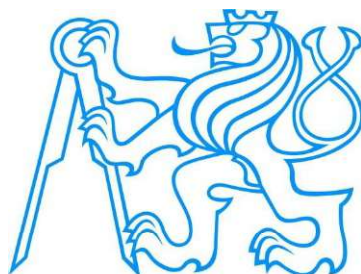


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta biomedicínského inženýrství



**Využití systému pro měření kinematiky pohybu
vestibulárního aparátu v průběhu chůze**

Utilization of System for Measuring Kinematics of Vestibular
Apparatus During Gait

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vypracovala: Adéla Váchová
Vedoucí: Ing. Petr Volf

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

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

Student: **Adéla Váchová**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v průběhu chůze**
Téma anglicky: Utilization of system for measuring kinematics of vestibular apparatus during gait

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

Na základě Vámi navrženého protokolu naměřte za pomoci systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu pilotní data z gyro-akcelerometrických senzorů Xsens v průběhu chůze po rovině, do schodů a ze schodů na souboru alespoň 15 probandů. V prostředí Matlab dále vyhodnotte vliv stylu chůze (přes patu/špičku) a typu obuvi na pohyb vestibulárního aparátu.

Seznam odborné literatury:

- [1] Ripka, P., Típek, A., Modern Sensors Handbook, ed. 1, John Wiley & Sons, 2010, 518 s., ISBN 9780470394892
- [2] Ingle, V., Proakis, J., Digital Signal Processing Using MATLAB, ed. 3, Cengage Learning, 2011, 624 s., ISBN 9781111427375
- [3] Cappa, P., Patanè, F., Rossi, S., A Redundant Accelerometric Cluster for the Measurement of Translational and Angular Acceleration and Angular Velocity of the Head, J. Med. Devices, ročník 1, číslo 1, 2006, Srpen, 14-22 s.

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Ing. Petr Volf
Konzultant: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v průběhu chůze“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k závěrečné zprávě.

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

V Kladně dne 19. 5. 2017

Adéla Váchová

Poděkování

Na prvním místě bych ráda poděkovala Ing. Petrovi Volfovi za vedení mé bakalářské práce, za jeho trpělivost a podnětné připomínky, které vedly k úspěšnému dokončení této práce.

Děkuji také mým kolegům Zuzaně Wanglerové a Bc. Jakubovi Šourkovi za pomoc při měření dat pro náš společný příspěvek na konferenci Poster 2017. Dále děkuji všem probandům, kteří se ochotně zúčastnili všech částí měření.

Název bakalářské práce:

Využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v průběhu chůze

Abstrakt:

Tato bakalářská práce se zabývá využitím systému pro měření kinematiky vestibulárního aparátu v průběhu chůze a vyhodnocením vlivu stylu chůze a typu obuvi na pohyb vestibulárního aparátu. Zvoleným systémem pro toto měření byla gyro-akcelerometrická helma s pěti gyro-akcelerometry. Zkoumána byla chůze po rovině a po schodech nahoru i dolů. Byl naměřen soubor 20 probandů ve věku 20 - 28 let. Naměřená data byla zpracována do tabulek a rozsahy výsledných vektorů lineárních zrychlení (Max-Min) byly dále statisticky vyhodnoceny pomocí testu normality (Shapiro-Wilkův test) a následně F-testem, případně T-testem.

Na základě těchto testů byly přijaty nebo zamítnuty stanovené nulové hypotézy, zabývající se právě rozdíly v rozsahu výsledných vektorů lineárního zrychlení mezi různými typy chůze. Obecně platí, že lineární zrychlení je větší pro chůzi přes patu než při chůzi přes špičku. Při chůzi s botami a bez bot platí, že s botami je lineární zrychlení menší. Vliv typu obuvi nebyl potvrzen.

Klíčová slova: chůze, pohyb hlavy, lineární zrychlení, úhlové zrychlení

Bachelor Thesis Title:

Utilization of System for Measuring Kinematics of Vestibular Apparatus During Gait

Abstract:

This bachelor thesis deals with an utilization for measuring the kinematics of the vestibular apparatus during gait and an evaluation of the influence of the style of gait and the type of footwear on the movement of the vestibular apparatus. The gyro-accelerometer helmet with 5 gyro-accelerometers was chosen as the system for the measurement. During the measurement, the gait on the plain ground and also up and down the stairs was examined. A sample of 20 probands from 20 to 28 years of age was measured. The measured data were processed into tables and the resulting vectors of the linear acceleration ranges (Max-Min) were statistically evaluated using the Normality Test (Shapiro-Wilk Test) followed by the T-Test and the F-Test.

Based on these tests, zero hypotheses were accepted or rejected, dealing with the differences between different types of walking. In general, linear acceleration is greater for walking over the heel than walking over the tip. When walking with shoes, the linear acceleration is smaller than the linear acceleration for walking with no footwear. The influence of the footwear type has not been confirmed.

Key Words: gait, head movements, linear acceleration, angular acceleration

Obsah

1	Úvod	1
2	Přehled současného stavu	2
3	Lidská rovnováha	3
3.1	Oční signály	4
3.2	Signály ze svalů a kloubů	4
3.3	Signály z vestibulárního aparátu	5
4	Lidská chůze	6
4.1	Fáze lidské chůze	6
4.2	Chůze po schodech	8
4.3	Poruchy chůze	10
4.3.1	Pronace a supinace chodidla	11
5	Vestibulární aparát	13
5.1	Polokruhovité kanálky	13
5.2	Utrikulus a sakulus	15
5.3	Vestibulookulární reflex	15
5.4	Nejčastější poruchy vestibulárního aparátu	15
5.4.1	Benigní paroxysmální polohové vertigo	16
5.4.2	Menièreova choroba	16
6	Systémy pro sledování pohybu	18
6.1	Optické systémy	18
6.2	Magnetické systémy	19
6.3	Mechanické systémy	20
6.4	Inerciální systémy	20
7	Experimentální měření	23
7.1	Helma s gyro-akcelerometry	23
7.2	Gyro-akcelerometry XSens MTx	25
7.3	Protokol měření	26
7.4	Dotazník pro měření probandů	27
7.5	Zpracování dat	27

