



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Metody hodnocení rehabilitačního cviku horní končetiny za využití
senzorů Xsens**

**Methods of upper limb rehabilitation exercise assessment using Xsens
sensors**

Bakalářská práce

Studijní program : Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor : Biomedicínský technik

Vedoucí práce Ing. Petr Volf, Ph.D.

Barbora Bláhová

Kladno 2022



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Bláhová** Jméno: **Barbora** Osobní číslo: **491458**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Metody hodnocení rehabilitačního cviku horní končetiny za využití senzorů Xsens

Název bakalářské práce anglicky:

Methods of upper limb rehabilitation exercise assessment using Xsens sensors

Pokyny pro vypracování:

Ve spolupráci s 3. lékařskou fakultou Univerzity Karlovy navrhnete metody hodnocení průběhu pohybu horní končetiny při proprioceptivní nervosvalové facilitaci. Pro tyto potřeby navrhnete v prostředí Matlab algoritmy umožňující segmentaci jednotlivých fází rehabilitačního cviku spolu s algoritmy pro vyhodnocení za využití alespoň dvou metod nelineární analýzy s možností interpretace za využití parametrů a vizualizace. Tyto metody dále doplňte o Vámi zvolenou metodu hodnocení využívající lineární a úhlové zrychlení z jednotlivých os senzorů Xsens. V tomto případě se opět zaměřte na možné vyhodnocení na základě kvantifikačních parametrů a vizualizace, která může být využita pro potřeby interpretace. Veškeré metody ověřte na souboru experimentálně naměřených dat probandů a proveďte statistické vyhodnocení mezi skupinami dle požadavků fyzioterapeuta.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Ingle, V., Proakis, J., Digital Signal Processing Using MATLAB, ed. 3, Cengage Learning, 2011, 624 s., ISBN 9781111427375
- [2] Ripka, P., Típek, A., Modern Sensors Handbook, ed. 1, John Wiley & Sons, 2010, 518 s., ISBN 9780470394892
- [3] Volf, P., Kutílek, P., Hejda, J., Cerny, R., Milerska, I., & Hana, K., Methods evaluating upper arm and forearm movement during a quiet stance, Lékař a technika-Clinician and Technology, ročník 49, číslo 2, 2019, 58-65 s.
- [4] Hindle, K. B., Whitcomb, T. J., Briggs, W. O., & Hong, J., Proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF): Its mechanisms and effects on range of motion and muscular function., Journal of human kinetics, ročník 31, 2012, 105-113 s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Volf, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Metody hodnocení rehabilitačního cviku horní končetiny za využití senzorů Xsens“ vypracovala samostatně a použila 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 11.5.2022

.....

Barbora Bláhová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Petru Volfovi, Ph.D. za vstřícnost, cenné rady, ochotu a odbornou pomoc při konzultacích k této bakalářské práci. Děkuji také Sarah Hahn za poskytnutí naměřených dat a za spolupráci.

ABSTRAKT

Metody hodnocení rehabilitačního cviku horní končetiny za využití senzorů Xsens:

Předmětem této bakalářské práce je analýza rehabilitačního cviku horní končetiny dle metody PNF. Pohyb byl hodnocen pomocí dat získaných ze 4 nositelných gyro-akceleromerních senzorů Xsens, které poskytly data o lineárním zrychlení a úhlové rychlosti. Představeny byly metody pro automatickou segmentaci částí pohybu, které nebyly dostatečně robustní a proto bylo následně přistoupeno k manuální segmentaci. Pro samotné hodnocení cviku bylo využito metod nelineární analýzy, konkrétně rekurentní kvantifikační analýzy a Hurstova exponentu. Dále bylo využito vizualizace pomocí délky trajektorie. Z výstupních parametrů analýz byly dle statistické významnosti zvoleny 3 nejlepší parametry pro hodnocení lineárního zrychlení a 3 parametry pro hodnocení úhlového zrychlení, které bylo získáno derivací původně naměřeného signálu. Dále byla vybrána nejvhodnější pozice senzoru na horní končetině a nejvhodnější osa pro hodnocení pohybu. Cílem bylo zjistit a statisticky vyhodnotit rozdíly v provedení cviku mezi vstupním a výstupním měřením jednotlivých skupin v závislosti na způsobu dvoutýdenního tréninku. Celkový počet statisticky významně rozdílných dvojic parametrů (determinismus, laminarita a délka trajektorie) byl pro výsledný vektor lineárního zrychlení 17 dvojic ze 45 pro levou ruku a 5 dvojic ze 45 pro pravou ruku. Celkový počet statisticky významně rozdílných dvojic parametrů (determinismus, clustering coefficient a délka trajektorie) byl pro výsledný vektor úhlového zrychlení 16 dvojic ze 45 pro levou ruku a 2 dvojice ze 45 pro pravou ruku.

Klíčová slova

Nelineární analýza, Hodnocení pohybu, Rekurentní kvantifikační analýza, Hurstův exponent, Délka trajektorie, Gyro-akcelerometr.

ABSTRACT

Methods of upper limb rehabilitation exercise assessment using Xsens sensors:

The subject of this bachelor's thesis is the analysis of upper limb rehabilitation exercise according to the PNF method. The exercise was evaluated using data obtained from 4 wearable Xsens gyro-accelerometers which provided linear acceleration and angular velocity data. Methods for automatic segmentation of exercise parts were presented, but they were not robust enough, therefore manual segmentation was subsequently started. The methods of nonlinear analysis were used for the evaluation of the exercise, namely Recurrent Quantification Analysis and Hurst Exponent. Furthermore, visualization using trajectory length was used. According to statistical significance, the 3 best parameters for the evaluation of linear acceleration and 3 parameters for the evaluation of angular acceleration, which was obtained by deriving the originally measured signal, were selected from the output parameters of the analyzes. The most suitable position of the sensor on the upper limb and the most suitable axis for the evaluation of movement were selected. The aim was to find out and statistically evaluate the differences in the exercise between the initial and final measurements of individual groups depending on the method of two-week training. The total number of statistically significantly different parameter pairs (determinism, laminarity and trajectory length) was 17 out of 45 pairs for the left hand and 5 out of 45 pairs for the right hand for the resultant linear acceleration vector. The total number of statistically significantly different parameter pairs (determinism, clustering coefficient and trajectory length) was 16 pairs out of 45 for the left hand and 2 pairs out of 45 for the right hand for the resultant angular acceleration vector.

Keywords

Nonlinear Analysis, Movement assessment, Recurrent Quantification Analysis, Hurst Exponent, Trajectory length, Gyro-accelerometer.

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	11
1 Úvod	13
2 Přehled současného stavu	15
2.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace	15
2.1.1 Historie PNF	15
2.1.2 Princip a využití PNF v praxi	15
2.2 Anatomie horní končetiny	16
2.2.1 Opěrná soustava horní končetiny	16
2.2.2 Svalová soustava horní končetiny	17
2.3 Motion Capture systémy	17
2.3.1 Akcelerometr	19
2.3.2 Gyroskop	20
2.3.3 Magnetometr.....	20
2.3.4 Inerciální měřicí jednotky (IMU)	20
2.4 MATLAB a zpracování signálu	21
2.5 Nelineární analýza dat	23
2.5.1 Rekurentní kvantifikační analýza	23
2.5.2 Hurstův exponent.....	26
3 Cíle práce	27
4 Metody	28
4.1 Metodika experimentu a informace o probandech	28
4.2 Měření a záznam dat	29
4.2.1 Měřicí senzory Xsens	32
4.3 Nahrání získaných dat do programu MATLAB.....	33
4.4 Filtrace signálu	34
4.5 Normalizace signálu	34
4.6 Automatická a manuální segmentace částí cviku.....	35
4.7 Metody nelineární analýzy	36
4.7.1 Rekurentní kvantifikační analýza	38

4.7.2 Hurstův exponent.....	39
4.8 Délka trajektorie	39
4.9 Statistické vyhodnocení.....	41
5 Výsledky.....	43
5.1 Výsledky pro lineární zrychlení	43
5.2 Výsledky pro úhlové zrychlení	50
6 Diskuse.....	57
7 Závěr	61
Seznam použité literatury	62
Příloha A: Tabulka p-hodnot pro výsledný vektor lineárního zrychlení a senzor DOT4.....	68
Příloha B: Tabulka p-hodnot pro výsledný vektor úhlového zrychlení a senzor DOT4.....	69
Příloha D: Návod pro spuštění kódů na přiloženém CD.....	70
Příloha D: Obsah přiloženého CD.....	71

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a	$m \cdot s^{-2}$	Lineární zrychlení
$AccX$	$m \cdot s^{-2}$	Lineární zrychlení v ose x
$AccY$	$m \cdot s^{-2}$	Lineární zrychlení v ose y
$AccZ$	$m \cdot s^{-2}$	Lineární zrychlení v ose z
f_s	Hz	Vzorkovací frekvence
f_c	Hz	Nejvyšší frekvence obsažená v signálu
k	$N \cdot m^{-1}$	Koeficient tuhosti pružiny
m	kg	Hmotnost
N	-	Počet vzorků
TL_{Acc}	$m \cdot s^{-2}$	Délka trajektorie lineárního zrychlení
TL_{Uhl}	$^\circ/s^2$	Délka trajektorie úhlového zrychlení
$UhlX$	$^\circ/s^2$	Úhlové zrychlení v ose x
$UhlY$	$^\circ/s^2$	Úhlové zrychlení v ose y
$UhlZ$	$^\circ/s^2$	Úhlové zrychlení v ose z
x	m	Výchylka
λ	$N \cdot s \cdot m^{-1}$	Koeficient útlumu

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
%DET	Determinismus
%LAM	Laminarita
%REC	Procento rekurence (Recurrence Rate)
A	Matice sousedů (Adjacency matrix)
ASP	Analogové zpracování signálů (Analog Signal Processing)
C	Clustering coefficient
DFA	Detrendovaná fluktuální analýza
DOF	Stupeň volnosti (Degree of freedom)
DSP	Digitální zpracování signálů (Digital Signal Processing)
EEG	Elektroencefalografie
EMG	Elektromyografie
ENT	Entropie
ENU	East-North-Up
H	Hurstův exponent

Zkratka	Význam
H	Hurstův exponent
IMU	Inerciální měřicí jednotka (Inertial Measuring Unit)
L	Průměrná délka diagonálních čar
LF	Lékařská fakulta
LMAX	Délka nejdelší diagonální čáry (Length of Longest Diagonal Line)
LOI	Linie identity (Line of Identity)
MEMS	Mikro-elektromechanické systémy
MoCap	Motion Capture
MS	Roztroušená skleróza (Multiple sclerosis)
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PS	Fázový prostor (Phase space)
R	Rekurentní matice
R/S	Rescaled range statistics
RN	Rekurentní síť (Recurrence Network)
ROM	Rozsah pohybu (Range of Motion)
RP	Rekurentní graf (Recurrence plot)
RQA	Rekurentní kvantifikační analýza (Recurrent Quantification Analysis)
SDI	Strapdown integration
SNR	Poměr signálu k šumu (Signal to Noise Ratio)
SS	Statické protažení (Static stretching)
T	Transitivita
T ⁽¹⁾	Čas rekurence 1. typu
T ⁽²⁾	Čas rekurence 2. typu
TL	Délka trajektorie (Trajectory Length)
TT	Trapping Time

Seznam obrázků

Obrázek č. 2.1 : Princip akcelerometru [22].....	19
Obrázek č. 2.2: IMU se dvěma typy senzorů [19]	20
Obrázek č. 2.3: IMU se třemi typy senzorů [19]	21
Obrázek č. 2.4: Tangenciální pohyb (černé body jsou rekurentní, šedé body jsou uměle rekurentní kvůli tangenciálnímu pohybu) [39]	25
Obrázek č. 4.1: Prostředí aplikace Xsens DOT [48].....	29
Obrázek č. 4.2: Umístění jednotlivých senzorů na horní končetině	29
Obrázek č. 4.3: Popis měřeného pohybu (a – výchozí pozice cviku, b – dorzální flexe a následně zvednutí celé horní končetiny, c - rotace dlaně za malíčkem dovnitř, d – sevření dlaně v pěst, e – pohyb horní končetiny za rameno, f – pohled ze strany, g – palmární flexe a relaxace, h – otevření dlaně, rotace za malíčkem ven a pohyb dolů, ch – položení dlaně, i – konečná poloha cviku)	30
Obrázek č. 4.5: Schéma výstupního měření	31
Obrázek č. 4.6: Sensory Xsens DOT s nabíječkou [49]	32
Obrázek č. 4.7: Souřadnicový systém senzoru Xsens DOT [49].....	32
Obrázek č. 4.8: Schéma zpracování signálu uvnitř senzoru Xsens DOT [49].....	33
Obrázek č. 4.9: Data uložená ve struktuře v programu MATLAB.....	33
Obrázek č. 4.10 : Signál před a po použití filtrace gaussovským váhováním	34
Obrázek č. 4.11: Automatická segmentace pro senzor DOT1	35
Obrázek č. 4.12: Automatická segmentace pro senzor DOT4.....	36
Obrázek č. 4.13: Schéma průběhu analýzy dat	37
Obrázek č. 4.14: Rekurentní graf pro jeden pohybový segment výsledného vektoru úhlového zrychlení ($d = 7, \tau = 1, \varepsilon = 100$)	38
Obrázek č. 4.15: Vzájemná závislost vektorů lineárního zrychlení pro DOT4.....	39
Obrázek č. 4.16: Vzájemná závislost vektorů úhlového zrychlení pro DOT4	40
Obrázek č. 4.17: Princip statistického vyhodnocení a výběru nejvhodnějších parametrů	42
Obrázek č. 5.1: Lineární zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky	44
Obrázek č. 5.2: Lineární zrychlení – laminarita pro vstupní a výstupní měření levé ruky	45

Obrázek č. 5.3: Lineární zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky	46
Obrázek č. 5.4: Lineární zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky	47
Obrázek č. 5.5: Lineární zrychlení – laminarita pro vstupní a výstupní měření pravé ruky	48
Obrázek č. 5.6: Lineární zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky	49
Obrázek č. 5.7: Úhlové zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky	51
Obrázek č. 5.8: Úhlové zrychlení – clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření levé ruky	52
Obrázek č. 5.9: Úhlové zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky	53
Obrázek č. 5.10: Úhlové zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky	54
Obrázek č. 5.11: Úhlové zrychlení – clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření pravé ruky	55
Obrázek č. 5.12: Úhlové zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky	56

1 Úvod

Technologie pro snímání pohybů člověka, objektů či zvířat, tzv. Motion Capture systémy, byly nejprve využívány v zábavním průmyslu. S jejich vzestupem a lepší dostupností se Motion Capture systémy začaly využívat i ve zdravotnictví. V ortopedii slouží zejména k diagnostice nesymetrií končetin, nebo pro zjišťování úhlů v kloubech. V oblasti sportovní fyzioterapie mohou tyto technologie velice dobře posloužit k předcházení úrazu u atletů tím, že se zanalyzují jejich pohyby a odstraněním chyb v provedení pohybů se předchází například chronickým bolestem či úrazům. Další využití mají tyto systémy ve fyzioterapii při rehabilitacích, kde fyzioterapeutovi slouží jako nástroj pro vizualizaci a objektivní hodnocení provedení rehabilitačních cviků pacientem.

Neoddělitelnou součástí Motion Capture systémů je analýza dat získaných při snímání. Při sebelepším nasnímání pohybů ztrácí Motion Capture svůj význam, pokud nejsme schopni data správně vyhodnotit a interpretovat. Pro vyhodnocení nasnímaných pohybů mívají výrobci systémů své programy či aplikace. Právě návrh vlastních metod vhodných pro analýzu a vizualizaci pohybu je předmětem této práce.

Sledovaným cvikem v této práci byla diagonála horní končetiny metody propioceptivní neuromuskulární facilitace. Experimentální měření prováděla studentka Sarah Hahn ze 3. ročníku oboru Fyzioterapie na 3. Lékařské fakultě Karlovy Univerzity jako součást své bakalářské práce. Pohyb byl zaznamenáván pomocí 4 nositelných gyro-akcelerometrických senzorů Xsens a vždy bylo zaznamenáno 5 jeho opakování. Probandy byli studenti LF, kteří podstoupili jedno vstupní měření a druhé výstupní s odstupem 14 dnů. Při obou měřeních byl nasnímán pohyb levé i pravé horní končetiny. Mezi vstupním a výstupním měřením studenti cvičili dle skupin do kterých byli rozděleni. Jedna ze skupin pohyb každý den fyzicky cvičila, druhá skupina si po celou dobu provedení pohybu pouze představovala a třetí skupina 7 dní pohyb fyzicky cvičila a 7 dní si pohyb představovala. Požadovaným výstupem práce bylo zjistit zda došlo u některé ze skupin ke změně v provádění cviku.

Prvním krokem ve zpracování dat po jejich filtraci a normalizaci byla segmentace klidových a pohybových částí cviku. Následná analýza cviku byla provedena pro jednotlivé segmenty s využitím metod nelineární analýzy – Rekurentní kvantifikační analýza (RQA) a Hurstův exponent. Dalším hodnoceným parametrem byla délka trajektorie. Pro analýzy bylo použito lineární a úhlové zrychlení v osách x , y a z a výsledný vektor lineárního i úhlového zrychlení. Hlavním cílem práce bylo navrhnout algoritmus, který díky vhodně zvoleným parametrům za využití nelineární analýzy a vizualizace dokáže fyzioterapeutovi poskytnout informaci o provedeném cviku. Z množství výstupních parametrů analýz byly na základě statistické významnosti vybrány 3 parametry pro hodnocení lineárního zrychlení a 3 parametry pro hodnocení úhlového

zrychlení. Také bylo určeno nejvhodnější umístění gyro-akcelerometru na horní končetině a nejvhodnější osa pro provedení analýz a vyhodnocení pohybu. Posledním krokem bylo statistické vyhodnocení mezi jednotlivými experimentálními skupinami.

2 Přehled současného stavu

2.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Rehabilitační cviky, které jsou v této práci analyzovány byly prováděny podle metody proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), která je běžně využívána ve fyzioterapeutické praxi. Konkrétní cvik byl vybrán na základě požadavků 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy. Následuje tedy stručná historie této metody, princip a její využití v praxi.

2.1.1 Historie PNF

V dnešní době je jedním z nejrozšířenějších postupů využívaných v rehabilitaci PNF, která je jedním z nejznámějších konceptů ve fyzioterapii již od 40. let [1]. Termín zavedl ve 40. letech 20. století jako „proprioceptivní facilitaci“ Dr. Herman Kabat, zkušený neurofyziolog a lékař [2]. Později v roce 1954 rozšířila Dorothy Voss název na dnešní „neuromuskulární proprioceptivní facilitaci“ [2]. „Proprioceptivní“ – související se smyslovými receptory které poskytují informace týkající se pohybu a polohy těla, „Neuromuskulární“ – zahrnující nervy a svaly, „Facilitace“ – usnadnění pohybu [1]. Kabata ovlivnila sestra Elizabeth Kenney, která pomocí specifických technik protahování léčila obrnu [2]. Její metoda byla odlišná od běžné léčby, ale postrádala neurofyziologické zdůvodnění [2]. Kabat její techniky integroval s cílem vyvinout léčebný přístup, který by lékařům umožnil analyzovat a hodnotit pohyby pacientů a zároveň usnadnil efektivnější funkční pohyb [2]. Dále se o PNF začal zajímat Henry Kaiser, jehož syn trpěl roztroušenou sklerózou [2]. Společně s Kabatem založili v roce 1946 Kaiser-Kabat Institut ve Washingtonu a Kabat začal spolupracovat s fyzioterapeutkou Maggie Knott [2]. Ta začala vyučovat vzorce a techniky PNF další fyzioterapeuty a založila tréninkový program, který existuje dodnes [2]. V roce 1952 se ke Kabatovi a Knott připojila Dorothy Voss a společně publikovali první knihu o PNF [2].

2.1.2 Princip a využití PNF v praxi

Pohyby jsou uspořádány do sdružených pohybových vzorců, účastní se ho svalové skupiny jako celky a pohyb je realizován v několika rovinách a kloubech současně [3]. Vzorce mají diagonální a spirální charakter, spirální složku vzorce představuje rotace a diagonální složku flexe, nebo extenze s abdukci nebo addukcí [3]. Tyto vzorce mohou být provedeny jako pasivní pohyb, aktivní pohyb, nebo pohyb proti odporu [3]. Vzorce také mohou být provedeny v plném rozsahu, nebo pouze v omezeném rozsahu [3].

Metody PNF byly nejdříve využívány pro léčbu MS (roztroušená skleróza) a poliomyelitidy (dětská obrna), ale postupně bylo zjištěno, že PNF je efektivní pro pacienty s širokou škálou diagnóz [1]. V současné době se pomocí PNF léčí pacienti s neurologickými, ortopedickými a traumatickými symptomy [1]. PNF se často využívá

ke zlepšení aktivního i pasivního rozsahu pohybu (ROM z anglického Range of Motion) [4]. Pro zlepšení pasivního rozsahu bývá PNF označována jako nejefektivnější technika [5], například studie ukázaly, že při porovnání se statickým strečkem (SS) je použití PNF výrazně účinnější pro získání větší flexibility hamstringů a pasivní extenze kolene už po jednom sezení [6]. Také u pacientů s osteoartrózou krční páteře v porovnání s manuální terapií bylo využití PNF účinnější v mírnění bolesti a ve zlepšení vykonávání každodenních činností krátkodobě i dlouhodobě [7]. Při léčbě lymfomů horních končetin prokázalo užití PNF výrazně rychlejší úbytek otoků, oproti masáži pro jejich redukci [8]. Další studie ukázala, že použití koordinačních pohybů podle vzorců PNF pod vodou u pacientů, kteří prodělali mozkovou mrtvici mělo signifikantní efekt na jejich chůzi a rovnováhu [9].

2.2 Anatomie horní končetiny

Pro správné porozumění pohybům horní končetiny musíme znát její anatomickou strukturu, opěrná a svalová soustava jsou dále popsány.

