směrnice regresní přímky, již je možné proložit jak posloupnost délek jednotlivých kroků, tak posloupnost dob jejich trvání. Jelikož nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi synchronně detekovanými dobami trvání jednotlivých kroků na obou dvou systémech, je možné míru festinace na systému Xsens popsat stejným způsobem jako na systému GAITRite z hlediska zvyšování kadence kroků. Jelikož na systému Xsens není možné přesně změřit délku krokových cyklů, směrnici, již je proložena posloupnost navržených parametrů k detekci zkracování krokových cyklů (INT2 a SVH), lze vnímat pouze jako orientační. Jak vyplývá z výsledků měření, lepší aproximací bude posloupnost parametru INT2.

Z výsledku měření tedy vyplývá, že systém Xsens lze použít samostatně pro detekci festinace a využít tak jeho hlavní výhody, a to relativní nezávislosti na prostorech měření. Přičemž míru festinace lze stanovovat pouze na základě doby trvání jednotlivých kroků (zvyšování kadence).

5 Závěr

V rámci diplomové práce byly zkoumány možnosti využití receptorového chodníku GAITRite a polyakcelerometrického systému Xsens k detekci festinace chůze (postupného zkracování délek jednotlivých kroků a zvyšování kadence kroků). Systém GAITRite poskytuje informaci o tlakových změnách pod chodidlem v rámci matice receptorového chodníku. Systém Xsens sestává z více měřících jednotek. Každá jednotka poskytuje informaci o zrychlení ve třech osách, o úhlové rychlosti a o orientaci daného senzoru. V diplomové práci byla využita data z dvojice měřících jednotek, která byla umístěna na kotnících probandů.

Pro získání dat z receptorového chodníku GAITRite byla nutná implementace dekodéru, který umožnil přístup k surovým datům z daného měřícího systému. K vizualizaci naměřených dat ze systému GAITRite bylo vytvořeno uživatelské rozhraní implementované v programovacím prostředí Matlab. Následně byla navržena a implementována detekce počátečních kontaktů chodidla s podložkou jak na systému GAITRite, tak na systému Xsens. Synchronizace dat z měřících systémů byla realizována na základě detekce počátečních kontaktů.

U systému GAITRite detekce počátečních kontaktů chodidla s podložkou umožňuje stanovit jednak dobu trvání jednotlivých kroků a jednak jejich délku. Systém tedy umožňuje určit, zda dochází k postupnému zkracování jednotlivých kroků a zda současně dochází ke zvyšování kadence. Pokud je posloupnost délek jednotlivých kroků proložena regresní přímkou, velikost směrnice této přímky vyjadřuje míru zkracování kroků. Stejným způsobem lze postupovat u posloupnosti dob trvání jednotlivých kroků. U systému Xsens byla správnost detekce počátečních kontaktů testována pomocí srovnání dob trvání s detekcí na systému GAITRite. Nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi dobami trvání jednotlivých kroků, které byly detekovány pomocí obou měřících systémů. Z hlediska určení trendu dob trvání jednotlivých kroků lze na systému Xsens postupovat stejně jako u systému GAITRite. Samostatné využití systému Xsens neumožňuje stanovit délku jednotlivých kroků. Za účelem detekce zkracování jednotlivých krokových cyklů byla navržena dvojice parametrů. Z výsledků měření vyplývá, že vhodnějším parametrem pro detekci postupného zkracování kroků je parametr založený na dvojnásobné integraci zrychlení ve směru chůze části krokového cyklu. U posloupnosti detekovaných parametrů lze postupovat obdobně jako u systému

GAITRite. Nicméně takto získanou směrnici lze vnímat pouze jako orientační. Ke zpracování naměřených dat jak ze systému GAITRite, tak ze systému Xsens a vizualizaci navržených parametrů festinace byla vytvořena aplikace v programovacím prostředí Matlab.