8	Výsledky	31
8.1	Chůze přes patu vs. přes špičku	32
8.2	Chůze s botami vs. bez bot	35
8.3	Chůze do schodů vs. chůze ze schodů	37
8.4	Chůze do schodů s botami vs. bez bot	38
8.5	Chůze do schodů přes patu vs. přes špičku	39
8.6	Chůze po rovině ženy vs. muži	41
8.7	Vliv typu obuvi na pohyb vestibulárního aparátu	42
9	Diskuze	43
10	Závěr	47
A	Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT	56
B	Dotazník pro probandy	57
C	Graf chůze v osách X, Y, Z a výsledného vektoru	58
D	Ukázka kódu pro vygenerování grafů chůze v osách X, Y, Z a výsledného vektoru	60
E	Ukázka zpracování dat z gyro-akcelerometru	61
F	Chůze po rovině přes patu s botami	62
G	Chůze po rovině přes patu bez bot	63
H	Chůze po rovině přes špičku s botami	64
I	Chůze po rovině přes špičku bez bot	65
J	Chůze ze schodů přes patu s botami	66
K	Chůze ze schodů přes patu bez bot	67
L	Chůze ze schodů přes špičku s botami	68

M	Chůze ze schodů přes špičku bez bot	69
N	Chůze do schodů přes patu s botami	70
O	Chůze do schodů přes patu bez bot	71
P	Chůze do schodů přes špičku s botami	72
Q	Chůze do schodů přes špičku bez bot	73

Seznam použitých symbolů a zkratek

Zkratka	Význam symbolů a zkratek
VOR	Vestibulookulární reflex
VNG	Videonestymografie
vHIT	Video pulsní rotační test
ECoG	Elektrokochleografie
MEMS	Mikro-elektromechanické systémy
p	p -value
W	W -value
Max-Min	Rozsah lineárního zrychlení

1 Úvod

Závratě a vertigo jsou jedny z nejčastějších příznaků, kvůli kterým pacienti navštěvují svého praktického lékaře. Jsou to stejně běžné symptomy jako bolest zad nebo hlavy. Příмым důsledkem závratě může být například pád, jehož pravděpodobnost ještě roste s věkem a přítomností neurologického onemocnění. Mnohé studie uvádějí, že vestibulární poruchy a jejich klinické projevy často ovlivňují rodinný život, sociální a ekonomické aktivity, přináší fyziologické a psychologické ztráty jako je např. ztráta sebevědomí. Mohou také vést k frustraci, depresím, snížení koncentrace na výkon a dalším stavům, které zhoršují kvalitu života [1].

Celková incidence závratí, vertigo a nerovnováhy je kolem 5 - 10 %, u starších osob dosahuje až 40 %. U pacientů starších 65 let je výskyt pádu u 25 % z nich. Odhaduje se, že za rok 2011 přišlo v USA na pohotovost v důsledku závratě či vertigo asi 3,9 milionů pacientů. [2] Zpráva ze Swedish National Study of Aging and Care (SNAC) uvádí, že u lidí pod 80 let je prevalence pádu 16,5 %, z toho 17,8 % je způsobeno závratí. U pacientů starších 80 let je prevalence pádu 31,7 % a z toho je závratí způsobeno 31 % [3].

Cílem této bakalářské práce je ověřit využití systému pro měření kinematiky pohybu vestibulárního aparátu v průběhu chůze. Vestibulární aparát zajišťuje rovnováhu, prostorovou orientaci a koordinaci pohybů, z čehož lze předpokládat, že pomocí tohoto systému by bylo možno dostatečně a poměrně pohodlně hodnotit parametry lidské chůze v klinické neurologické praxi, rehabilitaci, ale také například ve vývoji vhodné obuvi.

2 Přehled současného stavu

Chůze je považována za unikátní pohyb, který identifikuje každou osobu. Pro lékaře je kinematika normální chůze základem správné analýzy a léčby abnormalit chůze. Během posledních let bylo vyvinuto mnoho systémů pro analýzu. V diagnostice je velmi nápomocné zjišťování rozložení tlaku na podrážce boty. V nedávné době se rozložení tlaku měřilo pouze pomocí reakční síly podložky, avšak tento způsob je limitován omezeným prostorem pro vykonání analyzované chůze. Proto byly vytvořeny systémy v podobě vložek do bot, které jsou ale velmi nákladné a jsou připojeny pomocí kabelů. [4] Japonský tým vytvořil levnější a bezdrátový systém. Použili 7 tlakových senzorů a jeden 6osý inerciální senzor pro měření lineárního a úhlového zrychlení. Získaná data jsou přenášena do osobního počítače pomocí Bluetooth [5] .

Spojení helmy a akcelerometrů pro měření cyklu chůze popisuje práce H. Menze [6]. Probandi se při použití akcelerometrů mohou volněji pohybovat a nejsou fixováni na měření pouze v laboratoři. Během chůze je velmi důležitá stabilizace hlavy, protože optimalizuje podmínky pro zrak během pohybu. V této práci je ještě jeden referenční akcelerometr připevněn k trupu, což vychází z předpokladu, že k udržování stability je potřeba zejména kontrolu pohybu těžiště. Spojením těchto dvou přístupů byl vytvořen komplexnější model stability chůze. K měření stability hlavy byla využita cyklistická helma z lehké pěny a referenční akcelerometr byl pomocí pásky umístěn na úroveň křížové kosti. Notebook a přijímač dat byly uloženy v batohu na zádech. Pro vyloučení vlivu obuvi byla zvolena obuv jednotná. Z naměřených dat při chůzi na různém povrchu se zjistilo, že pohodlná chůze každého jedince je zvolená tak, aby se minimalizovaly rozdíly v akceleraci a aby pohyby hlavy a pánve byly rytmické a plynulé. Při chůzi po nepravidelném povrchu akcelerace na úrovni pánve roste a

plynulost pohybů hlavy i pánve klesá. Na druhu stranu, rychlost chůze je zachována, což napovídá, že zdraví lidé jsou schopni stabilizovat tělo i přes nepředvídatelné překážky [6].