2.2.1 Opěrná soustava horní končetiny

Horní končetina se skládá z pletence, kterým je připojena k tělu, a volné končetiny, obě tyto části umožňují značný rozsah pohybu, zvláště pak ramenní kloub, který je nej pohyblivějším kloubem lidského těla [10]. Pletenec horní končetiny se dále skládá z lopatky a klíční kosti, která tvoří spolu s hrudní kostí jediné spojení s kostrou trupu [10]. Nadpažek lopatky (acromion) je pak kloubně spojen s klíční kostí, rozsah pohybu v tomto kloubu je ale malý [10]. K pletenci je volná končetina připojena v ramenním kloubu, kde hlavička pažní kosti nasedá do kloubní jamky lopatky a tvoří volný kulovitý kloub [10]. Volná končetina se skládá z paže, předloktí a ruky [10]. Nejdelší částí horní končetiny je paže, kterou tvoří jediná pažní kost [10]. Její distální část je dále v loketním kloubu spojena se dvěma kostmi předloktí – loketní a vřetenní [10]. V loketním kloubu se tedy vytváří tři kloubní spojení, a to kladkový kloub (pažní a loketní kost), kulový kloub (pažní a vřetenní kost) a kolový kloub (vřetenní a loketní kost) [10]. Předloktí je pak distálně spojeno s rukou, která má tři dílčí části – zápěstí, záprstí a články prstů [10]. Zápěstí je tvořeno 8 drobnými kostmi, které jsou usprádané do proximální a distální řady [10]. Kostí proximální řady zápěstních kostí tvoří společně s vřetenní kostí zápěstní kloub [10]. Na distální řadu zápěstních kůstek nasedají kosti záprstní, které tvoří střední část ruky [10]. Na záprstní kosti pak navazují články prstů, palec tvoří pouze dva články, ostatní prsty jsou tvořeny třemi články [10]. Vždy je nejdelší bazální článek a dále se zkracují [10]. Ruka obsahuje značné množství kloubů, díky tomu také disponuje schopností velmi jemných pohybů [10].

2.2.2 Svalová soustava horní končetiny

Z hlediska svalů má horní končetina složitou strukturu [11]. Její svaly dělíme na svaly ramene a lopatky, svaly paže, svaly předloktí a svaly ruky [11]. Svaly ramene funkčně navazují na svaly hrudníku a zad, začínají na kostech lopatkového pletence a upínají se na pažní kost [11]. Významný pro horní končetinu je deltový sval, který je abduktorem celé končetiny a zároveň napomáhá zpevnění ramenního kloubu tím, že udržuje hlavici pažní kosti v jamce ramenního kloubu [11]. Svaly paže můžeme rozdělit na přední flexory, které způsobují ohyb v loketním a ramenním kloubu, a na zadní extenzory, které horní končetinu napínají v loketním a ramenním kloubu [11]. Do flexorů horní končetiny řadíme musculus biceps brachii a musculus coracobrachialis, do extenzorů pak řadíme pouze musculus triceps brachii [11]. Svaly předloktí dělíme do tří skupin. První skupinou jsou ohybače prstů a ruky, uložené na dlaňové straně předloktí [11]. Druhá skupina svalů je palcová, kterou tvoří natahovače ruky a dlouhé svaly palce [11]. Třetí skupinou jsou natahovače ruky a natahovače všech prstů, které jsou uloženy na hřbetní straně předloktí [11]. Svaly ruky jsou drobné svaly, rozdělené do tří funkčních skupin – svaly palce, malíku a hluboké dlaňové svaly [11]. Tyto skupiny svalů uskutečňují jemné pohyby všech prstů, pro člověka jsou nejvýznamnější svaly zajišťující pohyb palce, postaveného proti ostatním prstům (v opozici) [11].

2.3 Motion Capture systémy

Pro fyzioterapeuty je důležité mít možnost kvantifikovat pohyby pacienta při rehabilitaci, případně schopnost objektivně hodnotit zlepšení, nebo zhoršení jejich provádění. Jako dobrý nástroj, umožňující naplnit tyto potřeby, se v posledních letech jeví Motion Capture systémy s ohledem na jejich schopnost kvantifikace pohybu v průběhu rehabilitačních cviků [12]. Tyto systémy dále umožňují vizualizaci trajektorie pohybu, která je užitečná pro vzájemné porovnání a určení základních parametrů, mezi něž se řadí např. rozsahu pohybu [12].

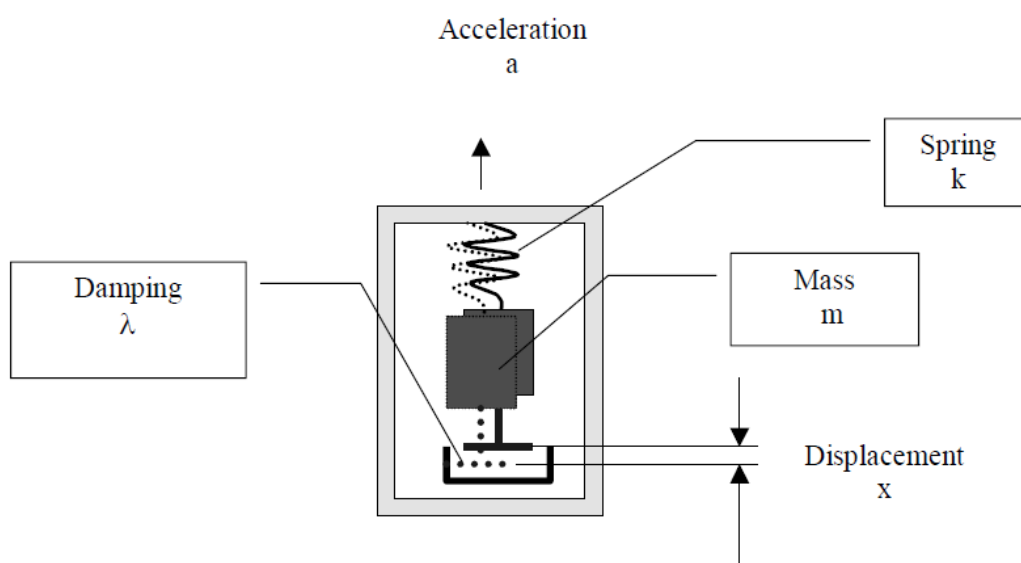
Motion Capture systém (MoCap) označuje různé technologie, které zaznamenávají pohyb reálných objektů nebo lidí [13]. MoCap je využíván v různých oblastech lidské činnosti, mezi které patří např. zábavní průmysl (film Avatar), robotika, ergonomika a zdravotnictví [13]. MoCap mohou umožňovat zpracování dat v reálném čase (real-time) [14]. Real-time MoCap je díky tomu možné využít pro potřeby zpětné vazby [14]. Systémy vyžadující zpracování dat, které následuje po ukončení měření, označujeme non real-time MoCap [14]. MoCap systémy je dále možné rozdělit na optické a neoptické [15].

Optické MoCap systémy jsou založeny na fotogrammetrických metodách [16], neboli získávání a interpretaci informací o objektech bez fyzického kontaktu, nejčastěji pomocí kamerových systémů [17]. Optické systémy mohou využívat reflektivní markery umístěné na těle nebo objektu [16], kdy kamery emitují infračervené světlo, které se odráží od markerů zpět [18]. Další možností je využít tzv. markerless MoCap, kdy jsou snímány siluety nebo hrany objektu, bez nutnosti aplikace reflektivních markerů [16]. Mezi optickými MoCap systémy také rozlišujeme snímání jedinou kamerou, nebo pomocí kamerového systému složeného ze dvou, nebo více kamer [16]. Při použití více než jedné kamery se zlepšuje přesnost snímání a dále se eliminuje například problém zastínění markeru jinou částí těla [18].

Mezi neoptické MoCap řadíme systémy založené např. na elektromagnetickém, inerciálním, ultrazvukovém a magnetickém principu [15]. Nejrozšířenější jsou inerciální MoCap systémy, které využívají IMU neboli inerciální měřící jednotky (z anglického Inertial Measuring Unit) [15]. Sensory s IMU se začaly objevovat ve 30. letech minulého století v letectví, jejich použití bylo však v jiných oblastech omezené zejména z důvodu velikosti, vysoké ceny a spotřeby energie. [19]. V dnešní době již existují mikro-elektromechanické systémy (MEMS), které jsou kompaktní, levné, mají nízkou spotřebu energie a dají se tedy využít například i v robotice [19]. IMU slouží k měření rychlosti, orientace a gravitační síly [18]. Existují dva typy IMU, starší technologie využívá 2 typy senzorů – akcelerometry a gyroskopy, pokročilejší technologie obsahuje senzory 3, navíc je zde magnetometr [19]. Akcelerometry slouží k měření zrychlení, pracují na principu setrvačné síly [20]. Pokud je zařízení v klidu, působí na něj tíhové zrychlení Země. Akcelerometr dokáže toto zrychlení detekovat. Když zařízením otočíme, změní se hodnoty tíhového zrychlení pro jednotlivé osy a akcelerometr nedokáže rozpoznat, zda síla, která na něj působí, je zemská tíže, nebo zrychlení při pohybu [21]. Případný pohyb tak může zaměnit za náklon. Tuto chybu odstraňuje druhá součástka, gyroskop [21]. Gyroskopy měří úhlovou rychlost [19]. Magnetometr měří magnetické pole [19].

2.3.1 Akcelerometr

Akcelerometr měří lineární zrychlení [22]. Existují 2 typy akcelerometrů – relativní a absolutní [22]. Relativní akcelerometry měří vzdálenost mezi měřeným objektem a stabilním referenčním bodem [22]. Absolutní akcelerometry měří setrvačnou sílu působící na hmotu a referenci nepotřebují [22]. Další rozdělení akcelerometrů je podle toho, zda k měření využívají přímé měření síly (piezoelektrické, piezorezistivní), nebo měří nepřímo pomocí deformace a přemístění snímacího prvku (potenciometrické, kapacitní, indukční) [22]. Na Obrázku č. 2.1 je znázorněn princip akcelerometru – pokud na akcelerometr působí zrychlení, setrvačností se vytvoří relativní výchylka x hmoty m , zavěšené na pružině (k značí tuhost pružiny), výchylka je detekována sekundárním senzorem, který vyše elektrický signál [22]. Proměnná λ je koeficient útlumu [22].



Obrázek č. 2.1 : Princip akcelerometru [22]

Výsledná akcelerace je dána dle následující rovnice (2.1):

$$m \cdot a = \left(\frac{d^2 x}{dt^2} \right) + \lambda \left(\frac{dx}{dt} \right) + kx, \quad (2.1)$$

kde a je akcelerace v $m \cdot s^{-2}$, x je relativní výchylka v m , k je koeficient tuhosti pružiny v $N \cdot m^{-1}$, m je hmotnost v kg , λ je koeficient útlumu v $N \cdot s \cdot m^{-1}$ [22].

Ve stabilním stavu lze vztah mezi akcelerací a a koeficientem útlumu λ vyjádřit podle rovnice (2.2):

$$\frac{x}{a} = \frac{m}{k}, \quad (2.2)$$

kde x je relativní výchylka v m , a je akcelerace v $m \cdot s^{-2}$, m je hmotnost v kg , k je koeficient tuhosti pružiny v $N \cdot m^{-1}$ [22].

2.3.2 Gyroskop

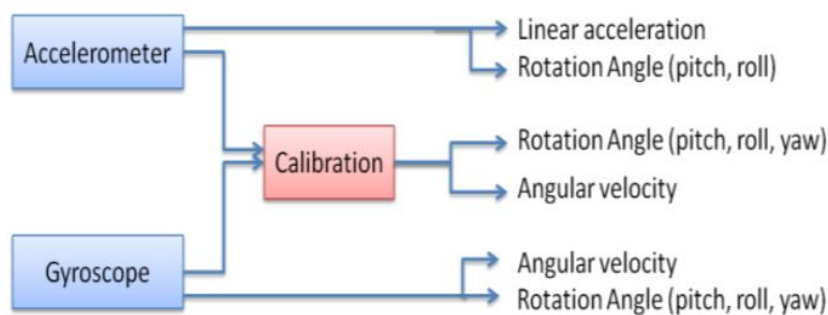
Gyroskopy jsou senzory pro snímání úhlové rychlosti [23] nebo Eulerových úhlů rotace objektu v prostoru [20]. Jejich funkce bývá založena na zachování momentu hybnosti [23], Coriolisově síle a Sagnacově jevu [20]. Můžeme rozlišit mechanické a optické gyroskopy [23]. Mechanický gyroskop se v podstatě skládá z rotující hmoty, která se otáčí kolem své osy [24]. Když se hmota otáčí kolem své osy, má tendenci bránit jakémukoli pokusu o změnu její orientace v prostoru [24]. Optické gyroskopy snímají rozdíl v době šíření paprsků pohybujících se v opačných směrech v uzavřených, nebo otevřených optických drahách [24]. Rotací vyvolaná změna v délkách drah způsobí fázový rozdíl mezi světelnými paprsky, které se šíří proti sobě [24]. Tento fázový rozdíl spočívá ve zmíněném Sagnacově jevu [24]. Na základě jeho měření rozlišujeme aktivní a pasivní optické gyroskopy [24]. V aktivních obsahuje optická dráha s uzavřenou smyčkou (dutina prstence) optický zdroj tvořící prstencový laser, v pasivním je optický zdroj vně uzavřené optické smyčky [24].

2.3.3 Magnetometr

Magnetometr měří intenzitu i směr magnetického pole [20]. Tímto se liší od kompasu, který je určený pro měření pouze směru magnetického pole [20]. Pro snímání magnetického pole existují senzory založené na různých principech, např. mohou být senzory založené na Hallově jevu [20].

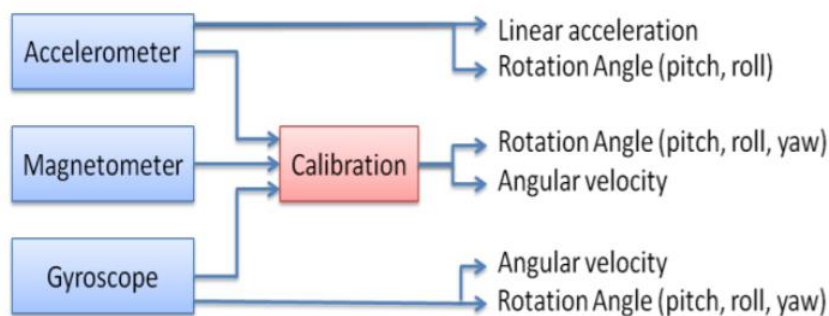
2.3.4 Inerciální měřicí jednotky (IMU)

IMU se dvěma typy senzorů využívá akcelerometr a gyroskop, každý ze senzorů mívá 3 stupně volnosti (DOF z anglického Degree of Freedom), aby mohl měřit v osách x , y a z , pro oba senzory tedy celkem 6 DOF [19]. Získané hodnoty akcelerace a úhlové rychlosti jsou uchovávány samostatně, jelikož úhel může být měřen pomocí obou senzorů, data jsou díky tomu později kalibrována [19]. Výhodou IMU pouze se dvěma typy senzorů, tedy bez magnetometru, je, že není rušen magnetickým polem okolo senzoru, pokud je v blízkosti feromagnetického materiálu [19]. Naopak nevýhodou může být menší přesnost oproti druhému typu [19]. Schéma IMU se dvěma typy senzorů je znázorněno na Obrázku č. 2.2.



Obrázek č. 2.2: IMU se dvěma typy senzorů [19]

IMU se třemi typy senzorů funguje na stejném principu, pouze využívá k akcelerometru a gyroskopu navíc magnetometr [19]. Pokud má 3 části po 3 DOF pro každý senzor, má tedy celkem 9 DOF [19]. Magnetometr se využívá k měření úhlu natočení, výhodou je tedy zlepšení přesnosti gyroskopu [19]. Přítomnost magnetometru je zároveň i nevýhodou při použití v prostředí s feromagnetickými materiály [19]. Schéma IMU se třemi typy senzorů je znázorněno na Obrázku č. 2.3.



Obrázek č. 2.3: IMU se třemi typy senzorů [19]

V této práci byly využity gyro-akcelerometrické senzory firmy Xsens Technologies B.V (Enschede, Nizozemí). Další varianty MoCap systémů, které jsou v současnosti k dostání na trhu, nabízí například Vicon Motion Systems (Oxford, Velká Británie), Faceware Technologies (Sherman Oaks, California), nebo OptiTrack (Corvallis, Oregon, USA) [25].

2.4 MATLAB a zpracování signálu

Pro veškeré analýzy byl využit program MATLAB (Natick, Massachusetts, USA). MATLAB je maticový systém pro vědecké a inženýrské numerické výpočty a vizualizaci [26]. Jeho výhodou je, že složité numerické problémy lze vyřešit daleko snáz a rychleji, než například v jazyce C [26]. Další výhodou je relativně jednoduché programování, díky tomu lze MATLAB rozšířit o nové příkazy a funkce [26].

Digitální zpracování signálu (DSP z anglického Digital signal processing) v posledních několika desítkách let nabylo značné důležitosti [26]. Využití DSP se rozšířilo díky rozvoji levného softwaru a hardwaru [26]. V praxi se většinou setkáváme s analogovými signály, měnícími se v čase a amplitudě [26]. Tyto signály se zpracovávají pomocí elektricky aktivních a pasivních prvků, tedy zpracování analogového signálu (ASP z anglického Analog signal processing). Analogové signály mohou být také zpracovány pomocí digitálního hardwaru, nejprve ale musí být převedeny do vhodné formy – tou je digitální signál [26]. Přebírá jednu z konečného počtu hodnot v čase, a proto může být reprezentován binárními čísly nebo bity [26]. Nevýhodou ASP je jeho omezená možnost složitých aplikací zpracování signálu, což vede k vysoké ceně

produktů [26]. Naopak pomocí DSP přístupu je možné proměnit obyčejný počítač na výkonný signálový procesor [26].

Převod z analogového signálu na digitální, neboli ADC (z anglického Analog to Digital Conversion) je proces, při kterém je spojitý analogový signál převeden na ekvivalentní diskretní digitální signál, nejčastěji z napětí na binární číslo [27].

Důležitým krokem ve zpracování signálu je jeho vzorkování. Vzorkování signálu musí splňovat Shannonův teorém, který zajišťuje, že originální signál může být zpětně rekonstruován bez ztráty informace [28]. Shannonův teorém uvádí, že spojitý signál lze zcela zrekonstruovat bez zkreslení, pokud je vzorkován frekvencí, která je minimálně dvojnásobkem jeho nejvyšší obsažené frekvence, tato frekvence se nazývá Nyquistova [28]. Teorém je uveden v následující rovnici (2.3):

$$f_s = 2 \cdot f_c, \quad (2.3)$$

kde f_s je vzorkovací frekvence v Hz a f_c je maximální frekvence obsažená ve vzorkovaném signálu v Hz [28].

Dalším důležitým krokem ve zpracování signálů je filtrace, která slouží k eliminaci šumu a odstranění dalších nechtěných složek signálu [29]. Většina záznamů se skládá ze signálu a šumu, kde signál je informace, která nás zajímá, zatímco šum obsahuje všechny ostatní rušivé signály [27]. Cílem zpracování signálu je často oddělit signál od šumu [27]. Relativní množství signálu a šumu přítomného v signálu je obvykle kvantifikováno poměrem signálu k šumu SNR (Signal to Noise Ratio), vyjádřený v decibelech (dB) [27]. Vzorec pro výpočet SNR je vyjádřen v rovnici (2.4):

$$SNR = 20 \log \left(\frac{\text{signál}}{\text{šum}} \right), \quad (2.4)$$

Analogové filtry jsou elektronická zařízení, která odstraňují vybrané frekvence. Filtry se obvykle nazývají podle rozsahu frekvencí, které nepotlačují [27]. Dolní propust, tedy umožňuje průchod nízkým frekvencím s minimálním útlumem, zatímco vyšší frekvence utlumuje [27]. Naopak horní propust propouští vysoké frekvence, ale tlumí nízké [27]. Výjimkou z této terminologie je pásmová propust a pásmová zádrž [27].

Digitální filtry úzce souvisí se spektrální analýzou, jejich cílem je změnit spektrum do výhodnějšího tvaru [27]. Tyto filtry mohou být vnímány jako lineární proces, ve kterém dojde ke změně signálu, která je dobře definovaná a pro nás prospěšná [27]. Podle toho, jakým způsobem je této změny docíleno rozlišujeme dvě skupiny filtrů – filtry s konečnou impulzní odezvou FIR (z anglického Finite Impulse Response) a filtry s nekonečnou impulzní odezvou IIR (z anglického Infinite Impulse Response) [27]. FIR filtry mají přenosové funkce, které mají pouze koeficienty čitatele, což vede k impulsu, který je konečný. Jejich výhodou je stabilita a lineární fázový posun, naopak nevýhodou je nižší efektivita z hlediska výpočetního času a paměti [27]. Přenosová funkce IIR obsahuje jak čitatele, tak jmenovatele [27]. IIR filtry mají fázový posun

nelineární, což je jejich hlavní nevýhodou, výhodou je pak, že jsou nižšího řádu, tedy výpočetní složitost je nižší v porovnání s FIR filtry a tím se zkracuje i výpočetní čas [27].

2.5 Nelineární analýza dat

Mezi nelineární analýzy dat patří rekurentní kvantifikační analýza (RQA z anglického Recurrent Quantification Analysis) a Hurstův exponent.

2.5.1 Rekurentní kvantifikační analýza

Jednou z prvních aplikací RQA byla analýza intervalů srdečního tepu [30], dnes se RQA využívá například k vyhodnocení EMG [31] a EEG [32, 33] signálů, nebo k analýze DNA sekvencí [34].

RQA je nelineární analýza dat založena na studiu trajektorií fázového prostoru (PS z anglického Phase Space), ve kterém jsou zastoupeny všechny možné stavy systému [35]. Jeho vstupními parametry jsou dimenze, zpoždění [36] a norma [37]. Parametr dimenze udává, v kolika rozměrech fázový prostor vytváříme [36]. Parametr zpoždění udává, o kolik jsou od sebe zpožděny vstupní signály (stavové proměnné) [36]. Normu můžeme vybrat ze tří možností: minimální norma, maximální norma a Euklidovská norma [37].

Rekurence je základní vlastností dynamických systémů, kterou lze využít k charakterizaci chování systému ve fázovém prostoru [35]. Rekurentní graf (RP z anglického Recurrence Plot) měří opakování trajektorie ve fázovém prostoru a efektivně vizualizuje rekurence, vyjadřuje se maticí [35]. Klíčovým parametrem RP je prahová hodnota ε ($\varepsilon = \text{radius of neighbourhood}$) [35]. Pokud zvolíme ε příliš malý, nemusí existovat žádné body opakování, pokud příliš velký, tak většina bodů sousedí s každým dalším bodem [35].

Pro ε -rekurentní stavy, tj. pro stavy, které jsou v ε -sousedství, bylo zavedeno (4.2):

$$\vec{x}_i \approx \vec{x}_j \Leftrightarrow R_{i,j} \equiv 1, \quad (4.2)$$

kde $R_{i,j}$ je rekurence a jsou \vec{x}_i , \vec{x}_j jsou prostorové trajektorie [35].