Seznam použité literatury

- [1] VENES, D. *Taber's Cyclopedic Medical Dictionar*. 21th ed. Philadelphia: F.A.Davis Company, c2009. ISBN 978-0-8036-1559-5.
- [2] GILADI, N. *Gait festination in Parkinson's disease*. *Parkinsonism and Related Disorders* 7 (2001), pp.135-138. ISSN: 1353-8020.
- [3] CHEN, P.-H. *Gait disorders in Parkinso's disease: Assessment and Managemant*. *International Journal of Gerontology* 7 (2013), pp. 189-193. ISSN: 1873-9598.
- [4] FAHN, S. *Description of Parkinson's disease as a clinical syndrome*. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 991 (2003), pp. 1-14. ISSN 0077-8923.
- [5] Všeobecná fakultní nemocnice (Praha). Tisková zpráva: Život s Parkinsonem [online]. 10. 4. 2013 [cit. 15.4.2014]. Dostupné z: <<http://www.vfn.cz/priloha/510a572e4f0e9/tz-svetovy-den-parkinsonovy-nemoci-10-04-13-ok.pdf>>.
- [6] KNUTSSON, E. *An analysis of parkinsonian gait*. *Brain* 95 (1972), pp.475-486. ISSN 0006-8950.
- [7] MOORE, S. T. *Ambulatory monitoring of freezing of gait in Parkinson's disease*. *Journal of Neuroscience Methods* 167 (2008), pp. 340–348. ISSN 0165-0270.
- [8] PERRY, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: SLACK Inc, c2010. ISBN 978-1-55642-766-4.
- [9] TOE, W. *Gait Analysis Using Wearable Sensors*. *Sensors* 12 (2012), pp.2255 – 2283. ISSN 1424-8220.
- [10] TRIPOLITI, E.E. *Automatic detection of freezing of gait events in patients with Parkinson's disease*. *Computer methods and programs in biomedicine* 110 (2013). pp. 12 – 26. ISSN 0169-2607.
- [11] DE STEFANO, A. *Effect of gait cycle selection on EMG analysis during walking in adults and children with gait pathology*. *Gait and Posture* 20 (2004). p. 92–101. ISSN 0966-6362.
- [12] PLOTNIK, M. *Is Freezing of Gait in Parkinson's Disease Related to Asymmetric Motor Function?*. *Annals of Neurology* 57 (2005). p. 656-663. ISSN 1585-2404.

- [13] HAUSEDORFF, J.M. *Impaired regulation of stride variability in Parkinsons disease subjects with freezing of gait*. Exp Brain Res 149 (2003). p.187–194. ISSN 0014-4819.
- [14] Xbus kit leaflet [online]. Dostupné z WWW: <http://www.xsens.com/images/stories/products/PDF_Brochures/xbus%20kit%20leaflet.pdf>. [Citace: 27.3.2013].
- [15] Xbus Kit User Manual [online]. Dostupné z WWW: <<http://www.xsens.com/manual-download-xbus-kit/>>. [Citace: 27.3.2013].
- [16] LUNGE, H.J. *INERTIAL SENSING OF HUMAN MOVEMENT*. Dissertation. 2002. Twente University. Twente.
- [17] HOL, J. *Sensor Fusion and Calibration of Inertial Sensors, Vision, Ultra-Wideband and GPS*. Dissertation. 2011. Linköping University. Linköping.
- [18] MTx leafle [online]. Dostupné z WWW: <http://www.xsens.com/images/stories/products/PDF_Brochures/mtx%20leaflet.pdf>. [Citace: 29.3.2013].
- [19] MTx Human motion tracker [online]. Dostupné z WWW: <<http://www.xsens.com/products/mtx/>>. [Citace: 1.4.2014].
- [20] Současnost a budoucnost inerciálních MEMS senzoru [online]. Dostupné z WWW: <<http://www.roznovskastredni.cz/dwnl/pel2011/06/cizmar.pdf>>. [Citace:1.4.2013].
- [21] MTi and MTx User Manual and Technical Documentation [online]. Dostupné z WWW: <<http://www.xsens.com/manual-download-mtx/?pid=301>>. [Citace: 29.3.2013].
- [22] Gyroskopy v integrovaném provedení MEMS [online]. Dostupné z WWW: <<http://jonatan.spse.pilsedu.cz/~mazanec/gyroskopy.htm>>. [Citace: 30.3.2013]
- [23] VOJÁČEK, A. *Integrované AMR senzory magnetického pole*. [online]. Dostupné z <<http://automatizace.hw.cz/integrované-amr-senzory-magnetického-pole>>. [Citace: 1.4.2013].
- [24] GAITRite Electronic Walkway Technical Reference (WI-02-15) [online]. Dostupné na WWW: <http://www.gaitrite.com/Downloads/GAITRite_Measurement_Definitions.pdf>. [Citace: 30.3.2013].

[25] KOTIADIS, D., *Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator Inertial sensing for gait phase detectio*. Medical Engineering & Phzsics. 2010; 32:pp287-297. ISSN 1350-4533.

[26] SHEPERS, H.M. *Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics*. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 54, no.5, 2007, pp.895-902. ISSN 0018-9294.