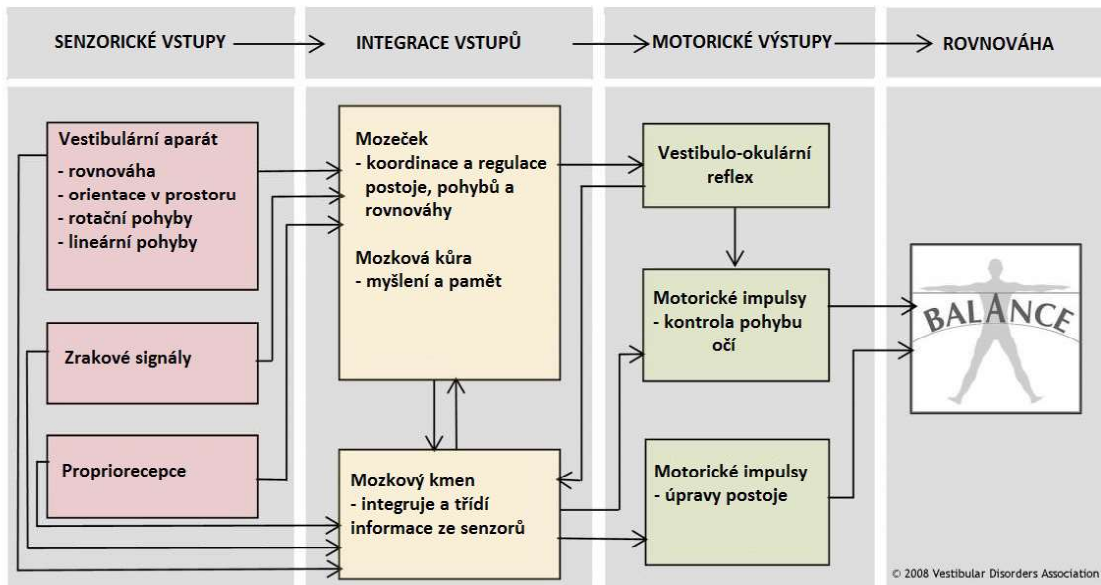
3 Lidská rovnováha

Rovnováha je schopnost těla udržovat svou polohu a polohu svých částí v prostoru. I při získání rovnováhy se ale tělo minimálně horizontálně pohybuje, tento nepatrný pohyb je nevyhnutelný vzhledem k malým odchylkám, které v těle neustále probíhají (např. dýchání, přenášení hmotnosti těla z jedné nohy na druhou nebo z přední části na patu). Správně fungující systém rovnováhy umožňuje stabilizovanou fixaci bodu očima během pohybu, určuje polohu těla vůči gravitaci, rychlost a směr pohybu a automaticky udržuje postoj celého těla [7].

Pacienti si často stěžují na nevolnosti (závratě), vertigo a nestabilitu. Všechny tyto symptomy mohou souviset s periferní nebo centrální vestibulární poruchou. Přestože příčinu mohou mít tyto symptomy stejnou, mají rozdílný význam. Nevlnost je pocit slabosti nebo poruchy rovnováhy, kdy ale není přítomna rotační složka. Naopak vertigo je vnímání rotačního pohybu člověka nebo okolních věcí. Nestabilita je nestálost, nejistota, ztráta rovnováhy. Nestabilita je často doprovázena prostorovou dezorientací nebo závratěmi, může se ale objevit i nezávisle na ostatních symptomech [8].

Udržení rovnováhy vyžaduje koordinovanou činnost několika sensorů - optických, vestibulárních a propriorecepčních. Signály z těchto sensorů jsou zpracovány v mozkovém kmeni. Sem také přichází signály z mozečku a kůry mozkové, které informují o dřívějších zkušenostech, které nějakým způsobem ovlivnily rovnováhu. Mozek dokáže určit a nejlépe využívat signály, které jsou v dané situaci nejvhodnější. Například ve tmě omezí

signály z očí a zaměří se na signály z propriorecepce a vnitřního ucha. Když mozek roztrídí informace, vydá signál pro danou část těla [9]. Celý proces udržení rovnováhy zobrazuje Obr. č. 1.



Obrázek 1: Diagram udržování rovnováhy, převzato z [9] - upraveno

3.1 Oční signály

Zrak napomáhá k určení polohy a pohybu hlavy a celého těla v prostoru. Receptory jsou tyčinky a čípky na sítnici. Tyčinky jsou zodpovědné za vidění v méně osvětlených situacích, např. v noci. Naopak čípky jsou zodpovědné za barevné vidění a ostrost. Když se světlo dostane k těmto receptorům, vyšlou impulsy do mozku, který z vizuálních podnětů určí, jak je tělo orientováno vzhledem k okolním objektům [9].

3.2 Signály ze svalů a kloubů

Ve svalech, kloubech a na kůži jsou propriorecepční senzory, které reagují na tah a tlak v okolních tkáních. Například pokud stojíme na špičkách,

cítíme tlak na přední části chodidel. Mozek sbírá informace ze všech částí těla, které opět slouží k rozpoznání polohy těla v prostoru [9].

Nejdůležitější jsou impulsy z krku, které indikují pohyb hlavy, a z kotníků, které naznačují pohyb vzhledem k povrchu a kvalitu tohoto povrchu [9].