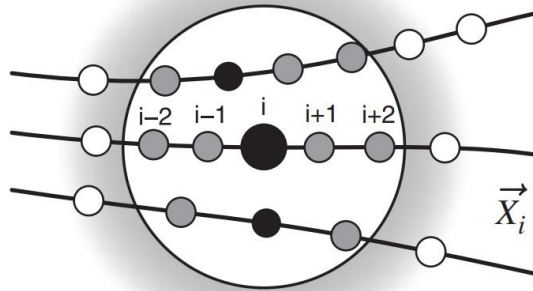
RP získáme vynesáním matice opakování a použitím různých barev pro její binární vstupy, např. vynesáním černé tečky na souřadnicích (i, j) , když $R_{i,j} \equiv 1$ a bílé tečky, když $R_{i,j} \equiv 0$ [35]. Obě osy rekurentního grafu jsou časové osy, RP je z definice symetrický vzhledem k hlavní diagonále, tj. $R_{i,j} \equiv R_{j,i}$ [35]. RP má vždy černou hlavní diagonální čáru, linii identity (LOI = line of identity) [35], která neposkytuje žádné informace [37]. Proto se kvantitativní parametry vztahují k hornímu trojúhelníku grafu bez zmíněné linie identity (LOI) [37]. Spodní trojúhelník grafu nese pouze redundantní (nadbytečné) informace [37].

RQA má několik následujících výstupních kvantifikačních parametrů:

- Procento rekurence %REC (angicky Recurrence rate) je parametr, který kvantifikuje procento rekurentních bodů v spadajících do oblasti určitého poloměru (radius) [37]. Dosahuje hodnot od 0 %, kdy žádné body nejsou rekurentní do 100 %, kdy jsou naopak všechny body rekurentní [37].
- Determinismus %DET určuje poměr rekurentních bodů tvořících diagonální čáry rekurentního grafu [37]. Tyto čáry musí mít určitou minimální délku, jinak jsou z výpočtu vyloučeny [37]. Periodické signály mívají velmi dlouhé diagonální čára, naopak diagonální čáry chaotických signálů bývají krátké [37]. Pokud je signál stochastický (náhodný), v grafu nebudou žádné diagonální čáry [37].
- Délka nejdelší diagonální čáry LMAX udává délku nejdelší diagonální čáry v grafu (bez linie identity ($i = j$)). Čím kratší je nejdelší diagonální čára, tím je signál více chaotický [37].
- Dalším parametrem je L – průměrná délka diagonálních čar [38].
- Entropie ENT udává Shannonovu entropii všech diagonálních čar, tedy rozdělení pravděpodobnosti délek diagonálních čar [37]. Pro periodické systémy vychází ENT 0, protože v takových systémech mají všechny diagonální čáry stejnou délku [37].
- Laminarita %LAM udává procento rekurentních bodů tvořící vertikální čáry RP [37]. Vertikální čáry udávají délku, během které se stav nemění nebo se mění velmi pomalu [38]. Stejně jako u DET jsou čáry kratší než je minimální délka vyloučeny [37].
- Trapping Time TT udává průměrnou délku vertikálních čar RP [37]. TT reprezentuje průměrný čas, kdy systém zůstává v určitém stavu (je „uvězněn“, z anglického „trapped“) [38].
- Čas rekurence 1. typu – $T^{(1)}$. Pokud označíme soubor bodů trajektorie \vec{x} , které spadají do ε -sousedství libovolně zvoleného bodu v čase i získáme vzorec (4.3):

$$\mathcal{R}_i = \left\{ \vec{x}_{j_1}, \vec{x}_{j_2}, \dots \mid R_{i,j_k} = 1 \right\}, \quad (4.3)$$
 kde \mathcal{R}_i je soubor rekurentních bodů, $\vec{x}_{j_1}, \vec{x}_{j_2}$ jsou body trajektorie a R_{i,j_k} je rekurentní matice. Elementy tohoto souboru odpovídají rekurentním bodům i -tého sloupce RP [39]. Odpovídající časy mezi těmito rekurentními body nazýváme rekurentními časy 1. typu - $T^{(1)}$.
- Čas rekurence 2. typu – $T^{(2)}$. Pro získání reálných rekurentních časů musíme vyloučit body, které spadají do ε -sousedství kvůli tangenciálnímu pohybu [39]. Tangenciální pohyb způsobuje, že stavy v následujícím čase po stavu v čase i se mohou jevit jako uměle rekurentní (viz. Obrázek č. 2.4 – šedé body) [39]. Toto bývá způsobeno příliš velkým ε , což způsobuje zahrnutí i následujících bodů trajektorie [39]. Tangenciální pohyb tedy způsobuje tlustší a delší diagonální struktury RP, než jsou ve skutečnosti [39]. Jednou z možností, jak odstranit efekt tangenciálního pohybu je odstranit ze souboru \mathcal{R}_i všechny body následující

po bodu v čase i [39]. Tím získáme nový soubor bodů trajektorie \mathcal{R}'_i a rekurentní čas v tomto případě nazýváme rekurentní čas 2. typu – $T^{(2)}$ [39]. $T^{(2)}$ tedy měří časovou vzdálenost mezi začátkem následujících rekurentních struktur ve vertikálním směru v RP [39]. Alternativním určením pro časy $T^{(2)}$ je průměr délek bílých svislých čar v konkrétním sloupci RP [39].



Obrázek č. 2.4: Tangenciální pohyb (černé body jsou rekurentní, šedé body jsou uměle rekurentní kvůli tangenciálnímu pohybu) [39]

- Clustering coefficient C je jedním z parametrů rekurentní sítě RN (z anglického Recurrence Network) [40]. Následující Tabulka č. 2.1 ukazuje prvky rekurentní sítě a k nim odpovídající prvky fázového prostoru.

Tabulka č. 2.1: Porovnání rekurentní sítě a fázového prostoru [40]

Rekurentní síť (RN)	Fázový prostor (PS)
Uzel	Stav $x(t)$
Čára	Rekurence 2 stavů

Rekurentní síť získáme, pokud budeme o jednotlivých bodech časové řady uvažovat jako o uzlech sítě [40]. V případě, že tyto uzly jsou dostatečně blízko sebe, tedy pokud jejich fázové vektory jsou v ϵ -sousedství, jsou spojeny čarou [40]. Dva fázové vektory (uzly) jsou rekurentní, když druhý vektor spadá do ϵ -sousedství prvního. Podobně jako rekurentní matici u RQA pro rekurentní síť definujeme A – matici sousedů RN (z anglického Adjacency matrix) [40]. $A_{i,j} = 1$ v případě, že dva uzly jsou spojeny čarou, pokud nejsou spojeny $A_{i,j} = 0$ [40].

Clustering coefficient (lokální) udává pravděpodobnost, pro uzel i , že jeho dva náhodně vybrané sousedé j a q jsou sami sousedy [41]. Jsou tedy spojeny čarou a dotvářejí trojúhelník [41]. Analogii v „reálném“ životě nalezneme na příkladu sociálních sítí, kde například přítel mého přítele je se zvýšenou pravděpodobností i mým přítelem [41].

Globální clustering coefficient udává průměr, vypočtený ze všech uzlů sítě [42].

- Transitivity síť T udává poměr průměrného počtu čar mezi sousedy uzlu a průměrného počtu celkově možných čar mezi sousedy uzlu [43].

2.5.2 Hurstův exponent

Hurstův exponent je často využíván k předpovídání chování finančních trhů [44]. Využití nachází Hurstův exponent i v ekologii, hydrologii, studiu klimatu, nebo studiu populace zvířat [45]. Pro výpočet Hurstova exponentu jsou nejčastěji využívány dvě následující metody [46]. První metodou je R/S (z anglického rescaled range statistics), kterou představil Hurst, druhou metodou výpočtu je detrendovaná flukтуаční analýza (DFA) [46]. Hurstův exponent je parametr využívaný ke studiu sebedobnosti v časových řadách [47].

Hurstův exponent H nabývá hodnot v intervalu $(0;1)$ [44]. Na základě hodnoty H rozlišujeme 3 kategorie časových řad [44]:

- Náhodné jsou časové řady v případě, že $H = 0,5$
- Anti-perzistentní jsou časové řady pokud $0 < H < 0,5$
- Perzistentní jsou časové řady pokud $0,5 < H < 1$

V náhodných řadách je hodnota signálu nezávislá na jeho předcházející hodnotě, nemůžeme tedy předpovídat další pohyb [47].

Anti-perzistentní signály mají tzv. „mean-reverting“ charakter, snaží se tedy navracet k průměru. Po vzrůstu signálu bude s větší pravděpodobností následovat jeho pokles a analogicky pokles signálu bude následovat vzrůstem jeho hodnoty [44]. Čím více se hodnota H blíží k nule, tím silnější je tendence signálu navracet se k průměru [44].

Perzistentní signály posilují trend, tedy v případě, že signál roste, bude pravděpodobně následovat další růst, analogicky po poklesu hodnoty signálu bude následovat další pokles [44]. Síla trendu roste s hodnotou H blížící se 1 [44].

3 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout vhodné metody pro hodnocení rehabilitačního cviku horní končetiny. Pro tyto účely byly stanoveny následující cíle:

1. Navrhnout v prostředí Matlab algoritmy pro automatickou segmentaci jednotlivých fází rehabilitačního cviku.
2. Aplikovat dvě vybrané metody nelineární analýzy s možností interpretace za využití parametrů a vizualizace.
3. Navrhnout metodu hodnocení využívající lineární a úhlové zrychlení z jednotlivých os gyro-akcelerometrických senzorů.
4. Provést statistické vyhodnocení parametrů zvolených a navržených metod u skupin experimentálně naměřených probandů dle požadavků fyzioterapeuta.

4 Metody

V následujících kapitolách je podrobněji popsána metodika získání a zpracování dat a následné metody analýzy a statistického vyhodnocení.

4.1 Metodika experimentu a informace o probandech

Pro účely experimentu byli studenti lékařské fakulty ve věku od 18 do 28 let obou pohlaví rozděleni do tří skupin. Podmínkou zařazení do experimentu byl dobrý zdravotní stav probandů a to, že se v minulosti nesetkali s PNF. Prováděným rehabilitačním cvikem byla 1.diagonála PNF horních končetin. Celkem byly pro každou osobu pomocí senzorů Xsens DOT provedeny 4 měření – vstupní měření pro levou i pravou horní končetinu a výstupní měření pro levou i pravou horní končetinu. Během každého měření byl cvik proveden pětkrát. Doba mezi vstupním a výstupním měřením byla 2 týdny. Po tuto dobu studenti cvičili každý den za využití nahrávky s instrukcemi a dle rozdělení do 3 skupin. Rozdělení skupin je v následující Tabulce č. 4.1.

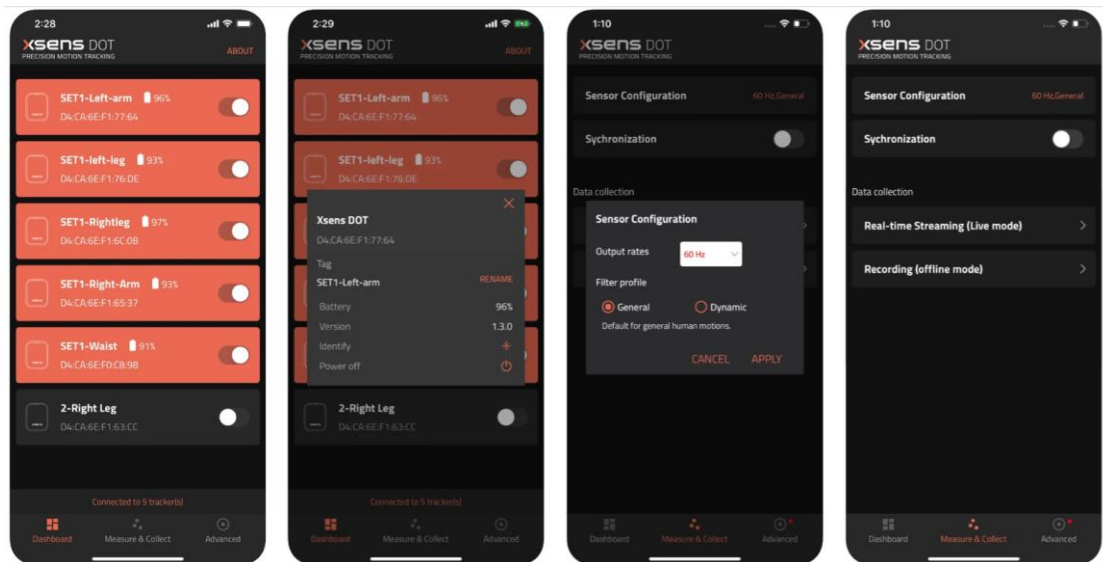
Tabulka č. 4.1: Rozdělení experimentálních skupin dle Sarah Hahn

Skupina	Způsob provedení cviku po dobu 2 týdnů
První skupina (Image)	Studenti první skupiny každý den poslouchali a představovali si provádění pohybu pomocí zvukové nahrávky s instrukcemi pro obě horní končetiny.
Druhá skupina (Moto)	Studenti druhé skupiny každý den fyzicky vykonávali pohyb na obou horních končetinách pomocí zvukové nahrávky s instrukcemi.
Třetí skupina (Mix)	Studenti třetí skupiny první týden denně poslouchali a představovali si provádění pohybu pomocí zvukové nahrávky s instrukcemi. Druhý týden studenti fyzicky vykonávali naučený pohyb na obou horních končetinách pomocí instrukcí zvukové nahrávky.

V každé ze tří skupin bylo 15 osob, v době zpracování této bakalářské práce však měření ještě nebylo zcela dokončeno. Pro analýzu bylo tedy využito dat 11 osob z každé skupiny, u kterých bylo měření již kompletní.

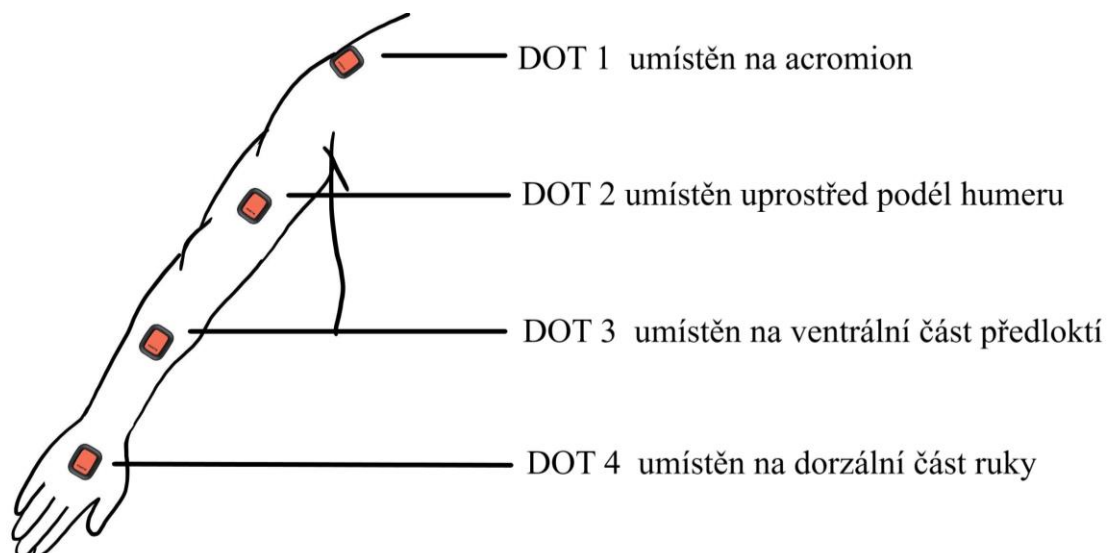
4.2 Měření a záznam dat

Pro záznam dat z jednotlivých senzorů bylo využito aplikace Xsens DOT, vydané výrobcem použitých senzorů Xsens Technologies B.V (Enschede, Nizozemí). Aplikace je volně dostupná pro operační systémy Android i iOS. Na následujícím Obrázku č. 4.1 je ukázka prostředí aplikace a některé možnosti nastavení, jako například výběr mezi real-time (Live model) a záznamem dat (Offline model). V případě našeho měření bylo využito offline záznamu dat a export do formátu XLSX.



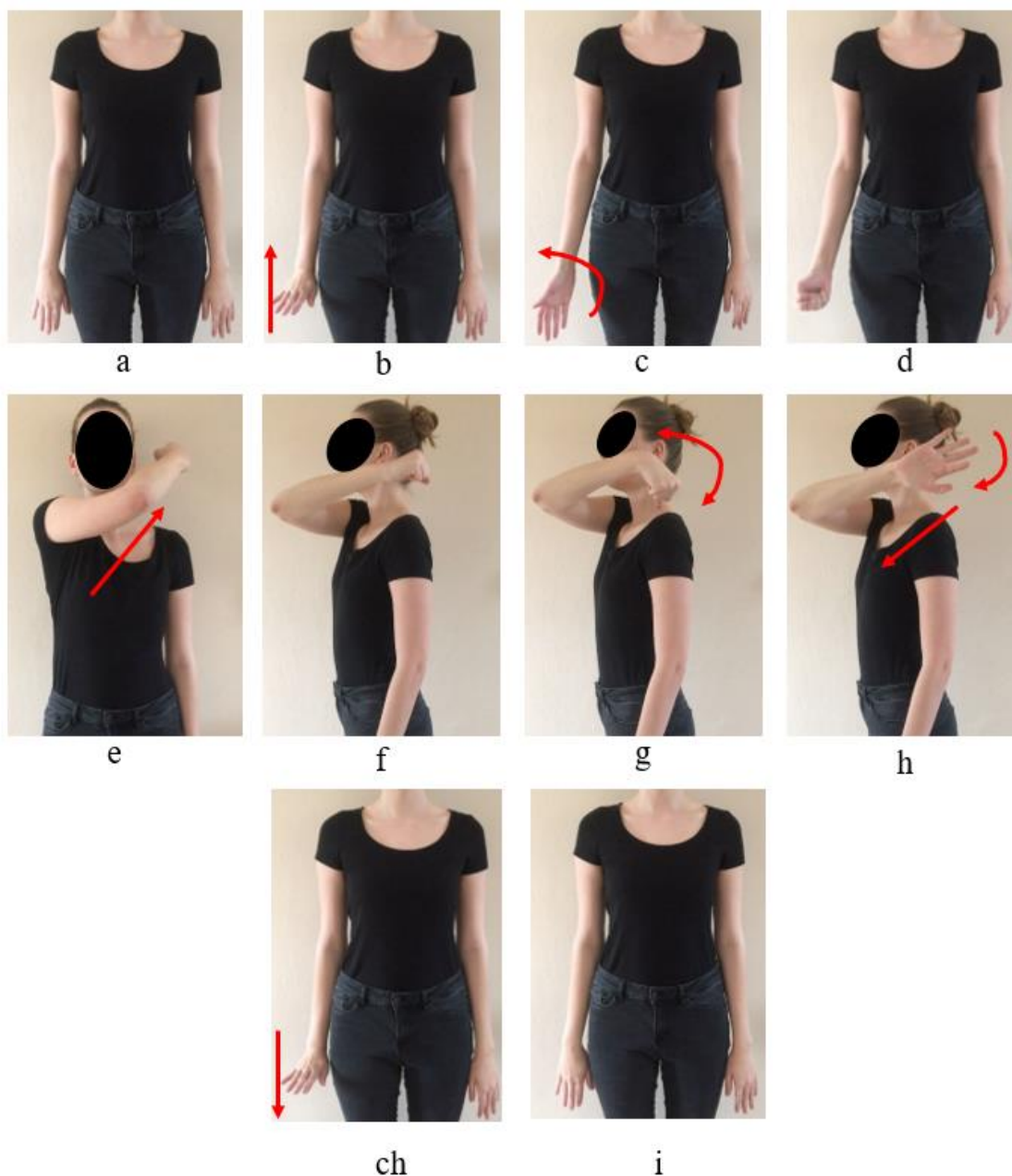
Obrázek č. 4.1: Prostředí aplikace Xsens DOT [48]

Umístění senzorů bylo pro všechna měření stejné dle následujícího Obrázku č 4.2.



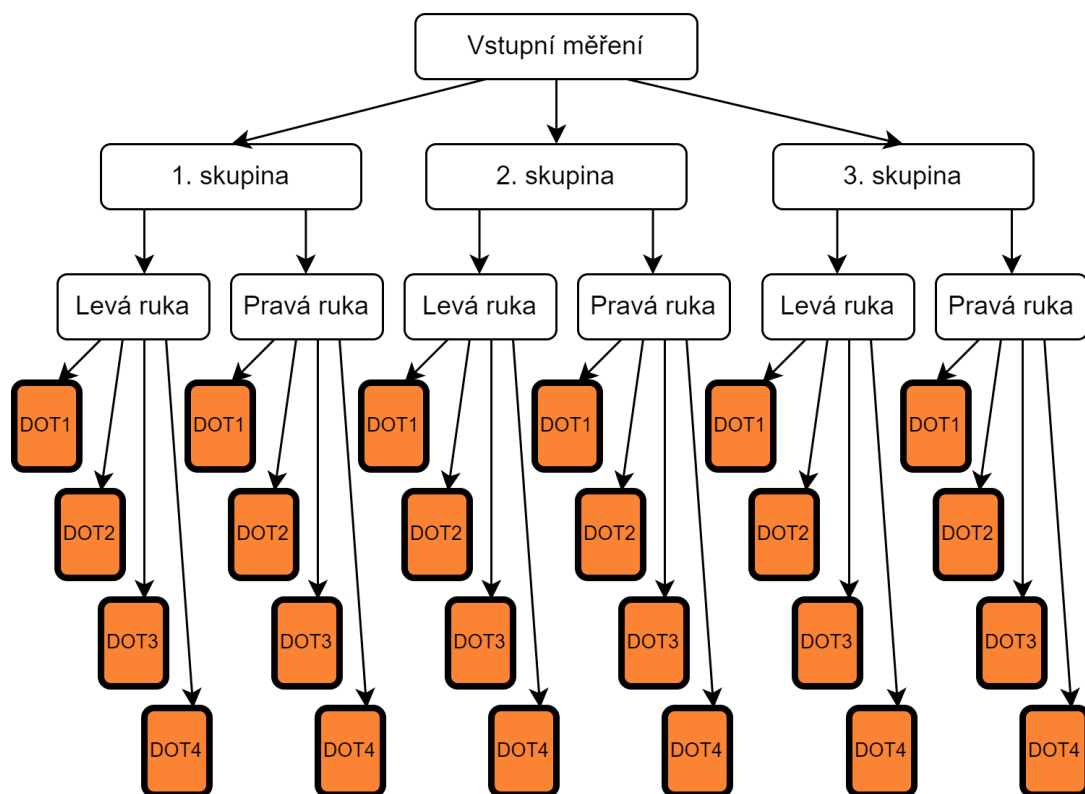
Obrázek č. 4.2: Umístění jednotlivých senzorů na horní končetině

Analyzovaný pohyb je znázorněn na následujícím Obrázku č. 4.3, obrázky byly pro lepší viditelnost nafoceny ve stoje, na rozdíl od měřeného pohybu, který byl prováděn v leže.