[27] SHEPERS, H.M. *Ambulatory Assessment of Human Body Kinematics and Kinetics*. Dissertation. 2009. Twente. Universiteit. Twente.

[28] HENDL, J. *Přehled statistických metod zpracování dat: Analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál, Vyd.1., 2004. 584 s. ISBN 80-7178-820-1.

Seznam příloh

Příloha č.1: Tabulka dob trvání jednotlivých kroků.....	64
Příloha č.2: Tabulka délek jednotlivých krokových cyklů s parametry.....	72
Příloha č.3: Grafy ke korelačním koeficientům.....	75

Příloha č.1: Tabulka dob trvání jednotlivých kroků.

Proband	Doba trvání kroku, detekce pomocí systému GAITRite [s]	Doba trvání kroku, detekce pomocí systému Xsens [s]
1	0,73	0,73
1	0,61	0,63
1	0,52	0,51
1	0,5	0,5
1	0,43	0,44
1	0,67	0,67
1	0,56	0,58
1	0,52	0,51
1	0,5	0,5
1	0,48	0,48
1	0,65	0,66
1	0,54	0,54
1	0,5	0,49
1	0,47	0,48
1	0,43	0,42
1	0,42	0,44
1	0,52	0,5
1	0,56	0,54
1	0,56	0,56
1	0,58	0,6
1	0,6	0,6
1	0,64	0,62
1	0,51	0,51
1	0,54	0,5
1	0,55	0,54
1	0,56	0,54
1	0,55	0,57
1	0,56	0,54
1	0,49	0,48

1	0,47	0,47
1	0,46	0,47
1	0,46	0,46
1	0,61	0,6
1	0,53	0,54
1	0,57	0,56
1	0,54	0,55
1	0,52	0,51
1	0,55	0,56
1	0,58	0,58
1	0,52	0,53
1	0,51	0,5
1	0,54	0,54
1	0,56	0,56
1	0,59	0,59
1	0,58	0,57
1	0,52	0,53
1	0,52	0,51
1	0,55	0,56
1	0,5	0,51
1	0,57	0,57
1	0,56	0,54
1	0,48	0,48
1	0,51	0,51
1	0,48	0,47
1	0,5	0,5
1	0,57	0,56
1	0,53	0,53
1	0,5	0,51
1	0,5	0,5
1	0,52	0,52
1	0,52	0,51
1	0,47	0,47

1	0,49	0,49
1	0,47	0,47
2	0,6	0,6
2	0,59	0,59
2	0,53	0,53
2	0,46	0,46
2	0,45	0,45
2	0,59	0,58
2	0,59	0,59
2	0,5	0,52
2	0,49	0,46
2	0,55	0,56
2	0,54	0,53
2	0,49	0,51
2	0,47	0,46
2	0,51	0,51
2	0,5	0,5
2	0,57	0,58
2	0,65	0,64
2	0,54	0,55
2	0,55	0,55
2	0,54	0,54
2	0,55	0,54
2	0,57	0,56
2	0,57	0,58
2	0,59	0,59
2	0,59	0,6
2	0,56	0,56
2	0,53	0,53
2	0,52	0,54
2	0,52	0,5
2	0,57	0,57
2	0,82	0,83

2	0,81	0,8
2	0,82	0,82
2	0,79	0,8
2	0,81	0,82
2	0,76	0,75
2	0,75	0,75
2	0,53	0,53
2	0,53	0,52
2	0,53	0,53
2	0,54	0,54
2	0,53	0,52
2	0,51	0,5
2	0,48	0,49
2	0,56	0,56
2	0,56	0,56
2	0,52	0,52
2	0,54	0,54
2	0,55	0,56
2	0,53	0,55
2	0,52	0,52
3	0,66	0,66
3	0,61	0,62
3	0,58	0,57
3	0,59	0,59
3	0,53	0,53
3	0,8	0,8
3	0,62	0,63
3	0,49	0,51
3	0,49	0,48
3	0,52	0,5
3	0,62	0,63
3	0,6	0,6
3	0,51	0,5

3	0,5	0,51
3	0,5	0,5
3	0,91	0,9
3	0,88	0,88
3	0,97	0,97
3	0,94	0,94
3	0,77	0,78
3	0,74	0,74
3	0,7	0,71
3	0,74	0,73
3	0,86	0,86
3	0,8	0,8
3	0,92	0,92
3	0,97	0,96
3	0,82	0,81
3	0,92	0,94
3	0,88	0,88
3	0,87	0,87
3	1,07	0,96
3	0,8	0,92
3	0,82	0,81
3	0,81	0,82
3	0,81	0,82
3	0,92	0,93
3	0,93	0,91
3	0,9	0,87
3	0,74	0,74
3	0,67	0,67
3	0,66	0,66
3	0,64	0,64
3	0,62	0,62
3	0,57	0,56
3	0,57	0,58

