

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

**PETR
FIALA**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Návrh metod hodnocení pohybové aktivity horních končetin

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Petr Fiala

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Petr Fiala**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Návrh metod hodnocení pohybové aktivity horních končetin**
Téma anglicky: Design of methods for evaluation of movement activity of the upper limbs

Zásady pro vypracování:

Pro inerciální systém měření segmentů těla, který bude součástí "chytré" ortézy, navrhnete na základě rešerše a doporučení Kliniky dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. LF UK a FN Motol metody hodnocení kinematických veličin pohybu horních končetin během klinického vyšetření a dlouhodobé rehabilitace. Zvolené metody implementuje v prostředí MATLAB, experimentálně ověřte a porovnejte. Vytvořte návod a metodiku měření a hodnocení pohybové aktivity horních končetin.

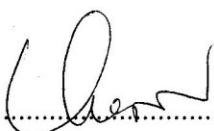
Seznam odborné literatury:

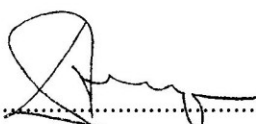
- [1] Daniel M., Experimentální biomechanika, ed. skripta, ČVUT, 2008, ISBN 9788001039823
- [2] Tichý, M., Funkční diagnostika pohybového aparátu, ed. 1. vydání, Triton, 2001, ISBN 80-7254-022-X
- [3] Dvořák, R., Základy kinezioterapie, ed. skripta, 3. vydání, Vydavatelství Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, ISBN 80-244-0609-8
- [4] Karger Adolf, Kargerová Marie, Základy robotiky a prostorové kinematiky, ed. 1, ČVUT, Praha, 2008, ISBN 80-01-02183-1

Zadání platné do: 11.09.2018

Vedoucí: doc. Ing. Patrik Kutílek, M.Sc., Ph.D.

Konzultant: doc. MUDr. Vojtěch Havlas, Ph.D.


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „**Návrh metod hodnocení pohybové aktivity horních končetin**“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské 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 19. 5. 2017

.....

Petr Fiala

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval panu docentu Kutílkovi za profesionální vedení práce.

Název práce:

Návrh metod hodnocení pohybové aktivity horních končetin

Abstrakt:

Práce se věnuje návrhu metod pro klinické hodnocení pohybových možností horních končetin a pro hodnocení dlouhodobé pohybové aktivity horních končetin, které budou součástí systému "chytré" ortézy. Pohybové možnosti a pohybová aktivita jsou vyhodnocovány z kinematických veličin získaných pomocí gyro-akcelerometrických MoCap systémů. Při návrhu metod je vycházeno z metod již v lékařské praxi používaných nebo zaváděných. Jde o metody pro hodnocení pohybových aktivit, tj. hodnot kinematických veličin pohybu během klinického vyšetření a dlouhodobé rehabilitace. Byla zpracována metoda pro komparativní hodnocení a metoda pro hodnocení rozsahu pohybu jako zástupci metod krátkodobého vyšetření. Pro dlouhodobé hodnocení byla zpracována metoda pro určení kinetické energie tělního segmentu, metoda pro detekci aktivity tělního segmentu a metoda pro třídění pohybové aktivity jako metody pro dlouhodobé hodnocení. Metody využívají změřených úhlových rychlostí, lineárních zrychlení a eulerovských úhlů senzorů a z nich odvozených parametrů, např. rozsahů těchto veličin, kinetické energie segmentu, celkového zrychlení a hodnotících parametrů RAV a P score. Zvolené metody jsou implementovány v prostředí Matlab a experimentálně ověřeny na dvaceti zdravých subjektech a následně jsou jejich výsledky statisticky porovnány. Součástí práce je návod k měření a hodnocení pohybové aktivity horních končetin navrženými metodami.

Klíčová slova:

akcelerometr, inerciální senzory, dlouhodobé monitorování, horní končetina, aktivita

Project title:

Design of methods for evaluation of movement activity of the upper limbs

Abstract:

This work aims at design of methods for clinical evaluation of upper limb motion possibilities and for determination of long-term motion activity of upper limbs, which will be implemented in "clever" brace system. Both motion possibilities and motion activity are evaluated from kinematic quantities measured with inertial MoCap systems. Design of these methods considers methods that are currently being introduced into or are already being used in clinical practice. For the group of clinical assessment methods a method for comparative evaluation and method for range of motion evaluation were designed. A part of long-term assessment methods, a method evaluating kinetic energy of body segment, a method for body segment activity detection and method for classification of motion activity were designed. These methods process various measured kinematic quantities like linear acceleration, angular velocity, Euler angles and their derivatives, e.g. ranges of these quantities, kinetic energy of body segment, acceleration magnitude a scoring parameters RAV and P score. Methods mentioned above were implemented in Matlab and their function was experimentally verified on sample of 20 healthy subjects. Outputs of the designed methods were statistically evaluated and compared. Work includes manual for measurement and assessment of upper limb motion activity using the designed methods.

Key words:

accelerometer, inertial sensor, long-term monitoring, upper limb, activity

Obsah

Obsah	6
Seznam veličin, parametrů, symbolů a zkratk	8
1 Úvod	9
1.1 Cíle práce.....	10
2 Rešerše metod hodnocení pohybové aktivity horní končetiny	11
2.1 Metody krátkodobého hodnocení.....	11
2.2 Metody dlouhodobého hodnocení.....	13
2.2.1 Dlouhodobé měření funkčnosti končetiny	13
2.2.2 Dlouhodobé monitorování aktivity	14
2.2.3 Třídění pohybové aktivity	14
2.3 Závěr kapitoly	16
3 Rešerše metod záznamu a zpracování dat	18
3.1 Měřicí systém Xsens - Xbus Kit	18
4 Praktická část	20
4.1 Měření	20
4.1.1 Použitý měřicí systém	20
4.1.2 Průběh měření pro určení senzorů.....	23
4.1.3 Průběh měření pro klinické vyšetření.....	23
4.1.4 Průběh měření pro dlouhodobé hodnocení pohybové aktivity.....	24
4.1.5 Získaná data.....	26
4.2 Zpracování v Matlabu	27
4.2.1 Stopky pro měření	27
4.2.2 Určení senzorů.....	27
4.2.3 Předzpracování dat	28
4.2.4 Metody pro klinické vyšetření.....	30

4.2.5	Metody pro dlouhodobé hodnocení.....	31
5	Výsledky.....	41
5.1	Získaná data.....	41
5.2	Výstupy algoritmů.....	41
5.2.1	Rozsah pohybu	41
5.2.2	Komparativní hodnocení	42
5.2.3	Kinetická energie segmentu	43
5.2.4	Detekce pohybové aktivity	44
5.2.5	Třídění aktivity	44
5.3	Statistické vyhodnocení.....	49
5.4	Návod k měření a vyhodnocení dat.....	49
6	Diskuse	50
7	Závěr.....	52
7.1	Naplnění cílů práce.....	53
7.2	Perspektiva dalšího řešení	53
	Seznam použité literatury	54
	Seznam příloh	59
	Seznam obrázků.....	62
	Seznam tabulek.....	63
	Přílohy.....	64

Seznam veličin, parametrů, symbolů a zkratek

Tabulka 1.1: Seznam použitých veličin a parametrů.

Symbol	Jednotka	Význam
θ	$^{\circ}$, rad	pitch (eulerovský úhel)
Φ	$^{\circ}$, rad	roll (eulerovský úhel)
Ψ	$^{\circ}$, rad	yaw (eulerovský úhel)
ROM_{pitch}	$^{\circ}$, rad	pohybový rozsah v rovině úhlu pitch
ROM_{roll}	$^{\circ}$, rad	pohybový rozsah v rovině úhlu roll
ROM_{yaw}	$^{\circ}$, rad	pohybový rozsah v rovině úhlu yaw
ω	$^{\circ}\cdot s^{-1}$, $rad\cdot s^{-1}$	úhlová rychlost
a	$m\cdot s^{-2}$	úhlové zrychlení
RAV	$^{\circ}\cdot s^{-1}$, $rad\cdot s^{-1}$	rozsah úhlové rychlosti
RAC	$m\cdot s^{-2}$	rozsah úhlového zrychlení
RAV score	%	parametr porovnávající RAV dvou končetin
RAV_r	$^{\circ}\cdot s^{-1}$, $rad\cdot s^{-1}$	parametr pro výpočet RAV score
ΔRAV_r	-	parametr pro výpočet RAV score
P score	%	parametr porovnávající součin RAC a RAV dvou končetin
Pr	$^{\circ}\cdot m\cdot s^{-3}$, $rad\cdot m\cdot s^{-1}$	parametr pro výpočet P score
ΔPr	-	parametr pro výpočet P score
v	cm	výška subjektu
m	kg	hmotnost subjektu
m_{ant}	kg	hmotnost předloktí
m_{hum}	kg	hmotnost nadloktí
m_{tho}	kg	hmotnost vrchní části trupu
SMV	$m\cdot s^{-2}$	výsledné zrychlení
IAA_{out}	$m\cdot s^{-1}$	integrál absolutního výstupu akcelerometru
KE_{tot}	J	výsledná kinetická energie
P	W	výkon
R	-	rotační matice
M_{xy}	-	prvek rotační matice v x-tém sloupci na y-tém řádku

Tabulka 1.2: Seznam použitých zkratk a symbolů.

Zkratka	Význam (česky)	Význam (anglicky)
CSA	zhuštěné spektrální kulisy	condensed spectral arrays
DA	detektor aktivity	activity detector
DWT	diskrétní vlnková transformace	discrete wavelet transform
FBMI	Fakulta biomedicínského inženýrství	Faculty of biomedical engineering
FFT	rychlá Fourierova transformace	fast Fourier transform
ID	identifikátor	identifier
MoCap	snímač pohybu	motion capture
MRA	multirozklad	multi-resolution analysis
ROM	rozsah pohybu	range of motion
SFTR	sagitální-frontální-transverzální-rotace (goniometrická metoda)	sagittal-frontal- transverse- rotation (goniometric method)

1 Úvod

Hodnocení pohybové aktivity horních končetin je důležitým prvkem jejich rehabilitace a v posledních letech se stále častěji jako metody klinického vyšetření používají MoCap (motion capture) systémy pro měření kinematických veličin. Požadavkem Kliniky dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice v Motole je využití těchto metod a systémů v připravované tzv. "chytré ortéze". MoCap systém by měl tvořit základ elektronického systému ortézy.

Nejběžnějšími MoCap systémy jsou vedle elektronických goniometrů gyro-akcelerometrická zařízení umožňující měřit zrychlení a úhly ve vhodném souřadném systému. Aplikací vhodného matematického aparátu a výpočetní techniky lze s jejich pomocí určit různé kinematické veličiny pohybu segmentu těla [3]. Oproti alternativně méně často používaným statickým kamerovým systémům pro detekci a záznam pohybu jsou jejich výhodami přesnost, cenová dostupnost, malé rozměry a s nimi související nositelnost [4, 5]. Právě tyto vlastnosti jim poskytují potenciál pro využití v ortopedii a to jak pro krátkodobé vyšetření, tak pro dlouhodobé monitorování stavu pacienta.

Cílem této práce je nalézt metody využívající zmíněný gyro-akcelerometrický systém k detailnějšímu popisu pohybové aktivity horní končetiny s předpokladem jejich využití v konstrukci „chytré ortézy“. Vhodné metody budou zpracovány v Matlabu a jejich účinnost a využitelnost v praxi bude testována a předběžně zhodnocena.

Budoucím uplatněním navržených metod bude tedy jejich využití v algoritmech hodnocení dat z "chytré ortézy" s implementovanými senzory, schopné monitorovat pohybovou aktivitu končetiny jak při ambulantním vyšetření, tak i při běžném denním pohybu pacienta.

1.1 Cíle práce

Cíle této práce vycházejí z jejího zadání a z požadavků Kliniky dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice v Motole. Rozdělení těchto požadavků je následující:

- Navrhnout metody hodnocení kinematických veličin pohybu pro gyroakcelerometrický systém.
- Při návrhu umístění senzorů brát v potaz budoucí implementaci na "chytré" ortéze.
- Navrhnout metody pro klinické vyšetření ve zdravotnickém zařízení s využitím chytré ortézy.
- Navrhnout metody pro sledování stavu a průběhu dlouhodobé rehabilitace pomocí chytré ortézy v domácím prostředí a mimo zdravotnické zařízení s ohledem na předpoklad aplikace v rámci distanční medicíny.
- Implementovat navržené metody ve vybraném softwaru.
- Experimentálně ověřit a vzájemně porovnat navržené metody.
- Vytvořit návod a metodiku pro měření a hodnocení pohybové aktivity horních končetin pomocí navržených metod v klinickém zařízení a v domácím prostředí mimo klinické zařízení.

2 Rešerše metod hodnocení pohybové aktivity horní končetiny

K této části rešerše byly použity jak knihy z oblasti ortopedie a fyzioterapie, tak i odborné články. K danému tématu bylo nalezeno přibližně 50 relevantních článků z období 1994-2016. Pro vyhledávání byly použity vědecké databáze Science Direct, Scopus, Wiley, IEEE, NCBI a Google Scholar. Bylo využito pouze článků, které jsou potenciálně vhodné a související s předpokladem návrhu chytré ortézy

Použitá klíčová slova byla: accelerometer, inertial sensors, long-term, daily, activity, monitoring, rehabilitation.

2.1 Metody krátkodobého hodnocení

Následující metody předpokládají své využití pro hodnocení dat systémem chytré ortézy zaznamenaných během vyšetření pacienta v klinickém zařízení.

Běžným funkčním vyšetřením v ortopedii je goniometrie, která měří rozsahy kloubem vykonaných pohybů od výchozí polohy (tzv. ROM). Pohyb v kloubu lze charakterizovat jako změnu úhlu mezi segmenty, které se v kloubu stýkají a tvoří tzv. kinematickou dvojici [7].

Často používanou metodikou pro měření ROM je metoda SFTR (sagital-frontal-transverse-rotation). Zkratka vychází z názvu základních anatomických rovin, ve kterých vyšetření probíhá. Od šedesátých let minulého století byla přijata jako mezinárodní ortopedická metoda [8]. Měření úhlů se provádí mechanickým či elektronickým goniometrem.

Kloubní pohyby jsou při vyšetření prováděny od dané výchozí (nulové) polohy v rámci anatomického souřadného systému těla, která pro většinu pohybů odpovídá základnímu anatomickému postavení, které můžeme popsat následovně: pacient stojí zpříma, dolní končetiny má postavené paralelně, chodidla směřují vpřed; horní končetiny jsou připaženy, předloktí je v supinaci a dlaně ve frontální rovině směřují vpřed. Při měření zevní a vnitřní rotace, pronace a supinace odpovídá nulová poloha střednímu postavení mezi pohyby.

Obvykle se měřené ROM pro různé subjekty porovnávají, je hodnocen rozdíl v hodnotě parametru mezi pacientem a zdravými subjekty.

Další metody jsou již složitější na měření (nejedná se o měření statických hodnot) i na interpretaci (využívají složitější matematický aparát).

Autoři práce [5] vytvořili statistické parametry, hodnotící účinnost rehabilitace ramene. Hodnotící parametry RAV score a P score a jsou založeny na porovnávání údajů ze zdravé a poškozené končetiny.

RAV score vychází z porovnávání úhlových rychlostí humeru při flexi a extenzi v sagitální rovině (charakterizované změnou úhlu pitch), dále při abdukci a addukci v transverzální rovině (charakterizovaná změnou úhlu yaw) a vnější a vnitřní rotaci (kterou vystihuje změna úhlu roll). Pro tyto tři pohyby bude dále použito označení α , β a γ (ve shodném pořadí). Pro výpočet tohoto parametru zavedeme rozsah úhlové rychlosti RAV pro daný pohyb:

$$RAV = \omega_{\max} - \omega_{\min}, \quad (1)$$

kde ω_{\max} je maximální a ω_{\min} je minimální změřená úhlová rychlost humeru. Průměrem RAV získaných pro všechny tři směry pohybu získáme parametr RAVr:

$$RAVr = \frac{1}{3} \cdot \sum_{\alpha, \beta, \gamma} (RAV) \quad (2)$$

Parametr $\Delta RAVr$ je založen na rozdílu mezi RAVr zdravé a postižené končetiny, vztaženému ke zdravé končetině:

$$\Delta RAVr = \frac{RAVr_z - RAVr_p}{RAVr_z}, \quad (3)$$

kde $RAVr_z$ je RAVr zdravé končetiny a $RAVr_p$ je RAVr postižené končetiny.

Kýžené RAV score poté zjistíme odečtením průměrného $\Delta RAVr$ ze všech měření od jedné, vyjadřujeme v procentech:

$$RAV \text{ score} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n \Delta RAVr_i}{n} \cdot 100 [\%], \quad (4)$$

kde $\Delta RAVr_i$ je $\Delta RAVr$ jednoho měření a n je počet měření.

U zdravých subjektů autoři práce naměřili RAV score v rozsahu 87-99 %, u jedinců s poškozenou paží před provedenou operací bylo průměrné RAV score 59 %.

Dalším hodnotícím parametrem je P score, které má za úkol porovnávat vztahy mezi zrychlením humeru a jeho úhlovou rychlostí. Pro jeho výpočet zavedme parametr Pr, který vypočítáme následovně:

$$Pr = \sum_{x,Y,Z} (a_{\max} - a_{\min}) \cdot (\omega_{\max} - \omega_{\min}), \quad (5)$$

kde a_{\max} a a_{\min} jsou maximální a minimální naměřená zrychlení humeru. Pro porovnání se zdravou končetinou použijeme parametr ΔPr :

$$\Delta Pr = \frac{Pr_H - Pr_P}{Pr_H}, \quad (6)$$

P score poté vypočítáme obdobně jako RAV score:

$$P \text{ score} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n \Delta Pr_i}{n} \cdot 100 [\%] \quad (7)$$

Samozřejmě existují i další komparativní parametry, ale výše uvedené uvažují jako reprezentativní a do praxe zaváděné.

2.2 Metody dlouhodobého hodnocení

Dlouhodobé monitorování má pro vyhodnocování pohybové aktivity velkou přidanou hodnotu, zejména proto, že měření probíhá během běžných denních činností a v domácím prostředí. Pohyby měřených osob jsou tak přirozenější a naměřená data ukazují, jak se pacient běžně pohybuje, na rozdíl od laboratorního vyšetření, které zkoumá jakých pohybů je pacient schopen. Zřejmou výhodou je také větší objem analyzovatelných dat. Nevýhodou je naopak náročnější analýza a menší spektrum navržených metod, jelikož se do praxe teprve zavádí. Komplexnost hodnocení je dána především nutností hodnocení delšího záznamu dat a nutností data třídit.

2.2.1 Dlouhodobé měření funkčnosti končetiny

Do dlouhodobého měření můžeme zahrnout i metody uvedené v předchozí kapitole o krátkodobém hodnocení, jsou-li tyto opakovány v delším časovém úseku s následným vyhodnocením změn jejich výstupů.

Měřením ROM v dlouhodobém měřítku pomocí gyro-akcelerometrů, avšak v koleni, se zabývala např. práce [10]. Použitelnost poznatků této práce pro horní

končetiny je diskutabilní, nicméně ukazuje možnost využití principu pro dlouhodobé hodnocení a to sledování změn hodnot jednotlivých veličin a parametrů.

2.2.2 Dlouhodobé monitorování aktivity

Mimo monitorování vlastní funkčnosti končetiny je pro rehabilitaci důležité sledovat vlastní aktivitu končetiny, a k tomu využít vhodných metod. Např. v práci [11] se autoři zabývali vývojem a ověřením funkčnosti akcelerometrického systému pro měření aktivity a pohyblivosti horní končetiny (ULAM - upper limb activity monitor) na osobách s pohybovými omezeními. Analýza signálu, popsána již v práci [12], vyžaduje přepočtení původního signálu z akcelerometrů na tři pomocné signály (LP/angular, frequency a motility feature). Dalším krokem je poté zjištění (ne)aktivity celé horní končetiny pomocí tzv. motility feature ze senzoru předloktí. Přímo motility feature je možné použít ke kvantitativnímu vyjádření pohyblivosti segmentu, neboť větší proměnlivost signálu od průměrné hodnoty je spojena s aktivitou segmentu. Následujícím krokem je poté vytvoření signálu, který nabývá určité hodnoty, pokud amplituda motility feature překročí danou mez (většinou pevně stanovenou pro aktivitu spojenou s daným pohybem). V navazující práci [13] byla aktivita během rehabilitace měřena 4x. Časové průběhy aktivity ukázaly v 64 % případů zlepšení aktivity po dokončení rehabilitace o více než 5 %. Nicméně, uvedené příklady jsou v současnosti spíše experimentální a v praxi nevyužívané.

2.2.3 Třídění pohybové aktivity

Posledním již výše zmíněným problémem je identifikace příslušné aktivity resp. třídění dat. Tříděním pohybové aktivity z dlouhodobých dat se zabývalo několik studií. Práce [14] shrnuje doposud použité metody pro třídění pohybové aktivity. Tyto metody však stále zůstávají pouze na úrovni experimentů nikoliv praxe, zároveň metody ve spojení s aplikací pro sledování končetiny pomocí ortézy nebyly do současnosti vytvořeny.

Základní metoda třídění aktivit je založena na použití prahových hodnot odvozených z průměrů nebo směrodatných odchylek daného signálu (většinou zrychlení) k určení period statické a dynamické aktivity [15]. Pokud byla aktivita dále určena jako statická, přesný druh aktivity mohl být odhadnut z orientace senzorů. U

dynamických aktivit bylo pro následné třídění testováno statistických parametrů, např. koeficient šikmosti nebo koeficient špičatosti [16] aplikovaných na změřený signál nebo jeho odvozeniny (derivace, filtrované signály).

Ve studii [17] je uveden do souvislosti vztah mezi integrálem absolutního výstupu akcelerometru a energetickým výdejem, tedy i intenzitou aktivity. Toto téma bylo zpracováno i v [18]. V tomto případě vycházíme z úvahy, že plocha pod křivkou časového průběhu akcelerace je přibližně rovna vynaložené energii.

$$IAA_{out} = \int_{t=0}^T |a_x| dt + \int_{t=0}^T |a_y| dt + \int_{t=0}^T |a_z| dt, \quad (8)$$

kde IAA_{out} je integrálem absolutního výstupu akcelerometru a a_x , a_y a a_z jsou zrychlení podél daných os definovaného souřadného systému. Autoři dále ze získané rychlosti tělního segmentu a jeho hmotnosti počítají kinetickou energii segmentu při translačním pohybu a výkon generovaný svaly:

$$KE_{tot} = \frac{1}{T} \int_{t=0}^T \left(\frac{1}{2} m v_x^2 + \frac{1}{2} m v_y^2 + \frac{1}{2} m v_z^2 \right) dt \quad (9)$$

$$P = \frac{1}{T} \int_{t=0}^T \left[\frac{d}{dt} \left(\frac{1}{2} m v_x^2 + \frac{1}{2} m v_y^2 + \frac{1}{2} m v_z^2 \right) \right] dt \quad (10)$$

kde KE_{tot} je celková kinetická energie, P je generovaný výkon, m je hmotnost segmentu a v_x , v_y a v_z jsou rychlosti segmentu podél daných os.

Autoři práce [19] zabývající se detekcí pádu použili parametr SMV (signal magnitude vector) který je geometrickým součtem dílčích akcelerací triaxiálního senzoru:

$$SMV = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (11)$$

Novější práce většinou pro třídění pohybové aktivity použily analýzu frekvenčního spektra signálu [20, 21, 22]. Využitím FFT bylo možné z naměřených dat získat frekvenční spektrum a v něm vyhledat dominantní frekvenční složky. Jelikož však neumožňuje určit, ve kterých časových okamžicích se dané složky vyskytují, nabízí se jako vhodnější metoda multirozklad (multiresolution analysis - MRA) umožňující velké časové rozlišení a malé frekvenční rozlišení pro úseky s vysokými frekvencemi a opačně pro úseky s nízkými frekvencemi. Metodou, kterou realizujeme MRA je diskretní vlnková transformace (DWT) [23]. Takto zpracovaný signál je poté tříděn algoritmy na principu umělé inteligence, nalezeny byly studie používající rozhodovací stromy [24], Bayesovy klasifikátory [25] a neuronové sítě [26].

Zajímavá je studie [27], kde autoři používali k třídění aktivity pouze data z jediného senzoru umístěného buď na zápěstí, nebo kotníku. Třídící algoritmus je založen na postupech podobných těm uvedeným výše, zavádí také parametry vycházející z vlnkové transformace. Pro samotné třídění poté autoři použili metody strojového učení [27].

2.3 Závěr kapitoly

Vyhledané zdroje v rámci rešerše potvrdily, že daná oblast již byla zkoumána, ale v praxi nebyla nedostatečně uplatněna. Aplikace metod ve spojení s návrhem a užitím systémů chytré ortézy ve světě se jsou ojedinělé, či se nevyskytují vůbec. Pro další zpracování jsou vybrány následující metody a parametry, shrnuté v tabulkách 2.1 a 2.2:

Tabulka 2.1: Metody vybrané ke zpracování dat.

Metody	Primární určení v hodnocení	Vstupy	Výstupy	Princip výpočtu	Zdroj
Metody výpočtu parametrů pohybu					
metody výpočtu rozsahu	krátkodobý pohyb	euler. úhly, zrychlení, úhlové rychlosti	ROM _{pitch} , ROM _{roll} , ROM _{yaw} RAC RAV	rozsahy měř. dat	[7, 8, 10]
komparativní metody hodnocení	krátkodobý pohyb	úhly, úhlové zrychlení, úhlové rychlosti, antropometr. data	RAV score P score	rozsahy, sumace, násobení	[5]
metody výpočtu energie	dlouhodobý pohyb	zrychlení, hmotnost, výška	KE _{tot}	integrace, násobení	[17, 18]
Metody určení aktivity					
metody detekce a třídění aktivity	dlouhodobá	zrychlení, úhly	detektor aktivity, průběh tříděných aktivit	FFT, filtrace, prahování, logika, sm. odchylky	[15]

Tabulka 2.2: Parametry vybrané ke zpracování dat.