3.3 Signály z vestibulárního aparátu

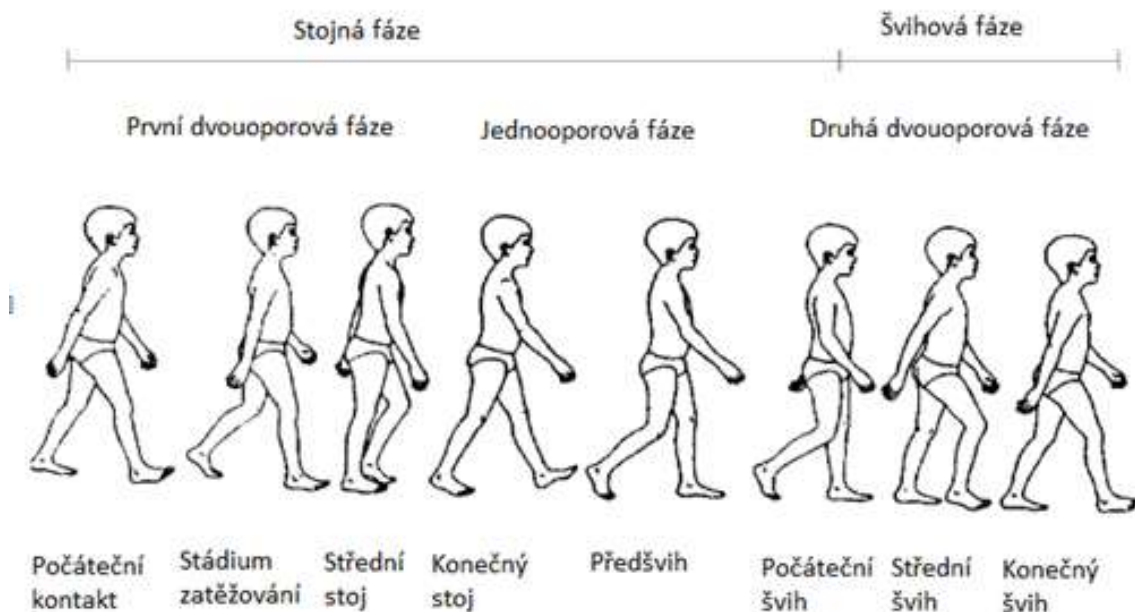
Třetím zástupcem senzorů rovnováhy je vestibulární aparát, který se nachází ve vnitřním uchu. Skládá se z utrikulu, sakulu a tří polokruhovitých kanálků. Kromě informací o rovnováze podává také informace o pohybu a prostorové orientaci. Pokud jsou obě části vestibulárního systému zdravé, posílají do mozku symetrické impulsy [9]. Vestibulárnímu aparátu je věnována samostatná kapitola 5.

4 Lidská chůze

Chůze je vedle běhu nejefektivnější způsob pohybu u suchozemských živočichů. Tento pohyb se opakuje střídavě pravou a levou dolní končetinou. Uvádí se, že při chůzi po rovině musíme vykonat asi $1/15$ mechanické práce, která je nutná pro zvednutí těla ve svislém směru o tutéž vzdálenost [10].

4.1 Fáze lidské chůze

Nejjednodušší rozdělení cyklu chůze je na stojnou a švihovou fázi, pokud uvažujeme děje týkající se pouze jedné dolní končetiny. Pokud se na chůzi díváme jako na cyklus, pak ji rozdělujeme na fázi jednooporovou a dvouoporovou [11]. Podrobné rozdělení cyklu chůze ukazuje Obr. č. 2.



Obrázek 2: Cyklus lidské chůze, převzato z [11] - upraveno

Stojná fáze se dále dělí na 5 podfází. První podfáze se nazývá počáteční kontakt, který nastává, když se dolní končetina (pata) dotkne podložky.

Pata se tedy stává bodem otáčení. Druhá podfáze je stádium zatěžování, která trvá asi 10 % krokového cyklu. Chodidlo se v této fázi dostává do plného kontaktu s podložkou a tělesná hmotnost je úplně přenesena na stojnou končetinu. Třetí podfází je tzv. střední stoj, trvající 10 % až 30 % krokového cyklu. Začíná v okamžiku, kdy kontralaterální noha opustí podložku a dolní končetina se posune přes zafixované chodidlo. Zátěž se v tomto okamžiku přesouvá po chodidle do přední oblasti. Čtvrtá podfáze neboli konečný stoj nastává od 30 % do 50 % krokového cyklu. Začíná zdvihem paty a přední část nohy se stává místem, kolem kterého se točí celá stojná končetina. Tato fáze končí v okamžiku kontaktu paty s podložkou. Poslední podfáze je předšvih, trvající posledních 12 % stejné fáze. Začíná v okamžiku kontaktu plosky kontralaterální končetiny s podložkou a končí v okamžiku, kdy palec opouští podložku. Touto podfází se ukončí stojná fáze a tělesná hmotnost je přenesena na druhou dolní končetinu [11].

Švihová fáze má 3 podfáze. První podfází je počáteční švih, který tvoří první třetinu švihové fáze a od 60 % do 75 % krokový cyklus. Začíná, když noha opouští podložku, a trvá až do okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu. Následuje podfáze středního švihu, což tvoří druhou třetinu celé fáze. Začíná v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu a končí v okamžiku, kdy se tibie dostává do vertikálního postavení. Poslední podfází krokového cyklu je tzv. švih konečný. Koleny se napíná do plné extenze a noha se připravuje na kontakt s podložkou. Pohyb stehna se zpomalí [11].

Během stejné fáze jedné dolní končetiny probíhá švihová fáze druhé dolní končetiny. S rostoucí rychlostí chůze se prodlužuje fáze švihová a zkracuje se fáze stojná, a proto se i fáze dvojité opory zkracuje [11].