3	0,56	0,56
3	0,54	0,54
3	0,53	0,52
3	0,52	0,52
3	0,56	0,56
3	0,54	0,53
3	0,51	0,51
4	0,49	0,49
4	0,44	0,45
4	0,44	0,43
4	0,43	0,43
4	0,5	0,53
4	0,49	0,49
4	0,45	0,45
4	0,44	0,44
4	0,44	0,44
4	0,51	0,5
4	0,47	0,48
4	0,46	0,45
4	0,43	0,45
4	0,5	0,49
4	0,53	0,54
4	0,52	0,53
4	0,56	0,54
4	0,47	0,47
4	0,51	0,5
4	0,52	0,53
4	0,57	0,57
4	0,46	0,47
4	0,49	0,5
4	0,52	0,53
4	0,58	0,57
4	0,56	0,56

4	0,53	0,53
4	0,54	0,54
4	0,56	0,56
4	0,56	0,56
4	0,51	0,52
4	0,5	0,49
4	0,5	0,51
4	0,53	0,52
4	0,54	0,54
4	0,56	0,55
4	0,52	0,53
4	0,53	0,53
4	0,51	0,51
4	0,53	0,53
4	0,5	0,51
4	0,56	0,55
4	0,54	0,53
4	0,55	0,53
4	0,54	0,51
4	0,56	0,56
4	0,57	0,57
4	0,55	0,55
4	0,56	0,55
4	0,52	0,53
4	0,52	0,54
4	0,54	0,54
4	0,55	0,55
4	0,54	0,54
5	0,7	0,72
5	0,6	0,6
5	0,54	0,54
5	0,47	0,48
5	0,47	0,45

5	0,69	0,69
5	0,54	0,56
5	0,51	0,49
5	0,44	0,46
5	0,43	0,42
5	0,7	0,7
5	0,57	0,57
5	0,48	0,49
5	0,46	0,46
5	0,44	0,43
5	0,56	0,56
5	0,66	0,67
5	0,74	0,73
5	0,84	0,85
5	0,57	0,57
5	0,59	0,59
5	0,63	0,63
5	0,64	0,64
5	0,69	0,7
5	0,47	0,47
5	0,51	0,52
5	0,58	0,58
5	0,65	0,64
5	0,68	0,68
5	0,62	0,62
5	0,58	0,59
5	0,58	0,57
5	0,54	0,54
5	0,61	0,63
5	0,62	0,61
5	0,62	0,63
5	0,62	0,63
5	0,65	0,65

5	0,64	0,63
5	0,56	0,58
5	0,6	0,59
5	0,6	0,61
5	0,61	0,61
5	0,65	0,65
5	0,52	0,52
5	0,55	0,55
5	0,53	0,53
5	0,55	0,55
5	0,61	0,6
5	0,56	0,57
5	0,59	0,59
5	0,55	0,55
5	0,59	0,59
5	0,54	0,53
5	0,53	0,53
5	0,51	0,52

Příloha č.2: Tabulka délek jednotlivých krokových cyklů s příslušnými parametry, které jsou určeny k detekci zkracování kroků.

Proband	Délky krokových cyklů, GAITRite	Parametr INT ³ , Xsens	Parametr SVH ⁴ , Xsens
1	1,6385	1,291267	19,77495
1	1,447621	1,272446	13,94003
1	1,574431	1,257297	18,25239
1	1,56332	1,27221	14,56001
1	1,536742	1,264425	17,55026
1	1,371643	1,170734	12,22348
1	1,244645	1,055907	9,278946
1	1,269995	1,070242	13,35863
1	1,333387	1,064896	14,66941
1	1,16877	0,990794	10,93983
1	1,32131	1,074132	12,78479
1	1,472494	1,169868	14,32272
1	1,511317	1,254726	12,83405
1	1,485917	1,192505	12,13325

³ Parametr vyjadřující délku kroku - založený na dvojnásobné integraci zrychlení ve směru chůze.

⁴ Parametr vyjadřující délku kroku – založený na výpočtu spektrální výkonové hustoty ze zrychlení ve směru chůze krokového cyklu.