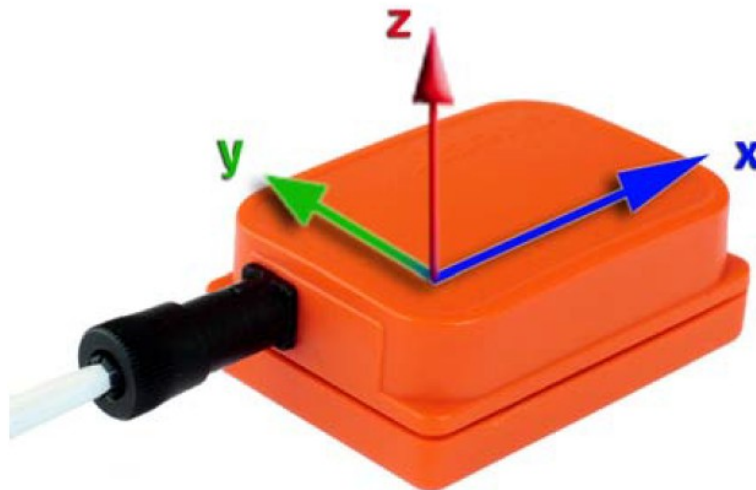
Parametr	Druh parametru primárně	Vstupy	Výstupy	Princip výpočtu	Zdroj
rozsah úhlů	krátkodobá	euler. úhly	ROM _{pitch} , ROM _{roll} , ROM _{yaw} ,	rozsahy	[7, 8, 10]
rozsah zrychlení	krátkodobá	zrychlení	RAC	rozsahy	[7, 8, 10]
rozsah úhlové rychlosti	krátkodobá	úhlová rychlost	RAV	rozsah	[7,8,10]
komparativní parametry	krátkodobá	úhly, úhlové zrychlení, úhlové rychlosti, antropometr. data	RAV score P score	rozsahy, sumace, násobení	[5]
kinetická energie	dlouhodobá	zrychlení, hmotnost, výška	KE _{tot}	integrace, násobení	[17, 18]

3 Rešerše metod záznamu a zpracování dat

K rešerši metod záznamu a zpracování dat byl využit především manuál a technická dokumentace k systému Xbus Kit firmy Xsens [28] a dále předchozí práce studentů FBMI [30].

3.1 Měřicí systém Xsens - Xbus Kit

Senzory měřicího systému Xbus Kit (gyro-akcelerometry) poskytují na svém výstupu zrychlení a úhlové rychlosti senzoru při vzorkovací frekvenci 50 Hz [28]. Jelikož se jedná o triaxiální snímače, poskytují hodnoty těchto veličin ve třech na sebe kolmých osách označených X, Y a Z. Jejich rozložení popisuje obrázek 3.1:



Obrázek 3.1: Rozložení sensorových os MTx snímače systému Xbus Kit firmy Xsens [28].

System rovněž umožňuje záznam rotační matice pro určení eulerovských úhlů (též nazývané Cardanovy úhly) *pitch*, *roll* a *yaw*, stanovených dle Tait-Bryanovy letecké konvence [30]. V případě senzoru s osami definovanými na obrázku výše odpovídá úhel *pitch* úhlu rotace podél osy *y*, *roll* rotaci kolem osy *x* a *yaw* rotaci kolem osy *z* [30].

Pro výpočet těchto úhlů z rotační matice platí následující vztahy [28]:

$$\Theta = -\arcsin (M_{31}) \quad (12)$$

$$\Phi = \arctan \left(\frac{M_{32}}{M_{33}} \right) \quad (13)$$

$$\Psi = \arctan \left(\frac{M_{21}}{M_{11}} \right) \quad (14)$$

kde Θ , Φ a Ψ jsou úhly *pitch*, *roll*, *yaw* a $M_{11} \dots M_{33}$ jsou obsaženy v rotační matici R , která má následující tvar [28]:

$$R = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \quad (14)$$

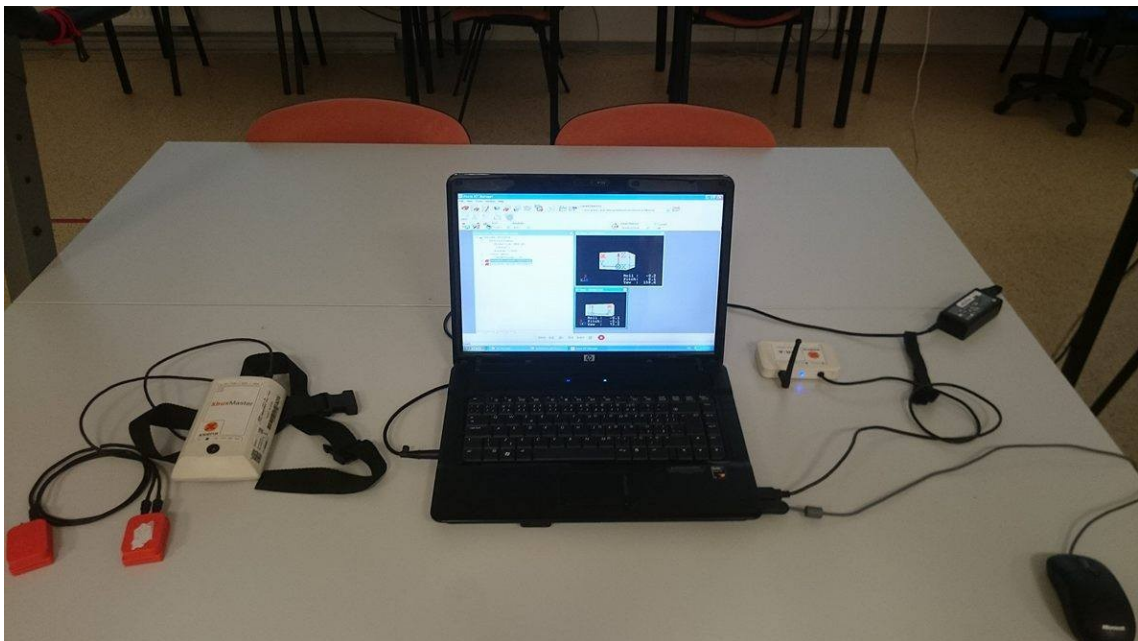
4 Praktická část

4.1 Měření

Měření zdravých subjektů probíhalo na FBMI ČVUT. Měřenými subjekty bylo 20 studentů FBMI, kteří byly seznámeni s průběhem měření a s využitím získaných dat. Svůj souhlas k účasti na měření potvrdili podpisem informovaného souhlasu, jehož obsah je uveden v příloze 1.1. Byla zaznamenána následující osobní data: datum narození, váha, věk, výška, laterální dominance, pohlaví. Veškerá data byla ihned anonymizována použitím čísla měření jako primárního identifikátoru subjektu.

4.1.1 Použitý měřicí systém

Pro měření byl použit systém Xbus Kit firmy Xsens v konfiguraci sedmi gyroakcelerometrických MTx senzorů, vysílače a přijímače připojeného k počítači. Tento systém je znázorněn na obrázku 4.1. Dva senzory, umístěné na dolní končetiny, byly do systému zahrnuty, z důvodu dalšího využití pro analýzu.



Obrázek 4.1: Použitý měřicí systém připojený k počítači.

Senzory byly umístěny s ohledem na získání užitečného signálu pro hodnocení pohybu horních končetin a na takové místo, kde bude případný pohyb tkáně při úkonech

co nejméně ovlivňovat polohu fixovaného senzoru, a v souladu s doporučením výrobce systému Xsens. Přesné umístění senzorů bylo následující:

- *Senzor 1 - sternum:* Sternum, horním okrajem senzoru pod jugulární jamku. Osa Z v kladném směru vychází kolmo z hrudníku. Osa X směřuje v kladném směru kaudálně (tzn. vývod kabelu kraniálně),.
- *Senzor 2 - pravé nadloktí:* Plocha mezi dorzální a laterální stranou nadloktí poblíž úponu caput laterale v distální třetině kosti pažní (v místě nejmenšího pohybu tkáně při flexi v lokti). Osa X senzoru rovnoběžná s kostí pažní, její kladný směr orientován distálně (tzn. vývod kabelu proximálně). Osa Z směřuje v kladném směru dorzolaterálně, osa Y v kladném směru ventrolaterálně, obě svírají přibližně 45° s laterálním směrem.
- *Senzor 3 - pravé předloktí:* Dorzální strana předloktí, 20 mm proximálně po středové ose myšlené spojnice radiálního a ulnárního styloidu. Senzor orientován tak, aby jeho osa Z vycházela kolmo z dorzální plochy předloktí. Směr osy X rovnoběžný s kostí loketní, její kladný směr orientován distálně (tzn. vývod kabelu proximálně). Kladný směr osy Y shodný s laterálním směrem.
- *Senzor 4 - levé nadloktí:* Konkrétní místo určeno jako v případě senzoru 2.
- *Senzor 5 - levé předloktí:* Konkrétní místo určeno jako v případě senzoru 3.

Realizované rozmístění senzorů na měřeném subjektu ukazuje obrázek 4.2:



Obrázek 4.2: Umístění senzorů na měřeném subjektu.

Senzory byly fixovány pomocí obvazů (dle předchozích doporučení), v případě senzoru pro sternum pomocí oboustranné lepicí pásky. Pomocí vodičů pak byly senzory sériově propojeny a připojeny k vysílači umístěnému k boku probanda pásem. Polohy senzorů byly zvoleny také s ohledem na jejich budoucí umístění na "chytré ortéze".

Po ověření pohybových rozsahů subjektu bez omezení kabely měřicího systému bylo zahájeno měření.

4.1.2 Průběh měření pro určení senzorů

Jelikož nahrávací software v okamžiku nového měření nenačítá senzory vždy ve stejném pořadí a neumožňuje ukládání dat tak, aby bylo možné určit, kterému senzoru náleží, byla vždy provedena určující sekvence pohybů. Proband se na začátku měření nacházel v základním anatomickém postavení. Na počítači byl spuštěn MT Manager od firmy Xsens a bylo ověřeno načtení všech senzorů a jejich funkce. Po zapnutí nahrávání byl subjekt instruován k provedení následující pohybové sekvence:

1. Flexe v pravém lokti z anatomického postavení a zpět
2. Flexe v pravém rameni z anatomického postavení a zpět
3. Předklon trupem
4. Flexe v levém lokti z anatomického postavení a zpět
5. Flexe v levém rameni z anatomického postavení a zpět

Po dokončení této sekvence bylo nahrávání ukončeno a data uložena do složky probanda. Příslušnost zaznamenaných souborů ke konkrétním gyro-akcelerometrům, tj. segmentům těla, byla určena pomocí funkce nazvané *UrciSenzory* (kapitola 4.2.2).

4.1.3 Průběh měření pro klinické vyšetření

První část měření pro klinické vyšetření byla zaměřena na ROM paže. Proband při tomto měření opět začínal v základním anatomickém postavení. Po spuštění nahrávání v MT Manageru byly synchronně spuštěny k účelům měření navržené stopky pro záznam synchronizačního signálu (kapitola 4.2.1). Subjekt poté vykonal následující pohybovou sekvenci pro pravou ruku. Vyšetřující vždy pomocí stopek označil časové okamžiky začátku a konce pohybu. Níže uvádím přehled jednotlivých pohybů:

- 1.1) Rameno - ventrální flexe: Z nulového postavení A předpažit do maxima s elevací (cca 180°), bez rotace v lokti (dlaní nahoru).
- 1.2) Rameno - dorzální extenze: Z nulového postavení A zapažit do maxima (cca 60°), dlaň směřuje dopředu.
- 2.1) Rameno - frontální abdukce s elevací: Z nulového postavení A pohyb paží ve frontální rovině laterálně a nahoru (180°).
- 2.2) Rameno - frontální addukce: Z nulového postavení A pohyb ve frontální rovině mediálně před trup.

- 3.1) Rameno - horizontální abdukce: Z nulového postavení B v horizontální rovině dorzálně (150°).
- 3.2) Rameno - horizontální addukce: Z nulového postavení B v horizontální rovině ventrálně (30°).
- 4.1) Rameno - zevní rotace: Z nulového postavení C rotace ven (palec ven).
- 4.1) Rameno - vnitřní rotace: Z nulového postavení C rotace dovnitř (palec dovnitř).
- 5.1) Loket - flexe: Z nulového postavení B provést flexi (150°)
- 5.2) Loket - extenze Z nulového postavení B provést extenzi (10°)
- 6.1) Loket - supinace: Z nulového postavení D supinace (palec ven) (90°).
- 6.2) Loket - pronace: Z nulového postavení D pronace (palec dovnitř) (90°).

- Nulové postavení A: základní anatomické postavení.
- Nulové postavení B: z postavení A provést v 90° flexi v rameni, dlaň nahoru.
- Nulové postavení C: z postavení B provést 90° pronaci, palec směřuje nahoru.
- Nulové postavení D: z postavení A provést 90° flexi v lokti, palec nahoru.

Po ukončení sekvence byla stejná pohybová sekvence provedena pro levou ruku. Po jejím ukončení bylo vypnuto nahrávání a získaná data uložena do určené složky.

4.1.4 Průběh měření pro dlouhodobé hodnocení pohybové aktivity

Subjekt započal měření v základním anatomickém postavení. Po zapnutí nahrávání byl instruován k provedení sekvence činností v sedě u stolu, které byly vždy odděleny uvedením probanda do základního anatomického postavení. Činnosti byly zvoleny na základě doporučení a předcházející rešerše a jedná se o následující:

- 1) psaní rukou
- 2) práce na počítači (psaní na klávesnici, práce s myší)
- 3) jedení pomocí příboru
- 4) mávání
- 5) česání vlasů
- 6) zdvih závaží ze stolu

Dále subjekt provedl sled činností ve stoje, které byly opět odděleny základním anatomickým postavením. Šlo o následující činnosti:

- 1) mávání
- 2) česání vlasů
- 3) čištění zubů
- 4) čtení knihy

Poté se proband přesunul na konec místnosti, kde se opět postavil do výchozího anatomického postavení. Poté provedl sekvenci podobně oddělených činností při chůzi po místnosti:

- 1) samostatná chůze
- 2) běh
- 3) mávání za chůze
- 4) přemístění závaží za chůze
- 5) hod za chůze

Po dokončení úkonů bylo nahrávání vypnuto a získaná data uložena.

4.1.5 Získaná data

Pro další zpracování v Matlabu byly soubory vyexportovány do formátu .txt. Výstupem jednoho měření bylo 15 souborů formátu .txt, konkrétně 3 sady (odpovídají částem měření - určení senzorů, ROM paže, dlouhodobá aktivita) pěti souborů (každý odpovídal jednomu senzoru).

Soubory obsahovaly časové vektory zrychlení a úhlových rychlostí v osách X, Y, Z a také rotační matici potřebnou pro výpočet eulerovských úhlů. Jedna složka, tj. data příslušející jednomu subjektu měření, obsahovala přibližně 100 MB dat. K získaným datům byly také přiřazeny antropometrické údaje měřeného subjektu, popsané v úvodu kapitoly. Získaná antropometrická data, která jsou shrnuta v tabulce 4.1:

Tabulka 4.1: Zjištěná antropometrická data měřených subjektů.

ID subjektu	Datum měření	Datum narození	Pohlaví	Hmotnost	Výška	Dominance
(-)	(-)	(-)	(-)	(kg)	(cm)	(-)
00	22.03.2017	23.03.1995	M	75	174	pravá
01	29.03.2017	23.10.1994	Ž	69	180	pravá
02	29.03.2017	14.06.1993	M	84	180	pravá
03	29.03.2017	16.03.1996	M	81	182	pravá
04	29.03.2017	31.08.1996	M	82	192	levá
05	29.03.2017	05.05.1997	M	63	163	pravá
06	29.03.2017	15.07.1996	M	104	203	pravá
07	03.04.2017	22.06.1994	Ž	50	163	levá
08	03.04.2017	16.07.1995	M	80	198	pravá
09	03.04.2017	18.04.1994	Ž	83	163	pravá
10	03.04.2017	03.10.1994	M	87	184	pravá
11	03.04.2017	23.08.1996	Ž	68	160	pravá
12	03.04.2017	26.05.1995	Ž	60	165	levá
13	03.04.2017	26.12.1994	M	85	185	pravá
14	10.04.2017	24.10.1994	M	95	176	pravá
15	10.04.2017	28.11.1994	Ž	42	157	pravá
16	10.04.2017	22.06.1995	M	90	200	pravá
17	10.04.2017	07.11.1994	Ž	60	172	pravá
18	12.04.2017	28.01.1995	Ž	54	170	pravá
19	12.04.2017	30.08.1995	Ž	52	170	pravá

Kompletní výstup měření je nahrán na přiloženém médiu k bakalářské práci ve složce "Naměřená data".

4.2 Zpracování v Matlabu

4.2.1 Stopky pro měření

Pro účely měření byl vytvořen skript umožňující vyšetřujícímu zaznamenávat důležité časové body (tj. okamžiky) měření, zejména počátek a konec konkrétního pohybu.

Základem skriptu jsou funkce *tic* a *toc*. Ty jsou využity tak, že po spuštění skriptu, začnou odpočítávat čas funkcí *tic*. Zároveň skript na začátku spustí okno, do kterého se klikne myší pro zaznamenání časového bodu. Záznam je proveden funkcí *toc*, která zaznamená uplynulý časový úsek od okamžiku volání funkce *tic*. Tento čas je přepočítán na odpovídající vzorek při uvažované vzorkovací frekvenci 50 Hz. Čísla vzorků jsou poté uložena do vektoru v pořadí, v jakém byly vzorky vytvořeny. Měření je ukončeno stiskem libovolné klávesy na klávesnici. Vektor časových bodů je poté uložen do formátu .txt a připraven k využití při zpracování dat i mimo Matlab.

Navržený skript pro stopky je uložen v příloze pod názvem "stopky.m".

4.2.2 Určení senzorů

Pro určení senzorů byla vytvořena funkce *UrciSenzory*, která po zavolání vyhledá ve složce umístění soubory vyexportované z MT Manageru ve formátu .txt s názvem "kalibrace". Tato data funkce uloží do strukturních proměnných, ze kterých načte zrychlení jednotlivých senzorů a ta pak vykreslí. Po vykreslení je uživatel instruován výpisem v příkazovém okně k provedení manuálního určení senzorů. Postup určení senzorů je obsažen v příloze 5.2. Při správně provedeném určení je výstupem funkce pořadí senzorů odpovídající tělním segmentům. Soubor funkce je uložen pod názvem "UrciSenzory.m" v příloze k bakalářské práci.

4.2.3 Předzpracování dat

4.2.3.1 Načtení naměřených dat

Kód pro načtení a základní zpracování dat je použit v několika níže uvedených skriptech hodnotících metod. Algoritmus využívá funkce *importdata* pro nahrání dat uložených v .txt formátu do strukturních proměnných *s1*, *s2* ... *s5* (popř. až *s7* u skriptu pro určení senzorů, který musí zpracovat i data naměřená na nohách). V těchto strukturních proměnných jsou v poli *data* uložena zrychlení (sloupce 7-9) a úhlové rychlosti (sloupce 10-12) v jednotlivých sensorových osách. Pořadí nahrávání dat senzorů je určeno pomocí proměnné *senzory*, je tak zajištěno stejné pořadí tělních segmentů při různých pořadí uložených dat. Pokud skript nevyhledá proměnnou *senzory* ve složce subjektu, zavolá funkci nazvanou *UrciSenzory*, která uživatele vyzve k manuálnímu určení příslušnosti senzorů a poté svůj výstup uloží do složky subjektu (viz kapitola 4.2.2).

4.2.3.2 Výpočet eulerovských úhlů

Skript dále vypočítává eulerovské úhly pomocí vytvořené funkce *euler*. Ta získává úhly *pitch*, *roll* a *yaw* z rotační matice, která je obsažena v poli *data* strukturní proměnné senzoru, a to ve sloupcích (16-24). Metoda výpočtu vychází z uživatelského manuálu k systému Xsens a byla popsána v kapitole 3.1. Funkce zároveň ošetřuje případné přeskoky úhlů z důvodu přetočení senzoru a výsledek převádí z radiánů na stupně. Výstupem funkce je pak pole *euler* obsahující ve sloupcích 1-3 vektory úhlů *pitch*, *roll* a *yaw*, které je uloženo zpět do příslušné strukturní proměnné senzoru. Funkce "euler.m" je též uložena v příloze.

4.2.3.3 Výpočet SMV

Pro další zpracování také skripty v úvodní fázi vypočítávají SMV senzoru pomocí vytvořené funkce *SMV*. Vstupem funkce jsou zrychlení ve sloupcích 7-9 v poli *data* strukturní proměnné senzoru, do které je poté také uložen výstup funkce - vektor *SMV*. Funkce *SMV* vypočítává výsledné zrychlení senzoru podle teorie uvedené v kapitole 2.2.3. Kód funkce je uložen v příloze v souboru "SMV.m".

4.2.3.4 Výpočet okamžité rychlosti senzoru

K některým výpočtům také bylo třeba určit okamžitou rychlost senzoru. Ta byla počítána pomocí vytvořené funkce *rychlost*. Tato funkce využívá jako vstupy zrychlení daného senzoru z načtené strukturní proměnné stejně jako v předchozím případě. Tato zrychlení jsou poté filtrována Butterworthovým filtrem (dle doporučení na komunitním fóru vývojáře Matlabu společnosti Mathworks [29]) pomocí funkce *butter*. Filtr pracuje jako horní propust na mezní frekvenci 0,25 Hz za účelem odstranění stejnosměrné složky zrychlení. Toto filtrované zrychlení je poté zpracováno funkcí *cumtrapz*, která provádí jeho numerickou integraci lichoběžníkovou metodou. Integrovaný signál nebyl upravován, pokud jde o počet vzorků, a pro integraci byl předpokládán nejmenší časový krok odpovídající záznamu frekvencí 50 Hz. Výsledek integrace je poté zpracován stejným HP filtrem pro odstranění integračního driftu. Z takto vzniklého vektoru rychlosti je poté vypočítána jeho absolutní hodnota. Takto upravený signál je dále vyhlazen použitím dolnoproputního Butterworthova filtru na mezní frekvenci 0,5 Hz. Kód funkce pro výpočet rychlosti je obsažen v souboru "rychlost.m"

4.2.3.5 Zadávání antropometrických dat subjektu

K načtení antropometrických dat byla vytvořena funkce "PacientData.m", která instruuje uživatele k vyplnění dat do příkazového okna Matlabu. Algoritmus načte zadané hodnoty pro pole *ID*, *Pohlaví*, *Výška*, *Hmotnost*, *Dominance* a uloží je do složky probanda ve formě proměnné pro další použití.

4.2.4 Metody pro klinické vyšetření

4.2.4.1 ROM

Výpočet rozsahů pohybu provádí první část skriptu "zpracovani_kratkodobe.m". Skript využívá výše popsaných algoritmů k rozpoznání senzorů, načtení příslušných dat a výpočtu eulerovských úhlů. Dále skript načítá časový záznam ze stopek souvisejících s měřeními, který je použit k přiřazení typu konkrétního pohybu. Algoritmus načte hraniční úseky jednotlivých pohybových úkonů, mezi kterými počítá změnu odpovídajících úhlů. Pro rozsah pohybu ramene v sagitální a frontální rovině počítá změnu *pitch* nadloktí, u pohybu a transverzální rovině změnu *yaw* nadloktí a při rotaci poté změnu *roll* nadloktí. Pro rozsah pohybu lokte, počítá změnu *pitch* předloktí při flexi a extenzi a změnu *roll* při pronaci a supinaci.

Výsledky měření poté skript vypíše do příkazového okna Matlabu dle standardního zápisu výsledků goniometrie. Je nutno podotknout, že se nejedná o hodnoty vztažené k anatomickému souřadnému systému, tudíž je vhodnější pro tuto metodu použít jiný název než SFTR. Jelikož se vychází ze změn eulerovských senzorových úhlů, můžeme použitou metodu nazvat například PRY (pitch-roll-yaw).

4.2.4.2 Komparativní hodnocení

Algoritmus pro výpočet komparativních parametrů RAV a P score navazuje na výpočet ROM ve skriptu "zpracovani_kratkodobe.m". Využívá tak načtených pohybových dat a dat ze stopek.

V případě algoritmu pro výpočet RAV score (vztahy jsou uvedeny v kapitole 2.1) jsou spojeny do jednoho vektoru úhlové rychlosti senzoru nadloktí ve všech třech směrech pro daný pohyb α , β nebo γ . V těchto vektorech je poté nalezeno maximum a minimum a z jejich rozdílu je vypočítán parametr *RAV* pro tyto tři úhlové pohyby. Takto získané tři hodnoty jsou poté zprůměrovány a vzniká tak parametr *RAV_r*. Vzájemným porovnáním výsledků pro pravou a levou končetinu a převedením na procenta je zjištěno RAV score. Uloženo je pouze vypočtené relevantní score, tzn. menší než 100 % (RAV score vztažené k postižené končetině by naopak bylo vyšší než 100 %).

Algoritmus pro výpočet P score je předchozímu velmi podobný. Na začátku však navíc počítá parametr *RAC*, tedy rozsah zrychlení, a to stejně jako v předchozím

případě na spojeném vektoru pro tři zmíněné pohyby. Dále se algoritmus liší tím, že parametr Pr není průměrem ale sumou součinů RAV a RAC daného pohybu. P score je poté vypočítáno obdobně vztažením ke zdravé končetině (musí být opět předem definována) a převedeno na procenta.

4.2.5 Metody pro dlouhodobé hodnocení

4.2.5.1 Kinetická energie segmentu

Tento algoritmus jako vstupy využívá vypočtené okamžité rychlosti senzoru a antropometrická data subjektu. Z antropometrických dat je využita hmotnost a výška subjektu pro určení hmotností trupu, předloktí a nadloktí podle následujících antropometrických vztahů převzatých z literatury [3]:

$$m_{\text{ant}} = 0,3158 + 0,0144 \cdot m - 0,0011 \cdot v$$

$$m_{\text{hum}} = 0,2500 + 0,0301 \cdot m - 0,0027 \cdot v$$

$$m_{\text{tho}} = 8,2144 + 0,1862 \cdot m - 0,0524 \cdot v$$

kde m_{ant} , m_{hum} a m_{tho} jsou hmotnosti předloktí, nadloktí a trupu v kg, m je hmotnost subjektu v kg a v je jeho výška v cm.

Pro přehlednost byla pro výpočet energie vytvořena samostatná funkce *kin_energie*, jejímiž vstupy jsou data senzoru, pro který je energie počítána, a hmotnost příslušného segmentu. Funkce poté použitím cyklu vypočítá kinetickou energii segmentu podle vztahu (9). Místo časového intervalu integrace 30 s udávaného ve zdroji [17], byl použit interval 0,5 s. Toto bylo provedeno z důvodu dostatečného časového rozlišení změn energie.

Výstupem algoritmu bylo vykreslení průběhů kinetické energie segmentů v čase. Skript algoritmu je uložen v digitální příloze pod názvem "zpracovani_energie.m", stejně tak soubor funkce "kin_energie.m".