Vedle chůze a běhu po rovině je každodenní součástí běžného života člověka chůze po schodech.

4.2 Chůze po schodech

Pro zdravého člověka je chůze po schodech nenáročnou aktivitou, avšak pro lidi, kteří trpí motorickými potížemi, problémy s rovnováhou nebo omezenou pohyblivostí dolní končetiny, je tato činnost velmi obtížná. Zdraví jedinci používají při chůzi po schodech vzorec „schod za schodem“, tedy že na každý schod stoupají střídavě pouze jednou dolní končetinou. Naopak lidé, kteří mají při chůzi po schodech obtíže, mohou být nuceni k tomu, aby svůj způsob chůze upravili. Proto pak často využívají zábradlí jako oporu, pohybují se bokem dopředu nebo šlapou oběma nohama postupně na každý schod. Tyto odchylky poté způsobují větší ztráty energie, menší výkonnost a zvýšenou možnost pádu hlavně při chůzi ze schodů dolů [12].

Studie kinematiky chůze po schodech S. J. Abbasa odhalila, že při chůzi do schodů je potřeba o 10° až 20° větší rozsah pohybu v kolenní kloubě než při chůzi po rovině. Naopak při chůzi ze schodů je třeba o 5° až 10° menší rozsah pohybu v kolenní kloubě. Během chůze po schodech se dolní končetiny pohybují v podobném cyklu jako při chůzi po rovině. I zde lze cyklus rozdělit na stojnou a švihovou část. Při chůzi do schodů tvoří 66 % cyklu stojná fáze a 34 % švihová, u chůze ze schodů tvoří 60 % stojná a 40 % švihová [13].

Stojnou fázi při chůzi do schodů můžeme rozdělit na tři podčásti: přenesení hmotnosti (prvotní pohyb těla do ideální polohy pro vykročení), vykročení (pohyb z nižšího schodu na další) a pokračování vpřed. Švihová fáze je rozdělena do dvou podčástí – první je přenesení dolní končetiny přes schod a druhá je došlápnutí na následující schod. Rozdělení cyklu pro chůzi ze schodů dolů je velmi podobné [13].

S rostoucím náklonem schodiště se zvyšují pohybové rozsahy kloubů a maximálního úhlu flexe kolene a kyčle je dosaženo později při chůzi

nahoru než při chůzi dolů. Největší rozdíl mezi chůzí do a ze schodů je u plantární flexe v kotníku. Během stoupání je používáno méně dorsální a plantární flexe v kotníku ve srovnání s klesáním. Protože je chůze po schodech nahoru pohybem proti gravitační síle, je zřejmé, že jde o fyzicky náročnější úkol než je chůze dolů [13].

I přesto, že je chůze pro lidi nejpřirozenější pohyb, existuje mnoho poruch chůze, ať už jde o poruchy vlivem zranění nebo vlivem neurologického poškození.

4.3 Poruchy chůze

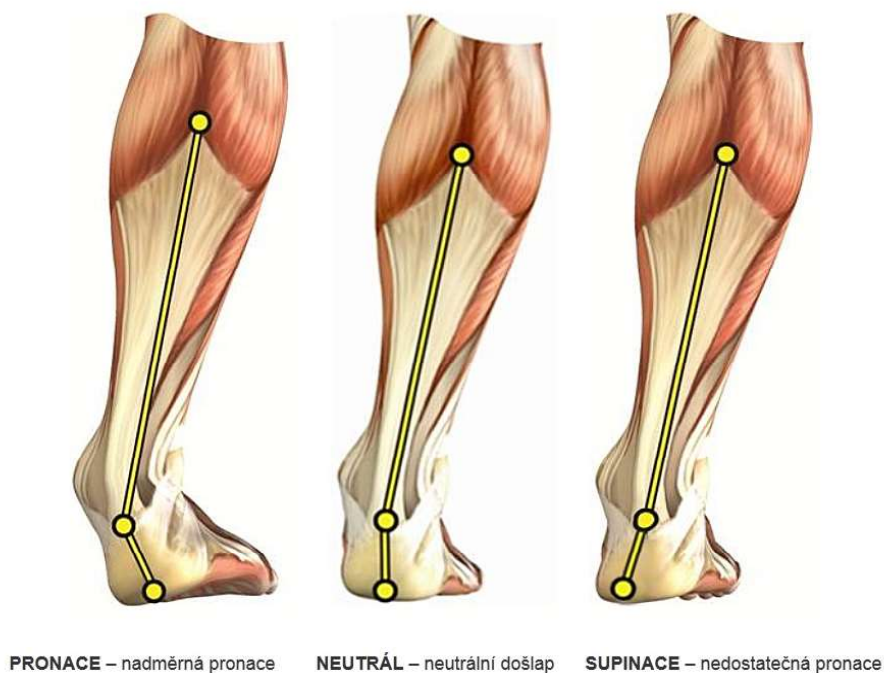
Vyšetření chůze je z neurologického hlediska velmi důležité, protože se do ní zapojuje velké množství systémů a je do určité míry zautomatizovaná. Vyšetřuje se chůze přirozená, chůze se zavřenýma očima a v některých případech chůze po špičkách/patách. Při poruše rovnováhy se také pozoruje tandemová chůze ("provazochodecká"), kdy pacient při chůzi dává nohy pata-špička do jedné linie [15].