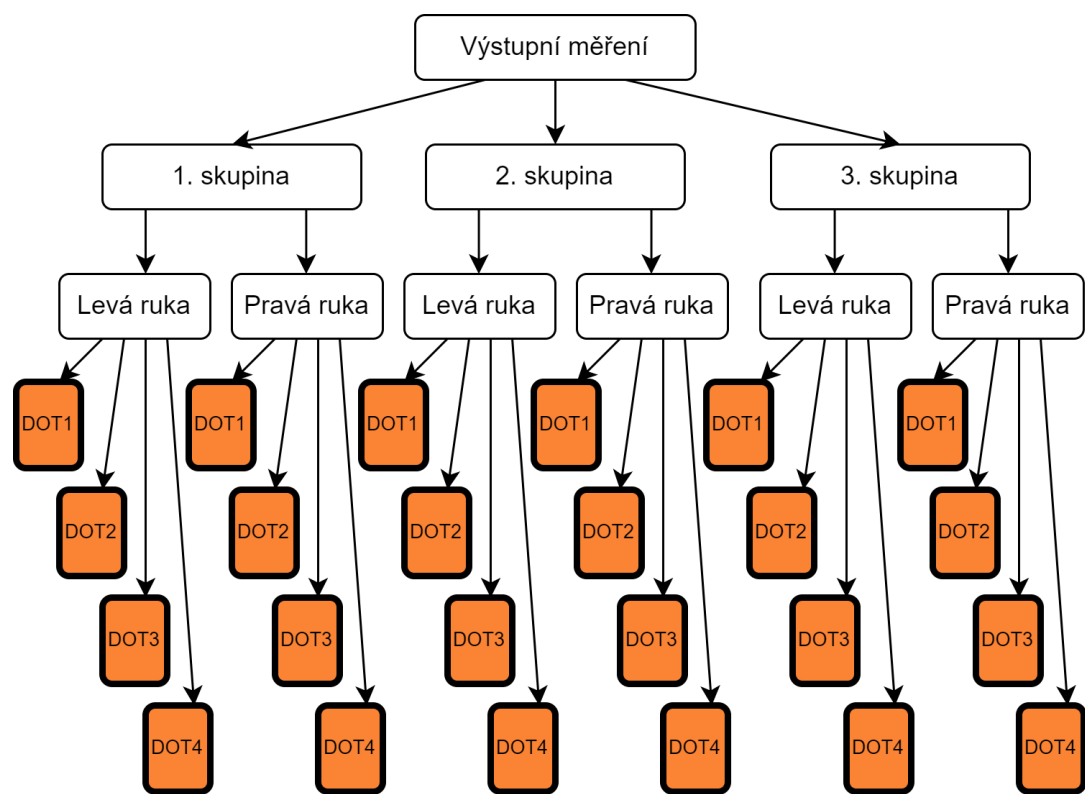


Obrázek č. 4.3: Popis měřeného pohybu (a – výchozí pozice cviku, b – dorzální flexe a následně zvednutí celé horní končetiny, c - rotace dlaně za malíčkem dovnitř, d – sevření dlaně v pěst, e – pohyb horní končetiny za rameno, f – pohled ze strany, g – palmární flexe a relaxace, h – otevření dlaně, rotace za malíčkem ven a pohyb dolů, ch – položení dlaně, i – konečná poloha cviku)

Celkem se tedy výsledný soubor naměřených dat skládal z 33 vstupních a 33 výstupních měření – v obou případech byly použity 4 gyro-akcelerometry na levé ruce a 4 gyro-akcelerometry na pravé ruce dle schématu na Obrázku č. 4.4 a Obrázku č. 4.5. Z každého senzoru byly pro analýzy využity lineární zrychlení v osách x , y , z a úhlová zrychlení v osách x , y a z , dále byly využity výsledné vektory lineárního i úhlového zrychlení.



Obrázek č. 4.4: Schéma vstupního měření



Obrázek č. 4.5: Schéma výstupního měření

4.2.1 Měřicí senzory Xsens

Konkrétní senzory, které byly využity pro měření pohybu horní končetiny, jsou inerciální gyro-akcelerometrické senzory DOT značky Xsens [49]. Byly použity 4 senzory, umístěné na vhodných pozicích na horní končetině [49]. Senzory jsou zobrazeny na Obrázku č. 4.6.



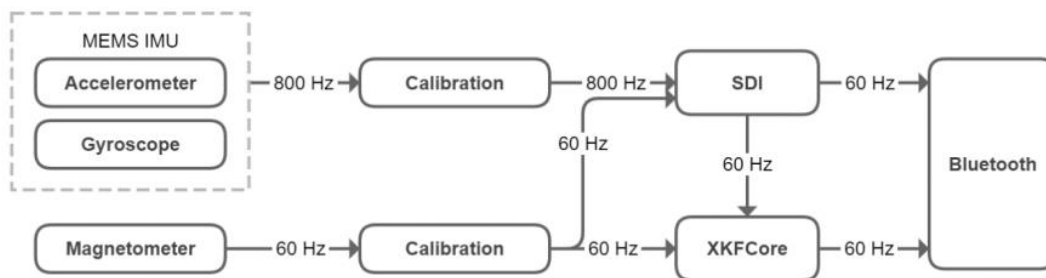
Obrázek č. 4.6: Senzory Xsens DOT s nabíječkou [49]

Tyto senzory využívají k výpočtu jejich prostorové orientace algoritmus Xsens Kalman filter core (XKFCore), který je optimalizovaný pro snímání pohybů lidí [49]. Pro přesné měření při použití více senzorů současně, je nutná jejich synchronizace [49]. Xsens DOT nabízí real-time streaming, pro který je využíváno připojení Bluetooth, druhým způsobem je nahrávání dat [49], které bylo využito při měření. Při nahrávání jsou data uložena do vnitřní paměti a následně exportována pomocí Bluetooth, nebo USB [49]. Při záznamu dat je využíváno souřadnicového systému senzoru podle Obrázku č. 4.7.



Obrázek č. 4.7: Souřadnicový systém senzoru Xsens DOT [49]

Druhý využívaný souřadnicový systém je local earth-fixed reference coordinate system (také známý jako ENU, neboli East-North-Up), který je standardem v inerciální navigaci pro letecké a geodetické účely. [49] Vnitřní uspořádání senzoru můžeme vidět na následujícím Obrázku č. 4.8.



Obrázek č. 4.8: Schéma zpracování signálu uvnitř senzoru Xsens DOT [49]

SDI (z anglického Strapdown integration) je metoda používaná k výpočtu orientace a zrychlení pomocí integrace úhlové rychlosti z gyroskopu a akcelerace z akcelerometru [49]. Data o akceleraci a úhlové rychlosti jsou snímána při vysoké frekvenci 800 Hz, aby byla zachována přesnost i při dynamických pohybech jako například při skoku nebo běhu [49]. Při takto vysoké frekvenci by nebyl možný přenos dat pomocí Bluetooth [49]. Proto SDI algoritmus sníží frekvenci na 60 Hz, s výhodou zachování přesnosti a informací [49].

Xsens DOT systém může měřit velmi přesně, ale při umísťování senzorů na tělo se mohou vyskytnou artefakty, způsobené například pohybem měkkých tkání [50]. Ke snížení chybovosti se doporučuje umístit sensory na místa, kde je kůže méně volná a pohyblivá [50]. Proto je základním konceptem umístit sensory na místa, kde je méně svalů a měkké tkáně a kde je plochý povrch, na který se může sensor přichytit [50].

4.3 Nahrání získaných dat do programu MATLAB

Data byla z Excelu nahrána do programu MATLAB (verze R2021a) pomocí struktury obsahující pole a funkce *importfile.m*, která slouží pro nahrání dat z textového souboru do MATLABu. Způsob uložení dat ve struktuře je znázorněn na následujícím Obrázku č. 4.9. K uloženým datům je možné přistupovat pod zadanými názvy pomocí tečkované notace [51].

Příklad uložení dat pomocí tečkované notace:

```
XsensData.Measurement1.Modul1.Original = importfile('Xsens DOT1-1.csv');
```

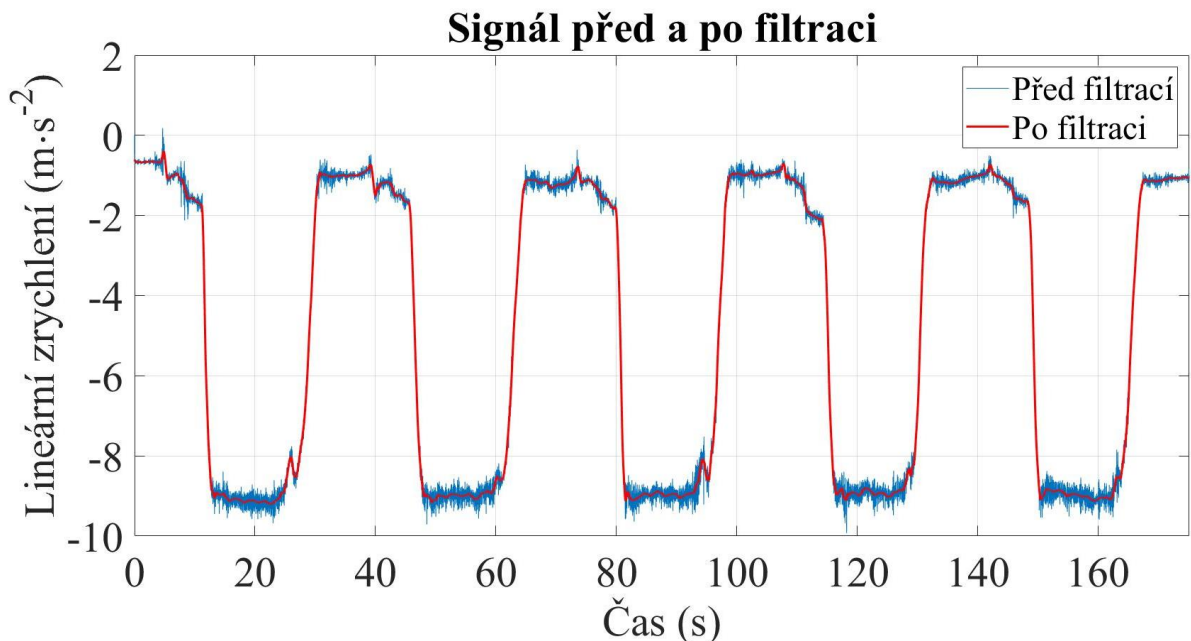
Field ^	Value	Field ^	Value	Field ^	Value	Field ^	Value
Measurement1	1x1 struct	Modul1	1x1 struct	Original	9933x11 table	Acc_X	9933x1 double
Measurement2	1x1 struct	Modul2	1x1 struct	Filtered	1x1 struct	Acc_Y	9933x1 double
Measurement3	1x1 struct	Modul3	1x1 struct			Acc_Z	9933x1 double
Measurement4	1x1 struct	Modul4	1x1 struct				
Measurement5	1x1 struct	Modul5	1x1 struct				
Measurement6	1x1 struct						
Measurement7	1x1 struct						
Measurement8	1x1 struct						

4.4 Filtrace signálu

Dalším krokem po nahrání signálu byla jeho filtrace, pro kterou byla využita funkce MATLABu $B = \text{smoothdata}(A, \text{method}, \text{window})$, kde A je původní signál, B je filtrovaný signál, method je použitá metoda filtrace a window je délka okna filtrace [52]. Použita byla Gaussova filtrace s délkou okna 50, tento příkaz v MATLABu s použitím tečkované notace tedy vypadal následovně:

```
XsensData.Measurement1.Modul1.Filtered.Acc_X = smoothdata(XsensData.Measurement1.Modul1.Original.Acc_X, 'gaussian', 50).
```

Signál před a po aplikaci tohoto filtru je znázorněn na Obrázku č. 4.10.



Obrázek č. 4.10 : Signál před a po použití filtrace gaussovským váhováním

4.5 Normalizace signálu

Normalizace signálů je důležitá pro jejich lepší vzájemnou porovnatelnost. Příklad amplitudové normalizace signálu, která byla použita je v následujícím vzorci (4.1):

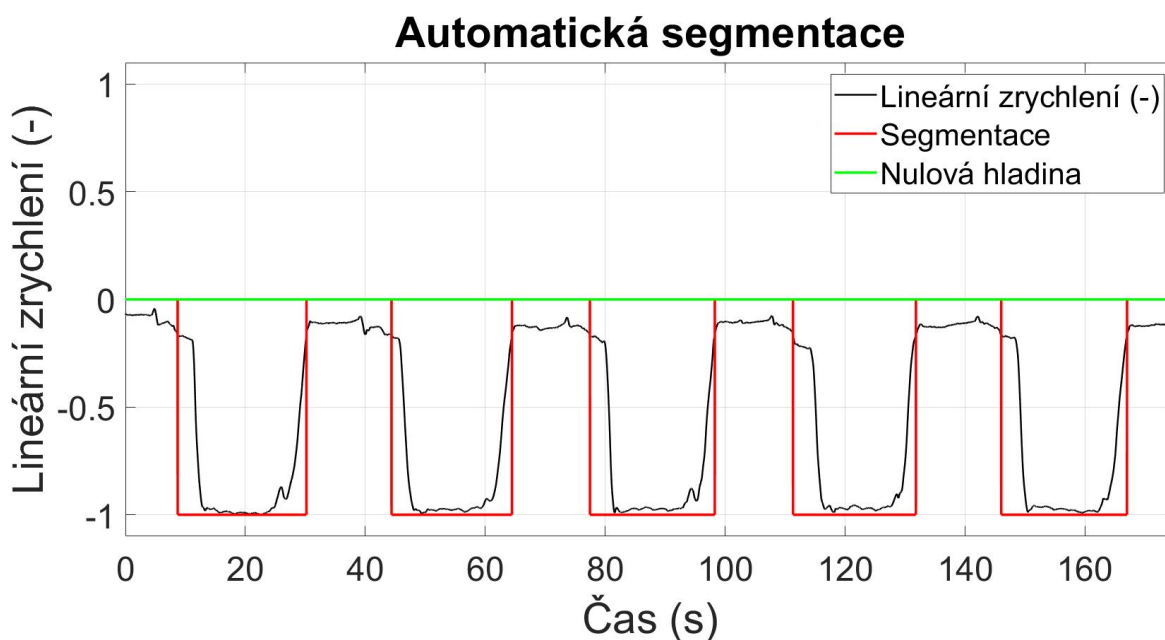
$$AccX_{norm} = \frac{AccX(t)}{\max(abs(AccX(t)))} \quad (4.1)$$

kde v $AccX(t)$ je lineární zrychlení v ose x v čase v $m \cdot s^{-2}$ a $AccX_{norm}$ je normalizovaný signál, který je bezrozměrný. Dělíme tedy všechny prvky signálu jeho nejvyšší hodnotou, výstupem jsou hodnoty amplitudy v intervalu $\langle -1; 1 \rangle$. Podobného výsledku bychom dosáhli i za využití funkce MATLABu *normalise* [53]. Normalizace nemění tvar signálů, pouze jejich měřítko osy y [54].

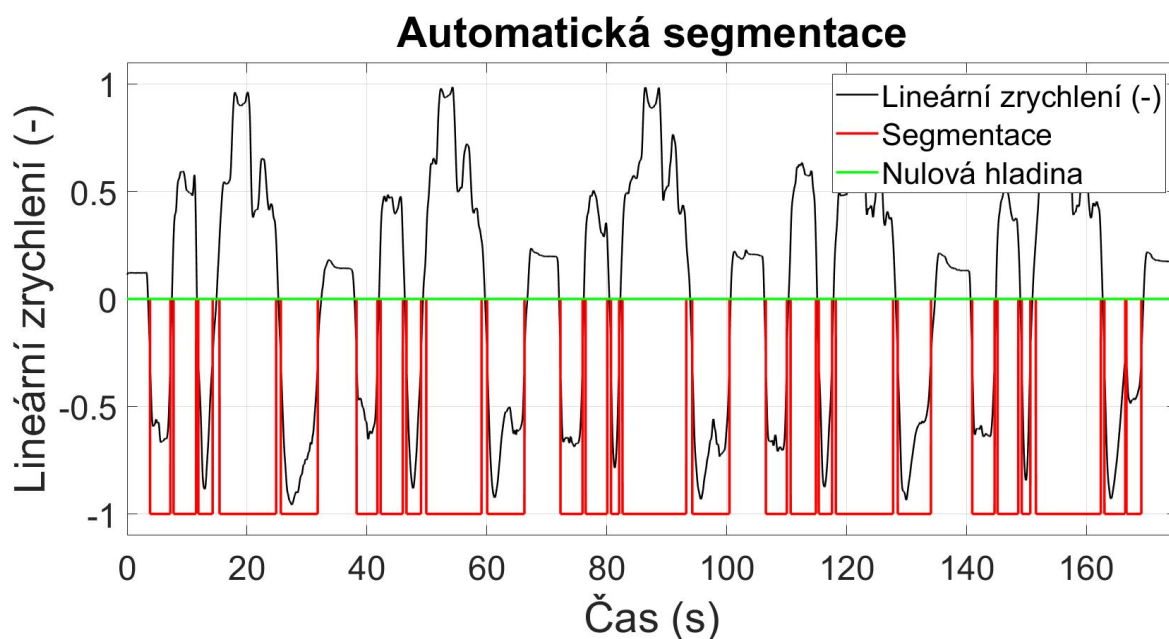
4.6 Automatická a manuální segmentace částí cviku

Segmentace je důležitou součástí analýzy lidských pohybů [55]. Při správném procesu segmentace pohybu je možné dosáhnout spolehlivějšího rozpoznávání pohybů [56]. Segmentační body jsou definovány jako body ve spojitém signálu, kde se lidský pohyb mění, například klidového stavu k pohybu, nebo od jednoho typu pohybu k dalšímu [55]. Segmentace pohybů byla provedena dvěma způsoby. Prvním způsobem byla automatická segmentace a druhým segmentace ruční. Pro automatickou segmentaci byl, s ohledem na časové požadavky odevzdání výsledků zástupcům z LF převzat a upraven kód z [57], kde segmentování zajišťuje funkce *framing.m.* s parametry *framing(x, frlen, hop, fs)*, kde x je segmentovaný signál v čase, $frlen$ je délka okna signálu, hop je velikost přeskočku, fs je vzorkovací frekvence [57].

Při ruční segmentaci byly manuálně označeny počátky a konce pěti opakování cviku v záznamu z každého měření. Automatická segmentace pro senzor DOT1 je na Obrázku č. 4.11 a automatická segmentace pro senzor DOT4 je na Obrázku č. 4.12. Automatická a ruční segmentace je srovnána v Tabulce č. 4.2, pro senzor DOT4 byla automatická segmentace neúspěšná.



Obrázek č. 4.11: Automatická segmentace pro senzor DOT1



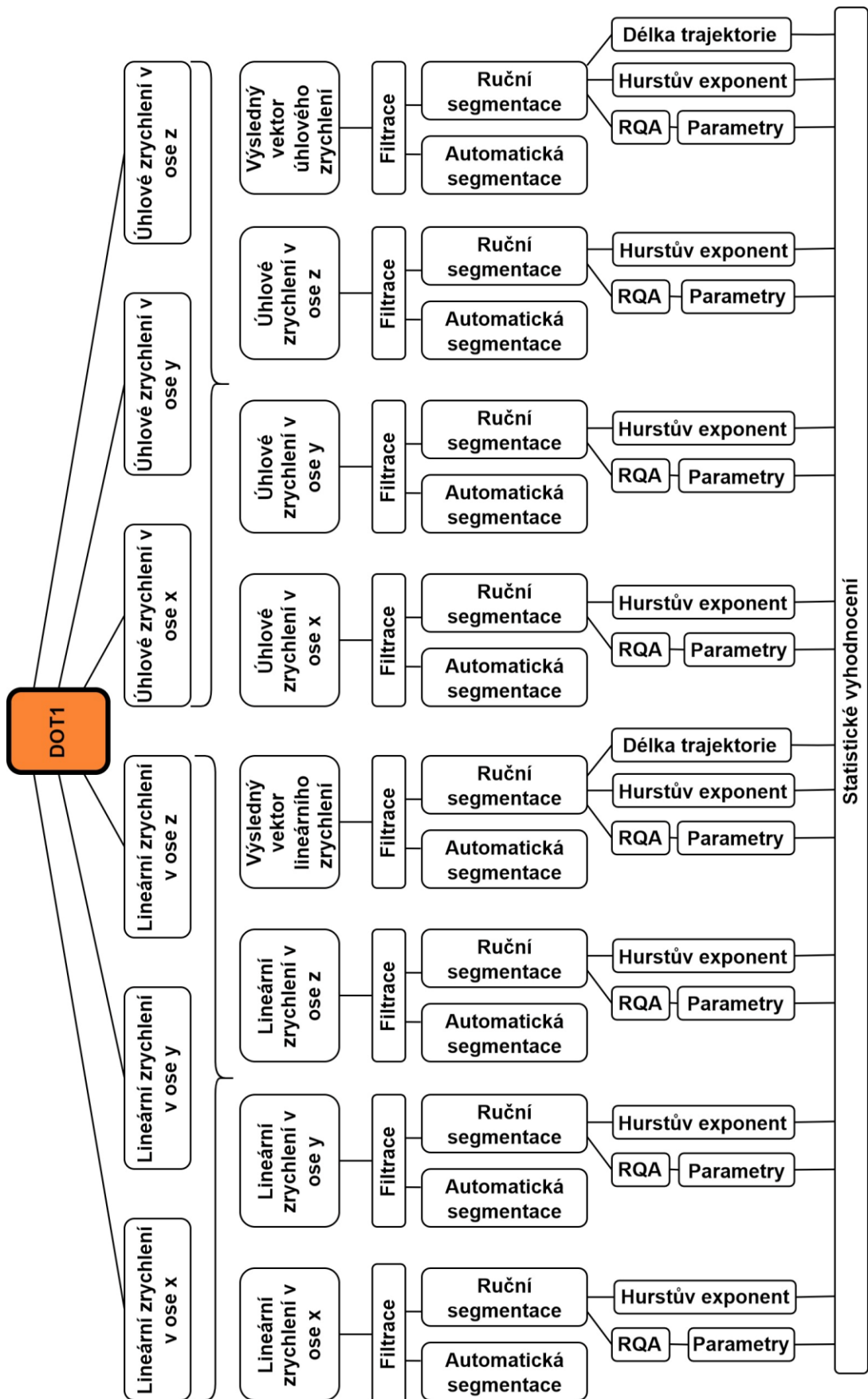
Obrázek č. 4.12: Automatická segmentace pro senzor DOT4

Tabulka č. 4.2: Srovnání časů (v sekundách) počátku a konce jednotlivých segmentů automatické a ruční segmentace pro stejné měření DOT1 a DOT4

	Segment 1		Segment 2		Segment 3		Segment 4		Segment 5	
	Začátek	Konec	Začátek	Konec	Začátek	Konec	Začátek	Konec	Začátek	Konec
DOT1 Automat.	8,7	30,19	44,36	64,45	77,44	98,27	111,3	131,8	146,02	167
DOT1 Ruční	5,31	30,71	39,62	64,95	73,88	98,83	108,12	132,76	143,94	167,58
DOT4 Automat.	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
DOT4 Ruční	3,23	32,89	37,32	67,02	71,57	101	105,81	135,25	140,33	169,71

4.7 Metody nelineární analýzy

Z metod nelineární analýzy byla vybrána Rekurentní kvantifikační analýza RQA (z anglického Recurrent Quantification Analysis), Hurstův exponent. Schéma průběhu analýzy je znázorněno na Obrázku č. 4.13.