4.2.5.2 Detekce pohybové aktivity

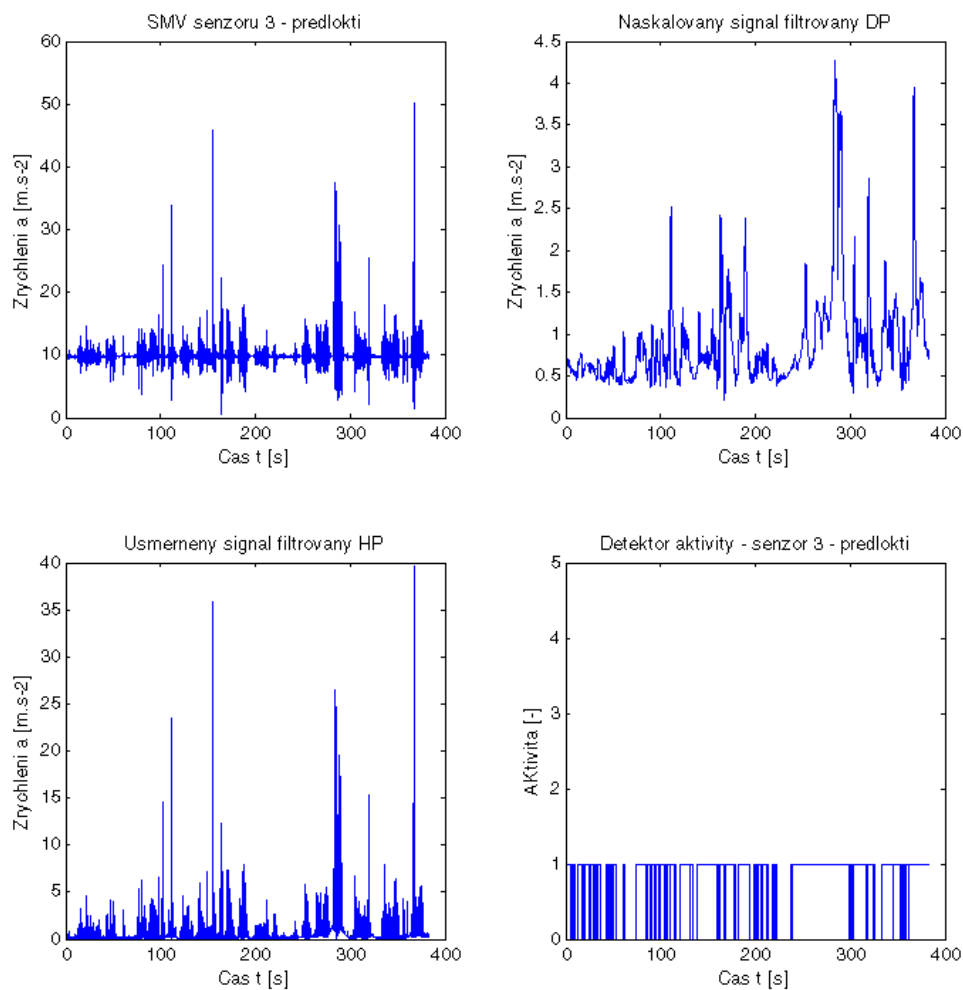
Při tvorbě tohoto algoritmu byl v Matlabu použit kód pro čtení a výpočet parametrů jako v předchozích případech. Pro odstranění stejnosměrné složky načtených signálů SMV byl použit DFT filtrace. Vektory SMV byly transformovány pomocí FFT a přenášobeny maskou HP filtru. Ta byla vytvořena jako vektor obsahující hodnoty 0 a

1, přičemž hodnoty 1 odpovídali svou polohou ve vektoru propustným frekvencím a nuly těm zbývajícím. Poloha mezní frekvence ve vektoru masky byla určena přepočítáním mezní frekvence na mezní FFT koeficient přes vzorkovací frekvenci. Její hodnota 0,1 Hz byla převzata z práce [15], jelikož se ukázala jako vhodná pro odstranění stejnosměrného rušení a zároveň zachování užitečných složek. Takto filtrovaný signál byl usměrněn pomocí funkce pro absolutní hodnotu. Usměrnění je provedeno z důvodu pozdějšího prahování signálů, které by jinak nemuselo podchytit některé změny odpovídající deceleraci.

Takto získané signály byly opět filtrovány, tentokrát však DP filtrem s mezní frekvencí na 0,5 Hz. Tato hodnota byla opět převzata z původní práce [15] a při tvorbě algoritmu vyhodnocena jako efektivní, to znamená umožňující podchycení podstatných změn akcelerace a přípravu signálu pro další zpracování. Následovalo škálování signálů na interval $1-10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, čistě pro přehlednost při nastavování prahu.

Následné prahování signálu bylo realizováno pomocí logické funkce porovnávající amplitudu signálu se zadanou mezí, která byla oproti zdroji [15], jež uvádí $0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, nastavena na hodnotu $0,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Tato hodnota prahu se osvědčila jako efektivnější k detekci výrazné aktivity senzoru, aniž by docházelo ke zkreslení při změnách pohybové aktivity.

Postupné zpracování signálu ukazuje obrázek 4.1:



Obrázek 4.3: Průběh zpracování signálu SMV (vlevo nahoře), přes filtraci HP filtrem a usměrnění (vlevo dole), filtraci DP filtrem a škálování (vpravo nahoře) na signál detektoru aktivity (vpravo dole).

Výstupem algoritmu byl vektor DA (detektor aktivity) nabývající logických hodnot 0/1 pro aktivní/neaktivní senzor. Skript algoritmu je k nahlédnutí v příloženém souboru "zpracovani_da.m".

4.2.5.3 Třídění aktivity

Vzhledem k faktu, že se popisu třídění aktivity pohybu končetin se detailněji mnoho prací nevěnovalo, jak je uvedeno v rešeršní části, použil jsem pro tvorbu mnou navržených expertních algoritmů, popsanych v kapitolách níže, vlastní postupy odvozené z odhadu hodnot parametrů typických pro daný pohyb. V algoritmech je použito zejména logiky pro zhodnocení a porovnání hodnot eulerovských úhlů, dále jsou využity průměry a směrodatné odchylky hodnot změřených či odvozených signálů na konkrétních časových úsecích. U periodických pohybů je zkoumáno i frekvenční spektrum. Kód následujících algoritmů je uložen ve skriptu "hodnoceni_aktivita.m" v příloze.

Základní anatomické postavení

Při detekci základního anatomického postavení vycházíme z faktu, že se jedná o nejkldnější fázi měření. Lze jej tedy s jistotou detekovat v momentech minimálních změn výsledných zrychlení (tzn. SMV) všech senzorů. Byl tedy vytvořen logický signál nabývající hodnoty 1, pokud je SMV blízké hodnotě konstantního tíhového zrychlení. Konkrétně šlo o interval 9,65-9,85 m.s⁻².

Dalším předpokladem je hodnota úhlu *pitch* obou senzorů předloktí v okolí 90° (tzn. svisle) a méně. Konkrétně byl zvolen interval 30-90°. Na základně tohoto předpokladu byla vytvořena další logický signál, nabývající hodnoty 1, při splnění uvedené podmínky.

Spojením obou signálů logickou funkcí AND a vyplněním zanedbatelných nulových mezer mezi jedničkovými úseky byl vytvořen výsledný signál nabývající hodnoty 1 při detekci základního anatomického postavení a hodnoty 0 pokud se o základní anatomické postavení nejedná.

Psaní

Při detekci psaní rukou vsedě u stolu vycházíme z několika podmínek. Za první jsou předloktí po celou dobu psaní v blízkosti desky stolu. Z tohoto důvodu se hodnoty úhlů *pitch* předloktí i nadloktí obou paží pohybují ve specifickém intervalu po celou dobu činnosti. Jelikož má však každá osoba jiný styl sezení a jinak nastavenou výšku stolu, je nutné tento interval (zejména pro nadloktí) rozšířit. Při návrhu algoritmu se jako vhodný ukázal interval 40-100° pro *pitch* nadloktí a interval -10-10° pro *pitch*

předloktí. Byly vytvořeny logické signály pro pravou a levou paži zvlášť, které nabývají hodnoty 1, je-li splněna podmínka úhlu *pitch* nadloktí a zároveň i úhlu *pitch* předloktí dané paže.

Pokud se dále zamyslíme nad pohyby vykonávané při psaní, je zřejmý fakt, že se předloktí ruky, která píše, pohybuje v určitém rozsahu frekvencí. Převedením signálu SMV předloktí do frekvenční oblasti můžeme zjistit amplitudy frekvencí v tomto rozsahu. Byla tedy využita FFT s časovým oknem 2 sekundy (tzn. 100 vzorků) poskytující dostatečné frekvenční rozlišení rovné převrácené hodnotě délky okna - tedy 0,5 Hz. V takto získaném spektru okna byly zprůměrovány amplitudy středních frekvencí (konkrétně 20-30 Hz) signálu SMV a vytvořen logický signál nabývající hodnoty 1, pokud tento průměr náležel do intervalu 0,5-2 včetně. Logický signál byl vytvořen opět pro obě končetiny zvlášť.

Poslední podmínka vycházela opět z pohybu předloktí, kdy se při psaní často mění směr jeho zrychlení. Tyto změny se například projeví vyšší směrodatnou odchylkou SMV v určitém časovém úseku. Byl tedy vytvořen třetí logický signál (opět zvlášť pro pravou a levou paži) nabývající hodnoty 1, pokud byla směrodatná odchylka 1s úseku SMV předloktí větší nebo rovna 0,2 a zároveň byla menší nebo rovna 1.

Výsledný signál pro detekci psaní byl vytvořen konjunkcí výše uvedených logických signálů pro levou a pravou paži zvlášť.

Práce na počítači

Vzhledem k podobnosti této aktivity s psáním rukou je i algoritmus detekce práce na počítači velmi podobný. V podstatě se jedná o algoritmus s jinak nastavenými mezními hodnotami logiky průměru amplitud středních frekvencí a logiky směrodatných odchylek. Vzhledem k tomu, že při práci na počítači většinou používáme na rozdíl od běžného psaní obě končetiny, liší se i v celkové logice.

Mezní hodnoty úhlu *pitch* nadloktí a předloktí jsou shodné s předchozím případem, tedy pro nadloktí 40-100° a pro předloktí -10-10°.

Oproti předchozímu případu se liší mezní hodnoty pro průměr amplitud středních frekvencí SMV, konkrétně musejí náležet intervalu 1-6.

Pro směrodatné odchylky vteřinových úseků SMV v tomto případě platí, že musejí spadat do intervalu 0,1-2.

Výstupní signál byl vytvořen spojením všech šesti logických signálů logickou funkcí AND, který nabýval hodnot 1, pokud detekoval práci na počítači.

Jedení přiborem

Základem pro detekci této aktivity je jako v předchozích případech psaní a práce na počítači hodnocení úhlů *pitch* nadloktí a předloktí. Vzhledem k většímu pohybovému rozsahu kvůli pohybu předloktím k ústům je však tento interval větší, konkrétně 15-120° pro nadloktí a -90-30° pro předloktí. Po pozitivní konjunkci těchto dvou podmínek na jedné paži v daném okamžiku byla přiřazena hodnota 1 ve vytvořeném logickém signálu (pro každou paži zvlášť).

Další logický signál je založen na výrazné změně úhlů *pitch* a *roll* předloktí při přesunu přístroje k ústům. Algoritmus je navržen tak, aby v 2s intervalech vypočítával změny *pitch* a *roll* a jsou-li obě změny větší než 25°, přiřadí v daném časovém intervalu logickému signálu hodnotu 1.

Výsledné signály pro levou a pravou paži jsou poté vytvořeny logickým AND předchozích dvou logických signálů pro odpovídající paži.

Mávání

Základem algoritmu pro mávání je výpočet směrodatných odchylek na 2s úsecích několika signálů. Konkrétně jde o směrodatné odchylky SMV, zrychlení v ose Y, zrychlení v ose Z, ve všech třech případech nadloktí i předloktí, a také úhel roll předloktí. Ve všech případech jsou odchylky počítány samostatně pro pravé a levé segmenty. Byl vytvořen logický signál, nabývající jednotkové hodnoty, pokud všechny odchylky byly větší než meze uvedené v tabulce 4.2:

Tabulka 4.2: Spodní meze logiky pro směrodatné odchylky signálů.

Signál - segment	Mez logiky
SMV - nadloktí	0,5
SMV - předloktí	0,4
Zrychlení v ose Y - nadloktí	0,4
Zrychlení v ose Y - předloktí	1,5
Zrychlení v ose Z - nadloktí	1,0
Zrychlení v ose Z - předloktí	0,3
Roll - předloktí	2,0

Dalším krokem bylo vytvoření logického signálu, nabývajícího jednotkové hodnoty, pokud úhly *pitch* nadloktí a předloktí levé nebo pravé končetiny náležely intervalům $-110-70^\circ$ pro nadloktí a $-110-30^\circ$ pro předloktí.

Posledním porovnávaným kritériem byla změna úhlu roll předloktí během 2s úseku signálu. Byl vytvořen logický signál nabývající jednotkové hodnoty v případě, že byla změna *roll* v úseku větší nebo rovna 15° a menší nebo rovna 50° .

Výsledný signál pro detekci mávání byl vytvořen logickou funkcí AND aplikovanou na výše uvedené signály (vždy tři pro jednu končetinu).

Česání

Algoritmus pro detekci česání nejprve porovnává úhly *pitch* nadloktí a předloktí, a to zvlášť pro pravou a levou končetinu. Byly vytvořeny logické signály nabývající jednotkové hodnoty, pokud *pitch* nadloktí náleží intervalu $-80-50^\circ$ a *pitch* předloktí se nachází v intervalu $-90-40^\circ$.

Dále byla počítána změna úhlů *pitch* a *roll* nadloktí během 2s úseků a vytvořen logický signál, který nabýval hodnoty 1, pokud byla změna *pitch* větší nebo rovna 15° a pokud byla změna *roll* větší nebo rovna 45° .

Výsledný signál detekce mávání byl vytvořen konjunkcí obou signálů.

Zdvih závaží - posilování bicepsu

Základním principem tohoto algoritmu je výpočet vzájemného úhlu nadloktí a předloktí na stejné končetině. Při flexi v lokti je tento úhel nejlépe aproximován rozdílem úhlu *pitch* nadloktí a úhlu *pitch* předloktí. První podmínkou logiky byla absolutní změna tohoto úhlu na 4s úseku záznamu alespoň o 100° .

Další podmínkou byla změna zrychlení osy X senzoru předloktí na stejném časovém úseku, a to nejméně o 10 m.s^{-2} .

Výsledný signál byl vytvořen logickým AND obou signálů pro pravou a levou paži zvlášť.

Čištění zubů

Při návrhu algoritmu pro detekci čištění zubů, bylo vycházeno z předpokladu, že je k této činnosti používána pouze jedna paže. Jelikož jde o pohyb repetiční, projevuje

se rychlými změnami zrychlení segmentů aktivní paže. Z tohoto důvodu porovnávala první podmínka velikost směrodatné odchylky signálu SMV na 2s úseku mezi pravými a levými segmenty. Pokud byla tato směrodatná odchylka jednoho segmentu větší než směrodatná odchylka segmentu na druhé paži nejméně o $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, a byla-li tato podmínka splněna u předloktí a nadloktí stejné paže, nabyl logický signál hodnoty 1.

Jelikož, jak bylo zmíněno, jde o repetiční pohyb, byla v algoritmu uplatněna i frekvenční analýza. Na 2s úseky SMV předloktí byla aplikována FFT a po odfiltrování stejnosměrné složky a vyšších frekvencí byla určena dominantní frekvence a její amplituda. Druhá podmínka poté kontrolovala, zda je dominantní frekvence vyšší než 2 Hz a zároveň zda je amplituda dominantní frekvence větší než 60.

Celková logika poté konjugovala obě podmínky a výsledný signál detekce čištění zubů byl vytvořen pro pravou a levou končetinu zvlášť.

Čtení knihy

Tento algoritmus porovnává několik podmínek, pro detekci čtení knihy držené oběma rukama ve stoje.

První podmínka zjišťuje, zda se obě předloktí nacházejí v intervalu $-60-30^\circ$. Výstupem této podmínky je poté logický signál s hodnotami 0 a 1.

V dalším kroku je vypočítána směrodatná odchylka vzájemného úhlu nadloktí a předloktí na 2s úseku signálu. Pokud je alespoň u jedné končetiny menší než 2, nabývá další logický signál jednotkové hodnoty. Tato podmínka vychází z faktu, že při držení knihy se vzájemný úhel nadloktí a předloktí nemění. Jelikož je však třeba vzít v úvahu otáčení stran, je zvolena podmínka OR, jelikož jedna končetina vždy zůstává nehybná.

Takto navržený algoritmus by čtení již detekoval, nicméně by jej nedovedl odlišit od činností u stolu (psaní, práce na PC a jedení přiborem). Jediným způsobem jak tyto činnosti rozpoznat je porovnání úhlu *roll* předloktí. Je-li předloktí natočené dorzální stranou směrem k zemi je *roll* pravého předloktí záporný a *roll* levého předloktí kladný. Je však opět třeba uvažovat otáčení stránek, proto opět stačí, pokud platí podmínka pro *roll* alespoň na jedné paži.

Sloučením předchozích podmínek funkcí AND dostáváme výsledný signál pro detekci čtení.

Hod

Hod je poměrně snadno detekovatelnou aktivitou, jelikož se jedná o velmi rychlou aktivitu s velkou změnou eulerovských úhlů segmentů paže. Na signálech akcelerací i SMV předloktí a nadloktí je snadno rozeznatelný díky výraznému lokálnímu maximu s velmi strmým náběhem a sestupem.

V první části algoritmu je tedy vytvořena podmínka porovnávací hodnotu absolutní difference SMV předloktí i nadloktí. Pokud je difference SMV nadloktí větší než $8,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ a difference SMV předloktí na stejné paži větší než $16,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, nabývá vytvořený logický signál hodnoty 1.

Pokud je takovýto okamžik detekován, algoritmus dále zjistí, zda se v okolí do 30 vzorků (tzn. 0,6 s) na obě strany od něj změnil *pitch* předloktí alespoň o 150° a zároveň zda se změnil *pitch* humeru na stejné paži alespoň o 90° . Pokud jsou podmínky splněny, výsledný signál nabývá hodnoty 1.

Výsledný signál je poté upraven tak, aby se spojili jednotkové oblasti oddělené krátkými nulovými úseky.

Přemístění objektu ze země

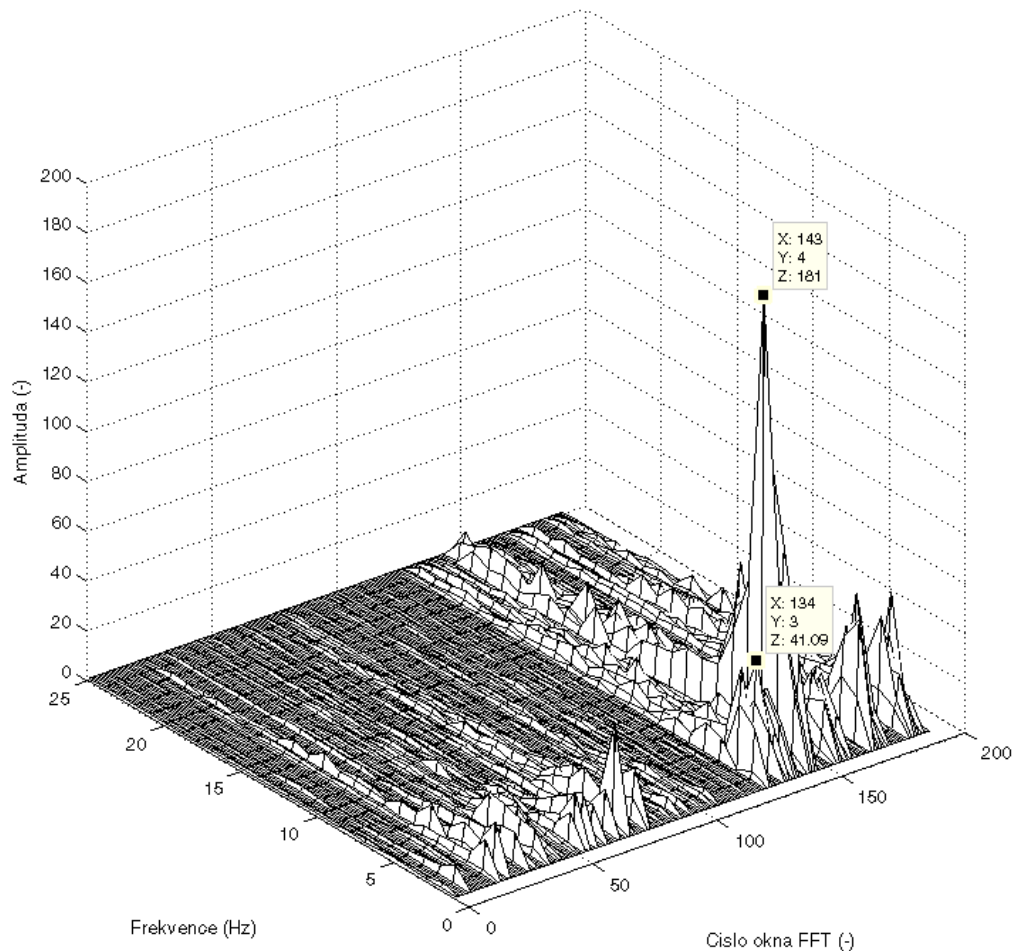
Pro zdvihnutí objektu nebo jeho položení na zem je možná přepokládat, že se proband pro předmět ohne. Toto ohnutí se nejlépe detekuje na senzoru sternu, u kterého se tím změní zrychlení osy Z v důsledku změny orientace senzoru. Pokud toto zrychlení vynulujeme vzhledem k základnímu anatomickému postavení, klesá při předklonu trupu k záporným hodnotám. Vzhledem k rychlému průběhu této činnosti je vhodné zrychlení v ose Z zprůměrovat na vteřinovém úseku. Toto průměrné zrychlení je poté porovnáno s mezí $-8,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Pokud je zrychlení menší nebo rovno této mezi, je výstupní signál detekce přemístění na tomto časovém úseku jednotkový.

Chůze a běh

Pro detekci chůze a běhu by se obtížně využívalo senzorů na segmentech horních končetin, jelikož by mohlo dojít k záměně s jinou periodickou aktivitou. Z tohoto důvodu byl využit senzor na sternu, který je na pohybech končetin nezávislý, a přesto jsou jeho výstupy chůzí či během ovlivněny.

Podíváme-li se na CSA naměřených dat pro dlouhodobé aktivity na obrázku 4.4, můžeme si povšimnout výrazného zvýšení amplitudy nižších frekvencí při činnostech

zahrnujících chůzi (na obrázku 4.4 u FFT oken cca 120 až do konce) a ještě většího zvýšení amplitudy při běhu (na obrázku 4.4 u kolem FFT okna 142). Taktéž je patrná změna dominantních frekvencí.



Obrázek 4.4: Zhuštěné spektrální kulisy signálu SMV sterna při dlouhodobém měření.

Základem pro algoritmus na detekci chůze a běhu je tedy provedení FFT na 2s úsecích signálu SMV sterna. Na těchto úsecích je poté zjištěna dominantní frekvence a její amplituda. Pokud spadá dominantní frekvence do hodnot 2-3,5 Hz a má amplitudu mezi 25 a 50, nabývá signál pro detekci chůze/běhu na odpovídajícím časovém úseku hodnoty 1 a určuje tak chůzi. Pokud je dominantní frekvence mezi 3,5 až 6 Hz a má amplitudu vyšší než 50, nabývá signál hodnoty 2 a určuje tak běh.

5 Výsledky

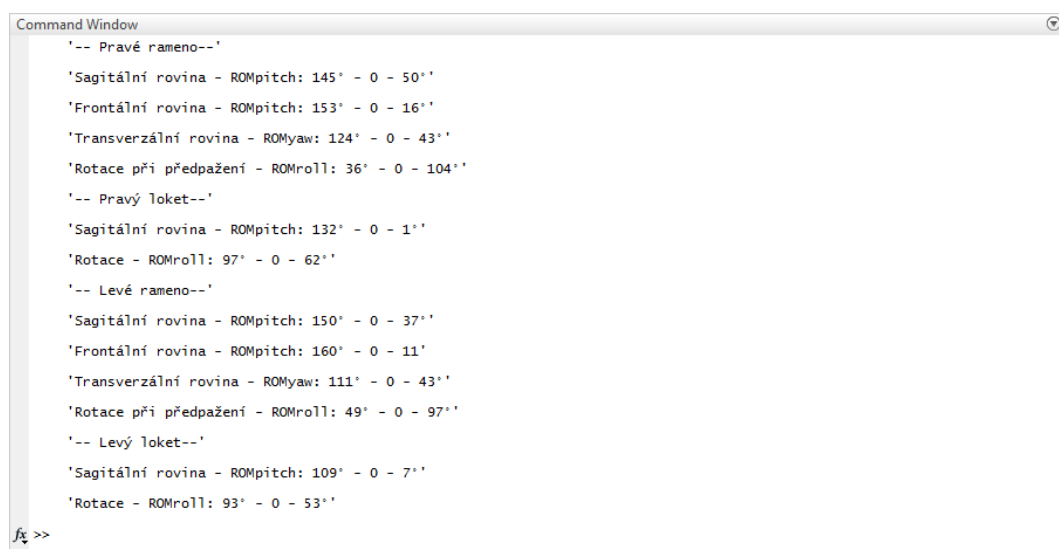
5.1 Získaná data

Výstupem měření byly soubory popsané v kapitole 4.1.5. U první skupiny měřených dobrovolníků byl použit vadný senzor. Tento senzor byl umístěn náhodně, ovlivnění výsledků tedy záleželo na segmentu, na který byl senzor umístěn. Důsledky použití tohoto vadného senzoru shrnuje příloha 2.1. Pro další trénování a vyhodnocení dat tato skutečnost měla menší význam, neboť vždy alespoň 15 subjektů bylo proměřeno správně a pro mou pilotní studii postačovalo.

5.2 Výstupy algoritmů

5.2.1 Rozsah pohybu

Výstupem mnou navrženého algoritmu metody pro zpracování rozsahu pohybu (ROM) byla tabulka udávající rozsahy úhlů vypsána do příkazového okna Matlabu. Zápis výsledků byl proveden dle metodiky pro zápis u goniometrických vyšetření. Je třeba podotknout, že se nejedná o přesné úhly v anatomickém souřadném systému, ale o úhly senzorové, jedná se však o postačující aproximaci. Vzorové výsledky u subjektu č. 07 ukazuje obrázek 5.1. Výsledky všech subjektů jsou shrnuty v přílohách 2.2.1 až 2.2.3.