Mezi nejčastější poruchy chůze patří z neurologického hlediska:

- **antalgická chůze** - pacient má kvůli bolesti jedné dolní končetiny omezený odraz, proto dopadá pouze na zdravou nohu
- **paretická chůze** - nemocný má oslabenou jednu nebo obě dolní končetiny a nemůže se dobře odrazit (končetinu přitahuje ke zdravé noze, táhne ji za sebou nebo s ní dělá kratší kroky)
- **spastická chůze** - tvrdá chůze, dolní končetina vypadá jako ztuhlá, špatná flexe v koleni, pacient končetinu těžko zvedá, při přesunu nemocné končetiny dopředu provádí zevní cirkumdukci
- **hemiparetická chůze** - horní končetiny většinou visí podél těla, nemocný nohu "táhne" za sebou
- **ataktická mozečková chůze** - chůze s širší bází, nejistá, s vrávoráním do stran
- **parkinsonská chůze** - kratší kroky s těžkým startem a změnou směru, chybí pohyby horních končetin
- **frontální chůze** - pomalé a malé kroky, nestabilita, nutnost podpírání, v pokročilém stádiu dochází i ke ztrátě schopnosti chodit a stát [15].

4.3.1 Pronace a supinace chodidla

Při pronaci se chodidlo vychyluje na vnitřní stranu. K nadměrné pronaci jsou náchylnější lidé s nohama do X nebo s plochýma nohama. Oproti tomu při supinaci se chodidlo vychyluje na zevní stranu a nejčastěji postihuje lidi s nohama do O. Mnohdy lidé při supinaci ještě vytáčejí špičky nohou k sobě [16]. Tyto poruchy jsou zobrazeny na Obr. č. 3.



Obrázek 3: Pronace, normální došlap a supinace, převzato z [16]

Oba tyto typy došlapu lze kompenzovat vhodnou obuví. V odborných střediscích nebo v obchodech se sportovním vybavením si lze nechat udělat tenzometrické a kinesiologické vyšetření, pomocí kterého se zjistí typ došlapu. Vyšetření probíhá na stabilometrické plošině nebo na běžeckém chodníku, kdy je objekt detailně snímán pomocí kamery s vysokým rozlišením. Typ došlapu také můžeme zjistit z obnošených bot podle největšího opotřebení podrážky, viz Obr. č. 4. Pokud je opotřebená nejvíce na zevní straně, jedná se o supinaci, pokud na vnitřní, jde o pronaci. Největší

obnošení na prostřední části svědčí o normálním došlapu [17].

Nadměrná pronace nebo supinace způsobuje nevhodné přetěžování určitých svalů, kloubů a vazů, které není dolním končetinám přirozené. Pokud není pronace řešena, dochází ke ztrátě energie a točivý moment je přenesen na spodnější část těla a přenáší se z chodidla na celou končetinu. Nadměrná pronace je spojována s nejrůznějšími poraněními jako je např. plantární fasciitida, zánět Achillovy šlachy nebo bolesti kyčlí. Při supinaci chodidlo neabsorbuje dobře nárazy. Problémy často spojené s nadměrnou supinací jsou např. poranění kolene, vyvrtnutý kotník, únavové zlomeniny nebo zkrácené kyčelní svaly. Nadměrná supinace je mezi běžci méně častá, uvádí se, že asi 10 % běžecké populace má nadměrnou supinaci. Neposledním argumentem pro vhodný výběr obuvi je také rychlejší opotřebení nevhodné obuvi. [18].



Obrázek 4: Došlap při pronaci, normálním došlapu a supinaci, převzato z [16]

5 Vestibulární aparát

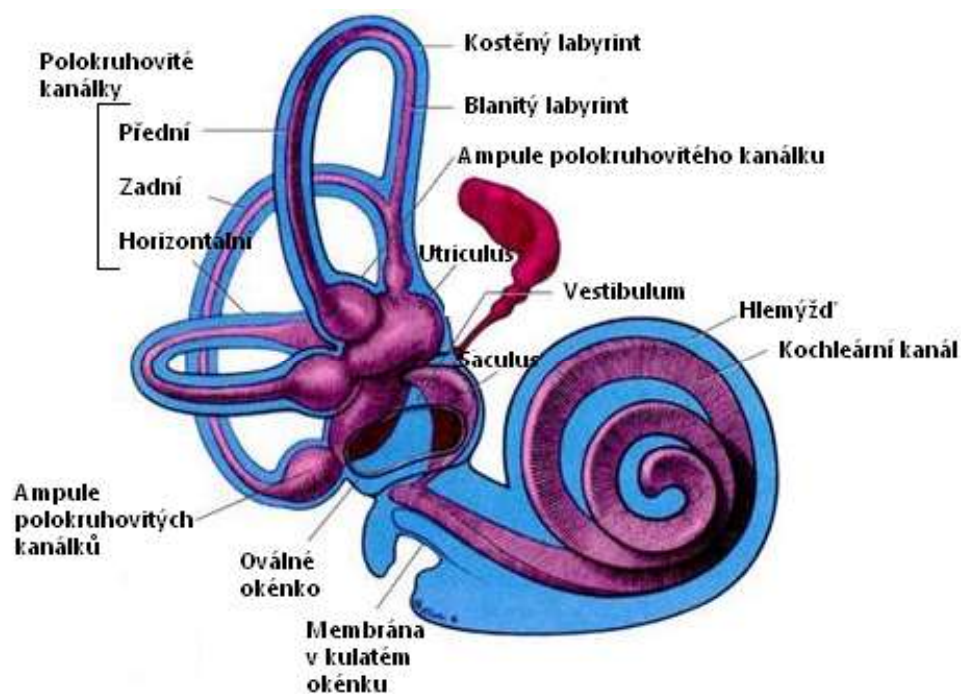
Vestibulární aparát (viz Obr. č. 5) je smyslový systém, který zajišťuje rovnováhu a prostorovou orientaci a koordinuje pohyby s rovnováhou. Nachází se ve vnitřním uchu. Vnitřní ucho se dělí na dvě části, které jsou v sobě uloženy - jde o kostěný a blanitý labyrint, které jsou odděleny tekutinou nazývanou perilymfa. Blanitý labyrint je vyplněn endolymfou [19].