Obrázek č. 4.13: Schéma průběhu analýzy dat

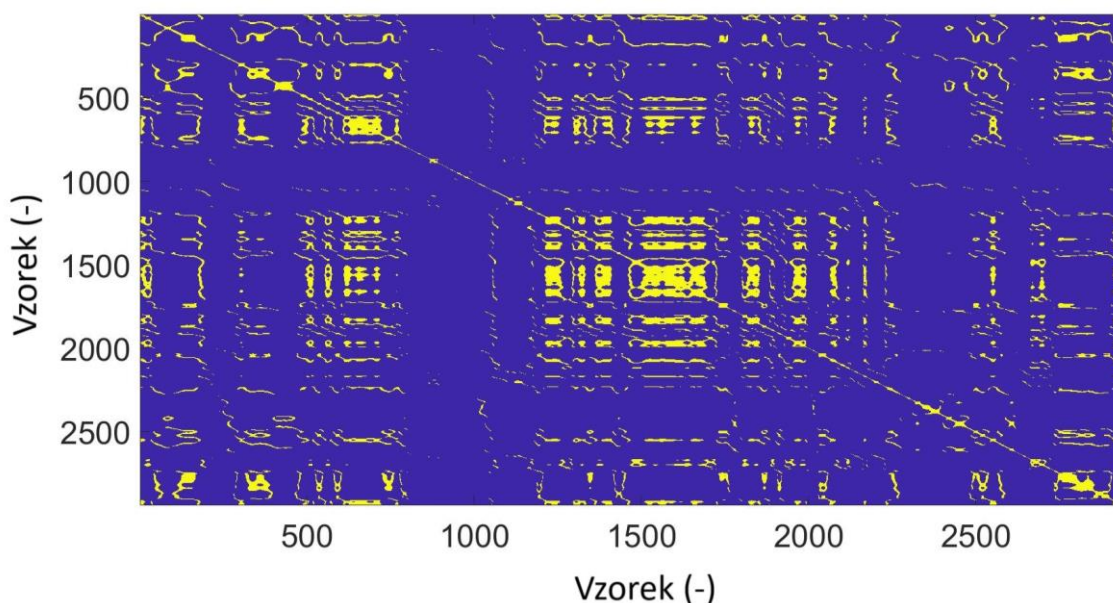
4.7.1 Rekurentní kvantifikační analýza

V případě této práce byly zvoleny vstupní parametry RQA následovně:

- Dimenze byla zvolena $d = 7$
- Zpoždění bylo zvoleno $\tau = 1$
- Norma byla zvolena Euklidovská.
- Prahová hodnota ε byla zvolena 0,1 v případě všech os, kromě výsledného vektoru úhlového zrychlení, kde byla zvolena 100.

Rekurentní kvantifikační analýza byla provedena dle kódu, převzatého z [58].

Ukázka rekurentního grafu je na následujícím Obrázku č. 4.14, rekurenci značí žlutá barva.



Obrázek č. 4.14: Rekurentní graf pro jeden pohybový segment výsledného vektoru úhlového zrychlení ($d=7$, $\tau=1$, $\varepsilon=100$)

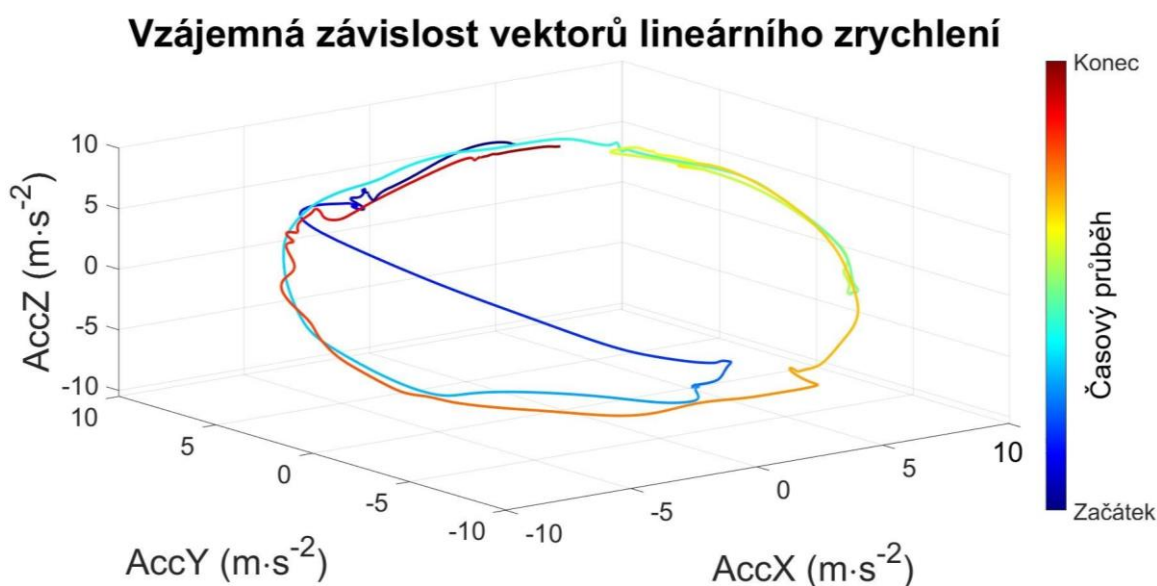
4.7.2 Hurstův exponent

Kódy pro výpočet Hurstova exponentu dle metody R/S byly převzaty z [59] a upraveny. Pro metodu výpočtu R/S byl vstupní parametr D nastaven na hodnotu 50, což byla hodnota defaultně nastavena autorem kódu a ukázala se jako vyhovující. Parametr D definuje délku nejmenšího úseku, na které je možné signál rozdělit [59].

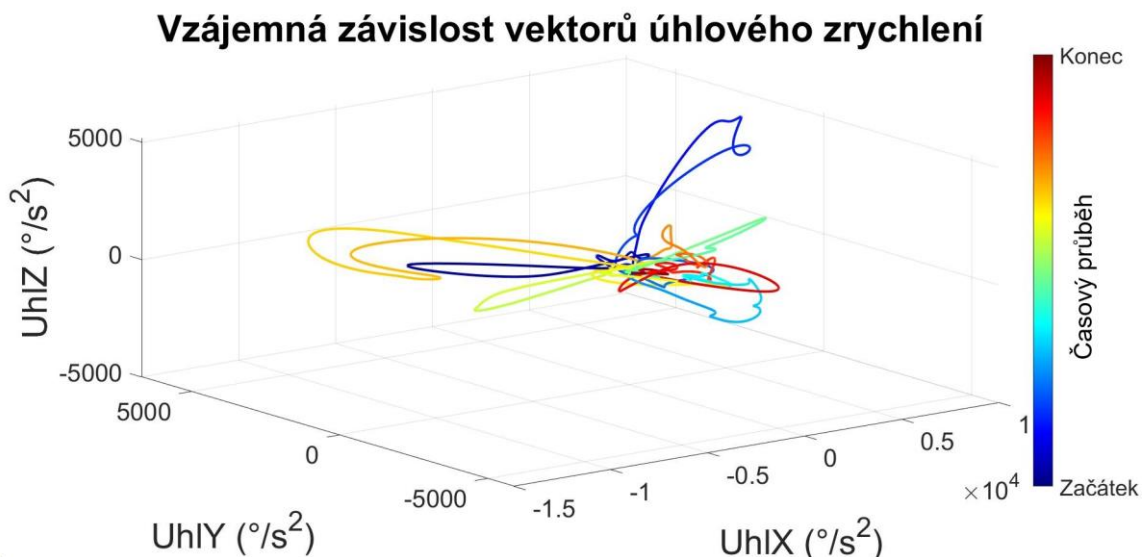
Kódy pro výpočet dle DFA byly převzaty z [60] a upraveny. V tomto případě byl parametr D nastaven na defaultní hodnotu 10.

4.8 Délka trajektorie

Délka trajektorie byla zvolena jako kvantitativní parametr vzájemné závislosti vektorů lineárního a úhlového zrychlení. Pro vizualizaci jejich vzájemné závislosti bylo využito 3D grafů, kde na ose x bylo vyneseno lineární zrychlení v ose x , na osu y bylo vyneseno lineární zrychlení v ose y a na osu z bylo vyneseno lineární zrychlení v ose z . Analogicky byly 3D grafy vytvořeny pro úhlové zrychlení. Na Obrázku č. 4.15 je vzájemná závislost vektorů lineárního zrychlení a na Obrázku č. 4.16 je vzájemná závislost vektorů úhlového zrychlení. Měnicí se barva signálu v grafech znázorňuje průběh času.



Obrázek č. 4.15: Vzájemná závislost vektorů lineárního zrychlení pro DOT4



Obrázek č. 4.16: Vzájemná závislost vektorů úhlového zrychlení pro DOT4

Pro výpočet délky trajektorie lineárního zrychlení bylo využito následující rovnice (4.4):

$$TL_{Acc} = \sum_{n=2}^N \sqrt{(AccX_n - AccX_{n-1})^2 + (AccY_n - AccY_{n-1})^2 + (AccZ_n - AccZ_{n-1})^2}, \quad (4.4)$$

kde TL_{Acc} je délka trajektorie lineárního zrychlení v $m \cdot s^{-2}$, $AccX$ je lineární zrychlení v ose x v $m \cdot s^{-2}$, $AccY$ je lineární zrychlení v ose y v $m \cdot s^{-2}$ a $AccZ$ je lineární zrychlení v ose z v $m \cdot s^{-2}$, N je počet vzorků (-).

Analogicky bylo pro výpočet délky trajektorie úhlového zrychlení využito následující rovnice (4.5):

$$TL_{Uhl} = \sum_{n=2}^N \sqrt{(UhlX_n - UhlX_{n-1})^2 + (UhlY_n - UhlY_{n-1})^2 + (UhlZ_n - UhlZ_{n-1})^2}, \quad (4.5)$$

kde TL_{Uhl} je délka trajektorie úhlového zrychlení ve $^\circ/s^2$, $UhlX$ je lineární zrychlení v ose x ve $^\circ/s^2$, $UhlY$ je lineární zrychlení v ose y ve $^\circ/s^2$ a $UhlZ$ je lineární zrychlení v ose z ve $^\circ/s^2$, N je počet vzorků (-).

Délka trajektorie byla vypočítána dle kódu, který byl převzat z [61] a upraven.

4.9 Statistické vyhodnocení

Pro statistické vyhodnocení byl jako vhodný vybrán Friedmanův test. Friedmanův test je neparametrický test pro opakovaná měření ANOVA [62]. Pro vyhodnocení bylo využito funkce MATLABu *multcompare* [63].

Všechny výše zmíněné analýzy byly provedeny pro každý z pěti pohybových segmentů vstupního i výstupního měření jednotlivých probandů (pro levou i pravou horní končetinu). Z pěti hodnot (pro pět segmentů) každého výstupního parametru RQA, Hurstova exponentu a délky trajektorie byla vypočtena průměrná hodnota a tedy do statistického vyhodnocení bylo pro každého probanda použito po jedné hodnotě od každého parametru. Statistické vyhodnocení probíhalo dle schématu na Obrázku č. 4.17. Po provedení statistického vyhodnocení byly vybrány 3 nejvhodnější parametry pro hodnocení pohybu, které měly největší počet statisticky významných p hodnot ($p < 0,05$) a to zvláště pro lineární a pro úhlové zrychlení. Dále bylo vybráno nejlepší umístění gyro-akcelerometru pro analýzu. Schéma statistického vyhodnocení je znázorněno na Obrázku č. 4.17.

Vybrané parametry vhodné pro hodnocení lineárního zrychlení:

- Determinismus
- Laminarita
- Délka trajektorie

Vybrané parametry pro hodnocení úhlového zrychlení:

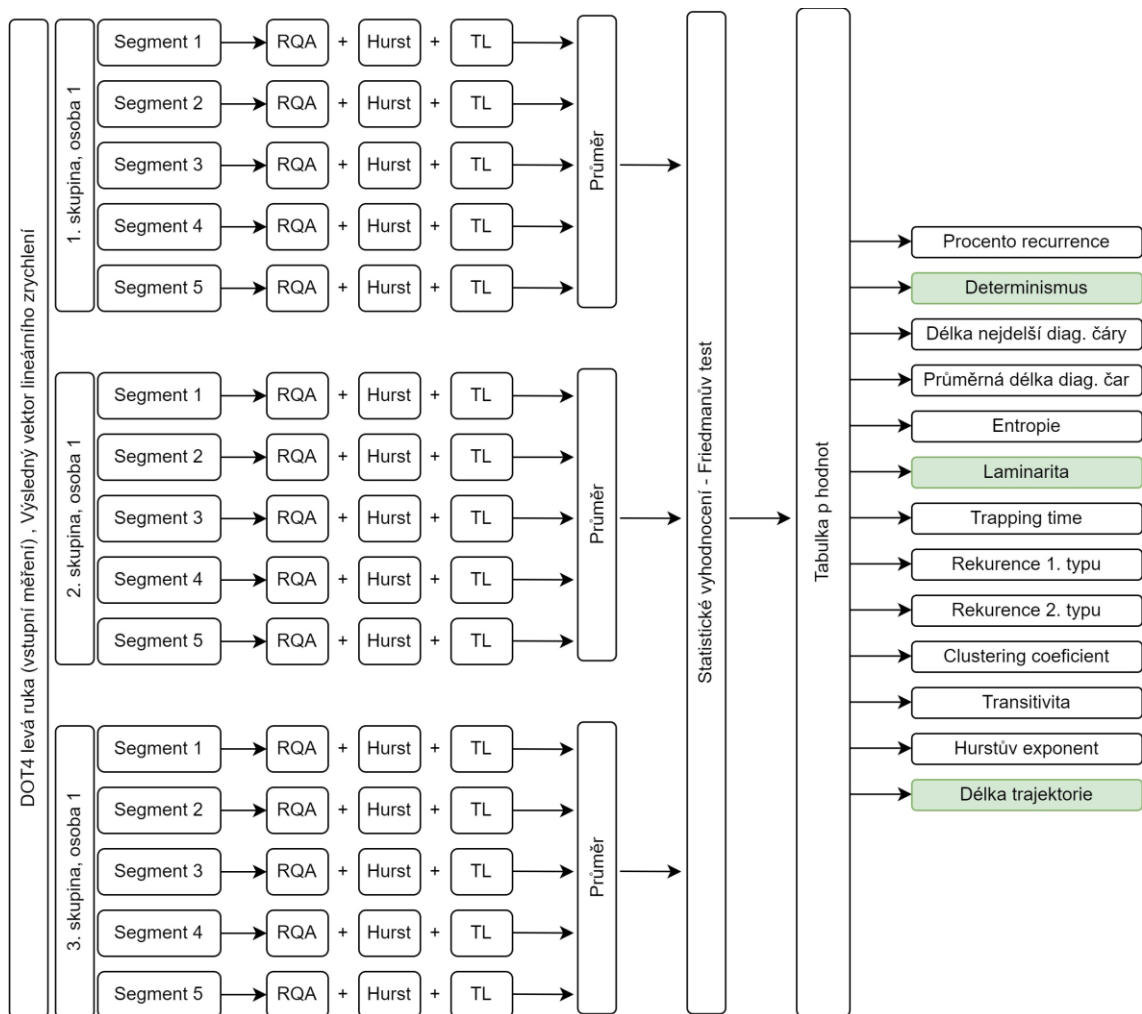
- Determinismus
- Clustering coefficient
- Délka trajektorie

Vybrané umístění senzoru:

- DOT4 – hřbetní strana ruky

Vybraná osa pro analýzu:

- Výsledný vektor lineárního zrychlení
- Výsledný vektor úhlového zrychlení



Obrázek č. 4.17: Princip statistického vyhodnocení a výběru nejvhodnějších parametrů

5 Výsledky

V této kapitole jsou prezentovány výsledné grafy pro vybrané parametry vhodné k hodnocení pohybu horní končetiny.

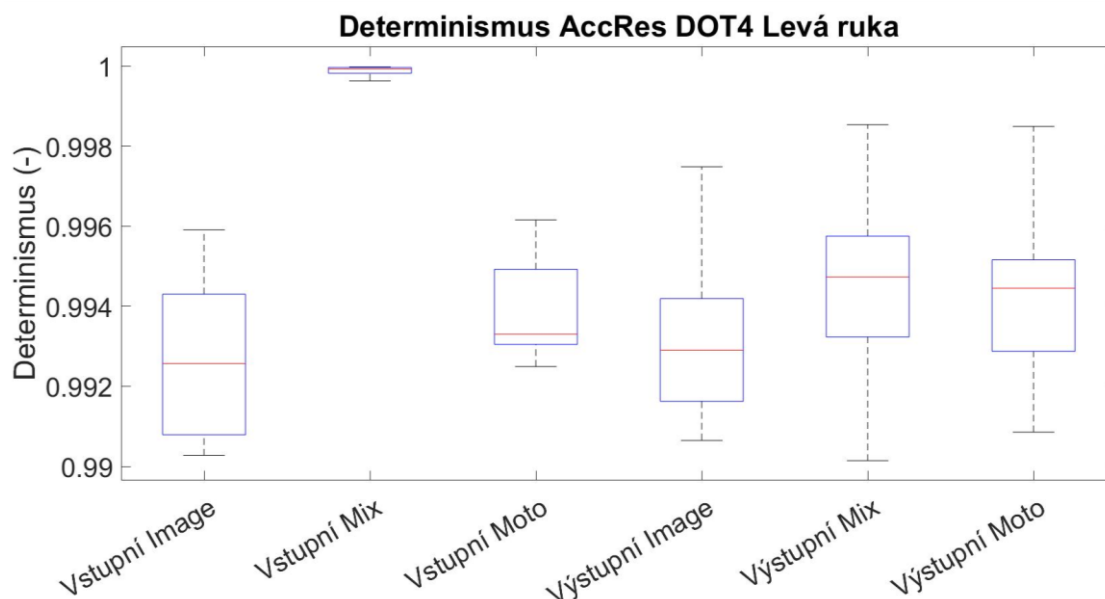
5.1 Výsledky pro lineární zrychlení

Pro výsledný vektor lineárního zrychlení byly jako vhodné vybrány parametry RQA – determinismus a laminarita a dále byl jako vhodný parametr vybrán délka trajektorie.

V této kapitole jsou uvedeny grafy jednotlivých parametrů lineárního zrychlení a tabulky jejich p-hodnot.

Všechny p-hodnoty pro jednotlivé parametry lineárního zrychlení senzoru DOT4 jsou uvedeny v tabulce A v Příloze A. Celá tabulka p-hodnot je z důvodu svého rozsahu na přiloženém CD.

Na Obrázku č. 5.1 je graf porovnávající determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.1 jsou uvedeny p-hodnoty pro determinismus vztahující se k Obrázku č. 5.1.

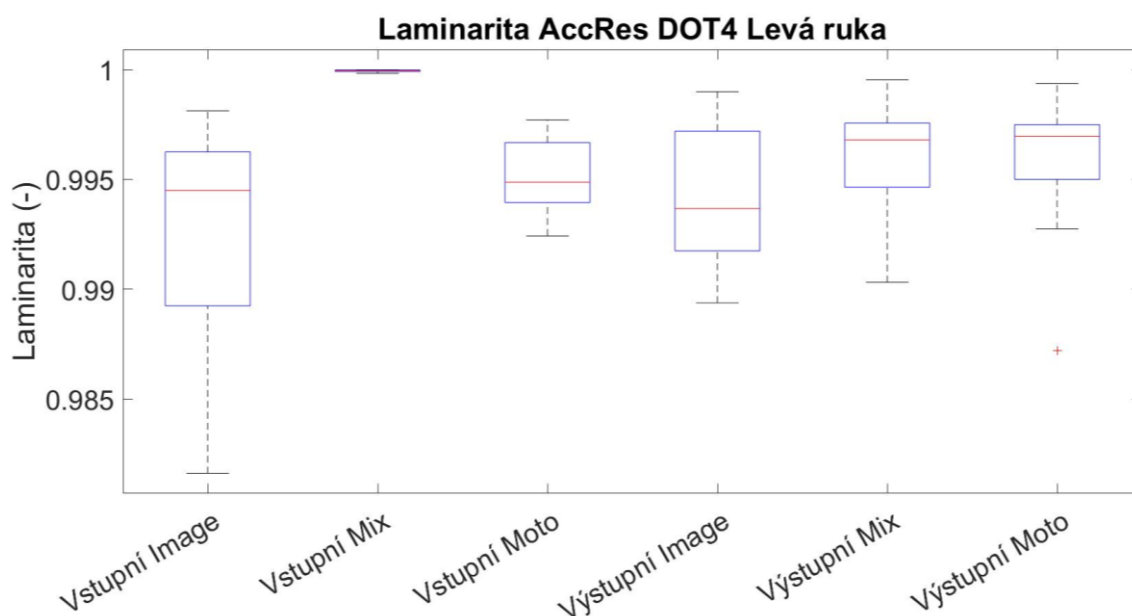


Obrázek č. 5.1: Lineární zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Tabulka č. 5.1: P-hodnoty – lineární zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Parametr 1	Parametr 2	%DET
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_S_Mix	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_S_Moto	0,910
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Image	>0,999
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,451
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,910
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_S_Moto	0,006
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Image	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,069
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,006
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Image	0,944
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,968
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Moto	<0,001
AccRes_dot4_L_F_Image	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,525
AccRes_dot4_L_F_Image	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,944
AccRes_dot4_L_F_Mix	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,968

Na Obrázku č. 5.2 je graf porovnávající laminaritu pro vstupní a výstupní měření levé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.2 jsou uvedeny p-hodnoty pro laminaritu vztahující se k Obrázku č. 5.2.