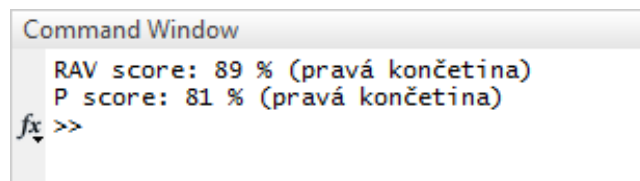


```
Command Window
'-- Pravé rameno--'
'Sagitální rovina - ROMpitch: 145° - 0 - 50''
'Frontální rovina - ROMpitch: 153° - 0 - 16''
'Transverzální rovina - ROMyaw: 124° - 0 - 43''
'Rotace při předpažení - ROMroll: 36° - 0 - 104''
'-- Pravý loket--'
'Sagitální rovina - ROMpitch: 132° - 0 - 1''
'Rotace - ROMroll: 97° - 0 - 62''
'-- Levé rameno--'
'Sagitální rovina - ROMpitch: 150° - 0 - 37''
'Frontální rovina - ROMpitch: 160° - 0 - 11''
'Transverzální rovina - ROMyaw: 111° - 0 - 43''
'Rotace při předpažení - ROMroll: 49° - 0 - 97''
'-- Levý loket--'
'Sagitální rovina - ROMpitch: 109° - 0 - 7''
'Rotace - ROMroll: 93° - 0 - 53''
fx >>
```

Obrázek 5.1: Výsledek algoritmu pro výpočet ROM - výpis do příkazového okna Matlabu.

5.2.2 Komparativní hodnocení

Algoritmus pro komparativní hodnocení na svém výstupu poskytuje RAV a P score a zároveň určí, která končetina je považována za zdravou (tzn. ke které končetině je score vztaženo). Jako v předchozím případě je výsledek vypsán do příkazového okna Matlabu. Vzorové výsledky probanda č. 07 ukazuje obrázek 5.2:



```
Command Window
RAV score: 89 % (pravá končetina)
P score: 81 % (pravá končetina)
fx >>
```

Obrázek 5.2: Výsledek prezentace výsledku určeného algoritmem pro výpočet RAV a P score - výpis do příkazového okna Matlabu.

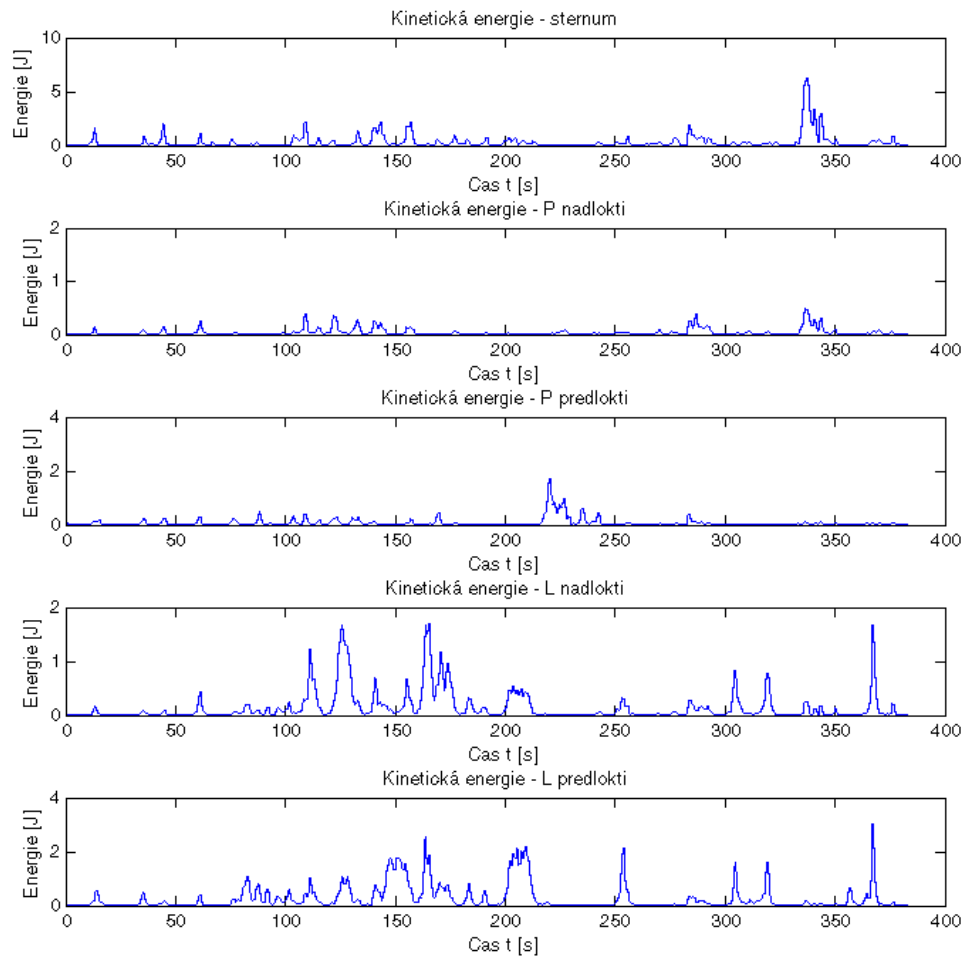
Výsledky všech měřených subjektů, shrnuté tabulce 5.1, jsou uvedeny v procentuální stupnici (100 % - končetiny v ideálním stejném stavu, 0 % - jedna končetina vůči druhé nepohyblivá) a doplněny o určení končetiny, ke které je hodnocení vztaženo (P - pravá, L - levá).

Tabulka 5.1: Výsledky algoritmu pro komparativní hodnocení na všech subjektech.

ID subjektu	RAV score (%)	P score (%)	ID subjektu	RAV score (%)	P score (%)
0	86 (P)	75 (P)	10	99 (P)	97 (L)
1	98 (P)	97 (P)	11	98 (P)	84 (P)
2	chyba senzoru		12	73 (L)	70 (L)
3	84 (P)	69 (P)	13	95 (P)	96 (P)
4	91 (L)	97 (P)	14	80 (L)	75 (L)
5	96 (L)	93 (L)	15	88 (L)	94 (L)
6	87 (L)	99 (P)	16	79 (L)	82 (L)
7	89 (P)	81 (P)	17	95 (L)	96 (L)
8	86 (L)	93 (L)	18	89 (L)	100 (P)
9	81 (L)	84 (L)	19	97 (L)	93 (P)

5.2.3 Kinetická energie segmentu

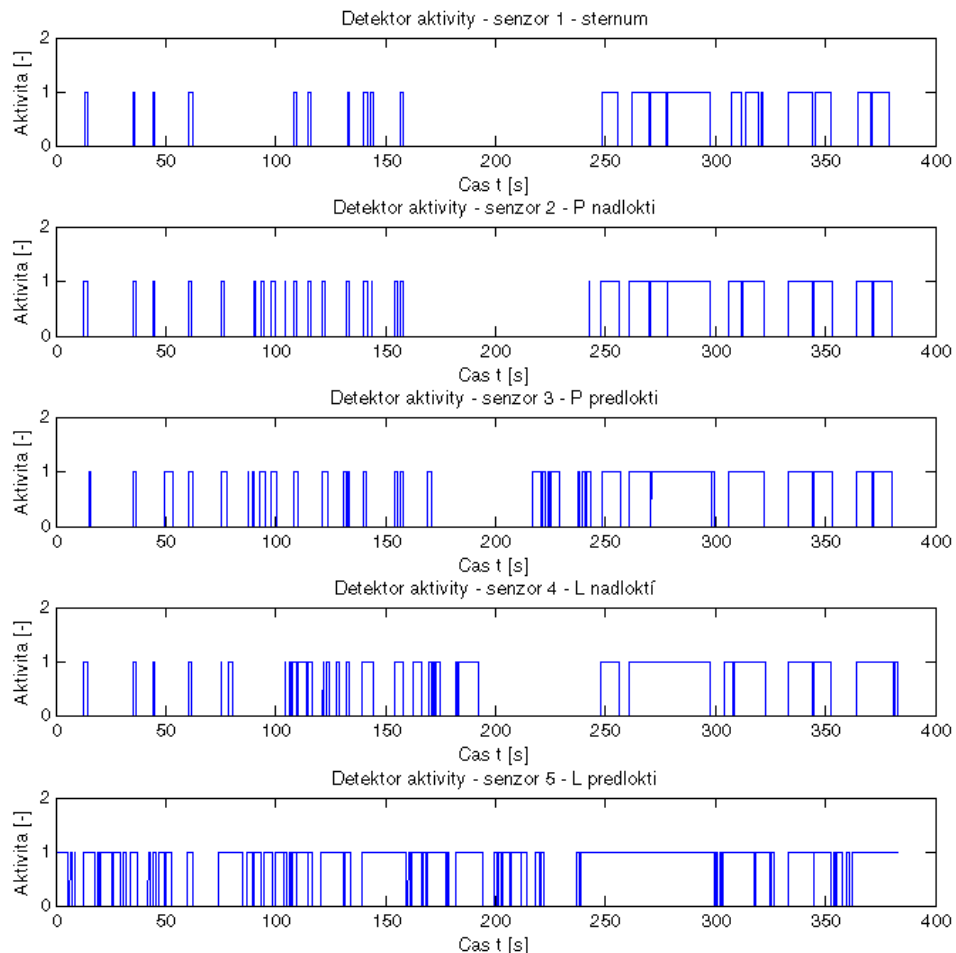
Algoritmus pro určení kinetické energie segmentu poskytuje jako výstup časové průběhy parametrů KE_{tot} pro všechny segmenty, tzn. kinetické energie segmentů. Vzorový výstup algoritmu pro probanda č. 07 ukazuje obrázek 5.3. Výstupy všech subjektů jsou umístěny v digitální příloze k bakalářské práci ve složce "Výsledky" v podsložce "Energie".



Obrázek 5.3: Ukázka zobrazení výstupu algoritmu pro výpočet kinetické energie

5.2.4 Detekce pohybové aktivity

Jako výstup algoritmu detekce aktivity byly vykresleny časové průběhy detektorů aktivity všech segmentů. Tento výstup ukazuje obrázek 5.4. Výsledky algoritmu pro všechny měřené subjekty jsou uloženy v digitální příloze k bakalářské práci ve složce "Výsledky" v podsložce "Detekce aktivity".



Obrázek 5.4: Ukázka zobrazení výstupu algoritmu pro detekci aktivity

5.2.5 Třídění aktivity

Výstupem algoritmu pro detekci aktivity byla tři grafická znázornění ukazující časové okamžiky detekce aktivit. Ukázka tohoto výstupu je kvůli lepší přehlednosti umístěna v přílohách 2.3.1 až 2.3.3, kde jsou v grafech vykresleny časové průběhy signálů aktivit, které při jednotkové hodnotě detekují danou činnost, a ve spodní části jsou doplněny o znázornění skutečného průběhu činností (barevně odpovídají legendě grafu).

Funkčnost algoritmu se lišila dle jedince a podle konkrétní prováděné pohybové aktivity. Správnost určení typu aktivity podle subjektů ukazují následující tabulky 5.2.1 až 5.2.3.

Tabulka 5.2.1: Funkční vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity (část 1) - počty označených úseků.

ID	Tříděná aktivita															
	Zákl. anatomické postavení				Psaní				Práce na PC				Jedení příborem			
	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N
0	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
1	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
2	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
3	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
4	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
5	18	18	0	0	1	1	3	0	1	0	2	1	1	1	0	0
6	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
7	18	18	0	0	1	1	5	0	1	1	1	0	1	1	1	0
8	18	16	0	2	1	1	5	0	1	1	1	0	1	1	3	0
9	18	18	1	0	1	0	2	1	1	1	1	0	1	1	4	0
10	18	18	1	0	1	1	4	0	1	1	1	0	1	1	3	0
11	18	18	2	0	1	1	4	0	1	1	1	0	1	1	2	0
12	18	18	1	0	1	1	4	0	1	1	2	0	1	1	1	0
13	18	14	0	4	1	0	2	1	1	1	3	0	1	1	2	0
14	18	18	2	0	1	1	3	0	1	1	2	0	1	0	1	1
15	18	18	4	0	1	1	1	0	1	1	3	0	1	1	2	0
16	18	18	0	0	1	0	4	1	1	1	2	0	1	1	2	0
17	18	18	0	0	1	0	2	1	1	0	1	1	1	1	1	0
18	18	18	0	0	1	1	4	0	1	1	0	0	1	1	1	0
19	18	18	1	0	1	1	2	0	1	0	0	1	1	0	0	1
Pr.	18,0	17,6	0,9	0,4	1,0	0,7	3,2	0,3	1,0	0,8	1,4	0,2	1,0	0,9	1,6	0,1

V - očekávaný počet vyskytujících se úseků, SP - správně detekované úseky

CH - úseky určené chybně jako aktivní, N - úseky určené chybně jako neaktivní

Pr. - průměrná hodnota

Tabulka 5.2.2: Funkční vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity (část 2) - počty označených úseků.

ID	Tříděná aktivita															
	Mávání				Česání				Zdvih závaží				Čištění zubů			
	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N
0	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
1	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
2	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
3	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
4	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
5	3	3	4	0	2	0	0	2	2	2	0	0	1	0	0	1
6	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
7	3	3	1	0	2	2	0	0	2	2	0	0	1	1	0	0
8	3	3	2	0	2	0	0	2	2	2	6	0	1	0	0	1
9	3	3	6	0	2	0	0	2	2	2	3	0	1	0	0	1
10	3	3	3	0	2	0	0	2	2	2	0	0	1	0	0	1
11	3	3	3	0	2	0	0	2	2	2	0	0	1	1	0	0
12	3	3	2	0	2	2	1	0	2	2	10	0	1	1	3	0
13	3	2	2	1	2	0	0	2	2	2	2	0	1	0	1	1
14	3	3	0	0	2	0	0	2	2	2	0	0	1	0	0	1
15	3	3	4	0	2	0	0	2	2	2	2	0	1	0	0	1
16	3	3	4	0	2	0	0	2	2	1	2	1	1	0	0	1
17	3	3	3	0	2	0	0	2	2	1	0	1	1	0	0	1
18	3	3	0	0	2	0	0	2	2	2	1	0	1	0	0	1
19	3	3	0	0	2	0	0	2	2	2	1	0	1	0	0	1
Pr.	3,0	2,9	2,4	0,1	2,0	0,3	0,1	1,7	2,0	1,9	1,9	0,1	1,0	0,2	0,3	0,8

V - očekávaný počet vyskytujících se úseků, SP - správně detekované úseky

CH - úseky určené chybně jako aktivní, N - úseky určené chybně jako neaktivní

Pr. - průměrná hodnota

Tabulka 5.2.3: Funkční vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity (část 3) - počty označených úseků.

ID	Tříděná aktivita															
	Čtení				Chůze/běh				Přemístění závaží				Hod			
	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N	V	SP	CH	N
0	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
1	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
2	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
3	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
4	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
5	1	1	1	0	6	4	1	2	1	1	2	0	1	0	0	0
6	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru			
7	1	1	0	0	6	6	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0
8	1	1	0	0	6	4	0	2	1	1	0	0	1	0	0	1
9	1	0	0	1	6	3	1	3	1	0	1	2	1	0	0	1
10	1	1	4	0	6	5	0	1	1	1	0	0	1	1	0	0
11	1	1	3	0	6	5	0	1	1	1	0	0	1	0	0	1
12	1	0	3	1	6	4	0	2	1	1	3	0	1	0	0	1
13	1	0	0	1	6	3	1	3	1	1	0	0	1	0	0	1
14	1	1	1	0	6	6	0	0	1	1	4	0	1	1	0	0
15	1	0	3	1	6	6	0	0	1	1	0	0	1	0	0	1
16	1	1	3	0	6	4	0	2	1	1	2	0	1	1	0	0
17	1	0	0	1	6	5	0	1	1	1	0	0	1	1	0	0
18	1	1	3	0	6	6	0	0	1	1	2	0	1	1	0	0
19	1	0	0	1	6	5	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1
Pr.	1,0	0,6	1,5	0,4	6,0	4,7	0,4	1,3	1,0	0,9	1,1	0,1	1,0	0,4	0,0	0,5

V - očekávaný počet vyskytujících se úseků, SP - správně detekované úseky

CH - úseky určené chybně jako aktivní, N - úseky určené chybně jako neaktivní

Pr. - průměrná hodnota

Výsledky funkčnosti třídícího algoritmu shrnuje tabulka 5.3:

Tabulka 5.3: Statistické vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity.

Pohyb	Správně detekováno (%)	Chybná detekce aktivity - alespoň 1 výskyt (%)	Chybná detekce neaktivity - alespoň 1 výskyt (%)	Chybná detekce aktivity - více než 3 výskyty (%)
Zákl anatomické postavení	97,78	50,00	14,29	7,14
Psaní	70,00	100,00	28,57	-
Práce na PC	80,00	85,71	21,43	-
Jedení příborem	90,00	85,71	14,29	-
Mávání	96,67	78,57	7,14	-
Česání	15,00	7,14	85,71	-
Zdvih závaží	95,00	57,14	14,29	-
Čištění zubů	20,00	14,29	78,57	-
Čtení	60,00	57,14	42,86	-
Chůze/běh	78,33	28,57	71,43	-
Přemístění závaží	90,00	50,00	7,14	-
Hod	40,00	0,00	50,00	0,00

Grafický výstup algoritmu pro třídění aktivit pro jednotlivé subjekty je vzhledem k rozsahu umístěn v digitální příloze ve složce "Výsledky" v podsložce "Třídění".

5.3 Statistické vyhodnocení

Bylo provedeno statistické vyhodnocení vybraných ukazatelů vypočtených pro měřené subjekty pomocí mnou navržených metod implementovaných v prostředí Matlab. Statistické výpočty byly taktéž prováděny rovněž v Matlabu.

Minimální vypočtená hodnota RAV score byla 73 %, maximální hodnota 99 % a medián 89 %. RAV score bylo v 7 případech vztaženo k pravé končetině a ve 12 případech k levé končetině. Vypočítané hodnoty P score měly minimální hodnotu 69 %, maximální 100% a medián 93 %. P score bylo u 10 probandů vztaženo k pravé končetině a v 9 případech k levé končetině. Vypočítané hodnoty pro pravou a levou končetinu se zásadně neodlišovaly.

Četnost správné detekce a chybovosti algoritmu pro třídění pohybové aktivity je uvedena v tabulkách 5.2.1 až 5.3.3.

Byly statisticky zkoumány hodnoty měřených veličiny a vypočítaných parametrů pro konkrétní pohyby pro všech pět senzorů. Jelikož nebylo předpokládáno normální rozdělení těchto hodnot, což bylo potvrzeno použitím Jarque-Beryho testu normality, byly vypočítány minimální a maximální hodnoty, medián, horní a dolní kvartil těchto parametrů. Statisticky vyhodnocováno bylo 11 následujících veličin a parametrů: zrychlení v osách X, Y, Z, úhlové rychlosti v osách X, Y, Z, pitch, roll, yaw, SMV a KE_{tot} . Výsledky statistického hodnocení pohybů shrnují tabulky v přílohách 3.1-3.14. Graficky je výsledek statistického vyhodnocení znázorněn na příloze 4.1. Vzhledem k velkému množství grafických dat, která by byla výstupem při kompletním provedení tohoto hodnocení a také vzhledem k menší praktičnosti grafů, je celkově zpracován pouze zmíněný tabulkový výstup.

5.4 Návod k měření a vyhodnocení dat

Vytvořené návody k měření a vyhodnocení dat pomocí navržených algoritmů jsou obsaženy v přílohách 5.1 a 5.2.

6 Diskuse

Objem dat získaných z měření byl dostačující pro návrh a odladění vytvořených algoritmů, i přes některé provedené chyby. Použití nefunkčního senzoru u první skupiny šesti probandů bylo způsobeno poruchou měřicího systému, tato vada byla v následujících měření odstraněna.

Vybraná konfigurace měřicího systému byla zvolena s ohledem na budoucí umístění senzorů na chytré ortéze. Pozice senzoru č. 1 na sternu sice s touto myšlenkou není ve shodě, jeho primární funkcí je však detekce aktivit nezávislých na pohybech paže (např., detekce chůze a běhu). V závislosti na konstrukci ortézy je tedy možné jej umístit do polohy blízké končetině, avšak minimálně ovlivněné jejím pohybem - např. do oblasti klíční kosti. Dalším řešením by bylo umístění senzoru k případnému příslušenství ortézy, např. k jednotce pro sběr a ukládání dat, která by mohla být umístěna podobně jako vysílač systému Xbus Kit kolem pasu. Za úvahu stojí také možné využití senzoru umístěného na zápěstí, které nebylo realizováno z důvodu omezeného počtu senzorů v měřicím systému Xbus Kit na FBMI. Tento senzor by mohl přispět k citlivější a přesnější detekci některých běžných pohybových úkonů, které nepodchytil vytvořený algoritmus pro třídění aktivit (např. psaní, práce na PC, jedení přiborem).

Pro třídící algoritmus, který je aktuálně založen na expertních znalostech, by obecně byly vhodnější sofistikovanější metody výpočtu (např. neuronové sítě) a mohou být využity v navazující studii. V současném stavu algoritmus v použitelném rozsahu detekuje základní anatomické postavení, chůzi/běh, zdvih závaží a mávání. Pro detailnější popis pohybové aktivity horní končetiny tedy není v tomto stavu vhodný.

Dopady této skutečnosti zmírňuje funkční algoritmus pro detekci aktivity senzoru spolu s algoritmem pro výpočet kinetické energie tělního segmentu. Jejich společný výstup umožňuje dobrý odhad pohybové aktivity segmentu v dlouhodobém měřítku. Přesto vyhodnocení těchto výstupů zůstává na uživateli-lékaři, který musí vyhodnotit, zda je zjištěná míra pohybové aktivity pro rehabilitaci přínosná.

Statistické vyhodnocení dlouhodobého měření podle jednotlivých činností ukazuje, že se zvolené prahy logiky použité v expertním algoritmu pro třídění aktivit blíží hodnotám dolního a horního kvartilu daných parametrů. Toto přiblížení však není dostatečné pro zcela správnou funkci navrženého algoritmu. Výstup statistického zpracování však bude hrát důležitou roli v navazujících studiích, kdy poskytne lepší

představu o vhodných hodnotách a intervalech veličin a parametrů pro konkrétní pohyby.

Na základě provedeného statistického vyhodnocení výstupů algoritmu pro výpočet RAV a P score, bylo zjištěno, že se naměřené hodnoty shodují se zjištěnými hodnotami pro zdravé subjekty uvedenými v původní práci [5]. Zajímavým zjištěním ve výsledcích měření je vztažení výsledků score k levé končetině i u některých praváků, což nebylo očekáváno. Tento fakt, může souviset s tím, že levou končetinou byla prováděna pohybová sekvence až po pravé končetině, tudíž měl již subjekt představu o sekvenci pohybů a mohl je tedy provádět nepatrně rychleji, což by mělo na obě score vliv. Je třeba také podotknout, že při vysokých hodnotách obou score (cca na 90 %) jsou rozdíly v pohyblivosti končetin nepatrné.

Výsledky metody pro výpočet rozsahu pohybu ve většině případů spadají do fyziologických parametrů uváděných v literatuře [9]. Drobné odchylky mohou být způsobeny unikátností pohybového rozsahu subjektu, větší odchylky však pravděpodobně budou způsobeny špatně provedeným měřením. Právě potřeba správně provedeného měření je největší nedokonalostí této metody, je to však výsledek kompromisu, kdy je metoda funkční i bez předchozí kalibrace, která by nebyla v případě chytré ortézy dlouhodobě v domácím prostředí aplikovatelná, a bez přepočtu do anatomického souřadného systému, který by dlouhodobé měření komplikoval.

7 Závěr

V této bakalářské práci byly navrženy metody pro hodnocení pohybové aktivity horních končetin. Metody byly navrhovány pro klinické vyšetření pohybových možností i pro dlouhodobé monitorování pohybové aktivity subjektu. Pro účely tvorby, trénování a ověření funkce navržených algoritmů byla naměřena data pohybové aktivity pomocí gyro-akcelerometrického MoCap systému Xsens - Xbus Kit na vzorku dvaceti zdravých subjektů z řad studentů FBMI ČVUT. Hodnotící algoritmy byly navrženy v prostředí Matlab.

Mezi metody klinického vyšetření patří navržená metoda pro určení pohybového rozsahu. Algoritmus této metody využívá naměřených eulerovských úhlů snímačů, respektive segmentů, a vypočítává jejich změny na daném časovém úseku. Jejím výstupem jsou rozsahy úhlů zapsané dle goniometrických standardů. Funkčnost metody byla ověřena porovnáním naměřených dat na zdravých subjektech s daty uváděnými v literatuře [9].

Metoda pro komparativní hodnocení také patří mezi metody klinického hodnocení. Algoritmus této metody využívá jako vstupy úhlové rychlosti a zrychlení obou nadloktí a poskytuje na výstupu dva hodnotící parametry RAV a P score v rozsahu 0-100 %. Funkčnost algoritmu byla ověřena srovnáním výstupů s literaturou [5].

Za účelem dlouhodobého monitorování pohybové aktivity byl vytvořen algoritmus pro výpočet kinetické energie segmentu. Jako vstupy využívá naměřené zrychlení a antropometrická data subjektu. Na výstupu poskytuje časový průběh kinetické energie daného segmentu.

Stejný účel a podobný výstup má metoda pro detekci aktivity, která zpracovává výsledné zrychlení senzoru a na výstupu určí časové okamžiky výrazné pohybové aktivity příslušného segmentu.

Mezi metody dlouhodobého monitorování patřila i metoda pro třídění pohybových aktivit, založená na expertních znalostech a odhadech hodnot veličin a parametrů dané pohybové aktivity. Jeho výstupem je mimo jiné grafické určení detekované aktivity na daném úseku. Její funkčnost byla testována.

Byly statisticky zpracovány hodnoty měřených veličin a vypočítaných parametrů při jednotlivých pohybových úkonech. Byl vytvořen návod pro měření pohybové aktivity pomocí systému Xsens - Xbus Kit a také návod k použití navržených algoritmů pro hodnocení pohybové aktivity horních končetin.

7.1 Naplnění cílů práce

Pro inerciální systém měření segmentů těla, který bude součástí “chytré“ ortézy, jsem na základě rešerše a doporučení Kliniky dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. LF UK a FN Motol navrhl metody pro hodnocení kinematických veličin pohybu horních končetin během klinického vyšetření a dlouhodobé rehabilitace. Zvolené metody jsem implementoval v prostředí Matlab, experimentálně ověřil a porovnal. Vytvořil jsem návod a metodiku měření a hodnocení pohybové aktivity horních končetin. Tímto jsem naplnil cíle práce.

7.2 Perspektiva dalšího řešení

V navazujících studiích bude třeba se zaměřit na zdokonalení navržených algoritmů použitím sofistikovanějších výpočetních metod (např. neuronových sítí). Algoritmy by také mohly být zdokonaleny naměřením dat pohybové aktivity u většího počtu subjektů a jiných typů pohybů. V úvahu připadá i rozšíření měřicího systému o senzory umístěné na zápěstí, pro detekci některých podobných aktivit.