Vestibulární aparát obsahuje dvě části – pro rotační pohyby a pro translační pohyby. Rotační pohyby jsou zaznamenány polokruhovitými kanálky a translační pohyby pomocí utrikulu a sakulu. Z vestibulárního aparátu jsou signály přenášeny hlavně do nervového centra, které kontroluje pohyb očí, ale také ke svalům, které zajišťují vzpřímenost. Prostorová orientace závisí na vstupu vestibulárních receptorů, dále také na zrakových podnětech, na podnětech z proprioreceptorů kloubních pouzder a z exteroceptorů v kůži. Tyto čtyři skupiny se na korové úrovni spojují a vytváří výslednou orientaci člověka v prostoru [19].

5.1 Polokruhové kanálky

Rotační pohyby jsou detekovány polokruhovitými kanálky. V každém labyrintu jsou tři tyto kanálky. Vůči sobě jsou postaveny kolmo – jsou tedy orientovány do tří prostorových rovin. Dle tohoto postavení se nazývají horizontální, přední a zadní. Přední a zadní jsou dohromady nazývány jako vertikální [19].

Uvnitř kostěného kanálku se nachází blanitý kanálek. Na začátku každého blanitého kanálku je tzv. ampula. Z ní pokračuje tělo kanálku, které se polokruhovitě stáčí a ústí do vejčitého váčku vestibula. Samotné vnímání rovnováhy je umístěno právě do ampuly kanálků. V ampule se nachází receptory, tzv. kristy složené převážně z vláscitých buněk. Kolem každé kristy je kupula, obal z mukopolysacharidů. Když se hlava pohy-



Obrázek 5: Vestibulární aparát, převzato z [20], upraveno

buje rotačně, endolymfa se také díky setrvačnosti začne pohybovat. Svým pohybem endolymfa vychyluje kupulu do stran a podráždí buňky. Tyto buňky zareagují na podráždění změnou membránového potenciálu – depolarizací. Tento podnět se do mozku přenáší pomocí bipolárních buněk sluchově rovnovážného nervu (n. statoacusticus) [19].

Při rotačním zrychlení těla je stejné zrychlení přítomné i v polokruhovitěm kanálku dané roviny. Rotační zrychlení dráždí kristu, endolymfa se přemísťuje díky své setrvačnosti opačným směrem ke směru rotace. Kupula je endolymfou deformována a výběžky vláskových buněk se ohýbají. Když rotace ustane, endolymfa se posune ve směru rotace a kupula je deformována opačným směrem. Střední polohy dosáhne během 25 – 30 sekund [19].

5.2 Utrikulus a sakulus

Otolity zodpovídají za lineární zrychlení. Nachází se v blanitém labyrintu vnitřního ucha, přesněji v utrikulu a sakulu. V každém váčku se nachází otolitický orgán (makula). Makula obsahuje vláskové a podpůrné buňky, které jsou pokryty otolitovou membránou. Tato membrána má v sobě krystaly – otolity. Otolity jsou krystalky uhličitanu vápenatého o velikosti 3 – 19 μm . Výběžky vláskových buněk jsou ukotveny do membrány a ve sluchově rovnovážném nervu se jejich nervová vlákna spojují s vlákny krist [19].

Utrikulus reaguje na horizontální zrychlení a sakulus na vertikální. Zrychlení těla v jakémkoliv směru způsobí to, že se otolity vychýlí ve směru opačném, čímž deformuje vláskové buňky a vyvolává aktivitu nervových vláken. Na otolity působí gravitační síla, a proto makula vytváří výboje, i když se hlava nepohybuje. Tento systém je z části zodpovědný za reflexní vzpřimování hlavy a další postojové reakce [19].

5.3 Vestibulookulární reflex

Vestibulookulární reflex (VOR) je reflex, který stabilizuje obraz na sítnici během pohybu hlavy. Tímto reflexem je vyvolán pohyb očí, který je opačného směru než pohyb hlavy tak, aby obraz byl ve středu zorného pole. VOR nezávisí na viditelném vstupu, funguje i při zavřených očích nebo ve tmě. Lidé s poškozeným VOR mají kvůli neustálému malému tremoru hlavy potíže číst a trpí tzv. oscilepsií. Poškození VOR může také způsobit chronickou závrať nebo nestabilitu [21].

5.4 Nejčastější poruchy vestibulárního aparátu

V této kapitole jsou vybrány nejčastější poruchy vestibulárního aparátu. Vedle těchto poruch existuje ještě řada dalších onemocnění, která jsou

způsobena stářím, různými alergiemi nebo autoimunitním onemocněním.

5.4.1 Benigní paroxysmální polohové vertigo

Benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV) je běžná vestibulární porucha, která způsobuje vertigo, závratě, točení hlavy. Závratě jsou vybuzeny změnou polohy těla a hlavy. BPPV je nejčastější vertigo vůbec (cca 17 %) [22].

Hlavním počátečním projevem jsou rotační závratě při přetáčení v posteli, při záklonu, předklonu, vstávání apod. Závratě přicházejí až po několika sekundách a do několika desítek sekund odezní, pokud zůstane pacient v poloze, která závratě vyvolala. Většinou si pacient všimne, na které straně se obtíže dostavují, což prozrazuje postižený labyrint. Vyskytuje se i nauzea a může přejít i ke zvracení. BPPV není nikdy samo o sobě příčinou větší poruchy rovnováhy [22].

BPPV je způsobeno otolity, které se uvolní do endolymfy nejčastěji v zadním polokruhovitém kanálku. Jedním z příčin je i úraz v důsledku úderu nebo pádu. Často se objevuje jako pozdní fáze Menièreovy choroby nebo po prodělání častých zánětů středouší. Výskyt idiopatického BPPV často bývá po 40. roce a prevalence s věkem roste [22].

Hlavní léčbou BPPV jsou polohové manévry. Nejčastější je Epleyho manévr pro léčbu zadního polokruhovitého kanálku. Manévr se provádí jednou denně a někdy i jeden manévr stačí. Po provedení 1 až 2 manévrů je 80 % pacientů bez příznaků. Bez léčení by problémy měly odeznít samy za cca 1 měsíc [22].