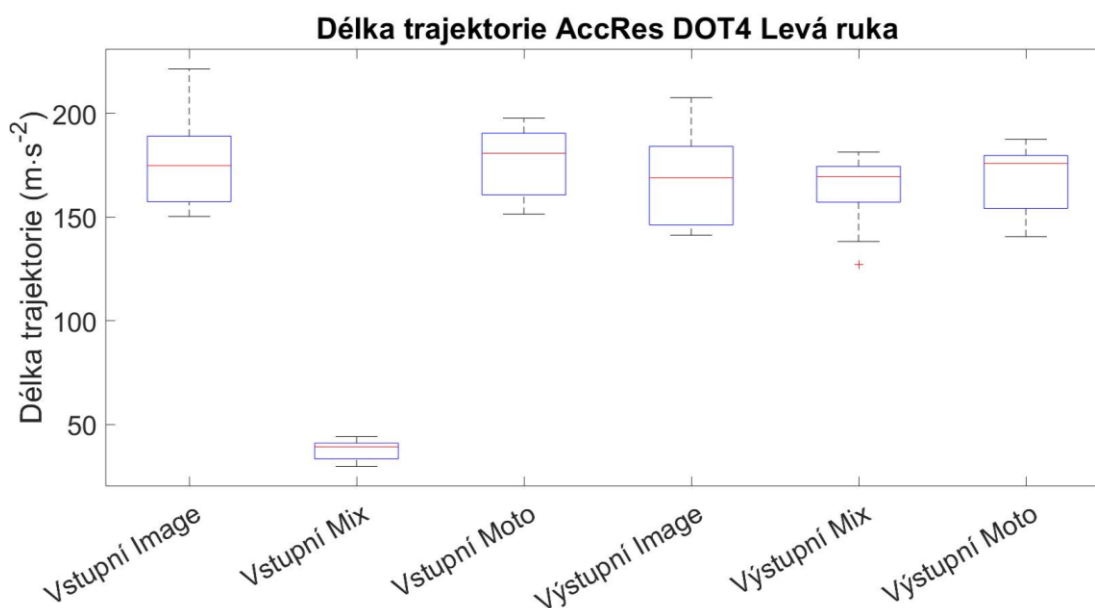


Obrázek č. 5.2: Lineární zrychlení – laminarita pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Tabulka č. 5.2: P-hodnoty – lineární zrychlení – laminarita pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Parametr 1	Parametr 2	%LAM
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_S_Mix	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_S_Moto	0,993
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Image	0,993
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,525
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,525
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_S_Moto	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Image	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,036
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,036
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Image	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,865
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,865
AccRes_dot4_L_F_Image	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,865
AccRes_dot4_L_F_Image	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,865
AccRes_dot4_L_F_Mix	AccRes_dot4_L_F_Moto	<0,001

Na Obrázku č. 5.3 je graf porovnávající délku trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.3 jsou uvedeny p-hodnoty pro délku trajektorie vztahující se k Obrázku č. 5.3.

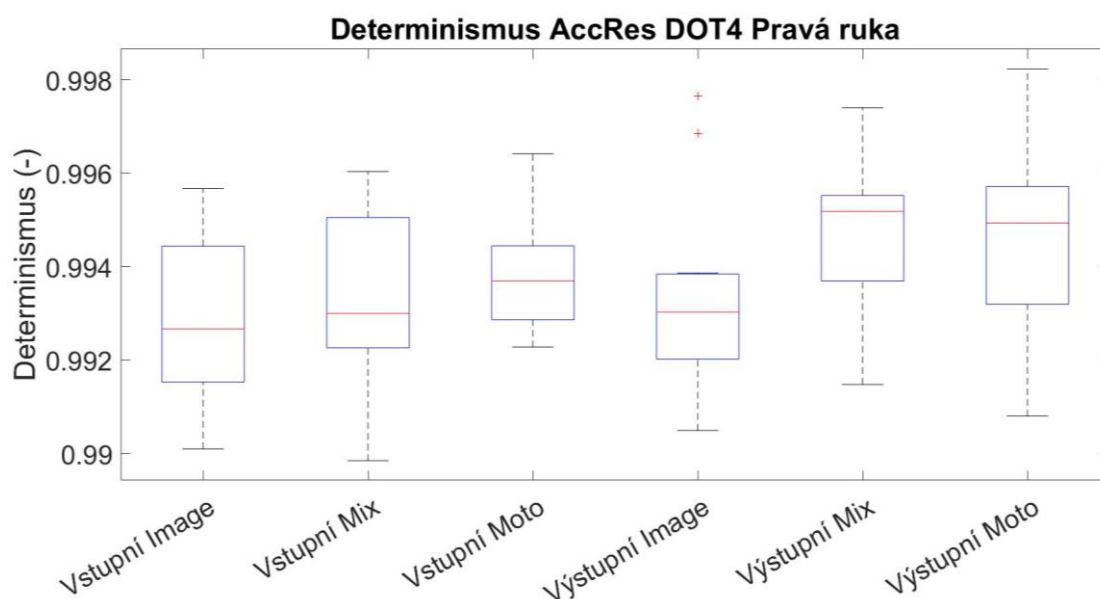


Obrázek č. 5.3: Lineární zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Tabulka č. 5.3: P-hodnoty – lineární zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Parametr 1	Parametr 2	TL
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_S_Mix	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_S_Moto	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Image	0,865
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,313
AccRes_dot4_L_S_Image	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,747
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_S_Moto	<0,001
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Image	0,006
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,092
AccRes_dot4_L_S_Mix	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,012
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Image	0,865
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,313
AccRes_dot4_L_S_Moto	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,747
AccRes_dot4_L_F_Image	AccRes_dot4_L_F_Mix	0,944
AccRes_dot4_L_F_Image	AccRes_dot4_L_F_Moto	>0,999
AccRes_dot4_L_F_Mix	AccRes_dot4_L_F_Moto	0,984

Na Obrázku č. 5.4 je graf porovnávající determinismus pro vstupní a výstupní pravé ruky měření 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.4 jsou uvedeny p-hodnoty pro determinismus vztahující se k Obrázku č. 5.4.

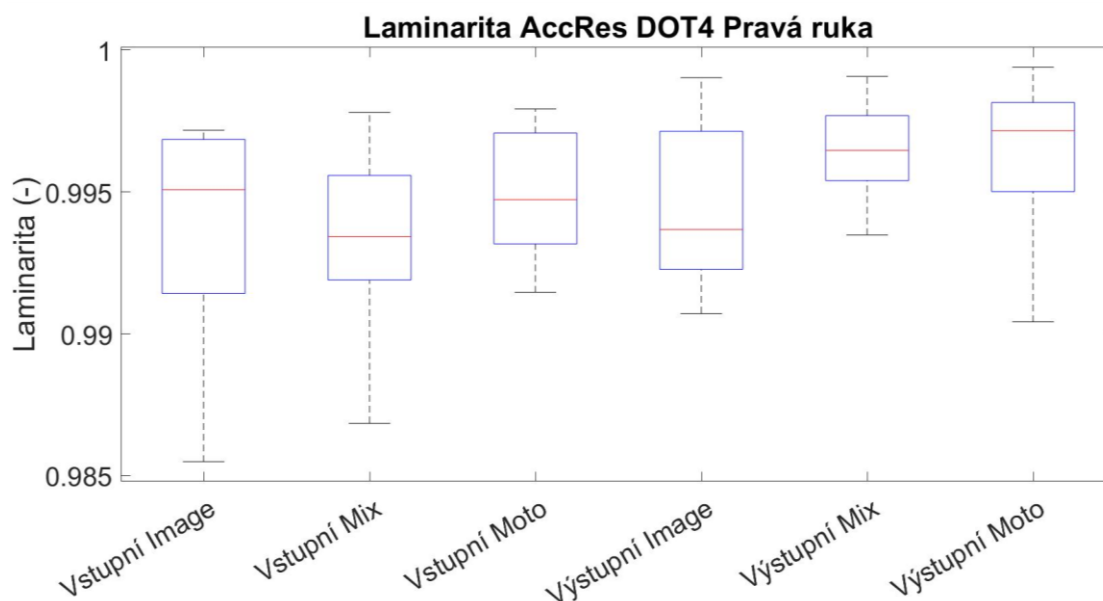


Obrázek č. 5.4: Lineární zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Tabulka č. 5.4: P-hodnoty – lineární zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Parametr 1	Parametr 2	%DET
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_S_Mix	0,998
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_S_Moto	0,944
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Image	<0,001
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,254
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,451
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_S_Moto	0,747
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Image	0,998
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,092
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,202
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Image	0,944
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,810
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,944
AccRes_dot4_R_F_Image	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,254
AccRes_dot4_R_F_Image	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,451
AccRes_dot4_R_F_Mix	AccRes_dot4_R_F_Moto	>0,999

Na Obrázku č. 5.5 je graf porovnávající laminaritu pro vstupní a výstupní měření pravé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.5 jsou uvedeny p-hodnoty pro laminaritu vztahující se k Obrázku č. 5.5.

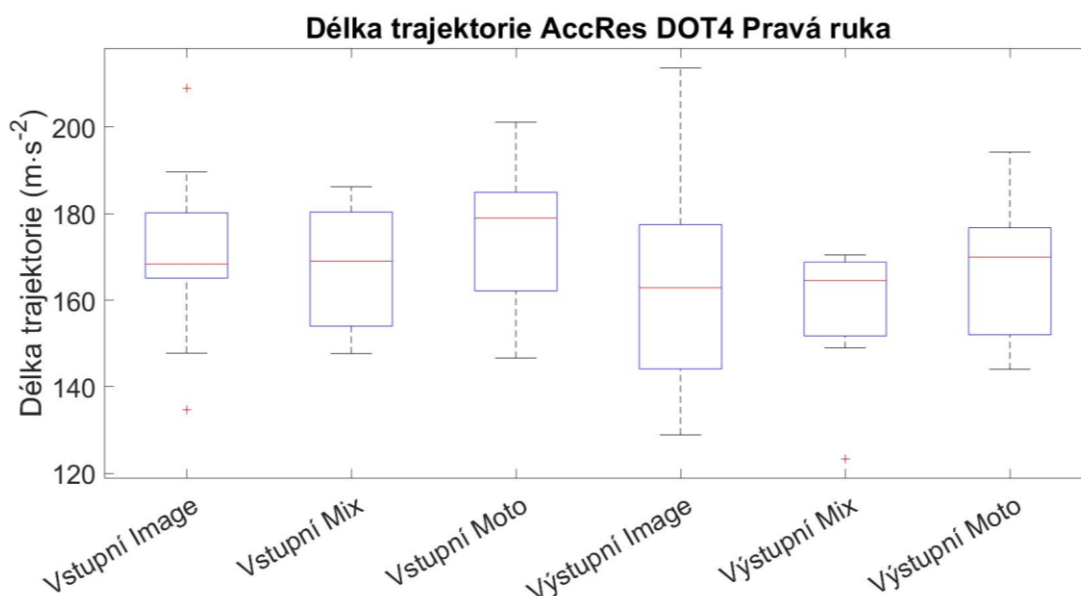


Obrázek č. 5.5: Lineární zrychlení – laminarita pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Tabulka č. 5.5: P-hodnoty – lineární zrychlení – laminarita pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Parametr 1	Parametr 2	%LAM
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_S_Mix	>0,999
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_S_Moto	0,998
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Image	0,993
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,0685
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,158
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_S_Moto	0,968
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Image	0,944
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,026
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,068
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Image	>0,999
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,202
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,379
AccRes_dot4_R_F_Image	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,254
AccRes_dot4_R_F_Image	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,451
AccRes_dot4_R_F_Mix	AccRes_dot4_R_F_Moto	>0,999

Na Obrázku č. 5.6 je graf porovnávající délku trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.6 jsou uvedeny p-hodnoty pro délku trajektorie vztahující se k Obrázku č. 5.6.



Obrázek č. 5.6: Lineární zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Tabulka č. 5.6: P-hodnoty – lineární zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Parametr 1	Parametr 2	TL
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_S_Mix	0,944
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_S_Moto	<0,001
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Image	0,601
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,050
AccRes_dot4_R_S_Image	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,865
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_S_Moto	0,944
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Image	0,984
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,379
AccRes_dot4_R_S_Mix	AccRes_dot4_R_F_Moto	>0,999
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Image	0,602
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,050
AccRes_dot4_R_S_Moto	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,865
AccRes_dot4_R_F_Image	AccRes_dot4_R_F_Mix	0,810
AccRes_dot4_R_F_Image	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,998
AccRes_dot4_R_F_Mix	AccRes_dot4_R_F_Moto	0,525

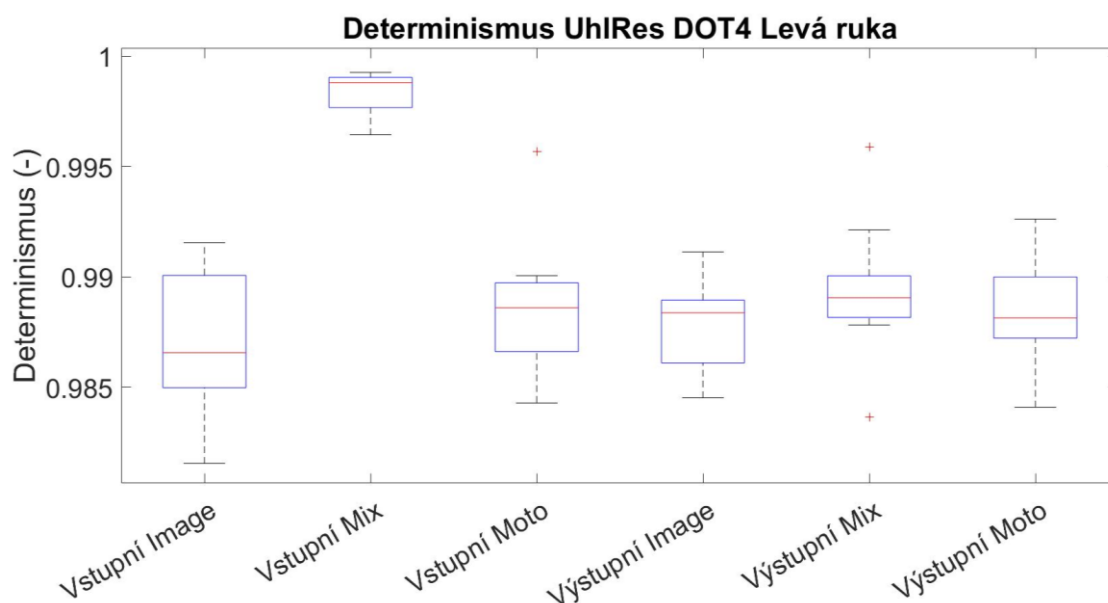
5.2 Výsledky pro úhlové zrychlení

Pro výsledný vektor úhlového zrychlení byly jako vhodné vybrány parametry RQA – determinismus a clustering coefficient a dále byla vybrána jako vhodný parametr Délka trajektorie.

V této kapitole jsou uvedeny grafy jednotlivých parametrů úhlového zrychlení a tabulky jejich p-hodnot.

Všechny p-hodnoty pro jednotlivé parametry úhlového zrychlení jsou uvedeny v tabulce B, která je uvedena v Příloze B. Celá tabulka p-hodnot je uvedena na přiloženém CD.

Na Obrázku č. 5.7 je graf porovnávající determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.7 jsou uvedeny p-hodnoty pro determinismus vztahující se k Obrázku č. 5.7.

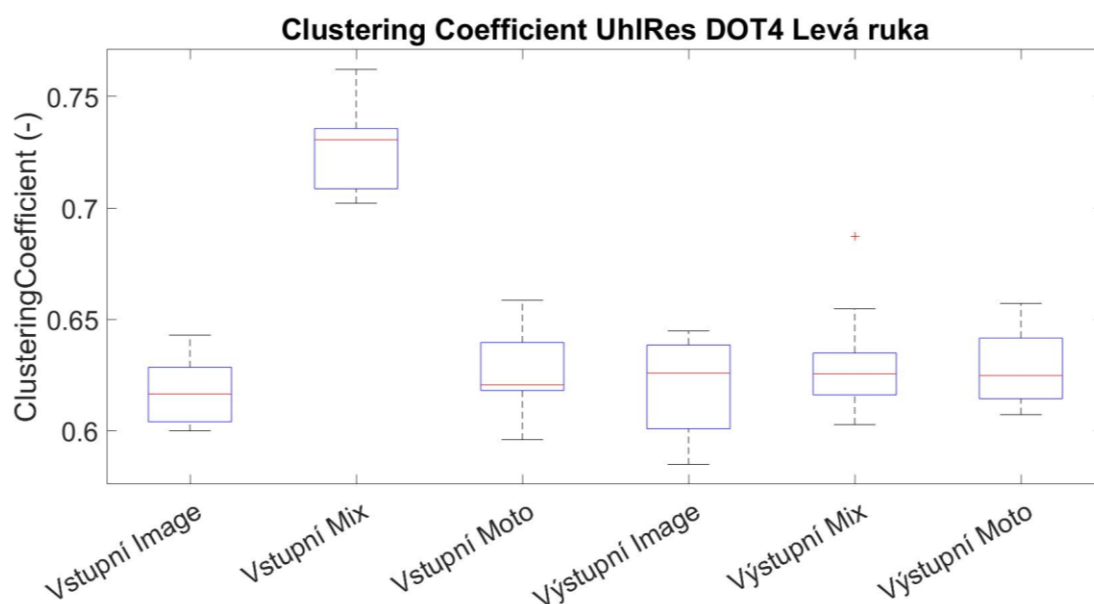


Obrázek č. 5.7: Úhlové zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Tabulka č. 5.7: P-hodnoty – úhlové zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Parametr 1	Parametr 2	%DET
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_S_Mix	<0,001
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_S_Moto	0,968
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Image	0,993
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,865
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,944
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_S_Moto	0,004
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Image	0,001
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,012
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,006
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Image	>0,999
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Mix	>0,999
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Moto	>0,999
UhlRes_dot4_L_F_Image	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,993
UhlRes_dot4_L_F_Image	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,999
UhlRes_dot4_L_F_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Moto	>0,999

Na Obrázku č. 5.8 je graf porovnávající clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření levé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.8 jsou uvedeny p-hodnoty pro clustering coefficient vztahující se k Obrázku č. 5.8.

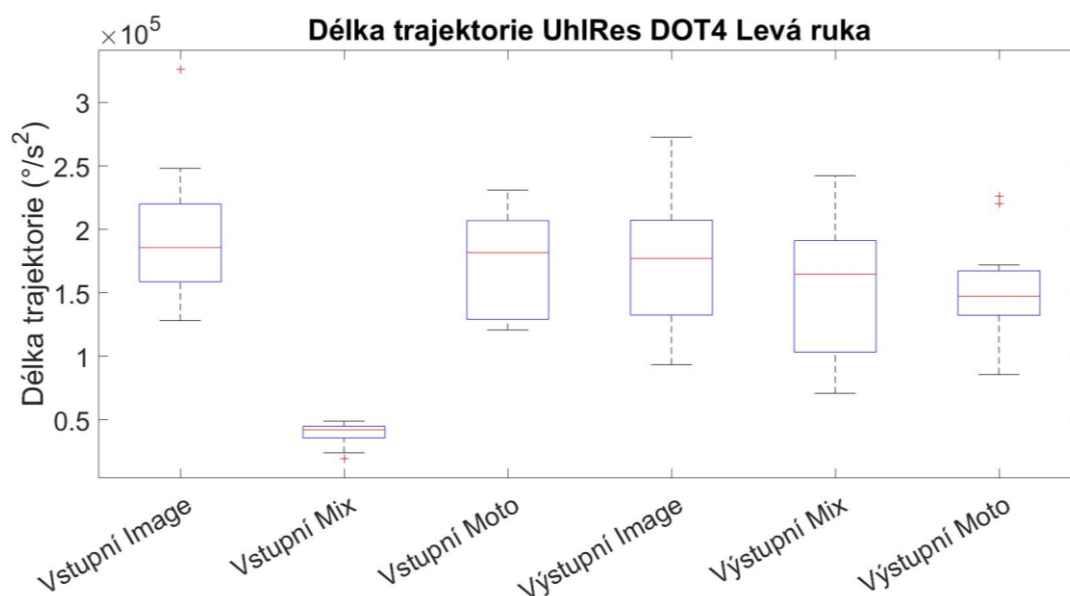


Obrázek č. 5.8: Úhlové zrychlení – clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Tabulka č. 5.8: P-hodnoty – úhlové zrychlení – clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Parametr 1	Parametr 2	C
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_S_Mix	<0,001
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_S_Moto	0,998
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Image	0,984
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,810
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,998
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_S_Moto	0,001
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Image	0,004
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,026
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,002
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Image	>0,999
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,968
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Moto	<0,001
UhlRes_dot4_L_F_Image	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,993
UhlRes_dot4_L_F_Image	UhlRes_dot4_L_F_Moto	>0,999
UhlRes_dot4_L_F_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,968

Na Obrázku č. 5.9 je graf porovnávající délku trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.9 jsou uvedeny p-hodnoty pro délku trajektorie vztahující se k Obrázku č. 5.9.

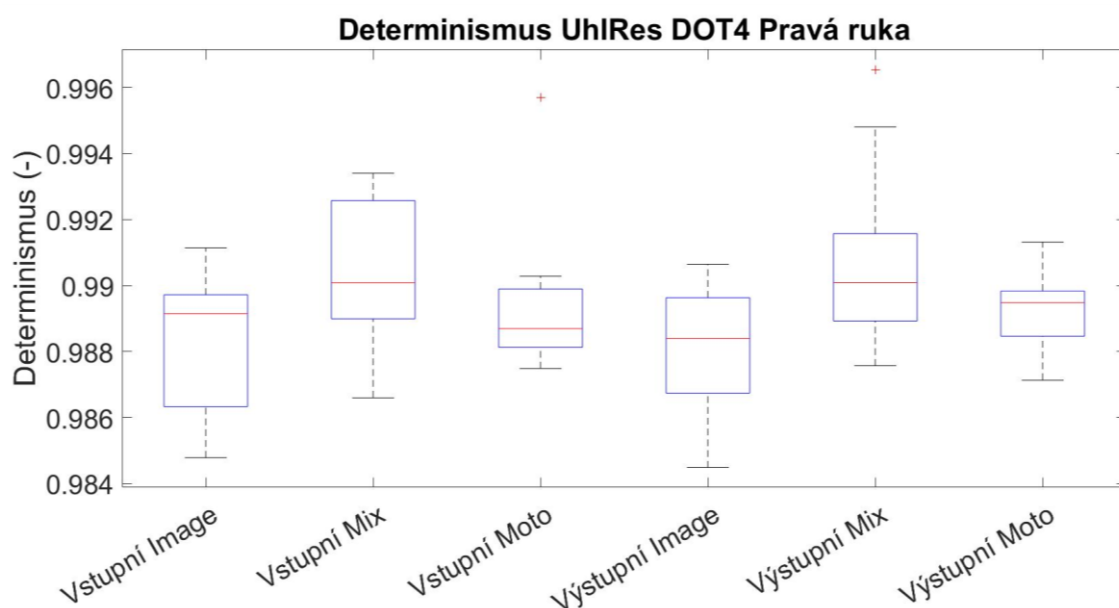


Obrázek č. 5.9: Úhlové zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Tabulka č. 5.9: P-hodnoty – úhlové zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření levé ruky

Parametr 1	Parametr 2	TL
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_S_Mix	<0,001
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_S_Moto	<0,001
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Image	0,993
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,676
UhlRes_dot4_L_S_Image	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,747
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_S_Moto	<0,001
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Image	<0,001
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,036
UhlRes_dot4_L_S_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,026
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Image	0,993
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,676
UhlRes_dot4_L_S_Moto	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,747
UhlRes_dot4_L_F_Image	UhlRes_dot4_L_F_Mix	0,944
UhlRes_dot4_L_F_Image	UhlRes_dot4_L_F_Moto	0,968
UhlRes_dot4_L_F_Mix	UhlRes_dot4_L_F_Moto	>0,999

Na Obrázku č. 5.10 je graf porovnávající determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.10 jsou uvedeny p-hodnoty pro determinismus vztahující se k Obrázku č. 5.10.