Seznam použité literatury

- [1] GIL-AGUDO Á, de los REYES-GUZMÁN A, DIMBWADYO-TERRER I, et al. A novel motion tracking system for evaluation of functional rehabilitation of the upper limbs. *Neural Regeneration Research*. 2013;8(19):1773-1782. doi:10.3969/j.issn.1673-5374.2013.19.005.
- [2] NWAIZU, Harriet, Reza SAATCHI a Derek BURKE. Accelerometer based human joints' range of movement measurement. In: *2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP)* [online]. IEEE, 2016, s. 1-6 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1109/CSNDSP.2016.7573970. ISBN 9781509025268. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7573970/>
- [3] DANIEL, Matej a Tomáš MAREŠ. Experimentální biomechanika. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2008. ISBN 9788001039823.
- [4] GODFREY A, CONWAY R, MEAGHER D, OLAIGHIN G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med Eng Phys*. 2008 Dec;30(10):1364-86. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.09.005. Review.
- [5] COLEY, Brian, Brigitte M. JOLLES, Alain FARRON, Aline BOURGEOIS, François NUSSBAUMER, Claude PICHONNAZ a Kamiar AMINIAN. Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait & Posture* [online]. 2007, 25(4), 523-532 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.06.016. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001433>
- [6] ERTZGAARD, Per, Fredrik ÖHBERG, Björn GERDLE a Helena GRIP. A new way of assessing arm function in activity using kinematic Exposure Variation Analysis and portable inertial sensors – A validity study. *Manual Therapy* [online]. 2016, 21, 241-249 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1016/j.math.2015.09.004. ISSN 1356689x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X15001782>
- [7] ROZKYDAL, Zbyněk a Richard CHALOUPKA. *Vyšetřovací metody v ortopedii*. 2. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 9788021059023.

- [8] ŠIGUTOVÁ, Marta. Standardizace metody SFTR pro měření rozsahu pohybů v kloubu. Olomouc, 2010. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce Jiří Zháněl.
- [9] HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. Vyšetřovací metody hybného systému. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 9788070135167.
- [10] CHEN, Kun-Hui, Wen-Chi TSENG, Kai-Chun LIU a Chia-Tai CHAN. Using gyroscopes and accelerometers as a practical rehabilitation monitor system after total knee arthroplasty. In: *2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)* [online]. IEEE, 2015, s. 58-59 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1109/IMWS-BIO.2015.7303775. ISBN 9781479985432. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7303775/>
- [11] SCHASFORT, Fabienne C., J. B. J. (Hans) BUSMANN, Wim L. J. MARTENS a Henk J. STAM. Objective measurement of upper limb activity and mobility during everyday behavior using ambulatory accelerometry: The upper limb activity monitor. *Behavior Research Methods* [online]. 2006, 38(3), 439-446 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.3758/BF03192798. ISSN 1554351x. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.3758/BF03192798>
- [12] BUSSMANN, J. B. J., W. L. J. MARTENS, J. H. M. TULEN, F. C. SCHASFOORT, H. J. G. VAN DEN BERG-EMONS a H. J. STAM. Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: The Activity Monitor. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers* [online]. 2001, 33(3), 349-356 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.3758/BF03195388. ISSN 07433808. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.3758/BF03195388>
- [13] SCHASFOORT, Fabienne C., Johannes B.J. BUSSMANN, H. John KRIJNEN a Henk J. STAM. Upper limb activity over time in complex regional pain syndrome type 1 as objectively measured with an upper limb-activity monitor: An explorative multiple case study. *European Journal of Pain* [online]. 2006, 10(1), 31-31 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1016/j.ejpain.2005.01.005. ISSN 10903801. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1016/j.ejpain.2005.01.005>
- [14] GODFREY, A., R. CONWAY, D. MEAGHER a G. ÓLAIGHIN. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2008, 30(10), 1364-1386 [cit. 2016-12-20]. DOI:

- 10.1016/j.medengphy.2008.09.005. ISSN 13504533. Dostupné z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453308001653>
- [15] VELTINK, P.H., HansB.J. BUSSMANN, W. DE VRIES, WimL.J. MARTENS a R.C. VAN LUMMEL. Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* [online]. 4(4), 375-385 [cit. 2016-12-20]. DOI: 10.1109/86.547939. ISSN 10636528. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/547939/>
- [16] BAEK, Jonghun, Geehyuk LEE, Wonbae PARK a Byoung-Ju YUN. *Accelerometer Signal Processing for User Activity Detection* [online]. s. 610 [cit. 2016-12-20]. DOI: 10.1007/978-3-540-30134-9-82. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-30134-9-82>
- [17] BOUTEN, C., et al. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Medicine and science in sports and exercise*, 1994, 23.1: 21-27.
- [18] MATHIE, Merryn J, Adelle C F COSTER, Nigel H LOVELL a Branko G CELLER. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement* [online]. 2004, 25(2), R1-R20 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1088/0967-3334/25/2/R01. ISSN 09673334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/25/i=2/a=R01?key=crossref.5481871e0b03020758965c4529ae8764>
- [19] BOURKE, A.K., J.V. O'BRIEN a G.M. LYONS. Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm. *Gait & Posture* [online]. 2007, 26(2), 194-199 [cit. 2016-12-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.012. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001895>
- [20] NOURY, N., P. BARRALON, P. COUTURIER, et al. ACTIDOM - A MicroSystem based on MEMS for Activity Monitoring of the Frail Elderly in their Daily Life. In: *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2004, s. 3305-3308 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1403929. ISBN 0780384393. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1403929/>
- [21] BARRALON, P., N. NOURY a N. VUILLERME. Classification of Daily Physical Activities from a Single Kinematic Sensor. In: *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* [online]. IEEE, 2005, s. 2447-

- 2450 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616963. ISBN 0780387414.
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1616963/>
- [22] HESTER, Todd, Delsey M. SHERRILL, Mathieu HAMEL, Karine PERREAULT, Patrick BOISSY a Paolo BONATO. Identification of Tasks Performed by Stroke Patients Using a Mobility Assistive Device. In: *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2006, s. 1501-1504 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.259437. ISBN 1424400325. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4462048/>
- [23] NAJAFI, B., K. AMINIAN, A. PARASCHIV-IONESCU, F. LOEW, C.J. BULA a P. ROBERT. Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2003, 50(6), 711-723 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1109/TBME.2003.812189. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1203810/>
- [24] RICHARD O. DUDA, PETER E. HART a DAVID G. STORK. *Pattern classification*. 2nd ed. New York: Wiley, 2001. ISBN 111858600X.
- [25] HSU, Chung-Chian, Yan-Ping HUANG a Keng-Wei CHANG. Extended Naive Bayes classifier for mixed data. *Expert Systems with Applications* [online]. 2008, 35(3), 1080-1083 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1016/j.eswa.2007.08.031. ISSN 09574174. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957417407003259>
- [26] CHAU, Tom. A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait & Posture* [online]. 2001, 13(2), 102-120 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1016/S0966-6362(00)00095-3. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636200000953>
- [27] MANNINI, ANDREA, STEPHEN S. INTILLE, MARY ROSENBERGER, ANGELO M. SABATINI a WILLIAM HASKELL. Activity Recognition Using a Single Accelerometer Placed at the Wrist or Ankle. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2013, 45(11), 2193-2203 [cit. 2016-12-21]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31829736d6. ISSN 01959131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-201311000-00022>

- [28] MTi and MTx User Manual and Technical Documentation. Netherlands: Xsens Technologies B.V., Oct 2010, [cit. 2017-11-07]. Dostupné z:
<https://www.xsens.com/products/xbus-kit/>
- [29] BOYKO STOIMENOV. Numerical integration of acceleration. In: *MatlabCentral* [online]. 2001 [cit. 2017-05-16]. Dostupné z:
https://www.mathworks.com/matlabcentral/newsreader/view_thread/25362
- [30] ŠKODA, D. Metody hodnocení polohy horní končetiny pomocí Xsens systému [online]. Praha, 2014 [cit. 2017-05-18]. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.

Seznam příloh

Příloha 1.1: Obsah informovaného souhlasu.	64
Příloha 2.1: Vliv použití vadného senzoru na metody hodnocení.	65
Příloha 2.2.1: Výsledky algoritmu pro výpočet ROM (změny úhlů od nulové polohy) na všech subjektech - pravé rameno.	66
Příloha 2.2.2: Výsledky algoritmu pro výpočet ROM (změny úhlů od nulové polohy) na všech subjektech - levé rameno.	67
Příloha 2.2.3: Výsledky algoritmu pro výpočet ROM (změny úhlů od nulové polohy) na všech subjektech - pravý a levý loket.	68
Příloha 2.3.1: Výstup algoritmu pro třídění pohybové aktivity - část 1. Aktivita detekovaná na daném časovém úseku je znázorněna jednotkovou hodnotou příslušného signálu na stejném intervalu. Jednotlivé aktivitě je přiřazena barva dle legendy. Očekávaný výskyt aktivity je vyznačen pruhy odpovídajících barev pod grafem.	69
Příloha 2.3.2: Výstup algoritmu pro třídění pohybové aktivity - část 2. Aktivita detekovaná na daném časovém úseku je znázorněna jednotkovou hodnotou příslušného signálu na stejném intervalu. Jednotlivé aktivitě je přiřazena barva dle legendy. Očekávaný výskyt aktivity je vyznačen pruhy odpovídajících barev pod grafem.	70
Příloha 2.3.3: Výstup algoritmu pro třídění pohybové aktivity - část 3. Aktivita detekovaná na daném časovém úseku je znázorněna jednotkovou hodnotou příslušného signálu na stejném intervalu. Jednotlivé aktivitě je přiřazena barva dle legendy. Očekávaný výskyt aktivity je vyznačen pruhy odpovídajících barev pod grafem.	71
Příloha 3.1.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při základním anatomickém postavení - část 1.	72
Příloha 3.1.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při základním anatomickém postavení - část 2.	73
Příloha 3.2.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při psaní - část 1.	74
Příloha 3.2.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při psaní - část 2.	75

Příloha 3.3.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při práci na PC - část 1.	76
Příloha 3.3.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při práci na PC - část 2.	77
Příloha 3.4.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při jedení příborem - část 1.	78
Příloha 3.4.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při jedení příborem - část 2.	79
Příloha 3.5.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání v sedě - část 1.	80
Příloha 3.5.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání v sedě - část 2.	81
Příloha 3.6.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání za chůze - část 1.	82
Příloha 3.6.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání za chůze - část 2.	83
Příloha 3.7.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při česání - část 1.	84
Příloha 3.7.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při česání - část 2.	85
Příloha 3.8.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při zdvihu závaží (posilování bicepsu) - část 1.	86
Příloha 3.8.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při zdvihu závaží (posilování bicepsu) - část 2.	87
Příloha 3.9.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čištění zubů - část 1.	88
Příloha 3.9.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čištění zubů - část 2.	89
Příloha 3.10.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čtení knihy ve stoje - část 1.	90
Příloha 3.10.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čtení knihy ve stoje - část 2.	91
Příloha 3.11.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při chůzi - část 1.	92

Příloha 3.11.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čištění chůzi - část 2.....	93
Příloha 3.12.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při běhu - část 1.	94
Příloha 3.12.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při běhu - část 2.	95
Příloha 3.13.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při přemístění závaží - část 1.....	96
Příloha 3.13.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při přemístění závaží - část 2.....	97
Příloha 3.14.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při hodů - část 1.....	98
Příloha 3.14.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při hodů - část 2.....	99
Příloha 4.1: Krabicový graf úhlů <i>roll</i> segmentů naměřených při zdvihu závaží.	100
Příloha 5.1: Návod k měření pohybové aktivity.	101
Příloha 5.1.1: Orientace os senzoru [28].....	102
Příloha 5.2: Návod k vyhodnocení pohybové aktivity.	106
Příloha 5.2.1: Průběh záznamu pro určení senzorů.	108
Příloha 5.2.2: Příslušnost senzorů k tělním segmentům dle přílohy 5.2.1.....	109

Seznam obrázků

Obrázek 3.1: Rozložení sensorových os MTx snímače systému Xbus Kit firmy Xsens [28].	18
Obrázek 4.1: Použitý měřicí systém připojený k počítači.	20
Obrázek 4.2: Umístění senzorů na měřeném subjektu.	22
Obrázek 4.3: Průběh zpracování signálu SMV (vlevo nahoře), přes filtraci HP filtrem a usměrnění (vlevo dole), filtraci DP filtrem a škálování (vpravo nahoře) na signál detektoru aktivity (vpravo dole).	33
Obrázek 4.4: Zhuštěné spektrální kulisy signálu SMV sterna při dlouhodobém měření.	40
Obrázek 5.1: Výsledek algoritmu pro výpočet ROM - výpis do příkazového okna Matlabu.	41
Obrázek 5.2: Výsledek prezentace výsledku určeného algoritmem pro výpočet RAV a P score - výpis do příkazového okna Matlabu.	42
Obrázek 5.3: Ukázka zobrazení výstupu algoritmu pro výpočet kinetické energie	43
Obrázek 5.4: Ukázka zobrazení výstupu algoritmu pro detekci aktivity	44

Seznam tabulek

Tabulka 1.1: Seznam použitých veličin a parametrů.	8
Tabulka 1.2: Seznam použitých zkratk a symbolů.	8
Tabulka 2.1: Metody vybrané ke zpracování dat.	16
Tabulka 2.2: Parametry vybrané ke zpracování dat.	17
Tabulka 4.1: Zjištěná antropometrická data měřených subjektů.	26
Tabulka 4.2: Spodní meze logiky pro směrodatné odchylky signálů.	36
Tabulka 5.1: Výsledky algoritmu pro komparativní hodnocení na všech subjektech. ...	42
Tabulka 5.2.1: Funkční vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity (část 1) - počty označených úseků.	45
Tabulka 5.2.2: Funkční vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity (část 2) - počty označených úseků.	46
Tabulka 5.2.3: Funkční vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity (část 3) - počty označených úseků.	47
Tabulka 5.3: Statistické vyhodnocení algoritmu pro třídění aktivity.	48

Přílohy

Příloha 1.1: Obsah informovaného souhlasu.

Informovaný Souhlas

Kinematické parametry pohybu těla pro výzkum funkce nervové soustavy a diagnostiku

Výzkum probíhá za účelem výzkumu “Kinematické parametry pohybu těla pro výzkum funkce nervové soustavy a diagnostiku“ jehož součástí je zpracování studentské práce vedené na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze a následné vědecké zpracování výsledků studentské práce.

Cílem tohoto výzkumu je vývoj a testování systémů a metod pro záznam a hodnocení kinematických a dynamických veličin pohybu osob. V rámci výzkumu probíhá měření zdravých subjektů a stanovení norem a pilotních výsledků měřených kinematických a dynamických veličin pohybu s předpokladem vědecké prezentace. Účast osob ve výzkumu je dobrovolná a nehonorovaná. Měření probíhá neinvazivně, bez medikace, jakéhokoliv vlivu na subjekt a bez jakýchkoliv důsledků na zdraví subjektu. Výzkum probíhá bez jakékoliv odpovědnosti měřených osob. Výzkumu se účastní do 50 zdravých osob.

V rámci měření subjekt vykonává požadovanou pohybovou aktivitu se snímači pohybu, které jsou na pokožku umístěny dvoustranou lepicí páskou k tomu určenou nebo obvazem. Snímače ani metodika nikterak neomezuje měřený subjekt, a ani nemá žádný vliv na subjekt po ukončení měření. Subjekt může na svou žádost přerušit měření a ukončit měření své osoby bez jakýchkoliv pozdějších důsledků.

Pro účely práce jsou zjišťovány pouze údaje: věk, výška těla a tělesná hmotnost, jiné osobní údaje nejsou zjišťovány. Naměřená data budou ihned po jejich pořízení anonymizována. Anonymizované záznamy budou uchovány jako důvěrné, v míře zaručené právními předpisy, a veřejně zpřístupněny. Všechny veřejně přístupné výstupy z výzkumu a jeho analýzy budou citovány anonymně a bude s nimi nakládáno bez vazby na Vaši osobu.

Souhlasím s účastí na měření pro účely výše popsaného výzkumného projektu.

Příloha 2.1: Vliv použití vadného senzoru na metody hodnocení.

ID subjektu	Ovlivněný segment	Ovlivněná metoda hodnocení
0	sternum	méně přesný ROM obou ramen, detekce aktivity sternu, třídění chůze/ běhu a přemístění závaží
1	pravé předloktí	ROM pravého lokte, detekce aktivity pravého předloktí, třídění většiny aktivit
2	levé nadloktí	ROM levého ramene, RAV a P score, detekce aktivity levého nadloktí, třídění většiny aktivit
3	sternum	méně přesný ROM obou ramen, detekce aktivity sternu, třídění chůze/ běhu a přemístění závaží
4	pravé předloktí	ROM pravého lokte, detekce aktivity pravého předloktí, třídění většiny aktivit
5	levá noha	bez vlivu na metody
6	sternum	méně přesný ROM obou ramen, detekce aktivity sternu, třídění chůze/ běhu a přemístění závaží

Příloha 2.2.1: Výsledky algoritmu pro výpočet ROM (změny úhlů od nulové polohy) na všech subjektech - pravé rameno.

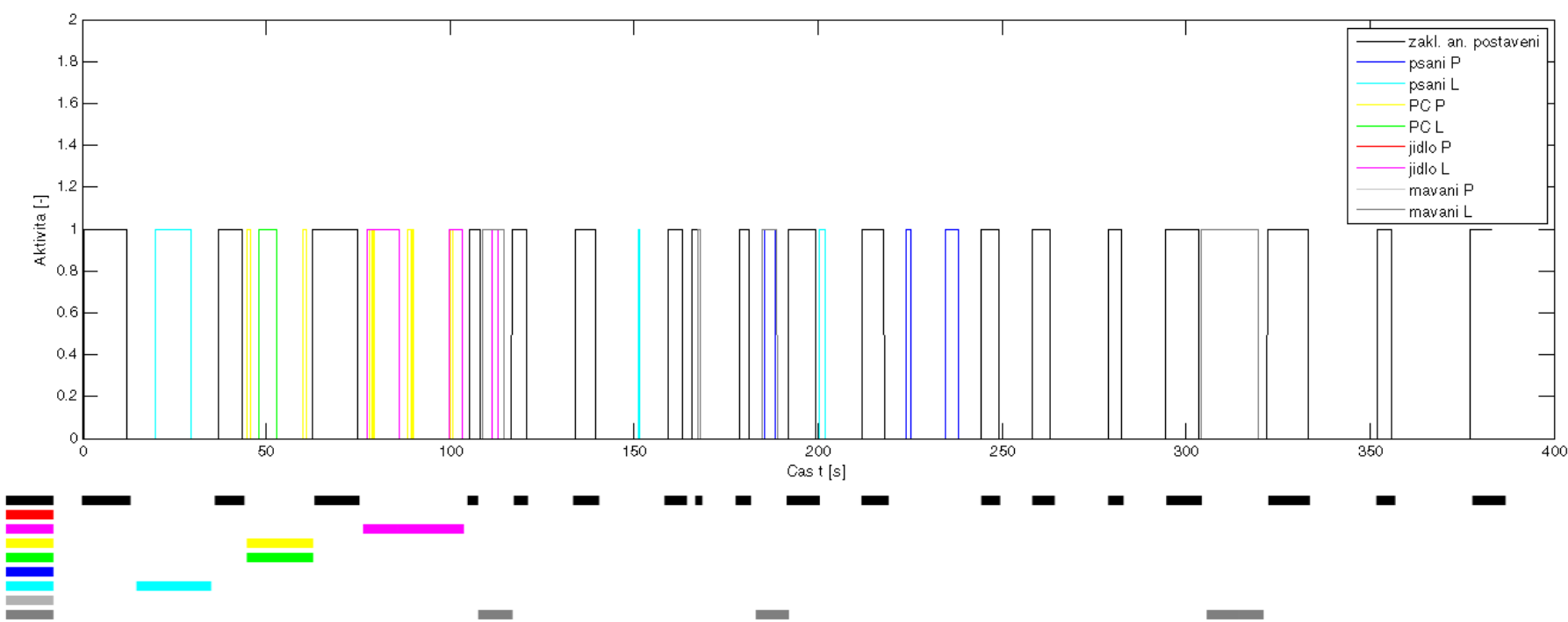
ID subjektu	Pohyb v sagitální rovině				Pohyb ve frontální rovině				Pohyb v transverzální rovině				Rotace při předpažení							
	ROM _{pitch} (°)				ROM _{pitch} (°)				ROM _{yaw} (°)				ROM _{roll} (°)							
0	141	-	0	-	63	135	-	0	-	16	90	-	0	-	10	47	-	0	-	72
1	159	-	0	-	52	162	-	0	-	25	neměřeno				50	-	0	-	51	
2	162	-	0	-	32	167	-	0	-	21	95	-	0	-	47	48	-	0	-	77
3	128	-	0	-	42	123	-	0	-	18	110	-	0	-	56	35	-	0	-	59
4	147	-	0	-	63	155	-	0	-	33	84	-	0	-	41	56	-	0	-	96
5	140	-	0	-	16	164	-	0	-	12	152	-	0	-	47	35	-	0	-	87
6	152	-	0	-	68	149	-	0	-	21	101	-	0	-	59	43	-	0	-	41
7	145	-	0	-	50	153	-	0	-	16	124	-	0	-	43	36	-	0	-	104
8	144	-	0	-	48	153	-	0	-	16	79	-	0	-	76	56	-	0	-	70
9	87	-	0	-	87	156	-	0	-	16	126	-	0	-	49	53	-	0	-	67
10	148	-	0	-	77	138	-	0	-	36	99	-	0	-	44	46	-	0	-	76
11	119	-	0	-	135	149	-	0	-	36	108	-	0	-	69	36	-	0	-	54
12	135	-	0	-	71	133	-	0	-	35	116	-	0	-	86	48	-	0	-	67
13	137	-	0	-	43	143	-	0	-	22	109	-	0	-	47	65	-	0	-	68
14	148	-	0	-	43	153	-	0	-	17	70	-	0	-	36	50	-	0	-	39
15	140	-	0	-	48	131	-	0	-	71	110	-	0	-	41	34	-	0	-	68
16	157	-	0	-	57	164	-	0	-	44	84	-	0	-	48	79	-	0	-	61
17	151	-	0	-	53	142	-	0	-	14	110	-	0	-	48	46	-	0	-	83
18	133	-	0	-	80	136	-	0	-	44	107	-	0	-	58	71	-	0	-	92
19	155	-	0	-	58	150	-	0	-	47	114	-	0	-	42	70	-	0	-	72
Minimum	87				16	123				12	70				10	34				39
Maximum	162				135	167				71	152				86	79				104
Medián	144,5				55	149,5				21,5	108				47	48				69

Příloha 2.2.2: Výsledky algoritmu pro výpočet ROM (změny úhlů od nulové polohy) na všech subjektech - levé rameno.

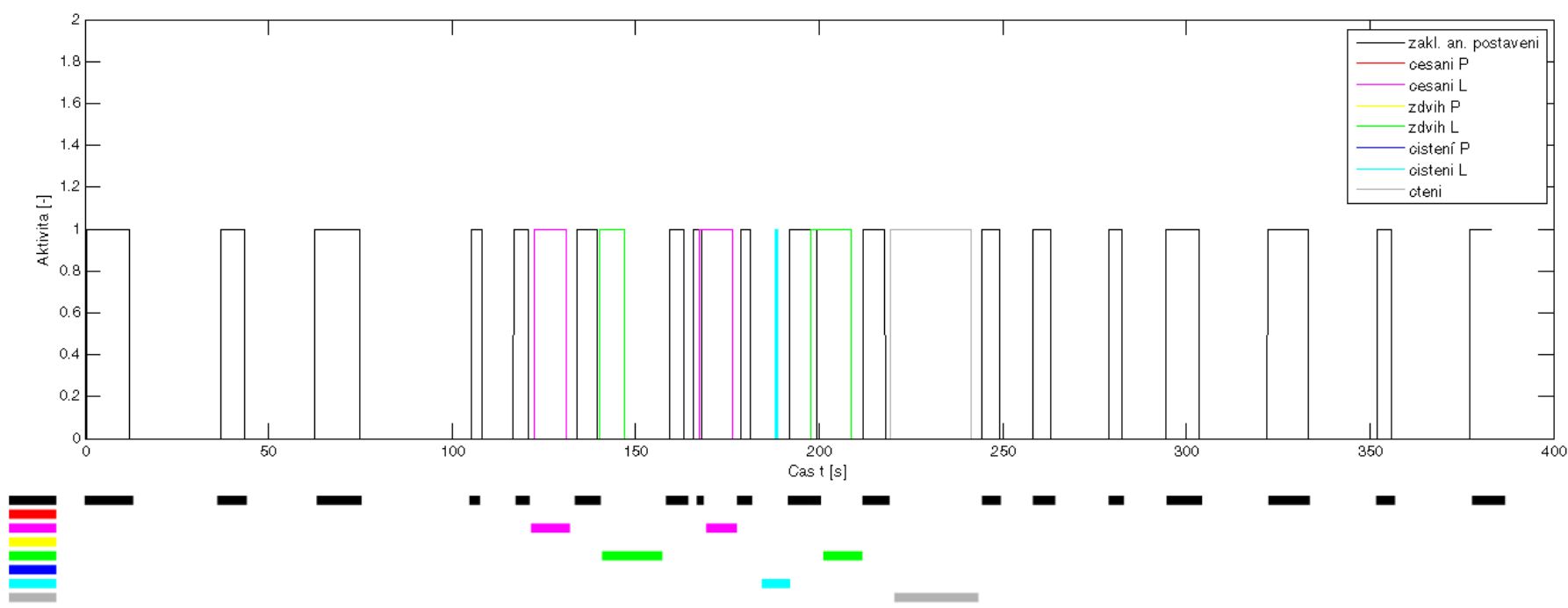
ID subjektu	Pohyb v sagitální rovině				Pohyb ve frontální rovině				Pohyb v transverzální rovině				Rotace při předpažení							
	ROM _{pitch} (°)				ROM _{pitch} (°)				ROM _{yaw} (°)				ROM _{roll} (°)							
0	131	-	0	-	27	129	-	0	-	4	91	-	0	-	46	31	-	0	-	78
1	163	-	0	-	53	150	-	0	-	17	neměřeno				41	-	0	-	62	
2	chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru				chyba senzoru							
3	143	-	0	-	35	138	-	0	-	18	96	-	0	-	49	32	-	0	-	43
4	149	-	0	-	45	145	-	0	-	29	71	-	0	-	44	46	-	0	-	78
5	145	-	0	-	46	155	-	0	-	25	119	-	0	-	87	37	-	0	-	84
6	145	-	0	-	46	145	-	0	-	5	89	-	0	-	61	53	-	0	-	63
7	150	-	0	-	37	160	-	0	-	11	111	-	0	-	43	49	-	0	-	97
8	146	-	0	-	64	145	-	0	-	17	82	-	0	-	35	31	-	0	-	95
9	127	-	0	-	92	131	-	0	-	12	111	-	0	-	50	42	-	0	-	59
10	158	-	0	-	54	156	-	0	-	21	95	-	0	-	48	27	-	0	-	98
11	136	-	0	-	56	143	-	0	-	13	103	-	0	-	39	39	-	0	-	20
12	125	-	0	-	74	145	-	0	-	26	124	-	0	-	65	60	-	0	-	98
13	141	-	0	-	44	160	-	0	-	16	107	-	0	-	53	54	-	0	-	67
14	140	-	0	-	35	164	-	0	-	14	nezměřeno				20	-	0	-	78	
15	149	-	0	-	47	145	-	0	-	30	104	-	0	-	65	43	-	0	-	87
16	160	-	0	-	52	178	-	0	-	35	93	-	0	-	65	38	-	0	-	75
17	142	-	0	-	47	161	-	0	-	16	61	-	0	-	55	41	-	0	-	93
18	152	-	0	-	54	152	-	0	-	34	96	-	0	-	86	41	-	0	-	89
19	144	-	0	-	64	139	-	0	-	39	129	-	0	-	41	61	-	0	-	69
Minimum	125				27	129				4	61				35	20				20
Maximum	163				92	178				39	129				87	61				98
Medián	145				47	145				17	96				50	41				78

Příloha 2.2.3: Výsledky algoritmu pro výpočet ROM (změny úhlů od nulové polohy) na všech subjektech - pravý a levý loket.