1	1,548987	1,228408	16,268
1	1,334011	1,142394	14,30417
1	1,028172	0,889718	10,00119
1	1,612949	1,337012	16,1619
1	1,282756	1,059676	11,84179
1	1,142724	0,930597	11,66163
1	1,612108	1,299701	15,66031
1	1,36062	1,127879	13,05971
1	1,09246	0,914479	10,68113
1	1,283105	1,031	11,17244
1	1,523677	1,222589	13,15317
1	1,24456	1,083928	12,45588
1	1,485749	1,173582	12,82741
1	1,219445	1,045342	10,62663
1	1,397183	1,124805	11,36615
2	1,574297	1,304132	16,55534
2	1,525261	1,244793	13,07396
2	1,804094	1,28901	16,76115
2	1,612409	1,306604	14,88913
2	1,917414	1,407006	17,6603
2	1,778831	1,367817	15,11817
2	1,44796	1,073221	11,89961
2	1,90504	1,317864	17,72007
2	1,852906	1,345616	16,52166
2	1,792507	1,319556	16,37953
2	1,623501	1,083253	16,58156
2	1,666997	1,035106	15,47698
2	1,879798	1,37539	17,40402
2	1,347588	1,10359	13,14603
2	1,753316	1,331779	15,73146
2	1,728359	1,289006	15,85502
2	1,764773	1,327844	15,41643
2	1,702126	1,284481	15,42832
2	1,841378	1,344686	15,54415
2	1,893796	1,382806	16,47448
3	1,688923	1,096504	15,45418
3	1,536797	0,956983	13,3854
3	1,625642	1,020516	18,80545
3	1,320798	0,906809	9,676616
3	1,460202	0,947964	13,75512
3	1,423118	0,930968	10,05157
3	1,904679	0,968637	22,81557
3	1,65086	1,105287	20,32046
3	1,651077	1,123092	18,82201
3	1,689529	0,922295	21,07523
3	1,904772	1,052181	26,09718
3	1,435063	0,986588	18,80843
3	1,218694	0,754701	15,93969
3	1,486368	0,949249	17,86295
3	1,117811	0,689816	15,52942
3	1,04078	0,695782	15,54828
3	1,586715	1,07487	18,30232
3	1,564117	1,04076	16,00795

3	1,702486	1,176531	14,58033
3	1,803017	1,250184	14,66655
3	1,892284	1,176531	14,58033
4	1,511166	1,166022	12,12587
4	1,461301	1,150934	10,3843
4	1,549697	1,230165	13,40865
4	1,600001	1,236533	11,40718
4	1,600718	1,251928	13,48311
4	1,485485	1,19969	11,14326
4	1,842002	1,408102	14,66077
4	1,765153	1,314104	15,56615
4	1,663035	1,235445	11,97259
4	1,753839	1,311017	15,66093
4	1,612817	1,219052	11,55967
4	1,740842	1,291105	15,02232
4	1,688795	1,298224	15,45244
4	1,460906	1,140399	13,7446
4	1,422314	1,148269	12,5703
4	1,283238	1,012008	10,86652
4	1,549575	1,194016	13,98935
4	1,321035	1,064968	12,32472
4	1,257843	1,003606	11,15833
4	1,665353	1,152872	13,39575
4	1,713703	1,246825	14,52088
4	1,575582	1,099825	12,95334
4	1,728255	1,254884	15,21529
4	1,587879	1,221486	13,89008
4	1,68942	1,273206	15,08221
5	1,269993	0,931395	14,83759
5	1,206519	0,94763	11,01291
5	1,371841	1,044905	15,31667
5	1,371656	1,039871	10,66391
5	1,270048	1,043495	15,44347
5	1,232014	0,995583	9,727994
5	1,562138	1,041756	13,89186
5	1,562088	1,029667	19,03724
5	1,346398	1,023664	12,57783
5	1,434732	1,094175	14,98325
5	1,322179	0,97497	10,19816
5	1,422039	1,042454	13,95167
5	1,474857	1,044251	15,0087
5	1,524053	1,056746	14,40731
5	1,460554	1,048332	15,44517
5	1,257457	0,925149	13,86883
5	1,549407	1,098986	15,4294
5	1,384729	0,983008	13,60093
5	1,206349	0,886659	12,62903
5	1,585912	1,083255	13,1797
5	1,602606	1,107607	13,84083
5	1,588832	1,098505	15,8543
5	1,500657	1,055765	14,77753
5	1,587483	1,125296	14,43163

Příloha č.3: Grafy ke korelačním koeficientům