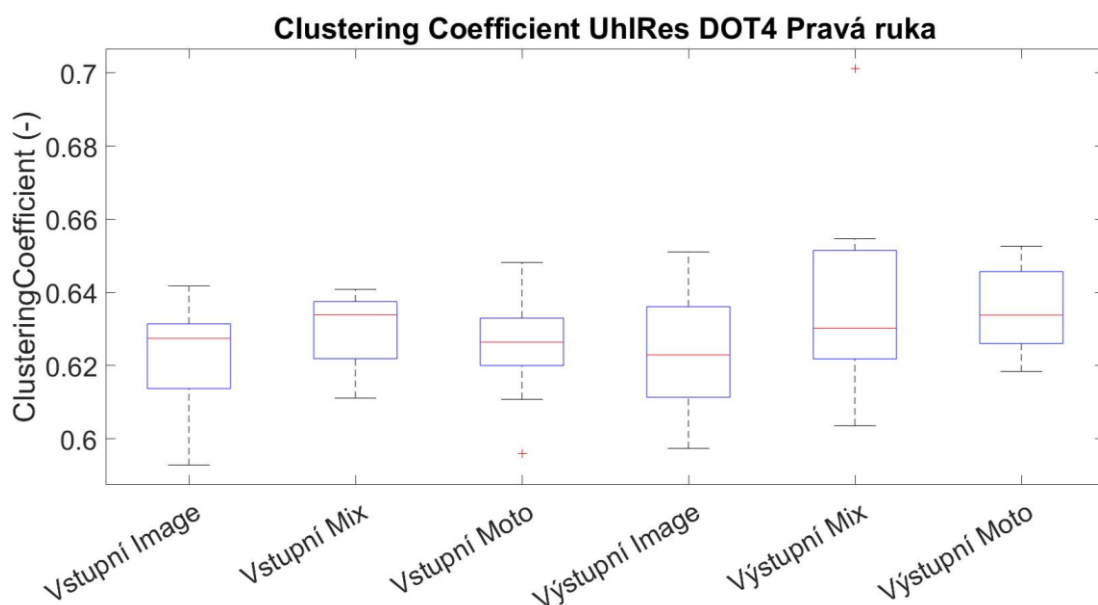


Obrázek č. 5.10: Úhlové zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Tabulka č. 5.10: P-hodnoty – úhlové zrychlení – determinismus pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Parametr 1	Parametr 2	%DET
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_S_Mix	0,202
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_S_Moto	0,984
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,970
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,092
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,910
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_S_Moto	0,602
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,026
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Mix	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,811
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,676
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,379
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Moto	>0,999
UhlRes_dot4_R_F_Image	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,008
UhlRes_dot4_R_F_Image	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,451
UhlRes_dot4_R_F_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,602

Na Obrázku č. 5.11 je graf porovnávající clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření pravé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.11 jsou uvedeny p-hodnoty pro clustering coefficient vztahující se k Obrázku č. 5.11.

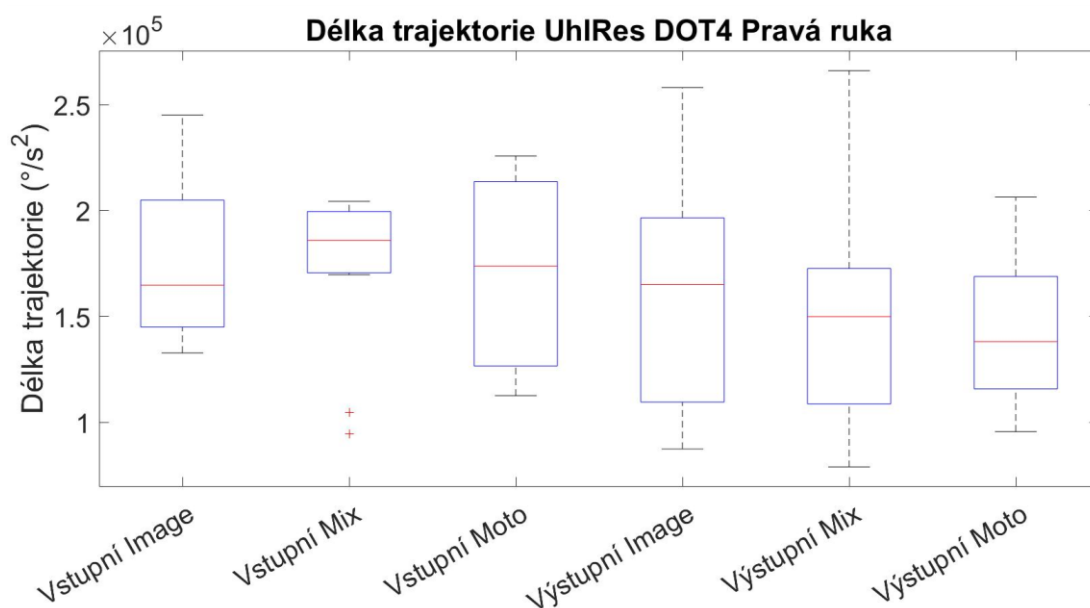


Obrázek č. 5.11: Úhlové zrychlení – clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Tabulka č. 5.11: P-hodnoty – úhlové zrychlení – clustering coefficient pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Parametr 1	Parametr 2	C
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_S_Mix	0,944
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_S_Moto	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Image	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,810
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,525
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_S_Moto	0,810
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,984
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Mix	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,968
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,993
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,602
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,313
UhlRes_dot4_R_F_Image	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,910
UhlRes_dot4_R_F_Image	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,676
UhlRes_dot4_R_F_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,998

Na Obrázku č. 5.12 je graf porovnávající délku trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky 3 experimentálních skupin. V Tabulce č. 5.12 jsou uvedeny p-hodnoty pro délku trajektorie vztahující se k Obrázku č. 5.12.



Obrázek č. 5.12: Úhlové zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Tabulka č. 5.12: P-hodnoty – úhlové zrychlení – délka trajektorie pro vstupní a výstupní měření pravé ruky

Parametr 1	Parametr 2	TL
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_S_Mix	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_S_Moto	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,944
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,525
UhlRes_dot4_R_S_Image	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,676
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_S_Moto	>0,999
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,968
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,602
UhlRes_dot4_R_S_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,747
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Image	0,984
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,676
UhlRes_dot4_R_S_Moto	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,810
UhlRes_dot4_R_F_Image	UhlRes_dot4_R_F_Mix	0,968
UhlRes_dot4_R_F_Image	UhlRes_dot4_R_F_Moto	0,993
UhlRes_dot4_R_F_Mix	UhlRes_dot4_R_F_Moto	>0,999

6 Diskuse

Cílem práce bylo navrhnout algoritmy, které pomohou objektivizovat hodnocení rehabilitačního cviku 1. diagonály PNF horních končetin. Pro tyto účely byla ve spolupráci se 3. lékařskou fakultou Univerzity Karlovy naměřena data probandů obou pohlaví ve věku 18-28 let. Za případné limitace studie můžeme považovat fakt, že tito probandi patřili mezi studenty oboru fyzioterapie, z tohoto důvodu by se v rámci pohybových schopností mohli odlišovat od běžné populace. V tomto případě dále pochopitelně musíme stejně uvažovat i s ohledem na věkovou strukturu sledované skupiny. Na základě požadavku 3. LF byl soubor probandů rozdělen do tří skupin. Skupina „Image“ měla za úkol si po dobu dvou týdnů představovat provádění pohybu za využití zvukové nahrávky s instrukcemi. Skupina „Moto“ měla za úkol fyzicky vykonávat pohyb na základě zvukové nahrávky s instrukcemi. Skupina „Mix“ v průběhu 1. týdne vykonávala činnost stejnou, jako skupina „Image“ a v 2. týdnu vykonávala činnost na základě požadavků stejných pro skupinu „Moto“. Všichni probandi byli měřeni před a po ukončení 2týdenního cyklu. V rámci vyhodnocení byla využita data celkem 33 probandů (11 – Image, 11 – Moto, 11 – Mix).

Pro záznam pohybových dat byly využity gyro-akcelerometry Xsens DOT, jejichž výhodou je možnost záznamu za využití aplikace v mobilním telefonu a následný export do formátu XLSX. Umístění čtveřice senzorů bylo zvoleno na základě požadavků 3. LF. Zpracování dat bylo provedeno v prostředí MATLAB. Pro potřeby filtrace před aplikací metody automatické a manuální segmentace byla využita filtrace moving average gaussovským filtrem s řádem 50 viz Obrázek č. 4.10. Pro potřeby automatické segmentace byla aplikována normalizace signálu lineárního zrychlení dle vzorce (4.1) a následně využit upravený algoritmus dle [57]. Po provedení automatické segmentace bylo zjištěno, že úspěšnost označení pohybových segmentů je značně rozdílná pro jednotlivé senzory DOT1, DOT2, DOT3 a DOT4. Tyto rozdíly byly způsobeny odlišným umístěním senzorů na horní končetině a tedy i rozdílným průběhem získaných signálu. Přestože v některých případech, viz např. Obrázek č. 4.11, navržený přístup vykazuje schopnosti segmentace blízké manuální segmentaci (viz Tabulka č. 4.2), bylo od metody z časových důvodů upuštěno. Z důvodu značné interindividuální variability záznamů by automatická segmentace vyžadovala individuální nastavení parametrů. Bez těchto úprav není možné pomocí jediného segmentačního algoritmu dosáhnout srovnatelných výsledků pro všechny senzory viz Obrázek č. 4.12. Následně bylo tedy přistoupeno k manuální segmentaci.

Manuální způsob segmentace byl robustnější, ale vzhledem k objemu dat také časově náročný. Bylo nutné označit počátky a konce pohybových segmentů jednotlivě pro všechny senzory použité při každém měření, protože z podstaty cviku bylo možné, že se například senzor na ruce již pohyboval, zatímco senzor na rameni byl ještě v klidu.

Nebylo tedy možné zadat stejný čas segmentace u všech 4 senzorů použitých pro měření jedné končetiny jednoho probanda.

Pro potřeby kvantifikačního hodnocení byly zvoleny metody nelineární analýzy a metoda délky trajektorie parametrů lineárního a úhlového zrychlení. Jako metody nelineární analýzy byly využity rekurentní kvantifikační analýza a Hurstův exponent. Výhodou těchto metod je, na poměry nelineárních metod, snadná interpretace a v případě rekurentní kvantifikační analýzy i možnost grafického zobrazení viz Obrázek č. 4.14. Metoda hodnocení délky trajektorie byla pak zvolena opět s ohledem na snadnou interpretaci a možnost grafického znázornění viz Obrázek č. 4.15 a Obrázek č. 4.16. Při výpočtu Hurstova exponentu se jako v tomto případě nevhodná ukázala metoda výpočtu pomocí detrendované flukтуаční analýzy (DFA). Hodnoty vypočtené za využití této metody byly mimo očekávaný interval $<0;1>$, což bylo pravděpodobně způsobeno neúspěšným detrendováním signálu kvůli jeho rychlým změnám. Z tohoto důvodu vycházely hodnoty H vyšší pro signály z os x , y a z (blížily se až k hodnotě 2), než pro výsledné vektory, kde změny nebyly tak výrazné. Tento problém by do budoucna mohl být vyřešen pomocí prahování vlnkovou transformací (wavelvet tresholding) [64]. Hodnoty H větší než 1 také značí nestacionaritu signálu. Naopak původní metoda navržená Hurstem (R/S) fungovala pro analýzu pohybu dobře, hodnoty vycházely dle očekávání v intervalu $<0;1>$.

Pro potřeby statistického vyhodnocení byl zvolen Friedmanův test, který byl aplikován pro všechny kombinace parametrů a senzorů. Na základě výsledků byl zvolen senzor s největším počtem statisticky signifikantně rozdílných p -hodnot (DOT4 – na hřbetní straně ruky). Dále byly zvoleny parametry s největším počtem statisticky signifikantně rozdílných p -hodnot pro vstupního a výstupního měření, pro výsledné vektory lineárního a úhlového zrychlení (Determinismus, laminarita, délka trajektorie a clustering coefficient). Výhodou aplikace výsledného vektoru je mimo jiné nezávislost na orientaci při umístění senzoru na horní končetinu.

Statisticky vyhodnoceny byly všechny parametry, přičemž pro zařazení do výsledků a grafické znázornění formou krabicových grafů viz např. Obrázek č. 5.1 s doprovodnou tabulkou p -hodnot viz Tabulka č. 5.1 byly vybrány parametry, které vykazovaly největší počty statisticky významných p -hodnot. V tomto případě je nutné v rámci interpretace výsledků brát v potaz počet všech statisticky vyhodnocovaných parametrů s ohledem na prevenci p -hackingu, jelikož nebylo přistoupeno k Bonferroniho korekci. Souhrnné tabulky p -hodnot pro parametry lineárního a úhlového zrychlení jsou uvedeny v Příloze A a Příloze B.

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru determinismu výsledného vektoru lineárního zrychlení senzoru DOT4 na levé ruce byl nalezen u 5 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.1).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru laminarita výsledného vektoru lineárního zrychlení senzoru DOT4 na levé ruce byl nalezen u 7 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.2).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru délka trajektorie výsledného vektoru lineárního zrychlení senzoru DOT4 na levé ruce byl nalezen u 5 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.3).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru determinismu výsledného vektoru lineárního zrychlení senzoru DOT4 na pravé ruce byl nalezen u 1 dvojice parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.4).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru laminarita výsledného vektoru lineárního zrychlení senzoru DOT4 na pravé ruce byl nalezen u 1 dvojice parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.5).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru délka trajektorie výsledného vektoru lineárního zrychlení senzoru DOT4 na pravé ruce byl nalezen u 3 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.6).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru determinismus výsledného vektoru úhlového zrychlení senzoru DOT4 na levé ruce byl nalezen u 4 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.7).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru clustering coefficient výsledného vektoru úhlového zrychlení senzoru DOT4 na levé ruce byl nalezen u 6 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.8).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru délka trajektorie výsledného vektoru úhlového zrychlení senzoru DOT4 na levé ruce byl nalezen u 6 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.9)

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru determinismus výsledného vektoru úhlového zrychlení senzoru DOT4 na pravé ruce byl nalezen u 2 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.10).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru clustering coefficient výsledného vektoru úhlového zrychlení senzoru DOT4 na pravé ruce byl nalezen u 0 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.11).

Statisticky signifikantní rozdíl u parametru délka trajektorie výsledného vektoru úhlového zrychlení senzoru DOT4 na pravé ruce byl nalezen u 0 dvojic parametrů z 15 (viz Tabulka č. 5.12).

Celkový počet statisticky signifikantně rozdílných dvojic parametrů byl pro výsledný vektor lineárního zrychlení 17 dvojic ze 45 pro levou ruku a 5 dvojic ze 45 pro pravou ruku. Celkový počet statisticky signifikantně rozdílných dvojic parametrů byl pro výsledný vektor úhlového zrychlení 16 dvojic ze 45 pro levou ruku a 2 dvojice ze 45 pro pravou ruku.

Jako jeden z možných důvodů větších rozdílů mezi vstupním a výstupním měřením u levé ruky než u pravé můžeme uvést např. fakt, že probandi byli z hlediska dominance horní končetiny většinou praváci v poměru 9:2 ve všech třech sledovaných skupinách. Levou ruku (nedominantní) tedy pravděpodobně běžně používají méně a proto na jejich nedominantní ruku mohl mít 2týdenní trénink významnější vliv. Dalším vysvětlením je statisticky se významně odlišující skupina „Mix“ při vstupním měření levé ruky. Kontrola dat prokázala, že výsledky nejsou ovlivněny např. špatným označením, resp. záměnou sledovaného senzoru. Jelikož se jedná o vstupní měření, je možným vysvětlením chybné pochopení daného pohybu při nácviku s instruktorem. Toto vysvětlení však nepodporuje fakt, že nácvik probíhal individuálně a nikoliv skupinově.

7 Závěr

V rámci bakalářské práce byla otestována možnost aplikace automatické segmentace signálu lineárního zrychlení získaného z gyro-akcelerometru při měření pohybu 1. diagonály horní končetiny metody PNF. Pro samotné vyhodnocení dat bylo využito manuální segmentace, jelikož automatická segmentace nebyla dostatečně robustní a případná chybná segmentace by měla vliv na následné metody analýzy a vyhodnocení.

Pro potřeby vyhodnocení byly zvoleny metody nelineární analýzy a metody hodnocení délky trajektorie lineárního a úhlového zrychlení. Perspektiva těchto metod je na základě této pilotní studie obtížně určitelná. Pro lepší budoucí posouzení by bylo vhodné naměřit data na vyšším počtu probandů (laiků) různých věkových skupin a využít jako komparativní metodu měření některou z optických MoCap systémů. V navazující práci by dále bylo vhodné otestovat další metody automatické segmentace, která je však obtížná především z důvodu značné interindividuální variability probandů a umístění senzorů.

Seznam použité literatury

- [1] ADLER, Susan S., Dominiek BECKERS a Math BUCK. PNF in Practice: An Illustrated Guide. 3. vydání. Německo: Springer, 2008. ISBN-13 978-3-540-73901-2.
- [2] International PNF Association: History of PNF [online]. 2020 [cit. 2021-12-09]. Dostupné z: <https://www.ipnfa.org/organisation/history-of-pnf/>
- [3] HOLUBÁŘOVÁ, Jiřina a Dagmar PAVLŮ. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-3607-8.
- [4] ENE-VOICULESCU, Carmen, Alexandru STRATON, Victoria Diana GIDU, Carmen ENE-VOICULESCU, Antoanela OLTEAN a Daniel DUTA. THE PNF (PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR FACILITATION) STRETCHING TECHNIQUE – A BRIEF REVIEW. Rumunsko, Ovidius University Annals, Series Physical Education & Sport/Science, Movement & Health, 2013, 13 [cit. 2021-12-10]. <https://www.analefefs.ro/anale-fefs/2013/s1/pe-autori/86.pdf>
- [5] SHARMAN, Melanie J., Andrew G. CRESSWELL a Stephan RIEK. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching: Mechanisms and Clinical Implications. *Sports Medicine*. 2006, 11(36), [cit. 2021-12-10]. <https://link.springer.com/content/pdf/10.2165/00007256-200636110-00002.pdf>
- [6] O'HORA, John, Abigail CARTWRIGHT, Clive D WADE, Alan D HOUGH a Gary LK SHUM. Efficacy of Static Stretching and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretch on Hamstrings Length After a Single Session. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2011, 25(6), 1586-1591 [cit. 2022-04-21]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3181df7f98
- [7] MAICKI, Tomasz, Jan BILSKI, Elżbieta SZCZYGIEŁ a Rafał TRĄBKA. PNF and manual therapy treatment results of patients with cervical spine osteoarthritis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 2018, 30(5), 1095-1101 [cit. 2022-04-21]. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-169718
- [8] HWANG, Okchul, Kyungjin HA a Seungjun CHOI. The Effects of PNF Techniques on Lymphoma in the Upper Limbs. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2013, 25(7), 839-841 [cit. 2022-04-21]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.25.839
- [9] KIM, Kyoung, Dong-Kyu LEE a Sang-In JUNG. Effect of coordination movement using the PNF pattern underwater on the balance and gait of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, 27(12), 3699-3701 [cit. 2022-04-21]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.3699

- [10] DYLEVSKÝ, Ivan. Funkční anatomie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [11] DYLEVSKÝ, Ivan. Základy funkční anatomie člověka. Praha: Manus, 2007. ISBN 978-80-86571-00-3.
- [12] HACHAJ, Tomasz, Marcin PIEKARCZYK a Marek R. OGIELA. Supporting Rehabilitation Process with Novel Motion Capture Analysis Method. *2018 2nd European Conference on Electrical Engineering and Computer Science (EECS)* [online]. IEEE, 2018, 2018, 128-133 [cit. 2022-04-21]. ISBN 978-1-7281-1929-8. Dostupné z: doi:10.1109/EECS.2018.00032
- [13] Xsens Technologies [online]. [cit. 2021-10-20]. Dostupné z: <https://www.xsens.com/motion-capture>
- [14] BAKOVSKÝ, Pavel. Zpracování výrazů obličeje českého znakového jazyka. Praha, 2014. Bakalářská práce. ČVUT. Vedoucí práce Martin Bernas.
- [15] PUEO, Basilio a Jose Manuel JIMENEZ-OLMEDO. Application of motion capture technology for sport performance analysis (El uso de la tecnología de captura de movimiento para el análisis del rendimiento deportivo). *Retos* [online]. 2017, (32), 241-247 [cit. 2022-04-21]. ISSN 1988-2041. Dostupné z: doi:10.47197/retos.v0i32.56072
- [16] GUTEMBERG a GUERRA-FILHO. Optical motion capture: Theory and implementation. *Journal of Theoretical and Applied Informatics*. 2005, 12(2) [cit. 2021-12-10]. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.106.7248&rep=rep1&type=pdf>
- [17] WOLF, Paul a Bon DEWITT. *Elements of Photogrammetry with Applications in GIS*. 3. vydání. Boston: Mcgraw-hill, 2000. ISBN 9780071761123.
- [18] Gears Sports [online]. [cit. 2021-10-20]. Dostupné z: <https://www.gearssports.com/optical-vs-inertial-motion-capture/>
- [19] AHMAD, Norhafizan, Raja Ariffin Raja GHAZILLA, Nazirah M. KHAIRI a Vijayabaskar KASI. Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications. *International Journal of Signal Processing Systems* [online]. 2013, 256-262 [cit. 2022-04-21]. ISSN 23154535. Dostupné z: doi:10.12720/ijsp.1.2.256-262
- [20] JUSTA, Josef. *Snímání polohy a pohybu pro robotickou ruku*. Plzeň, 2015. Diplomová práce. ZČU.
- [21] MALÝ, Martin. *Hradla, volty, jednočipy: Úvod do bastlení*. Praha: CZ.NIC, 2017. ISBN 978-80-88168-26-3.
- [22] RIPKA, Pavel a Alois TIPEK. *Modern Sensors Handbook*. Londýn: ISTE, 2007. ISBN 978-1-905209-66-8.

[23] ARMENISE, Mario N., Caterina CIMINELLI, Francesco DELL'OLIO a Vittorio M. N. PASSARO. *Advances in Gyroscope Technologies*. Springer, 2010. ISBN 9783642154942.

[24] PASSARO, Vittorio M. N., Antonello CUCCOVILLO, Lorenzo VAIANI, Martino DE CARLO a Carlo Edoardo CAMPANELLA. Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective. *Sensors* [online]. 2017, **17**(10) [cit. 2022-04-21]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s17102284

[25] VentureRadar: Top motion capture Companies [online]. [cit. 2021-10-21]. Dostupné z: <https://www.ventureradar.com/keyword/motion%20capture>

[26] Ingle, V., Proakis, J., *Digital Signal Processing Using MATLAB*, ed. 3, Cengage Learning, 2011, 624 s., ISBN 9781111427375

[27] SEMMLOW, John L. *Biosignal and biomedical image processing: MATLAB-based applications*. New York: Marcel Dekker, 2004. Signal processing and communications series. ISBN 08-247-4803-4.