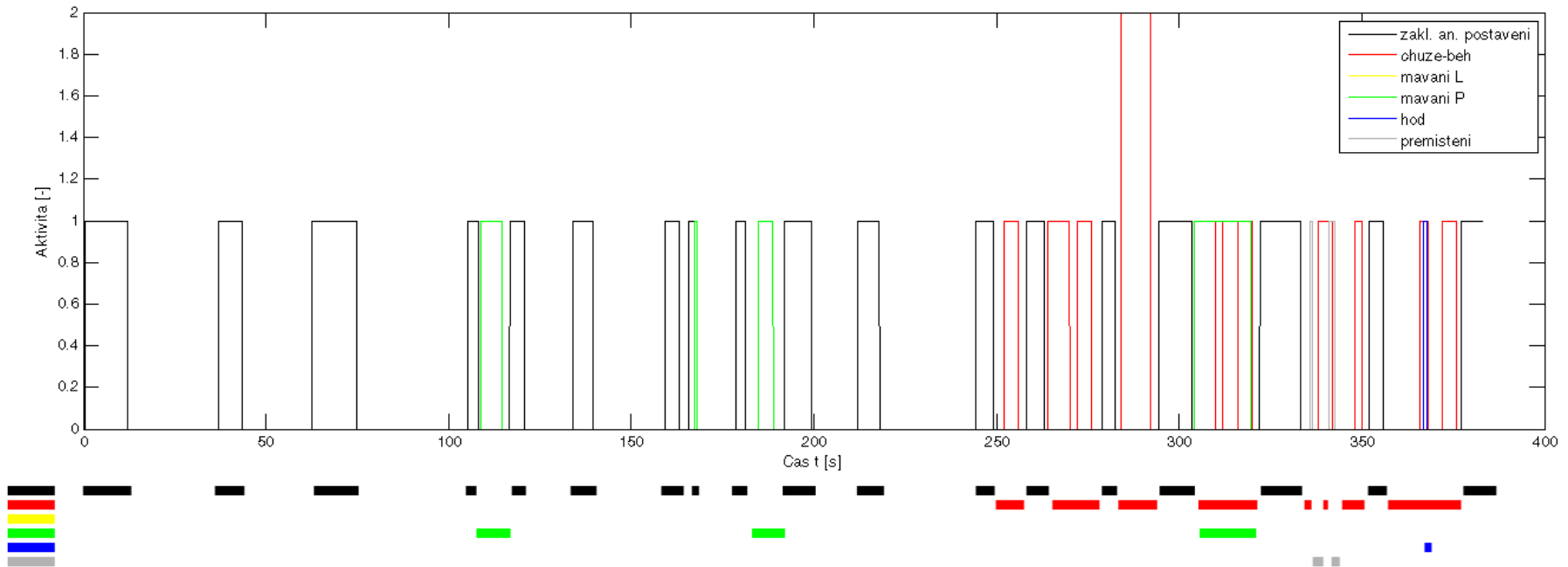
ID subjektu	Pravý loket						Levý loket													
	Pohyb v sagitální rovině ROM _{pitch} (°)			Rotace ROM _{roll} (°)			Pohyb v sagitální rovině ROM _{pitch} (°)			Rotace ROM _{roll} (°)										
0	106	-	0	-	1	76	-	0	-	120	105	-	0	-	1	56	-	0	-	101
1	107	-	0	-	0	75	-	0	-	76	chyba senzoru			chyba senzoru						
2	130	-	0	-	1	125	-	0	-	81	117	-	0	-	5	96	-	0	-	73
3	76	-	0	-	19	96	-	0	-	86	98	-	0	-	16	78	-	0	-	70
4	105	-	0	-	16	93	-	0	-	88	chyba senzoru			chyba senzoru						
5	103	-	0	-	0	60	-	0	-	61	96	-	0	-	0	65	-	0	-	76
6	96	-	0	-	23	62	-	0	-	69	112	-	0	-	7	75	-	0	-	60
7	132	-	0	-	1	97	-	0	-	62	109	-	0	-	7	93	-	0	-	53
8	112	-	0	-	11	95	-	0	-	81	127	-	0	-	12	75	-	0	-	77
9	119	-	0	-	2	76	-	0	-	67	128	-	0	-	4	75	-	0	-	89
10	101	-	0	-	1	101	-	0	-	65	96	-	0	-	14	77	-	0	-	94
11	101	-	0	-	8	57	-	0	-	57	108	-	0	-	6	81	-	0	-	116
12	109	-	0	-	1	73	-	0	-	84	133	-	0	-	0	80	-	0	-	98
13	126	-	0	-	10	102	-	0	-	38	121	-	0	-	23	49	-	0	-	61
14	92	-	0	-	0	87	-	0	-	68	46	-	0	-	0	79	-	0	-	86
15	110	-	0	-	3	70	-	0	-	94	112	-	0	-	5	58	-	0	-	70
16	118	-	0	-	1	67	-	0	-	55	106	-	0	-	3	83	-	0	-	61
17	129	-	0	-	12	64	-	0	-	75	113	-	0	-	1	73	-	0	-	72
18	116	-	0	-	10	74	-	0	-	92	111	-	0	-	2	70	-	0	-	153
19	114	-	0	-	0	88	-	0	-	87	124	-	0	-	2	139	-	0	-	98
Minimum	76				0	57				38	46				0	49				53
Maximum	132				23	125				120	133				23	139				153
Medián	109,5				1,5	76				75,5	11,5				4,5	76				76,5



Příloha 2.3.1: Výstup algoritmu pro třídění pohybové aktivity - část 1. Aktivita detekovaná na daném časovém úseku je znázorněna jednotkovou hodnotou příslušného signálu na stejném intervalu. Jednotlivé aktivitě je přiřazena barva dle legendy. Očekávaný výskyt aktivity je vyznačen pruhy odpovídajících barev pod grafem.



Příloha 2.3.2: Výstup algoritmu pro třídění pohybové aktivity - část 2. Aktivita detekovaná na daném časovém úseku je znázorněna jednotkovou hodnotou příslušného signálu na stejném intervalu. Jednotlivé aktivity je přiřazena barva dle legendy. Očekávaný výskyt aktivity je vyznačen pruhy odpovídajících barev pod grafem.



Příloha 2.3.3: Výstup algoritmu pro třídění pohybové aktivity - část 3. Aktivita detekovaná na daném časovém úseku je znázorněna jednotkovou hodnotou příslušného signálu na stejném intervalu. Jednotlivé aktivitě je přiřazena barva dle legendy. Očekávaný výskyt aktivity je vyznačen pruhy odpovídajících barev pod grafem.

Příloha 3.1.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při základním anatomickém postavení - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-13,36	0,00	-8,93	-9,21	-8,42	-1,44	1,16	0,00	-0,02	0,02
S2 - P nadloktí	-13,43	0,00	-9,64	-9,76	-9,08	-3,49	3,86	-0,01	-0,04	0,03
S3 - P předloktí	-12,99	2,64	-9,19	-9,50	-8,67	-5,93	5,54	-0,01	-0,05	0,03
S4 - L nadloktí	-12,61	0,00	-9,44	-9,75	-8,97	-5,29	4,47	0,00	-0,03	0,03
S5 - L předloktí	-12,73	3,14	-9,12	-9,50	-8,89	-4,02	6,26	0,00	-0,02	0,04

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-3,78	5,40	0,97	-1,33	1,63	-1,33	2,07	0,00	-0,02	0,03
S2 - P nadloktí	-6,08	7,26	0,99	0,49	3,62	-2,05	1,50	0,00	-0,02	0,02
S3 - P předloktí	-3,51	10,57	3,34	2,30	4,46	-2,05	2,25	0,00	-0,02	0,03
S4 - L nadloktí	-9,63	8,62	-2,23	-3,75	-0,95	-2,25	2,32	0,00	-0,01	0,02
S5 - L předloktí	-10,31	1,91	-3,24	-3,96	-2,02	-2,30	3,28	-0,01	-0,02	0,02

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-6,32	6,87	3,63	2,61	4,36	-0,95	0,42	-0,01	-0,02	0,01
S2 - P nadloktí	-3,41	6,76	-0,39	-0,87	0,48	-1,89	0,79	0,00	-0,02	0,01
S3 - P předloktí	-3,65	11,77	0,40	-0,20	1,47	-2,58	1,72	0,00	-0,02	0,02
S4 - L nadloktí	-3,15	7,60	-0,14	-1,18	0,23	-2,36	1,61	0,00	-0,02	0,02
S5 - L předloktí	-2,67	10,45	0,92	0,26	1,48	-2,12	2,00	0,00	-0,02	0,01

Příloha 3.1.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při základním anatomickém postavení - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	89,27	65,71	58,99	70,33	0	13,62	9,81	9,77	9,85
S2 - P nadloktí	0,00	90,00	80,94	67,82	84,65	0	13,47	9,81	9,77	9,85
S3 - P předloktí	-14,41	84,08	69,61	62,16	76,09	0	13,78	9,82	9,77	9,87
S4 - L nadloktí	0,00	88,51	74,52	66,94	83,52	0	14,85	9,81	9,77	9,85
S5 - L předloktí	-6,13	86,79	68,44	65,45	75,63	0	15,03	9,81	9,77	9,85

Senzor- segment	Roll [°]					KEtot [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-96,41	186,30	19,07	-18,10	41,57	0,00	24,23	0,11	0,03	0,46
S2 - P nadloktí	-237,89	269,63	-14,76	-77,19	67,44	0,00	1,80	0,01	0,00	0,04
S3 - P předloktí	-197,18	261,17	56,28	-80,11	75,43	0,00	0,76	0,01	0,00	0,04
S4 - L nadloktí	-242,78	292,61	56,73	-78,68	77,02	0,00	1,86	0,01	0,00	0,04
S5 - L předloktí	-100,59	294,84	-53,62	-77,45	58,89	0,00	2,93	0,01	0,00	0,03

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-368,98	211,48	47,88	-2,23	78,77
S2 - P nadloktí	-208,51	268,91	-1,25	-35,95	16,11
S3 - P předloktí	-483,71	166,93	-22,39	-46,14	-1,53
S4 - L nadloktí	-498,45	185,12	29,23	-52,04	70,10
S5 - L předloktí	-149,01	228,76	25,27	-70,59	90,67

Příloha 3.2.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při psaní - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-13,86	0,00	-9,30	-9,56	-8,88	-1,31	0,73	0,00	-0,02	0,02
S2 - P nadloktí	-14,84	0,00	-7,58	-8,45	-6,91	-2,27	2,53	0,00	-0,06	0,05
S3 - P předloktí	-12,45	6,88	-0,79	-1,50	-0,26	-7,60	6,29	-0,01	-0,14	0,11
S4 - L nadloktí	-12,82	0,00	-8,35	-8,66	-6,97	-2,21	2,21	0,00	-0,02	0,01
S5 - L předloktí	-13,58	4,68	-0,09	-0,86	0,61	-4,35	4,18	0,00	-0,02	0,01

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-4,05	4,76	0,10	-2,26	1,27	-1,12	1,61	0,00	-0,02	0,02
S2 - P nadloktí	-6,36	12,56	5,27	3,65	6,56	-1,91	2,14	0,00	-0,02	0,02
S3 - P předloktí	-4,33	20,73	8,04	7,10	8,88	-1,92	2,30	0,00	-0,03	0,04
S4 - L nadloktí	-8,42	5,87	-4,47	-6,08	-2,99	-1,04	1,75	0,00	-0,01	0,02
S5 - L předloktí	-15,46	5,50	-6,06	-7,03	-4,22	-1,63	2,21	-0,01	-0,02	0,00

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-6,53	4,46	-2,03	-3,18	0,35	-0,71	0,31	-0,01	-0,02	0,01
S2 - P nadloktí	-3,56	8,56	2,09	0,26	3,61	-3,06	1,89	0,00	-0,02	0,02
S3 - P předloktí	-8,15	13,68	5,42	4,02	6,40	-3,37	4,10	-0,01	-0,04	0,02
S4 - L nadloktí	-3,14	6,70	0,07	-0,89	3,66	-2,18	1,71	0,00	-0,01	0,01
S5 - L předloktí	-4,02	14,42	7,52	6,57	8,86	-3,11	2,14	-0,01	-0,01	0,01

Příloha 3.2.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při psaní - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	89,41	70,94	65,09	76,65	0,00	14,40	9,82	9,78	9,86
S2 - P nadloktí	0,00	84,94	50,84	44,88	60,66	0,00	16,83	9,81	9,72	9,93
S3 - P předloktí	-26,33	81,33	4,16	1,68	8,50	0,00	21,24	9,85	9,71	10,00
S4 - L nadloktí	0,00	79,73	57,29	45,31	61,37	0,00	13,11	9,81	9,77	9,85
S5 - L předloktí	-16,38	88,55	-0,02	-3,36	4,53	0,00	17,40	9,82	9,80	9,85

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-144,60	189,08	66,00	-82,24	156,26	0,00	14,33	0,02	0,01	0,05
S2 - P nadloktí	-146,73	117,69	34,25	-89,19	63,52	0,00	1,07	0,00	0,00	0,02
S3 - P předloktí	-160,69	251,21	38,76	-115,22	55,45	0,00	2,36	0,01	0,00	0,06
S4 - L nadloktí	-112,53	113,50	11,69	-55,07	82,56	0,00	1,11	0,00	0,00	0,01
S5 - L předloktí	-84,55	156,91	-17,44	-38,01	128,92	0,00	0,88	0,00	0,00	0,01

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-183,43	233,90	90,71	-58,98	193,78
S2 - P nadloktí	-136,31	224,31	26,46	1,85	138,92
S3 - P předloktí	-32,03	256,75	57,87	47,01	68,27
S4 - L nadloktí	-145,73	158,42	5,21	-55,51	51,79
S5 - L předloktí	-207,01	196,68	-0,19	-161,83	18,43

Příloha 3.3.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při práci na PC - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-12,47	0,00	-9,50	-9,66	-9,25	-1,48	1,94	0,00	-0,03	0,03
S2 - P nadloktí	-26,50	0,37	-7,45	-8,14	-6,31	-2,98	3,03	0,00	-0,11	0,11
S3 - P předloktí	-8,75	3,75	-1,33	-1,91	-0,59	-2,92	2,88	0,00	-0,14	0,13
S4 - L nadloktí	-13,80	2,77	-7,10	-7,94	-6,02	-1,72	2,14	0,00	-0,04	0,04
S5 - L předloktí	-7,28	4,18	-0,86	-1,78	-0,44	-2,15	2,96	-0,01	-0,06	0,05

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-3,90	5,16	0,60	-1,78	1,31	-1,37	0,79	0,00	-0,03	0,03
S2 - P nadloktí	-3,02	11,87	6,22	5,26	7,42	-2,22	1,93	0,00	-0,06	0,06
S3 - P předloktí	-5,33	19,97	4,35	3,37	5,21	-2,48	1,59	0,00	-0,07	0,07
S4 - L nadloktí	-14,43	2,59	-6,46	-7,60	-5,67	-1,34	1,60	0,01	-0,02	0,03
S5 - L předloktí	-15,40	3,24	-3,85	-5,30	-2,55	-1,09	2,04	-0,01	-0,04	0,03

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-6,38	3,98	0,60	-0,31	2,37	-0,66	0,90	-0,01	-0,03	0,02
S2 - P nadloktí	-4,16	7,68	0,32	-0,73	1,86	-1,47	1,48	0,00	-0,06	0,06
S3 - P předloktí	0,00	21,02	8,67	8,18	9,13	-3,60	4,23	-0,01	-0,08	0,07
S4 - L nadloktí	-3,99	6,56	-0,22	-1,43	0,91	-2,09	2,64	0,00	-0,02	0,02
S5 - L předloktí	0,00	20,64	8,84	8,18	9,32	-2,63	1,55	0,00	-0,03	0,03

Příloha 3.3.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při práci na PC - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	88,58	75,03	71,02	80,24	0,00	12,54	9,81	9,76	9,86
S2 - P nadloktí	0,00	80,75	49,43	40,43	56,19	0,00	28,78	9,84	9,66	10,03
S3 - P předloktí	-7,99	20,39	7,83	4,55	10,29	0,00	26,75	9,87	9,71	10,10
S4 - L nadloktí	0,00	73,06	46,35	37,36	54,34	0,00	19,15	9,81	9,73	9,90
S5 - L předloktí	-11,98	30,46	4,80	2,47	9,81	0,00	25,80	9,82	9,77	9,90

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-92,13	179,92	26,80	-41,72	106,01	0,00	9,33	0,03	0,01	0,08
S2 - P nadloktí	-112,33	268,07	63,08	-83,83	90,56	0,00	1,32	0,01	0,00	0,03
S3 - P předloktí	-168,52	229,05	10,13	-149,55	27,76	0,00	0,75	0,02	0,01	0,04
S4 - L nadloktí	-104,67	107,63	-14,47	-84,42	75,66	0,00	1,00	0,01	0,00	0,01
S5 - L předloktí	-79,60	175,06	-11,22	-29,50	153,21	0,00	0,65	0,01	0,00	0,01

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-145,81	210,34	34,54	2,40	120,61
S2 - P nadloktí	-41,40	226,61	38,95	11,16	154,67
S3 - P předloktí	-151,77	232,29	51,43	15,72	65,02
S4 - L nadloktí	-128,66	96,43	-41,03	-69,07	48,12
S5 - L předloktí	-177,61	213,45	26,28	-133,54	172,33

Příloha 3.4.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při jedení přiborem - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-11,89	0,00	-9,46	-9,62	-9,20	-0,74	0,91	0,00	-0,05	0,04
S2 - P nadloktí	-14,58	2,24	-7,78	-8,85	-6,57	-2,97	2,93	0,00	-0,14	0,13
S3 - P předloktí	-11,73	15,23	0,15	-0,80	1,46	-9,23	13,43	-0,01	-0,24	0,19
S4 - L nadloktí	-12,16	0,00	-7,98	-8,78	-6,89	-2,56	2,49	0,00	-0,06	0,06
S5 - L předloktí	-8,37	11,45	0,05	-0,89	1,03	-7,45	7,75	0,00	-0,08	0,11

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-4,69	6,22	0,61	-1,73	1,56	-0,82	1,26	0,00	-0,05	0,05
S2 - P nadloktí	-6,46	13,40	5,51	3,38	6,91	-2,76	2,71	0,01	-0,10	0,14
S3 - P předloktí	-5,02	26,62	7,60	5,75	9,33	-2,65	3,83	0,01	-0,09	0,13
S4 - L nadloktí	-11,67	5,37	-5,24	-6,61	-3,90	-2,50	2,97	0,01	-0,04	0,06
S5 - L předloktí	-25,98	5,94	-7,50	-8,51	-5,91	-2,51	3,04	0,00	-0,04	0,05

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-8,69	5,69	0,63	-0,63	1,79	-0,55	0,82	-0,01	-0,04	0,03
S2 - P nadloktí	-8,62	10,21	1,56	-0,04	2,72	-2,85	2,83	-0,01	-0,13	0,12
S3 - P předloktí	-13,49	24,16	5,03	2,51	7,41	-5,46	3,91	0,00	-0,12	0,13
S4 - L nadloktí	-7,20	10,83	0,14	-0,76	1,23	-3,12	2,91	0,00	-0,05	0,05
S5 - L předloktí	-7,14	17,30	5,82	4,15	7,34	-4,87	4,72	0,00	-0,05	0,04

Příloha 3.4.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při jedení přiborem - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	87,48	75,46	70,52	77,91	0,00	12,43	9,81	9,73	9,90
S2 - P nadloktí	-2,38	81,63	53,00	41,71	63,35	0,00	16,03	9,85	9,68	10,10
S3 - P předloktí	-68,68	31,51	-0,67	-4,80	3,46	0,00	32,30	9,86	9,63	10,27
S4 - L nadloktí	0,00	85,18	53,20	44,30	63,54	0,00	14,22	9,82	9,72	9,96
S5 - L předloktí	-57,80	38,35	-1,15	-6,80	4,63	0,00	28,27	9,83	9,72	9,96

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-112,65	183,12	27,34	-44,67	84,28	0,00	5,73	0,05	0,02	0,13
S2 - P nadloktí	-183,38	244,95	15,86	-107,77	82,29	0,00	1,11	0,03	0,01	0,09
S3 - P předloktí	-193,61	241,53	13,74	-118,24	56,07	0,00	1,81	0,16	0,05	0,40
S4 - L nadloktí	-125,55	138,40	-21,48	-92,80	90,12	0,00	0,77	0,02	0,01	0,06
S5 - L předloktí	-121,28	178,74	-43,87	-60,87	103,23	0,00	2,48	0,07	0,02	0,27

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-162,79	210,02	35,43	4,67	105,70
S2 - P nadloktí	-113,42	221,72	14,87	-8,96	78,74
S3 - P předloktí	-233,50	232,07	56,72	41,71	65,45
S4 - L nadloktí	-149,66	161,81	-34,13	-80,29	42,59
S5 - L předloktí	-242,83	197,95	1,73	-150,03	22,49

Příloha 3.5.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání v sedě - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	5,73	0,05	0,02	0,13	-1,67	1,12	0,00	-0,09	0,09
S2 - P nadloktí	0,00	1,11	0,03	0,01	0,09	-8,58	9,29	-0,01	-0,90	0,81
S3 - P předloktí	0,00	1,81	0,16	0,05	0,40	-14,54	18,68	-0,05	-1,09	1,04
S4 - L nadloktí	0,00	0,77	0,02	0,01	0,06	-7,91	10,38	0,00	-0,10	0,09
S5 - L předloktí	0,00	2,48	0,07	0,02	0,27	-19,89	17,90	-0,01	-0,09	0,08

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-10,52	7,03	-0,03	-2,70	1,57	-2,27	1,41	0,01	-0,05	0,07
S2 - P nadloktí	-11,69	22,91	7,78	5,27	8,96	-5,42	4,85	-0,03	-0,39	0,31
S3 - P předloktí	-48,34	38,29	-0,71	-5,70	4,55	-5,49	7,09	0,06	-0,43	0,82
S4 - L nadloktí	-23,55	7,91	-2,67	-4,64	-1,63	-3,08	4,51	0,00	-0,06	0,06
S5 - L předloktí	-31,59	26,46	-4,74	-5,76	-3,21	-6,15	4,64	-0,01	-0,05	0,05

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-3,09	10,00	3,17	2,75	4,08	-0,92	0,69	0,00	-0,08	0,07
S2 - P nadloktí	-14,10	10,88	-1,52	-4,27	0,72	-5,61	6,51	-0,04	-0,31	0,27
S3 - P předloktí	-36,31	25,39	3,71	1,42	5,95	-8,37	7,54	-0,02	-1,38	1,05
S4 - L nadloktí	-15,15	18,70	0,00	-0,56	0,37	-7,00	6,25	0,00	-0,04	0,05
S5 - L předloktí	-15,17	21,67	3,87	2,27	5,37	-6,65	7,53	-0,01	-0,07	0,06

Příloha 3.5.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání v sedě - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	87,62	64,70	58,95	70,39	0,00	14,81	9,82	9,71	9,93
S2 - P nadloktí	-73,45	88,47	-15,76	-32,28	9,69	0,00	23,70	9,89	9,12	10,84
S3 - P předloktí	-86,53	85,04	-44,34	-56,88	-28,78	0,00	58,32	9,97	8,98	12,25
S4 - L nadloktí	-61,10	84,51	70,22	60,03	76,87	0,00	24,22	9,82	9,66	10,01
S5 - L předloktí	-77,34	74,27	45,56	33,17	64,86	0,00	33,78	9,82	9,71	9,95

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-201,62	241,89	10,57	-37,55	30,30	0,00	13,90	0,26	0,10	0,62
S2 - P nadloktí	-143,71	152,06	-51,76	-77,07	87,13	0,00	5,93	0,38	0,17	1,11
S3 - P předloktí	-252,01	245,14	-99,50	-205,49	10,13	0,00	6,29	0,80	0,29	1,81
S4 - L nadloktí	-116,33	108,84	-32,96	-91,47	84,09	0,00	4,62	0,02	0,00	0,07
S5 - L předloktí	-100,83	268,41	-37,06	-55,19	128,64	0,00	2,94	0,01	0,00	0,03

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-154,39	196,35	40,68	-20,58	72,78
S2 - P nadloktí	-51,85	207,55	7,22	-11,39	59,88
S3 - P předloktí	-185,66	267,87	37,80	-59,46	100,81
S4 - L nadloktí	-118,85	186,95	-8,27	-49,02	36,54
S5 - L předloktí	-197,04	96,65	-0,31	-117,70	25,56

Příloha 3.6.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání za chůze - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-19,45	0,00	-8,55	-9,82	-7,22	-4,89	2,86	-0,08	-0,43	0,19
S2 - P nadloktí	-18,25	16,52	2,50	-4,21	5,27	-8,68	13,28	0,00	-0,96	0,94
S3 - P předloktí	-23,90	15,57	2,57	-4,73	6,39	-11,60	13,81	0,11	-1,31	1,59
S4 - L nadloktí	-18,47	8,20	-8,94	-10,54	-7,18	-7,35	6,37	-0,13	-0,78	0,55
S5 - L předloktí	-23,20	15,80	-8,88	-10,69	-7,01	-12,28	7,24	-0,09	-0,88	0,67

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-8,04	8,74	0,12	-1,98	1,97	-1,69	2,23	0,01	-0,21	0,19
S2 - P nadloktí	-7,84	18,07	6,51	2,78	8,95	-4,10	5,31	0,06	-0,56	0,83
S3 - P předloktí	-30,60	25,15	1,13	-5,62	6,63	-5,85	8,60	0,17	-0,37	0,98
S4 - L nadloktí	-14,97	13,27	-2,38	-4,22	-0,99	-2,75	2,89	-0,04	-0,33	0,27
S5 - L předloktí	-31,95	28,89	-2,06	-3,48	-0,65	-4,25	4,56	-0,01	-0,41	0,36

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-4,40	17,12	3,67	2,62	4,88	-1,69	2,23	0,01	-0,21	0,19
S2 - P nadloktí	-13,67	15,37	-0,46	-3,69	1,48	-4,10	5,31	0,06	-0,56	0,83
S3 - P předloktí	-16,64	25,56	2,08	-0,12	3,77	-5,85	8,60	0,17	-0,37	0,98
S4 - L nadloktí	-9,42	10,76	0,56	-0,80	1,97	-2,75	2,89	-0,04	-0,33	0,27
S5 - L předloktí	-15,09	21,91	1,87	0,78	2,97	-4,25	4,56	-0,01	-0,41	0,36

Příloha 3.6.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při mávání za chůze - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	89,65	62,97	53,96	68,57	0,00	21,50	9,80	8,66	11,17
S2 - P nadloktí	-74,49	89,01	-22,42	-37,77	15,28	0,00	22,58	10,07	8,60	11,73
S3 - P předloktí	-88,22	89,32	-44,31	-58,06	-9,62	0,00	31,45	10,75	8,74	13,66
S4 - L nadloktí	-39,64	89,59	71,92	62,78	77,72	0,00	20,95	9,96	8,73	11,35
S5 - L předloktí	-88,16	88,25	67,78	51,43	76,20	0,00	42,65	10,14	8,77	11,83

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-217,16	265,94	-28,78	-142,95	19,51	0,00	3,02	0,50	0,29	0,81
S2 - P nadloktí	-416,75	144,75	-55,49	-93,49	81,32	0,00	5,63	0,43	0,17	0,94
S3 - P předloktí	-266,70	277,99	-35,89	-134,98	54,60	0,00	6,05	1,24	0,38	2,50
S4 - L nadloktí	-129,06	379,33	60,73	-41,09	101,82	0,00	0,84	0,08	0,04	0,14
S5 - L předloktí	-108,55	440,61	25,74	-44,96	169,80	0,00	2,82	0,08	0,04	0,15

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-548,67	269,88	131,12	-50,12	163,10
S2 - P nadloktí	-577,52	269,91	92,33	-83,96	196,84
S3 - P předloktí	-516,63	269,77	89,60	-42,82	152,16
S4 - L nadloktí	-498,40	269,50	37,95	-118,50	139,76
S5 - L předloktí	-406,05	268,80	106,03	-71,41	156,94

Příloha 3.7.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při česání - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q0,25	Q0,75	Minimum	Maximum	Medián	Q0,25	Q0,75
S1 - sternum	-11,00	0,00	-9,00	-9,29	-8,66	-1,15	1,17	0,00	-0,06	0,06
S2 - P nadloktí	-10,83	9,11	-0,07	-2,73	2,93	-3,90	4,18	0,04	-0,55	0,53
S3 - P předloktí	-9,99	17,75	6,09	4,12	7,73	-11,48	9,37	-0,02	-0,70	0,59
S4 - L nadloktí	-11,22	7,33	-9,10	-9,53	-7,28	-6,46	6,00	0,00	-0,08	0,08
S5 - L předloktí	-10,76	19,47	-6,38	-8,35	-3,24	-12,63	12,49	-0,01	-0,09	0,06

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q0,25	Q0,75	Minimum	Maximum	Medián	Q0,25	Q0,75
S1 - sternum	-4,59	5,89	-0,41	-2,46	1,06	-1,02	1,04	0,00	-0,06	0,05
S2 - P nadloktí	-1,31	18,72	7,72	6,20	8,93	-4,14	3,01	-0,02	-0,34	0,32
S3 - P předloktí	-28,22	18,38	-0,80	-4,65	3,42	-3,97	5,74	0,01	-0,43	0,49
S4 - L nadloktí	-21,87	2,89	-3,33	-6,03	-2,25	-2,21	2,27	0,01	-0,04	0,04
S5 - L předloktí	-16,56	42,73	-4,80	-5,87	-3,43	-7,16	6,77	-0,01	-0,05	0,04

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q0,25	Q0,75	Minimum	Maximum	Medián	Q0,25	Q0,75
S1 - sternum	-2,54	6,58	2,97	2,57	3,76	-1,03	0,94	-0,01	-0,07	0,05
S2 - P nadloktí	-12,78	6,33	-2,84	-5,16	-0,60	-3,82	3,23	-0,02	-0,36	0,37
S3 - P předloktí	-9,39	21,57	4,56	2,65	6,30	-5,47	5,60	0,03	-0,76	0,72
S4 - L nadloktí	-9,32	6,99	0,05	-0,68	0,65	-4,47	5,07	0,00	-0,04	0,05
S5 - L předloktí	-14,60	12,64	4,38	2,06	5,13	-7,05	5,38	0,00	-0,04	0,05

Příloha 3.7.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při česání - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	87,69	66,39	62,38	70,70	0,00	11,87	9,81	9,72	9,90
S2 - P nadloktí	-57,62	79,78	-1,58	-18,18	15,04	0,00	18,75	9,80	9,11	10,51
S3 - P předloktí	-86,56	45,18	-44,94	-53,61	-33,24	0,00	31,51	9,87	8,94	11,04
S4 - L nadloktí	-46,74	83,85	68,62	47,32	76,29	0,00	23,11	9,82	9,69	9,95
S5 - L předloktí	-85,64	75,12	40,01	15,96	58,27	0,00	44,22	9,81	9,71	9,93

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-184,54	237,08	-21,22	-42,34	27,82	0,00	12,92	0,12	0,05	0,26
S2 - P nadloktí	-188,58	154,92	80,26	-67,01	116,01	0,00	2,37	0,21	0,12	0,37
S3 - P předloktí	-269,22	258,02	-104,65	-197,71	-3,05	0,00	1,77	0,30	0,19	0,49
S4 - L nadloktí	-131,46	127,94	-53,24	-91,83	85,11	0,00	1,82	0,01	0,00	0,14
S5 - L předloktí	-106,90	267,79	-43,07	-60,02	121,71	0,00	2,30	0,01	0,00	0,14

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-149,45	105,38	15,48	-23,55	57,19
S2 - P nadloktí	-105,87	225,39	6,68	-18,51	147,66
S3 - P předloktí	-235,79	268,60	111,90	-65,56	141,86
S4 - L nadloktí	-147,37	115,55	-11,36	-51,78	37,42
S5 - L předloktí	-268,43	73,25	-26,96	-147,26	4,66

Příloha 3.8.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při zdvihu závaží (posilování bicepsu) - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-13,02	0,00	-9,16	-9,42	-8,78	-2,22	1,19	0,00	-0,08	0,08
S2 - P nadloktí	-14,67	4,08	-7,14	-9,13	-4,87	-3,61	3,10	0,01	-0,29	0,32
S3 - P předloktí	-17,97	15,16	-0,19	-8,36	6,12	-4,74	4,38	-0,02	-0,37	0,29
S4 - L nadloktí	-13,37	0,00	-9,31	-9,61	-8,65	-2,08	1,89	0,00	-0,10	0,10
S5 - L předloktí	-11,50	10,84	-8,39	-8,80	-6,04	-1,08	2,01	0,00	-0,08	0,09

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-4,03	7,21	0,79	-1,63	1,84	-1,18	1,39	0,01	-0,06	0,07
S2 - P nadloktí	-4,52	13,45	5,15	1,38	6,59	-3,47	3,28	-0,01	-0,27	0,24
S3 - P předloktí	-12,96	17,33	4,80	2,38	7,17	-4,98	4,23	0,01	-0,99	1,08
S4 - L nadloktí	-7,04	5,48	-2,33	-4,29	-1,45	-1,32	0,89	0,00	-0,06	0,06
S5 - L předloktí	-14,59	3,68	-4,49	-5,66	-2,57	-2,91	3,30	0,00	-0,06	0,05

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-4,64	6,44	2,55	1,80	3,64	-0,75	1,45	-0,01	-0,06	0,05
S2 - P nadloktí	-12,49	11,42	-2,17	-5,10	0,00	-2,69	3,11	-0,02	-0,24	0,22
S3 - P předloktí	-11,37	13,76	-1,23	-4,95	1,65	-4,45	6,01	-0,03	-1,49	1,26
S4 - L nadloktí	-4,93	4,83	0,30	-0,44	0,99	-2,80	2,50	0,00	-0,06	0,06
S5 - L předloktí	-8,67	5,47	2,85	1,55	4,11	-3,96	3,79	0,00	-0,06	0,09

Příloha 3.8.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při zdvihu závaží (posilování bicepsu) - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	83,70	69,34	64,77	73,05	0,00	13,53	9,82	9,71	9,93
S2 - P nadloktí	-35,19	89,58	46,16	28,98	70,66	0,00	17,08	9,87	9,52	10,26
S3 - P předloktí	-88,92	89,86	-4,81	-53,07	46,05	0,00	21,84	9,89	8,77	11,11
S4 - L nadloktí	0,00	89,23	72,27	63,11	77,40	0,00	13,38	9,82	9,69	9,95
S5 - L předloktí	-82,89	74,92	59,42	37,53	63,60	0,00	17,06	9,81	9,70	9,94

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-68,56	224,69	19,43	-21,11	53,54	0,00	7,22	0,17	0,08	0,39
S2 - P nadloktí	-421,67	191,62	87,57	-72,19	132,33	0,00	1,73	0,21	0,08	0,42
S3 - P předloktí	-240,05	269,05	-48,59	-71,64	96,46	0,00	6,39	2,48	1,16	3,80
S4 - L nadloktí	-269,49	154,23	65,77	-74,26	92,94	0,00	0,66	0,01	0,00	0,03
S5 - L předloktí	-145,92	164,64	-34,88	-55,44	101,93	0,00	1,88	0,01	0,00	0,02

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-112,45	258,64	40,71	-26,64	75,46
S2 - P nadloktí	-312,34	242,37	18,55	-6,39	104,60
S3 - P předloktí	-268,99	257,09	-0,10	-149,98	50,70
S4 - L nadloktí	-268,08	124,53	-18,39	-38,94	37,21
S5 - L předloktí	-161,81	187,53	-8,20	-126,58	52,05

Příloha 3.9.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čištění zubů - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-14,16	0,00	-8,87	-9,27	-8,42	-1,66	1,64	0,00	-0,15	0,13
S2 - P nadloktí	-13,32	8,93	-4,81	-8,13	-2,10	-5,25	4,16	0,00	-0,59	0,50
S3 - P předloktí	-11,85	23,77	6,48	2,41	8,94	-5,60	6,95	0,00	-0,47	0,51
S4 - L nadloktí	-13,96	4,06	-9,35	-9,73	-8,63	-6,97	5,35	0,00	-0,19	0,20
S5 - L předloktí	-14,16	24,02	-9,20	-9,52	-8,82	-6,27	6,33	0,00	-0,20	0,22

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-8,75	7,29	0,81	-1,34	2,02	-1,34	2,35	0,00	-0,08	0,08
S2 - P nadloktí	-5,64	17,29	6,97	3,62	9,17	-3,22	3,06	-0,01	-0,39	0,40
S3 - P předloktí	-17,45	31,32	0,66	-2,40	4,43	-2,89	2,99	-0,01	-0,38	0,41
S4 - L nadloktí	-21,49	11,09	-1,96	-3,56	-0,99	-2,22	2,48	0,00	-0,08	0,08
S5 - L předloktí	-35,04	22,49	-2,12	-3,02	-1,45	-4,97	3,23	-0,01	-0,07	0,07

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-4,02	7,49	3,65	2,58	4,47	-1,02	1,26	0,00	-0,07	0,07
S2 - P nadloktí	-18,57	10,41	-2,06	-4,51	0,46	-4,17	2,09	-0,02	-0,26	0,19
S3 - P předloktí	-13,49	20,07	3,90	1,30	6,95	-7,05	4,15	0,00	-0,77	0,65
S4 - L nadloktí	-10,80	17,17	0,42	-0,35	1,40	-2,71	2,88	0,00	-0,07	0,09
S5 - L předloktí	-10,43	17,20	1,83	1,26	2,78	-5,81	5,10	0,00	-0,18	0,19

Příloha 3.9.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čištění zubů - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	85,26	65,33	59,12	69,44	0,00	14,41	9,83	9,66	10,01
S2 - P nadloktí	-36,70	89,58	26,86	13,75	56,21	0,00	22,28	10,06	9,13	11,20
S3 - P předloktí	-83,66	78,88	-50,78	-58,41	-35,26	0,00	32,45	10,55	9,54	12,57
S4 - L nadloktí	-13,38	87,35	76,57	62,52	79,86	0,00	25,03	9,82	9,53	10,18
S5 - L předloktí	-76,90	83,51	69,58	66,10	73,30	0,00	37,39	9,84	9,61	10,12

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-122,82	153,06	15,46	-18,17	41,07	0,00	6,09	0,08	0,03	0,23
S2 - P nadloktí	-419,36	141,57	-52,33	-70,88	100,21	0,00	0,81	0,07	0,04	0,17
S3 - P předloktí	-237,01	110,95	-29,70	-172,43	26,74	0,00	1,60	0,20	0,10	0,36
S4 - L nadloktí	-126,09	112,25	-32,51	-59,10	67,75	0,00	0,47	0,01	0,00	0,04
S5 - L předloktí	-84,67	208,26	-36,24	-55,05	122,59	0,00	0,46	0,00	0,00	0,01

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-175,45	184,24	45,71	-2,00	78,08
S2 - P nadloktí	-279,13	197,29	18,67	-0,03	30,87
S3 - P předloktí	-147,87	183,21	99,81	-17,98	116,20
S4 - L nadloktí	-171,73	121,72	-7,95	-62,17	56,68
S5 - L předloktí	-256,97	115,88	35,77	-65,08	62,35

Příloha 3.10.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čtení knihy ve stoje - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-10,73	0,00	-8,71	-9,15	-8,43	-0,61	0,77	0,00	-0,03	0,03
S2 - P nadloktí	-11,37	0,00	-9,30	-9,63	-7,39	-3,18	2,54	0,00	-0,09	0,09
S3 - P předloktí	-4,60	7,80	0,48	-0,79	2,57	-5,62	6,63	0,00	-0,09	0,11
S4 - L nadloktí	-11,37	0,00	-8,89	-9,48	-8,05	-3,68	3,10	0,00	-0,13	0,10
S5 - L předloktí	-5,50	6,02	1,41	-0,76	2,62	-8,31	5,89	0,00	-0,13	0,13

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-3,86	5,61	1,13	-1,51	1,46	-0,58	0,79	0,00	-0,03	0,02
S2 - P nadloktí	-1,09	8,69	2,54	1,15	6,21	-1,25	1,49	0,00	-0,04	0,05
S3 - P předloktí	-2,28	12,45	8,26	7,38	8,91	-2,36	2,59	-0,01	-0,09	0,09
S4 - L nadloktí	-9,49	1,56	-3,61	-5,44	-2,22	-1,46	1,23	0,01	-0,06	0,07
S5 - L předloktí	-13,68	4,13	-8,63	-9,17	-7,53	-3,15	2,14	0,00	-0,14	0,11

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-0,25	5,83	3,87	3,23	4,63	-0,60	0,38	-0,01	-0,03	0,01
S2 - P nadloktí	-4,25	3,32	-0,29	-1,09	1,08	-1,02	2,08	0,00	-0,04	0,03
S3 - P předloktí	-9,47	13,40	-3,94	-5,40	-1,79	-2,12	3,07	0,00	-0,07	0,06
S4 - L nadloktí	-4,65	4,31	-0,46	-1,56	0,63	-2,20	1,66	0,00	-0,04	0,05
S5 - L předloktí	-8,25	13,24	-1,68	-4,01	2,13	-3,33	3,27	0,00	-0,08	0,07

Příloha 3.10.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čtení knihy ve stoje - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	83,41	62,17	59,39	68,79	0,00	11,79	9,81	9,77	9,85
S2 - P nadloktí	0,00	89,82	71,08	48,70	78,62	0,00	11,50	9,82	9,74	9,89
S3 - P předloktí	-37,98	22,84	-3,33	-15,46	4,94	0,00	14,48	9,81	9,67	9,98
S4 - L nadloktí	0,00	89,80	64,82	55,18	74,80	0,00	11,83	9,81	9,73	9,91
S5 - L předloktí	-36,13	30,25	-8,95	-15,70	2,57	0,00	15,34	9,83	9,68	10,02

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-42,63	102,00	14,68	-17,94	30,28	0,00	3,34	0,03	0,01	0,08
S2 - P nadloktí	-292,51	136,62	16,06	-80,89	89,21	0,00	0,46	0,01	0,00	0,02
S3 - P předloktí	-129,94	140,31	-43,95	-65,38	109,77	0,00	1,55	0,03	0,01	0,15
S4 - L nadloktí	-256,54	235,80	-11,84	-96,36	78,02	0,00	0,49	0,01	0,00	0,02
S5 - L předloktí	-126,50	229,63	-61,77	-99,88	91,33	0,00	3,81	0,04	0,01	0,18

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-90,02	98,36	23,59	-2,47	58,36
S2 - P nadloktí	-192,02	211,53	20,06	7,45	87,46
S3 - P předloktí	-152,41	256,63	49,55	-38,53	73,60
S4 - L nadloktí	-153,32	182,05	-36,16	-86,98	24,31
S5 - L předloktí	-190,81	50,04	-48,34	-166,02	7,11

Příloha 3.11.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při chůzi - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-43,90	4,69	-8,89	-10,03	-7,72	-4,01	3,95	-0,08	-0,40	0,19
S2 - P nadloktí	-33,17	4,13	-9,49	-10,76	-8,29	-6,09	5,02	-0,09	-0,79	0,47
S3 - P předloktí	-16,67	9,57	-9,34	-10,67	-8,07	-5,59	3,70	-0,12	-0,67	0,37
S4 - L nadloktí	-33,32	9,16	-9,42	-10,78	-8,29	-7,03	4,50	-0,15	-0,70	0,40
S5 - L předloktí	-25,12	11,10	-9,43	-10,98	-8,14	-8,09	4,42	-0,14	-0,75	0,44

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-6,95	14,98	0,84	-1,34	2,23	-2,89	3,64	0,03	-0,17	0,19
S2 - P nadloktí	-15,08	18,32	0,64	-0,46	2,23	-3,86	4,44	0,01	-0,23	0,25
S3 - P předloktí	-7,45	26,55	2,79	1,85	3,78	-3,39	4,49	0,03	-0,20	0,28
S4 - L nadloktí	-12,84	8,40	-1,80	-3,08	-0,51	-3,38	4,53	-0,03	-0,30	0,26
S5 - L předloktí	-24,79	11,05	-2,43	-3,56	-1,45	-3,25	3,08	-0,03	-0,55	0,31

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-5,59	17,63	3,03	2,09	4,00	-2,81	2,50	0,04	-0,11	0,23
S2 - P nadloktí	-10,08	8,72	0,51	-0,46	1,48	-3,78	5,11	0,02	-0,26	0,36
S3 - P předloktí	-7,68	10,87	1,10	0,12	1,96	-3,66	4,95	0,02	-0,63	0,72
S4 - L nadloktí	-9,48	10,26	0,48	-0,29	1,42	-3,79	2,88	0,05	-0,38	0,46
S5 - L předloktí	-6,58	9,60	1,75	0,78	2,65	-7,31	6,64	0,08	-0,82	0,86

Příloha 3.11.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při čištění chůzi - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	87,60	66,52	62,85	70,24	0,00	43,99	9,70	8,72	10,89
S2 - P nadloktí	0,00	90,00	77,97	71,02	83,66	0,00	33,64	9,88	8,77	11,15
S3 - P předloktí	-9,43	89,42	69,20	61,62	75,34	0,00	29,29	10,09	8,89	11,45
S4 - L nadloktí	0,00	89,77	75,99	68,10	80,74	0,00	35,34	9,87	8,82	11,24
S5 - L předloktí	-18,82	89,03	70,73	59,41	76,24	0,00	32,83	10,16	8,93	11,76

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-181,12	166,69	-10,74	-35,80	32,98	0,00	5,14	0,40	0,24	0,59
S2 - P nadloktí	-436,22	267,68	-5,00	-100,55	74,78	0,00	1,11	0,05	0,03	0,10
S3 - P předloktí	-266,45	253,52	-87,38	-108,58	60,20	0,00	0,69	0,04	0,02	0,07
S4 - L nadloktí	-103,74	421,23	82,26	-22,67	100,53	0,00	1,83	0,05	0,02	0,09
S5 - L předloktí	-110,61	402,31	7,27	-49,73	125,04	0,00	1,24	0,05	0,02	0,09

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-383,07	269,79	94,31	-64,95	148,42
S2 - P nadloktí	-586,57	269,96	87,21	-18,25	115,79
S3 - P předloktí	-262,79	269,85	84,70	-63,76	111,25
S4 - L nadloktí	-267,38	313,45	43,58	-27,72	141,43
S5 - L předloktí	-262,88	323,62	88,96	-45,97	147,40

Příloha 3.12.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při běhu - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-35,97	8,78	-8,62	-13,37	-3,72	-7,16	5,50	-0,13	-1,16	0,85
S2 - P nadloktí	-45,97	8,52	-9,24	-14,49	-4,02	-10,11	8,00	-0,10	-1,55	1,35
S3 - P předloktí	-35,84	20,83	-4,99	-9,16	-0,49	-6,85	8,58	-0,05	-0,85	0,79
S4 - L nadloktí	-43,50	10,49	-9,25	-14,81	-3,86	-6,76	11,08	-0,14	-1,63	1,24
S5 - L předloktí	-38,11	27,61	-5,49	-8,99	-1,23	-7,01	8,82	-0,16	-1,09	0,72

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-22,24	31,11	0,68	-1,25	2,47	-4,62	7,46	-0,08	-0,59	0,41
S2 - P nadloktí	-21,46	27,23	-0,55	-3,98	3,31	-4,93	5,57	-0,04	-0,59	0,55
S3 - P předloktí	-20,68	49,55	7,03	2,40	12,85	-5,59	7,31	0,05	-0,94	1,14
S4 - L nadloktí	-29,63	22,15	-0,86	-4,10	3,00	-4,48	5,56	0,03	-0,53	0,83
S5 - L předloktí	-57,60	20,22	-6,83	-13,00	-2,75	-5,60	6,13	-0,04	-1,04	0,94

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-12,38	38,50	1,94	-0,25	4,01	-4,29	4,94	0,05	-0,34	0,50
S2 - P nadloktí	-15,76	20,24	1,42	-0,76	3,94	-4,61	5,12	-0,07	-0,79	0,74
S3 - P předloktí	-13,98	27,61	0,45	-1,58	2,58	-6,75	9,08	-0,07	-1,09	0,99
S4 - L nadloktí	-22,90	20,77	1,08	-1,00	3,70	-6,36	6,13	0,17	-0,66	0,92
S5 - L předloktí	-10,71	20,21	1,31	-0,51	3,28	-9,46	9,52	0,03	-1,30	1,38

Příloha 3.12.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při běhu - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	87,10	68,28	58,26	74,07	0,00	49,69	9,79	5,10	14,81
S2 - P nadloktí	0,00	89,31	66,43	59,37	73,50	0,00	46,79	10,49	7,81	16,15
S3 - P předloktí	-36,99	89,14	23,43	5,14	40,57	0,00	57,47	10,66	7,83	16,75
S4 - L nadloktí	0,00	88,69	66,61	59,54	73,37	0,00	46,39	10,53	7,84	16,40
S5 - L předloktí	-35,17	88,93	21,52	5,02	43,32	0,00	59,08	11,15	8,14	17,64

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-205,87	166,16	-24,64	-114,75	31,30	0,00	11,31	2,43	1,42	3,61
S2 - P nadloktí	-451,85	250,87	-95,15	-177,96	12,39	0,00	1,21	0,42	0,22	0,63
S3 - P předloktí	-138,76	282,13	50,36	-97,88	87,02	0,00	1,29	0,34	0,18	0,50
S4 - L nadloktí	-226,91	433,18	119,03	-2,77	171,82	0,00	3,10	0,49	0,26	0,71
S5 - L předloktí	-128,30	384,43	-60,22	-73,68	86,20	0,00	1,61	0,36	0,22	0,63

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-628,12	269,47	123,07	-79,03	171,71
S2 - P nadloktí	-626,92	269,66	25,96	-94,72	136,54
S3 - P předloktí	-529,68	269,77	114,60	-49,15	143,81
S4 - L nadloktí	-377,39	269,66	49,30	-76,76	114,22
S5 - L předloktí	-345,04	267,44	64,98	-73,10	135,52

Příloha 3.13.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při přemístění závaží - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-16,86	7,60	-7,63	-9,44	-5,76	-5,03	2,64	-0,06	-0,40	0,20
S2 - P nadloktí	-33,24	0,54	-9,23	-10,84	-7,52	-5,45	3,50	-0,13	-0,74	0,43
S3 - P předloktí	-22,77	3,40	-9,09	-10,90	-7,41	-5,69	6,48	-0,16	-0,81	0,41
S4 - L nadloktí	-18,95	5,42	-8,30	-10,05	-5,91	-6,24	3,10	-0,05	-0,52	0,38
S5 - L předloktí	-17,01	3,27	-8,87	-10,39	-7,59	-6,49	7,52	-0,08	-0,59	0,38

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-6,86	15,47	1,54	-0,49	3,77	-3,32	4,08	0,03	-0,33	0,43
S2 - P nadloktí	-16,42	9,98	0,10	-1,76	2,33	-3,52	2,60	0,00	-0,25	0,24
S3 - P předloktí	-11,67	13,66	2,06	0,55	3,78	-2,92	2,52	0,04	-0,20	0,32
S4 - L nadloktí	-12,25	14,54	-0,07	-2,17	3,74	-2,43	3,86	0,01	-0,33	0,34
S5 - L předloktí	-15,37	10,19	-1,44	-3,20	1,40	-2,76	4,12	0,04	-0,32	0,36

Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-13,48	13,67	0,71	-5,48	2,97	-3,75	1,79	0,03	-0,19	0,25
S2 - P nadloktí	-8,51	10,98	0,14	-0,93	1,35	-2,43	2,54	-0,03	-0,30	0,27
S3 - P předloktí	-12,18	9,61	0,87	-0,22	1,82	-4,21	6,60	-0,04	-0,42	0,36
S4 - L nadloktí	-11,54	14,24	1,90	0,22	3,97	-5,58	3,30	0,09	-0,32	0,51
S5 - L předloktí	-8,53	11,72	1,44	-0,29	2,66	-5,13	4,18	0,09	-0,53	0,64

Příloha 3.13.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při přemístění závaží - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-38,06	87,79	63,76	43,22	71,83	0,00	18,21	9,96	8,56	11,45
S2 - P nadloktí	0,00	89,92	75,95	66,21	81,54	0,00	33,51	9,97	8,50	11,54
S3 - P předloktí	-37,52	89,84	71,99	62,82	79,35	0,00	24,41	9,97	8,53	11,62
S4 - L nadloktí	-18,43	89,43	67,33	50,10	75,27	0,00	22,77	9,97	8,67	11,37
S5 - L předloktí	0,00	89,56	67,33	55,44	75,72	0,00	18,72	10,00	8,82	11,39

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-253,25	214,47	15,21	-100,04	77,73	0,00	69,61	8,40	3,49	15,47
S2 - P nadloktí	-437,46	269,98	-14,34	-85,37	105,34	0,00	2,21	0,20	0,09	0,34
S3 - P předloktí	-269,53	281,44	-65,17	-121,89	84,57	0,00	2,83	0,12	0,06	0,26
S4 - L nadloktí	-107,26	447,42	86,56	33,95	174,75	0,00	6,69	0,63	0,19	1,29
S5 - L předloktí	-96,45	624,27	95,49	-16,81	128,80	0,00	1,79	0,18	0,09	0,43

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-629,48	269,26	71,51	-77,70	149,62
S2 - P nadloktí	-584,17	269,68	57,80	-61,61	147,82
S3 - P předloktí	-625,63	269,68	101,58	-39,61	154,60
S4 - L nadloktí	-511,21	269,66	75,82	-10,70	136,62
S5 - L předloktí	-557,54	269,84	27,24	-59,91	112,51

Příloha 3.14.1: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při hodů - část 1.