[28] TOMPKINS, Willis J. *BIOMEDICAL DIGITAL SIGNAL PROCESSING: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC*. US: TBS, 1993. ISBN 978-8120314788.

[29] AKAY, Metin. *Biomedical signal processing* [online]. USA: Academic press, 1994 [cit. 2021-12-30]. ISBN 978-0-12-047145-4. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/book/9780120471454/biomedical-signal-processing#book-description>

[30] ZBILUT, J.P., M. KOEBBE, H. LOEB a G. MAYER-KRESS. *Use of recurrence plots in the analysis of heart beat intervals* [online]. 1990 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z: doi:10.1109/CIC.1990.144211

[31] WEBBER, C. L., M. A. SCHMIDT a J. M. WALSH. Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1995, **78**(3), 814-822 [cit. 2022-04-21]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1995.78.3.814

[32] THOMASSON, Nitza, Thomas J. HOEPPNER, Charles L. WEBBER JR. a Joseph P. ZBILUT. Recurrence quantification in epileptic EEGs. *Elsevier: Physics Letters A* [online]. Chicago, 2001 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: doi:10.1016/S0375-9601(00)00815-X

[33] RAJENDRA, Acharya U., Oliver FAUST, N. KANNATHAL, Chua TJILENG a Swamy LAXMINARAYAN. Non-linear analysis of EEG signals at various sleep stages. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. Elsevier, 2005 [cit. 2022-01-06].

- [34] WU, Zuo-Bing. Recurrence plot analysis of DNA sequences. *Physics Letters A* [online]. Elsevier, 2004, 332(3) [cit. 2022-01-06]. Dostupné z: doi:10.1016/j.physleta.2004.09.061
- [35] MARWAN, Norbert, M.Carmen ROMANO, Marco THIEL a Jürgen KURTHS. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Elsevier: Physics Report* [online]. Německo, 2006 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.physrep.2006.11.001
- [36] Nedělka, T., Schlenker, J., Riedlbauchová, L., & Mazanec, R. (2012) Rekurentní analýza variability srdeční frekvence v časně diagnostice diabetické autonomní neuropatie. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie* 2012; 75/108(6): 721-728.
- [37] WEBBER JR, Charles L.; ZBILUT, Joseph P. Recurrence quantification analysis of nonlinear dynamical systems. *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences*, 2005, 94.2005: 26-94.
- [38] LLOP, Miquel F., Narcis GASCONS a Francesc X. LLAURÓ. Recurrence plots to characterize gas–solid fluidization regimes. *International Journal of Multiphase Flow* [online]. 2015, **73**, 43-56 [cit. 2022-04-21]. ISSN 03019322. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijmultiphaseflow.2015.03.003
- [39] MARWAN, N, M CARMENROMANO, M THIEL a J KURTHS. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*. 2007, **438**(5-6), 237-329. ISSN 03701573. Dostupné z: doi:10.1016/j.physrep.2006.11.001
- [40] EROGLU, Deniz, Norbert MARWAN, Martina STEBICH a Jürgen KURTHS. Multiplex recurrence networks. *Physical Review E* [online]. 2018, **97**(1) [cit. 2022-04-21]. ISSN 2470-0045. Dostupné z: doi:10.1103/PhysRevE.97.012312
- [41] NEWMAN, M. E. J. The Structure and Function of Complex Networks. *SIAM Review* [online]. 2003, **45**(2), 167-256 [cit. 2022-04-21]. ISSN 0036-1445. Dostupné z: doi:10.1137/S003614450342480
- [42] DONNER, Reik V, Yong ZOU, Jonathan F DONGES, Norbert MARWAN a Jürgen KURTHS. Recurrence networks—a novel paradigm for nonlinear time series analysis. *New Journal of Physics* [online]. 2010, **12**(3) [cit. 2022-04-21]. ISSN 1367-2630. Dostupné z: doi:10.1088/1367-2630/12/3/033025
- [43] SUBRAMANIAM, N. P., J. F. DONGES a J. HYTTINEN. Signatures of chaotic and stochastic dynamics uncovered with ε -recurrence networks. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [online]. 2015, **471**(2183) [cit. 2022-04-21]. ISSN 1364-5021. Dostupné z: doi:10.1098/rspa.2015.0349

[44] QIAN, Bo; RASHEED, Khaled. Hurst exponent and financial market predictability. In: *IASTED conference on Financial Engineering and Applications*. Cambridge, MA: Proceedings of the IASTED International Conference, 2004. p. 203-209.

[45] WANG, Yu-Zhi, Bo LI, Ren-Qing WANG, Jing SU a Xiao-Xia RONG. *Application of the Hurst exponent in ecology* [online]. 2011, **61**(8), 2129-2131 [cit. 2022-04-21]. ISSN 08981221. Dostupné z: doi:10.1016/j.camwa.2010.08.095

[46] MIELNICZUK, J. a P. WOJDYŁŁO. *Estimation of Hurst exponent revisited* [online]. 2007, **51**(9), 4510-4525 [cit. 2022-04-21]. ISSN 01679473. Dostupné z: doi:10.1016/j.csda.2006.07.033

[47] MOLINO-MINERO-RE, E., F. GARCÍA-NOCETTI a H. BENÍTEZ-PÉREZ. Application of a Time-Scale Local Hurst Exponent analysis to time series. *Digital Signal Processing* [online]. 2015, **37**, 92-99 [cit. 2022-04-21]. ISSN 10512004. Dostupné z: doi:10.1016/j.dsp.2014.11.007

[48] Xsens DOT. *App Store: Prewiev* [online]. [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: <https://apps.apple.com/us/app/xsens-dot/id1500356542/?platform=iphone>

[49] Xsens DOT: User manual [online]. In: . 16.7.2020 [cit. 2021-10-20]. Dostupné z: <https://www.xsens.com/hubfs/Downloads/Manuals/Xsens%20DOT%20User%20Manual.pdf>

[50] Xsens Technologies: Xsens DOT: Sensor placement [online]. [cit. 2021-10-21]. Dostupné z: https://base.xsens.com/knowledgebase/s/article/Xsens-DOT-Sensor-placement-1605873991317?language=en_US

[51] Struct. *MathWorks: Help Center* [online]. [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/struct.html>

[52] Smoothdata. *MathWorks: Help Center* [online]. [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/smoothdata.html>

[53] Normalize. *MathWorks: Help Center* [online]. [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/double.normalize.html>

[54] KONRAD, Peter. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. USA: Noraxon, 2005 [cit. 2021-12-28]. ISBN 0-9771622-1-4. Dostupné z: https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf

[55] AOKI, Takashi, Jonathan FENG-SHUN LIN, Dana KULIĆ a Gentiane VENTURE. *Segmentation of human upper body movement using multiple IMU sensors* [online]. 2016 *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2016.7591400

[56] LOPES, João, Miguel SIMÃO, Nuno MENDES, Mohammad SAFEEA, José AFONSO a Pedro NETO. Hand/arm Gesture Segmentation by Motion Using IMU and EMG Sensing. *Procedia Manufacturing* [online]. Portugalsko: Procedia Manufacturing, 2017, (11) [cit. 2021-12-28]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.promfg.2017.07.158

[57] ZHIVOMIROV, Hristo. Signal Framing (Segmentation) with Matlab [online]. [cit. 2022-05-02]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/73006-signal-framing-segmentation-with-matlab>

[58] MARWAN, Norbert. Cross Recurrence Plot Toolbox for Matlab: Reference Manual, Version 5.22, Release 32 [online]. In: . 2018 [cit. 2022-04-30].

[59] WERON, R. (2011). HURST: MATLAB function to compute the Hurst exponent using R/S Analysis. HSC Software M11003, Hugo Steinhaus Center, Wroclaw University of Technology

[60] WERON, R. (2011). DFA: MATLAB function to compute the Hurst exponent using Detrended Fluctuation Analysis (DFA). HSC Software

[61] HEJDA, Jan, CAKRT, Ondrej, SOCHA, Vladimir, SCHLENKER, Jakub, KUTILEK, Patrik. 3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* [online]. 2015, 35(3), 185-191 [cit. 2022-04-27]. ISSN 02085216. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbe.2015.02.001

[62] DEMŠAR, Janez. Statistical comparisons of classifiers over multiple data sets. *The Journal of Machine Learning Research*, 2006, 7: 1-30.

[63] Multcompare: Multiple comparison test. MathWorks: Help Center [online]. [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/stats/multcompare.html>

[64] BRYCE, R. M. a K. B. SPRAGUE. Revisiting detrended fluctuation analysis. *Scientific Reports* [online]. 2012, 2(1) [cit. 2022-05-08]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep00315

Příloha A: Tabulka p-hodnot pro výsledný vektor lineárního zrychlení a senzor DOT4

Tabulka A: P-hodnoty pro parametry výsledného vektoru lineárního zrychlení DOT4

AccRes_DOT4	AccRes_DOT4	%REC	%DET	L	LMAX	ENT	%LAM	T(1)	T(2)	RPDE	C	T	R/S	TL
L_S_Image	L_S_Mix	<0,001	<0,001	<0,001	0,092	<0,001	<0,001	<0,001	0,747	<0,001	<0,001	<0,001	0,865	<0,001
L_S_Image	L_S_Moto	>0,999	0,910	0,810	>0,999	0,810	0,993	>0,999	0,998	>0,999	0,984	0,910	0,984	<0,001
L_S_Image	L_F_Image	0,944	>0,999	>0,999	<0,001	<0,001	0,993	0,944	0,944	>0,999	>0,999	>0,999	0,747	0,865
L_S_Image	L_F_Mix	0,525	0,451	0,379	0,984	0,313	0,525	0,525	0,602	0,984	0,602	0,525	0,202	0,313
L_S_Image	L_F_Moto	0,81	0,910	0,865	0,676	0,810	0,525	0,810	0,910	<0,001	0,379	0,944	0,158	0,747
L_S_Mix	L_S_Moto	<0,001	0,006	0,008	0,202	0,008	<0,001	<0,001	0,451	0,001	<0,001	0,006	0,998	<0,001
L_S_Mix	L_F_Image	0,004	<0,001	<0,001	0,092	<0,001	<0,001	0,004	0,998	0,004	<0,001	<0,001	>0,999	0,006
L_S_Mix	L_F_Mix	0,05	0,069	0,069	0,379	0,092	0,036	0,050	>0,999	0,012	0,026	0,050	0,865	0,092
L_S_Mix	L_F_Moto	0,012	0,006	0,006	0,865	0,008	0,036	0,012	>0,999	<0,001	0,069	0,004	0,81	0,012
L_S_Moto	L_F_Image	0,968	0,944	0,910	>0,999	0,810	<0,001	0,968	0,747	>0,999	>0,999	0,984	0,984	0,865
L_S_Moto	L_F_Mix	0,602	0,968	0,984	>0,999	0,968	0,865	0,602	0,313	0,993	0,944	0,984	0,602	0,313
L_S_Moto	L_F_Moto	0,865	<0,001	>0,999	0,865	<0,001	0,865	0,865	0,676	>0,999	0,810	>0,999	0,525	0,747
L_F_Image	L_F_Mix	0,968	0,525	0,525	0,984	0,313	0,865	0,968	0,984	>0,999	0,810	0,747	0,944	0,944
L_F_Image	L_F_Moto	>0,999	0,944	0,944	0,676	0,81	0,865	>0,999	>0,999	>0,999	0,602	0,993	0,910	>0,999
L_F_Mix	L_F_Moto	0,998	0,968	0,968	0,968	0,968	<0,001	0,998	0,993	0,984	>0,999	0,968	>0,999	0,984
R_S_Image	R_S_Mix	>0,999	0,998	>0,999	0,747	>0,999	>0,999	0,998	0,525	>0,999	0,944	>0,999	>0,999	0,944
R_S_Image	R_S_Moto	>0,999	0,944	0,984	>0,999	0,910	0,998	>0,999	0,676	0,998	0,998	>0,999	>0,999	<0,001
R_S_Image	R_F_Image	0,993	<0,001	0,993	0,810	>0,999	0,993	0,984	>0,999	0,747	>0,999	0,944	0,998	0,602
R_S_Image	R_F_Mix	0,158	0,254	0,525	0,865	0,313	0,069	0,158	0,944	0,158	0,676	0,865	0,810	0,050
R_S_Image	R_F_Moto	0,525	0,451	0,602	0,525	0,525	0,158	0,525	>0,999	0,910	0,451	0,968	0,254	0,865
R_S_Mix	R_S_Moto	0,998	0,747	0,910	0,910	0,810	0,968	0,993	>0,999	0,993	0,747	<0,001	0,993	0,944
R_S_Mix	R_F_Image	0,944	0,998	>0,999	0,092	>0,999	0,944	0,865	0,313	0,676	0,865	0,810	0,968	0,984
R_S_Mix	R_F_Mix	0,069	0,092	0,313	0,122	0,202	0,026	0,050	0,092	0,122	0,158	0,968	0,602	0,380
R_S_Mix	R_F_Moto	0,313	0,202	0,379	0,026	0,379	0,069	0,254	0,379	0,865	0,069	0,998	0,122	>0,999
R_S_Moto	R_F_Image	0,998	0,944	0,810	0,602	0,865	>0,999	0,993	0,451	0,944	>0,999	0,810	>0,999	0,602
R_S_Moto	R_F_Mix	0,202	0,81	0,9100	0,676	0,910	0,202	0,202	0,158	0,379	0,910	0,968	0,910	0,050
R_S_Moto	R_F_Moto	0,602	0,944	0,944	0,313	0,984	0,379	0,602	0,525	0,993	0,747	0,998	0,379	0,865
R_F_Image	R_F_Mix	0,451	0,254	0,202	>0,999	0,254	0,254	0,525	0,993	0,910	0,810	0,313	0,968	0,810
R_F_Image	R_F_Moto	0,865	0,451	0,254	0,998	0,451	0,451	0,910	>0,999	>0,999	0,602	0,525	0,525	0,998
R_F_Mix	R_F_Moto	0,984	>0,999	>0,999	0,993	>0,999	>0,999	0,984	0,984	0,747	>0,999	>0,999	0,944	0,525

Příloha B: Tabulka p-hodnot pro výsledný vektor úhlového zrychlení a senzor DOT4

Tabulka B: P-hodnoty pro parametry výsledného vektoru úhlového zrychlení DOT4

UhlRes_DOT4	UhlRes_DOT4	%REC	%DET	L	LMAX	ENT	%LAM	T(1)	T(2)	RPDE	C	T	R/S	TL
L_S_Image	L_S_Mix	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
L_S_Image	L_S_Moto	>0,999	0,968	0,984	0,998	0,968	>0,999	>0,999	>0,999	0,984	0,998	0,865	>0,999	<0,001
L_S_Image	L_F_Image	0,984	0,993	0,968	0,910	0,984	0,944	0,998	>0,999	0,968	0,984	0,993	0,984	0,993
L_S_Image	L_F_Mix	0,810	0,865	0,865	0,313	0,747	0,676	0,865	0,810	0,910	0,810	>0,999	0,676	0,676
L_S_Image	L_F_Moto	>0,999	0,944	0,747	0,069	0,865	0,984	>0,999	>0,999	>0,999	0,998	>0,999	0,993	0,747
L_S_Mix	L_S_Moto	<0,001	0,004	<0,001	<0,001	0,002	<0,001	<0,001	<0,001	0,018	<0,001	0,026	<0,001	<0,001
L_S_Mix	L_F_Image	0,008	<0,001	0,002	<0,001	<0,001	0,006	0,004	<0,001	<0,001	0,0036	0,004	0,004	<0,001
L_S_Mix	L_F_Mix	0,050	0,012	0,008	0,036	0,018	0,04	0,036	0,069	0,050	0,026	<0,001	0,050	0,036
L_S_Mix	L_F_Moto	<0,001	0,006	0,018	0,202	0,008	0,002	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,002	0,026
L_S_Moto	L_F_Image	0,993	>0,999	>0,999	0,993	>0,999	0,993	>0,999	<0,001	0,676	>0,999	0,993	0,993	0,993
L_S_Moto	L_F_Mix	0,865	>0,999	0,998	0,602	0,993	0,865	0,944	0,865	>0,999	0,968	0,968	0,747	0,676
L_S_Moto	L_F_Moto	0,998	>0,999	0,984	0,202	>0,999	>0,999	>0,999	0,998	0,910	<0,001	0,944	0,998	0,747
L_F_Image	L_F_Mix	0,993	0,993	>0,999	0,910	0,984	0,993	0,984	0,865	0,451	0,993	>0,999	0,968	0,944
L_F_Image	L_F_Moto	0,910	>0,999	0,993	0,525	0,998	>0,999	0,993	0,998	0,998	>0,999	>0,999	>0,999	0,968
L_F_Mix	L_F_Moto	0,602	>0,999	>0,999	0,984	>0,999	0,968	0,810	0,602	0,747	0,968	>0,999	0,944	>0,999
R_S_Image	R_S_Mix	0,122	0,202	0,525	>0,999	0,254	0,158	0,122	0,122	0,676	0,944	0,968	>0,999	>0,999
R_S_Image	R_S_Moto	0,865	0,984	>0,999	>0,999	0,968	0,865	0,676	0,379	0,968	>0,999	0,984	>0,999	>0,999
R_S_Image	R_F_Image	0,944	0,968	0,998	0,998	0,998	0,984	0,984	0,602	0,984	>0,999	0,993	0,810	0,944
R_S_Image	R_F_Mix	0,050	0,092	0,202	0,379	0,122	0,050	0,050	0,0685	0,525	0,810	0,525	0,865	0,525
R_S_Image	R_F_Moto	0,998	0,910	0,313	0,379	0,676	0,968	>0,999	>0,999	0,998	0,525	0,451	0,944	0,676
R_S_Mix	R_S_Moto	0,747	0,602	0,676	>0,999	0,747	0,810	0,910	0,993	0,984	0,810	0,968	>0,999	>0,999
R_S_Mix	R_F_Image	0,602	0,026	0,254	0,984	0,0922	0,525	0,451	0,944	0,254	0,984	0,313	0,865	0,968
R_S_Mix	R_F_Mix	>0,999	>0,999	0,993	0,254	>0,999	0,998	>0,999	>0,999	>0,999	>0,999	>0,999	0,910	0,602
R_S_Mix	R_F_Moto	0,313	0,810	>0,999	0,254	0,984	0,602	0,254	0,069	0,910	0,968	>0,999	0,968	0,747
R_S_Moto	R_F_Image	>0,999	0,676	0,984	0,968	0,810	0,998	0,968	>0,999	0,676	0,993	0,810	0,944	0,984
R_S_Moto	R_F_Mix	0,525	0,379	0,313	0,202	0,525	0,525	0,747	0,968	0,944	0,602	0,910	0,968	0,676
R_S_Moto	R_F_Moto	0,984	>0,999	0,451	0,202	0,984	>0,999	0,865	0,254	>0,999	0,313	0,865	0,993	0,810
R_F_Image	R_F_Mix	0,379	0,008	0,069	0,676	0,036	0,254	0,254	0,865	0,158	0,910	0,202	>0,999	0,968
R_F_Image	R_F_Moto	0,998	0,451	0,122	0,676	0,379	>0,999	>0,999	0,451	0,865	0,676	0,158	>0,999	0,993
R_F_Mix	R_F_Moto	0,158	0,602	>0,999	<0,001	0,910	0,313	0,122	0,036	0,810	0,998	>0,999	>0,999	>0,999

Příloha D: Návod pro spuštění kódů na přiloženém CD

- **Automatická segmentace**

Pro automatickou segmentaci spusťte skript „automaticka_segmentace.m“ ve složce „Segmentace“. Po otevření tohoto souboru v programu MATLAB zadejte na řádku 364 požadovanou aktuální proměnnou („aktualni_promenna“) a spusťte kód. Vykreslí se graf požadované proměnné s automatickou segmentací.

- **Ruční segmentace**

Pro ruční segmentaci spusťte skript „a_segmentace_rucne.m“ ve složce „Segmentace“. Po otevření tohoto souboru v programu MATLAB zadejte na řádku 364 požadovanou aktuální proměnnou („aktualni_promenna“) a spusťte kód. Pomocí kurzoru označte počátky a konce jednotlivých segmentů cviku. Hodnoty na ose x (čas) zadejte do přiložené tabulky „vyrezy.xlsx“.

- **Analýzy**

Po spuštění souboru „skriptvyrezy.m“ budou provedeny analýzy a výsledné tabulky se uloží do zvolené složky „Vysledky uhlove“ a „Vysledky linearni“. Pro výběr, kam se uloží tabulky zvolte před spuštěním samotného kódu na řádcích 81, 144, 207, 272, 354, 417, 478 a 540 vybrané umístění, název složky ponechte.

- **Roztřídění souborů .xlsx dle skupin, senzorů, levé/pravé ruky, vstupního/výstupního měření.**

Ve složce „Vysledky linearni“ je skript „Rozdelovani_lin.m“. Před spuštěním je opět nutné zvolit požadované umístění na řádcích 185 – 235, název složky za posledním lomítkem a názvy jednotlivých tabulek vždy ponechte. Po spuštění kódu se všechny soubory ve složce „Vysledky linearni“ roztřídí do podsložek v adresáři „Sorted“. Analogicky stejně funguje skript „Rozdelovani_uhl.m“ ve složce „Vysledky_uhlove“.














- **Sloučení .xlsx souborů v jednotlivých skupinách a výpočet p hodnot**

V jednotlivých složkách v adresáři „Sorted“ (ve dvou složkách „Vysledky uhlove“ i „Vysledky linearni“) se vždy nachází soubor „Grafy.m“, který vykreslí a uloží boxploty jednotlivých parametrů analýz a vypočte p-hodnoty, které vypíše do tabulek a tabulky následně uloží do složky „P_hodnoty“. Přepsat je opět nutné umístění na řádku 513 pro složky výsledných vektorů a na řádku 483 pro zbytek složek.

- **Sloučení všech .xlsx souborů obsahující p hodnoty a vytvoření výsledné tabulky**

Po tom, co se všechny tabulky p-hodnot vypíší do adresáře „P_hodnoty“, otevřete v tomto adresáři soubor „merge.m“, který slouží pro sloučení všech tabulek p-hodnot do jedné. Na řádku 18 zvolte vlastní umístění.

Příloha D: Obsah přiloženého CD

- ▼  CD příloha
 -  Bakalářská práce
- ▼  Kódy
 -  Návod pro spuštění kódů
 - ▼  P_hodnoty
 -  Merged_phodnoty
 - ▼  Segmentace
 -  private
 - ▼  Výsledky linearni
 - >  Sorted
 - ▼  Vysledky uhlove
 - >  Sorted
 -  Tabulka p-hodnot_kopletni