Senzor- segment	Zrychlení v ose X [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose X [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-17,15	0,00	-8,62	-9,78	-7,26	-6,15	7,62	-0,10	-0,53	0,27
S2 - P nadloktí	-55,30	51,04	-9,17	-10,47	-7,52	-28,55	21,18	-0,04	-0,84	0,82
S3 - P předloktí	-65,64	18,29	-8,81	-10,34	-7,05	-28,21	20,57	-0,13	-0,96	0,74
S4 - L nadloktí	-37,91	30,71	-9,13	-10,40	-7,88	-24,28	28,50	-0,17	-0,90	0,48
S5 - L předloktí	-62,38	22,49	-9,13	-10,63	-7,79	-25,37	28,53	-0,16	-0,94	0,61

Senzor- segment	Zrychlení v ose Y [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Y [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-13,06	11,26	0,67	-1,55	2,56	-3,12	3,23	-0,03	-0,27	0,21
S2 - P nadloktí	-60,58	71,26	1,67	-0,26	4,16	-3,79	15,09	0,04	-0,32	0,40
S3 - P předloktí	-61,13	70,46	3,47	1,84	5,26	-7,59	27,24	0,01	-0,35	0,43
S4 - L nadloktí	-53,26	67,59	-2,08	-4,30	-0,34	-11,42	19,65	0,00	-0,29	0,29
S5 - L předloktí	-44,79	65,79	-3,00	-4,49	-1,77	-10,07	29,25	-0,06	-0,42	0,27

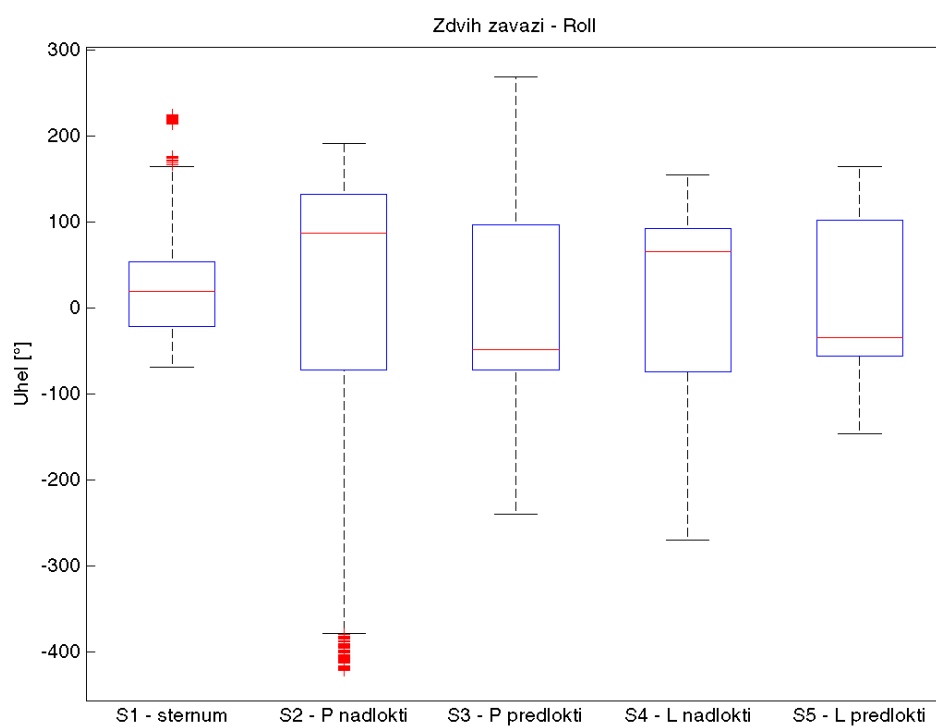
Senzor- segment	Zrychlení v ose Z [m·s ⁻²]					Úhlová rychlost v ose Z [°·s ⁻¹]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-7,65	20,02	3,30	2,12	4,42	-4,23	4,99	0,02	-0,18	0,23
S2 - P nadloktí	-64,45	34,06	0,24	-1,16	1,51	-15,11	4,28	0,00	-0,43	0,40
S3 - P předloktí	-69,34	44,28	1,06	-0,23	2,26	-18,07	26,88	0,03	-0,72	0,87
S4 - L nadloktí	-70,48	55,72	0,64	-0,40	1,62	-7,25	11,59	0,06	-0,32	0,45
S5 - L předloktí	-67,76	38,74	1,79	0,69	2,75	-8,23	14,72	0,01	-0,69	0,74

Příloha 3.14.2: Statistické vyhodnocení veličin a parametrů měřených a vypočtených při hodu - část 2.

Senzor- segment	Pitch [°]					SMV [m·s ⁻²]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	0,00	88,19	65,02	54,14	70,38	0,00	23,93	9,81	8,74	11,07
S2 - P nadloktí	-60,98	89,71	71,68	57,93	78,28	0,00	90,75	10,15	8,95	11,82
S3 - P předloktí	-87,44	89,13	62,37	43,40	72,20	0,00	97,37	10,32	8,99	12,21
S4 - L nadloktí	-31,57	87,53	71,38	60,43	78,25	0,00	81,28	9,94	8,89	11,43
S5 - L předloktí	-87,97	89,53	66,51	53,46	74,05	0,00	84,47	10,11	8,94	11,84

Senzor- segment	Roll [°]					KE _{tot} [J]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-228,42	176,40	-28,94	-155,91	32,16	0,00	3,33	0,71	0,40	1,35
S2 - P nadloktí	-227,68	264,79	-10,88	-85,45	113,82	0,00	6,08	0,31	0,12	0,86
S3 - P předloktí	-268,78	269,71	61,09	-109,28	137,74	0,00	5,42	0,18	0,09	1,04
S4 - L nadloktí	-162,45	426,74	47,48	-40,35	94,54	0,00	6,33	0,11	0,06	0,24
S5 - L předloktí	-267,40	598,34	-37,95	-61,46	122,25	0,00	9,77	0,11	0,05	0,22

Senzor- segment	Yaw [°]				
	Minimum	Maximum	Medián	Q _{0,25}	Q _{0,75}
S1 - sternum	-410,71	269,55	-8,67	-200,70	173,26
S2 - P nadloktí	-269,44	269,41	-58,80	-118,67	84,57
S3 - P předloktí	-582,76	269,27	11,21	-78,05	121,62
S4 - L nadloktí	-538,23	269,37	9,93	-104,81	102,25
S5 - L předloktí	-269,55	399,82	-6,75	-145,06	126,57



Příloha 4.1: Krabicový graf úhlů *roll* segmentů naměřených při zdvihu závaží.

Příloha 5.1: Návod k měření pohybové aktivity.

Návod k měření dat pro hodnocení pohybové aktivity horních končetin systémem Xsens - Xbus Kit

Vybavení:

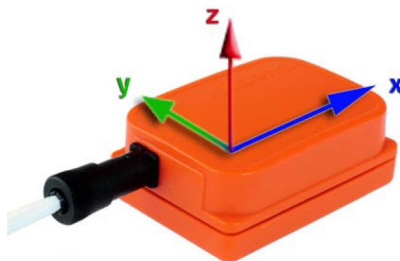
- měřicí systém Xsens - Xbus Kit obsahující:
 - vysílač + 4x AA baterie
 - přijímač
 - 5x senzor + propojovací vodiče
- počítač s nainstalovaným softwarem MT Manager
- 5x obvaz
- oboustranná lepicí páska

Příprava měření

- 1) Připojte přijímač systému Xsens k počítači pomocí USB kabelu. Při úspěšném připojení se na přijímači rozsvítí indikační LED dioda.
- 2) Ujistěte se, jsou baterie nabité a vložte je do vysílače systému Xsens. Vysílač zapněte stiskem tlačítka.
- 3) K vysílači připojte přes vodič jeden senzor a poté spusťte na počítači MT Manager. Zkontrolujte, zda se indikační diody na vysílači i přijímači rozsvítily modře a přístroje tak navázaly spojení. Zkontrolujte, zda program načte do seznamu zařízení připojený senzor. Pokud se tak nestane, zkuste MT Manager několikrát restartovat. Pokud ani poté senzor nebude načten, nepoužívejte ho k měření.
- 4) Po načtení senzoru do listu zařízení zapněte na krátkou dobu nahrávání, během kterého se senzorem mírně hýbejte v různých směrech. Poté nahrávání ukončete a vypněte MT Manager. Ve zvolené složce vyhledejte právě provedený záznam a otevřete jej v MT Manageru. Pomocí volby *export*, převed'te data do formátu .txt.
- 5) Otevřete vyexportovaný soubor (např. v MS Excel) a ověřte, že jsou sloupce 7-12 a 16-24 nenulové. Pokud je v některém sloupci obsažen nulový vektor, senzor nepoužívejte pro měření.
- 6) Kroky 3-6 opakujte pro zbylé senzory určené k měření.
- 7) Vypněte vysílač trojím stiskem napájecího tlačítka pro úsporu energie.

Umístění měřicího systému na pacienta

Před umístěním senzoru určete podle přílohy 5.1.1 osy senzoru.



Příloha 5.1.1: Orientace os senzoru [28].

Pomocí oboustranné lepicí pásky upevněte jeden ze senzorů na sternum. Pokud si nejste jisti pevností pásky, obvažte hrudník pacienta obvazem. Přesné umístění tohoto senzoru je následující:

Senzor 1 - sternum: Sternum, horním okrajem senzoru pod jugulární jamku. Osa Z v kladném směru vychází kolmo z hrudníku. Osa X směřuje v kladném směru kaudálně (tzn. vývod kabelu kraniálně), kladný směr osy Y shodný s mediálním směrem.

Pomocí obvazů poté umístěte zbylé senzory na následující části končetin:

Senzor 2 - pravé nadloktí: Plocha mezi dorzální a laterální stranou nadloktí poblíž úponu caput laterale v distální třetině kosti pažní (v místě nejmenšího pohybu tkáně při flexi v lokti). Osa X senzoru rovnoběžná s kostí pažní, její kladný směr orientován distálně (tzn. vývod kabelu proximálně). Osa Z směřuje v kladné směru dorzolaterálně, osa Y v kladném směru ventrolaterálně, obě svírají přibližně 45° s laterálním směrem.

Senzor 3 - pravé předloktí: Dorzální strana předloktí, 20 mm proximálně po středové ose myšlené spojnice radiálního a ulnárního styloidu. Senzor orientován tak, aby jeho osa Z vycházel kolmo z dorzální plochy předloktí. Směr osy X rovnoběžný s kostí loketní, její kladný směr orientován distálně (tzn. vývod kabelu proximálně). Kladný směr osy Y shodný s laterálním směrem.

Senzor 4 - levé nadloktí: Konkrétní místo určeno jako v případě senzoru 2.

Senzor 5 - levé předloktí: Konkrétní místo určeno jako v případě senzoru 3.

Umístěte vysílač na bok pacienta pomocí pásu, ujistěte se, že je dostatečně dotažen. K jednomu vstupu vysílače připojte vodič a vyved'te jej ke konektoru senzoru na sternu. Z druhého konektoru na senzoru sterna pokračujte v připojení senzorů nadloktí a předloktí jedné z paží. Stejným způsobem připojte senzory na druhé paži k druhému vstupu vysílače.

Instruujte pacienta k provedení pohybů paží v co největším rozsahu a ověřte, zda vodiče neomezují jeho pohyb. Pokud se tak stane, zvolte jinou konfiguraci propojení senzorů.

Měření pro určení senzorů

Jelikož systém Xsens nenačítá připojené senzory vždy stejně, je třeba přiřadit senzor k danému segmentu pomocí následujících cviků. Toto měření opakujte, pokud dojde k vypnutí a zapnutí vysílače od jeho posledního provedení a chcete dále zaznamenávat data.

- 1) Zapněte vysílač a následně i MT Manager, ujistěte se, že zařízení komunikují, a že byly načteny všechny senzory. Vyberte vhodnou složku pro uložení dat.
- 2) Instruujte pacienta k zaujmutí základního anatomického postavení a poté zapněte nahrávání.
- 3) Instruujte pacienta k provedení následující pohybové sekvence:
 - a. Flexe v pravém lokti z anatomického postavení a zpět
 - b. Flexe v pravém rameni z anatomického postavení a zpět
 - c. Předklon trupu
 - d. Flexe v levém lokti z anatomického postavení a zpět
 - e. Flexe v levém rameni z anatomického postavení a zpět
- 4) Vypněte nahrávání a ověřte, že se data uložila do dané složky. Exportujte uložená data do formátu .txt.

Měření pro klinické vyšetření

- 1) Zapněte vysílač a následně i MT Manager, ujistěte se, že zařízení komunikují, a že byly načteny všechny senzory. Vyberte vhodnou složku pro uložení dat. Pokud nebylo provedeno měření pro určení senzorů, proved'te jej.
- 2) Instruujte pacienta k zaujmutí základního anatomického postavení a poté zapněte nahrávání.

- 3) Otevřete v Matlabu skript "stopky.m" uložené v digitální příloze bakalářské práce ve složce skripty. Skript poté spustíte kliknutím na tlačítko "Run" nebo stiskem klávesy F5.
- 4) Instruuje pacienta k provedení synchronizačního výskoku. V momentě dopadu pacienta na paty, proveďte záznam časového okamžiku kliknutím myši do okna vykresleného Matlabem.
- 5) Instruuje pacienta k provedení následující pohybové sekvence pravou rukou. Na začátku a na konci pohybů proveďte záznam časového bodu kliknutím myši do vykresleného okna.
 - 1.1) Rameno - ventrální flexe: Z nulového postavení A předpažit do maxima (cca 180°), bez rotace v lokti (dlaň nahoru).
 - 1.2) Rameno - dorzální extenze: Z nulového postavení A zapažit do maxima (cca 60°), dlaň směřuje dopředu.
 - 2.1) Rameno - frontální abdukce s elevací: Z nulového postavení A pohyb paží ve frontální rovině laterálně a nahoru (180°).
 - 2.2) Rameno - frontální addukce: Z nulového postavení A pohyb ve frontální rovině mediálně před trup.
 - 3.1) Rameno - horizontální abdukce: Z nulového postavení B v horizontální rovině dorzálně (150°).
 - 3.2) Rameno - horizontální addukce: Z nulového postavení B v horizontální rovině ventrálně (30°).
 - 4.1) Rameno - zevní rotace: Z nulového postavení C rotace ven (palec ven).
 - 4.1) Rameno - vnitřní rotace: Z nulového postavení C rotace dovnitř (palec dovnitř).
 - 5.1) Loket - flexe: Z nulového postavení B provést flexi (150°)
 - 5.2) Loket - extenze Z nulového postavení B provést extenzi (10°)
 - 6.1) Loket - supinace: Z nulového postavení D supinace (palec ven) (90°).
 - 6.2) Loket - pronace: Z nulového postavení D pronace (palec dovnitř) (90°).

Nulové postavení A: základní anatomické postavení.

Nulové postavení B: z postavení A provést v 90° flexi v rameni, dlaň nahoru.

Nulové postavení C: z postavení B provést 90° pronaci, palec směřuje nahoru.

Nulové postavení D: z postavení A provést 90° flexi v lokti, palec nahoru.

- 6) Proveďte stejnou sekvenci pohybů i pro levou končetinu. Opět zaznamenejte časové okamžiky pomocí skriptu.
- 7) Ukončete záznam stopek stiskem libovolné klávesy na klávesnici.
- 8) Vypněte nahrávání v MT Manageru. Uložená data vyexportujte do formátu .txt.

Měření pro dlouhodobé hodnocení pohybové aktivity

- 1) Zapněte vysílač a následně i MT Manager, ujistěte se, že zařízení komunikují, a že byly načteny všechny senzory. Vyberte vhodnou složku pro uložení dat. Pokud nebylo provedeno měření pro určení senzorů, proveďte jej.
- 2) Instruuje pacienta k zaujmutí základního anatomického postavení a následně zapněte nahrávání.
- 3) Nechte pacienta vykonávat požadované činnosti, jejichž aktivitu chcete měřit. Pokud hodláte aktivity třídit pomocí navrženého algoritmu, berte v potaz jeho možnosti. Algoritmus rozeznává (různě úspěšně) 13 činností - základní anatomické postavení, psaní rukou, práci na PC, jedení přiborem, mávání, česání, zdvih závaží (posilování bicepsu), čištění zubů, čtení ve stoje, chůzi, běh, přemístění závaží za chůze a hod.
- 4) Po dokončení zvolené pohybové aktivity vypněte nahrávání v MT Manageru. Uložená data vyexportujte do formátu .txt.

Příloha 5.2: Návod k vyhodnocení pohybové aktivity.

Návod k vyhodnocení pohybové aktivity horních končetin pomocí navržených algoritmů

Softwarové vybavení:

- Matlab verze 2014b a vyšší
- skripty obsažené v digitální příloze k bakalářské práci
- naměřená data, vyexportovaná do formátu .txt

Příprava

- 1) Do složky obsahující data vyexportovaná z MT Manageru, zkopírujte obsah složky "Skripty", která je umístěna v digitální příloze k bakalářské práci.
- 2) Ujistěte se, že je ve stejné složce umístěn i výstup synchronizačních stopek, který je třeba uložit pod názvem "stopky.txt".

Použití skriptu pro vyhodnocení klinického měření

- 1) Otevřete v Matlabu skript "zpracovani_kratkodobe.m" v příslušné složce subjektu, který má být hodnocen.
- 2) Spusťte skript kliknutím na zelené tlačítko "Run" nebo stiskem F5. V případě potřeby potvrďte programu změnu zdrojové složky kliknutím na "Change Folder".
- 3) Pokud skript nenalezne proměnou určující pořadí senzorů, postupujte podle instrukcí vypsanych v příkazovém okně a určete senzory dle kapitoly "Postup pro určení senzorů" níže.
- 4) Výsledky výpočtu pohybových rozsahů a komparativních parametrů RAV a P score algoritmus vypíše do příkazového okna Matlabu.

Použití skriptu pro výpočet kinetické energie segmentu

- 1) Otevřete v Matlabu skript "zpracovani_energie.m" v příslušné složce subjektu, který má být hodnocen.
- 2) Spusťte skript kliknutím na zelené tlačítko "Run" nebo stiskem F5. V případě potřeby potvrďte programu změnu zdrojové složky kliknutím na "Change Folder".

- 3) Pokud skript nenalezne proměnou určující pořadí senzorů, postupujte podle instrukcí vypsanych v příkazovém okně a určete senzory dle kapitoly "Postup pro určení senzorů" níže.
- 4) Dle instrukcí zadejte do příkazového okna ID subjektu, pohlaví, hmotnost v kg, výšku v cm a dominanci pacienta. U hmotnosti a výšky dbejte na zadání pouze číselné hodnoty bez dalších znaků.
- 5) Výsledné vektory kinetické energie segmentů vykreslí Matlab do nového okna.

Použití skriptu pro detekci pohybové aktivity

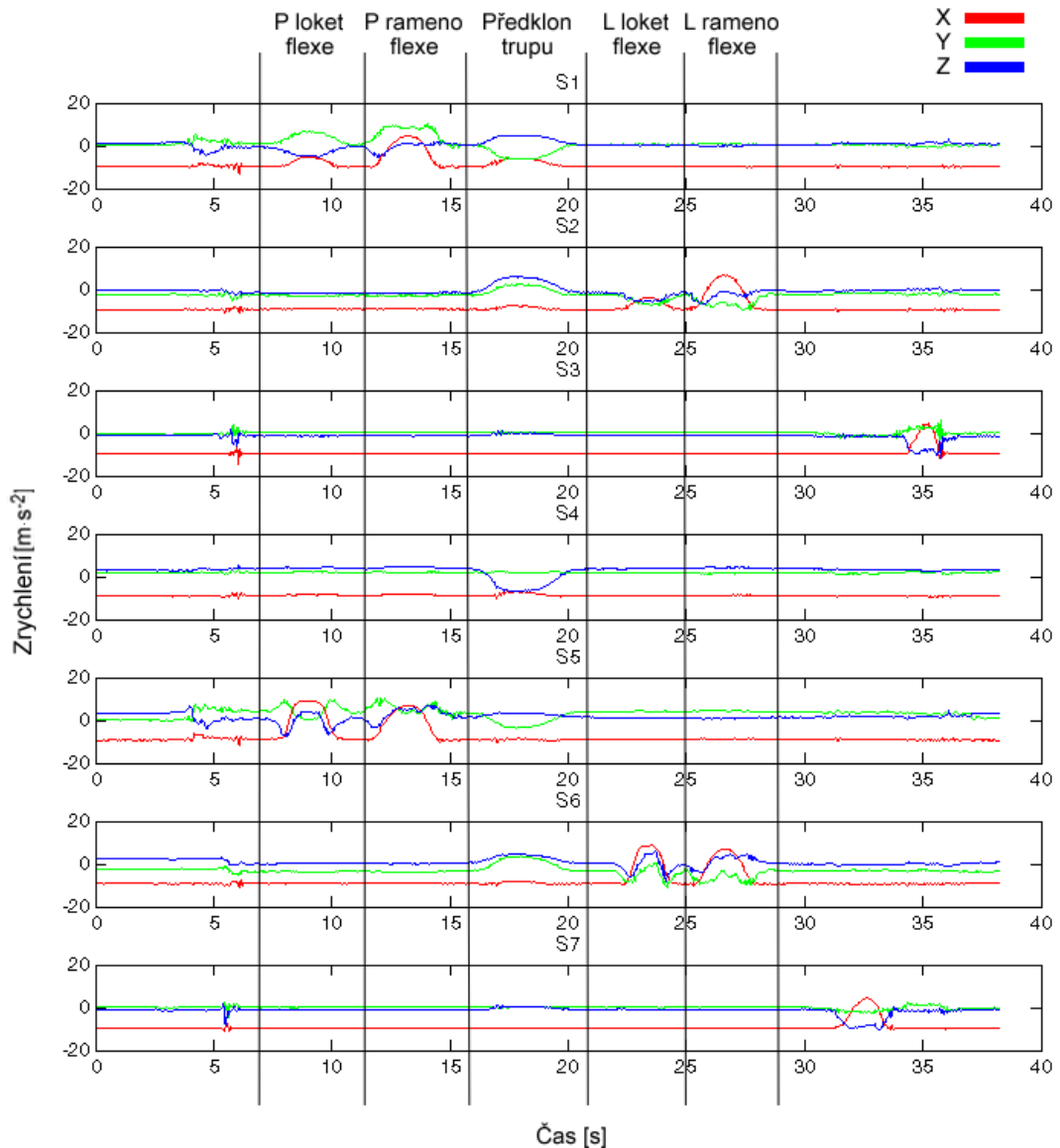
- 1) Otevřete v Matlabu skript "zpracovani_da.m" v příslušné složce subjektu, který má být hodnocen.
- 2) Spusťte skript kliknutím na zelené tlačítko "Run" nebo stiskem F5. V případě potřeby potvrďte programu změnu zdrojové složky kliknutím na "Change Folder".
- 3) Pokud skript nenalezne proměnou určující pořadí senzorů, postupujte podle instrukcí vypsanych v příkazovém okně a určete senzory dle kapitoly "Postup pro určení senzorů" níže.
- 4) Výsledné vektory detektoru aktivity pro všechny senzory vykreslí Matlab do nového okna.

Použití skriptu pro třídění pohybové aktivity

- 1) Otevřete v Matlabu skript "zpracovani_aktivita.m" v příslušné složce subjektu, který má být hodnocen.
- 2) Spusťte skript kliknutím na zelené tlačítko "Run" nebo stiskem F5. V případě potřeby potvrďte programu změnu zdrojové složky kliknutím na "Change Folder".
- 3) Pokud skript nenalezne proměnou určující pořadí senzorů, postupujte podle instrukcí vypsanych v příkazovém okně a určete senzory dle kapitoly "Postup pro určení senzorů" níže.
- 4) Výsledné signály tříděných aktivit vykreslí Matlab do tří nových oken.

Postup pro určení senzorů

V okně vykresleném skriptem můžete vidět průběh zrychlení senzorů v čase. V případě správně provedeného měření, by měli tyto průběhy být podobné jako v příloze 5.2.1:



Příloha 5.2.1: Průběh záznamu pro určení senzorů.

Nejsnadnějším způsobem je začít identifikací senzoru na sternu, ten se vyznačuje pouze jednou decelerací v ose Z (modrá), tj. snížení modré čáry pod izolinii (na příloze 5.2.1 přísluší senzoru S4). Nalevo od časového okamžiku předklonu se nacházejí pohyby konané pravou paží, dále v čase pak vidíme pohyby konané levou paží. Záznam pro předloktí se od záznamu nadloktí se liší výraznějším nárůstem

zrychlení v ose X jak při flexi v lokti i v rameni. U nadloktí se tento pík vyskytuje zřetelně pouze u flexe v rameni. Další zaznamenané signály jiných senzorů nejsou důležité a na jejich pořadí nezáleží. Číslo senzoru odpovídá číslu uvedenému nad konkrétním časovým průběhem. Toto číslo je poté třeba přiřadit segmentu v příkazovém okně Matlabu. Na obrázku 5.2.1 platí příslušnost senzorů uvedená v příloze 5.2.2:

Příloha 5.2.2: Příslušnost senzorů k tělním segmentům dle přílohy 5.2.1.

Sternum	Pravé nadloktí	Pravé předloktí	Levé nadloktí	Levé předloktí
S4	S1	S5	S2	S6