5.4.2 Menièreova choroba

Menièreova choroba je onemocnění vnitřního ucha, které způsobuje akutní záchvaty rotační závratě (vertiga) s pocitem plnosti ucha nebo

tlaku. Dalšími příznaky je zhoršení sluchu, zvukové vjemy (zvonění, pískání, šumění – celkově tinnitus). Někdy záchvatu předchází tzv. aura, což je pocit tlaku v uchu, zhoršení sluchu s přibývajícím intenzitou [23, 24].

Toto onemocnění může nastat v jakémkoliv věku, nejčastěji ale mezi 20. a 50. rokem. Je považováno za chronické onemocnění, ale léčba dokáže ulevit od symptomů a zmenšit dlouhodobý dopad na život pacienta [23, 24].

Příčina Menièerovy choroby není úplně jasná. Pravděpodobně vzniká kombinací různých faktorů, např. blokace ucha, anatomická abnormalita, alergie, virové infekce, úraz hlavy, migrény. Největším problémem je nepředvídatelnost záchvatů, zvyšuje možnost pádu nebo nehody během řízení vozidla apod. [23, 24]

K vyšetření se využívají různé testy, především audiometrie a testy rovnováhy. Mezi ně patří videonystagmografie (VNG), test na rotačním křesle, posturografie, video pulsní rotační test (vHIT) a elektrokochleo- grafie (ECoG). Na Menièerovu chorobu neexistuje žádná léčba, lze pouze zmírnit symptomy nebo jejich frekvenci. Léčba se soustředí na zastavení závratí, sluchové potíže léčit nelze. Lékař může pacientovi předepsat léky na zmírnění vertiga, např. diazepam nebo promethazin. Symptomy vertiga mohou být také zmírněny injektováním gentamicinu nebo steroidů do vnitřního ucha. Doporučuje se snížit příjem soli, která v těle zadržuje tekutiny. Důležité je také zvládnout stres [23, 24].

6 Systémy pro sledování pohybu

Systémy pro sledování pohybu byly původně vytvořeny pro analýzu chůze, ale dnes mají již široké využití v různých odvětvích - neurovědy, sportovní terapie nebo ve filmových efektech. Pohyb můžeme sledovat pomocí čtyř základních typů systémů - optických, inerciálních, magnetických a mechanických. Tyto systémy umožňují sledovat reálné pohyby objektu a ze získaných dat vytvořit 3D model ve virtuálním prostředí. První byly vyvinuty mechanické systémy, které jsou ale poměrně těžkopádné a rozsah pohybu je limitován velkým množstvím kabelů. Dnes již existuje mnoho pohodlnějších metod, jak pohyb sledovat [25].

6.1 Optické systémy

Sledovaná osoba má na strategických místech přilepené speciální reflexní (pasivní) nebo emitující (aktivní) markery a kolem jsou rozmístěné kamery s vysokým rozlišením, které snímají markery. Každá z kamer generuje 2D souřadnice pro každý marker a pomocí vhodného softwaru se data analyzují a vypočítají se 3D souřadnice. Tyto systémy jsou finančně nejnáročnější právě kvůli požadovanému vysokému rozlišení kamer a odpovídajícímu softwaru [25].

Výhodou těchto systémů je vysoká snímkovací frekvence, díky čemuž mohou být sledovány velmi rychlé a komplexní pohyby. Počet snímků může být až 200 za sekundu. Další velkou výhodou je, že systém nevyužívá žádných kabelů a markery nijak nelimitují pohyb objektu [25].

Hlavní nevýhodou je, že zejména u malých objektů, jako je například ruka, kdy jsou markery velmi blízko u sebe, kamery nedokáží rozlišit jednotlivé markery. To se dá vyřešit pouze kamerami s ještě vyšším rozlišením, které jsou ale extrémně drahé. Při některých pohybech (např. lezení po čtyřech) se může stát, že jsou některé markery pro kamery scho-

vané, což vede k výpadku naměřených dat a zkreslení výsledků [25].

Jako aktivní markery se využívají zejména infračervené LED markery, které emitují své vlastní světlo a které jsou napájeny malými bateriemi. Naopak pasivní markery jsou obaleny v reflexním materiálu, který odráží světlo zpátky do kamer. Nejdříve se musí systém nakalibrovat, aby se identifikovaly markery a jiné materiály byly ignorovány. Obvykle se pro kalibraci používá tyč s reflektory, jejichž polohu známe. Jednou z nejznámějších firem zabývajících se markerovými optickými systémy je Vicon. Každá kamera má kruhovou řadu diod, která je připevněna v přední části kamery. Naměřená data musí být většinou manuálně překontrolována kvůli okluzím markerů [25].

Existují ale i optické systémy bez markerů. Pohyb objektu je nahráván kamerou z několika úhlů a pomocí algoritmické analýzy dokáže software rozpoznat lidskou postavu. Příkladem může být Kinect od Microsoftu, který umožňuje sledování pohybu širší veřejnosti, protože je cenově velmi přívětivý (kolem 3 000 Kč). Emitor červeného záření vytváří v prostoru mapu IR bodů. Tato hloubková mapa se využívá k hledání lidských postav - software obsahuje knihovnu lidských postav. Kinect je využíván hlavně v hracích konzolích, protože jeho přesnost nedosahuje přesnosti systémů s IR markery, která je v biomechanice potřeba [25].

6.2 Magnetické systémy

Pomocí sady receptorů, které jsou umístěné na kloubech objektu, je možné měřit umístění a orientaci kloubů vzhledem k anténě. Tyto systémy jsou v porovnání s ostatními systémy levné a přesnost dat je poměrně vysoká. Vzorkovací frekvence je obvykle 100 vzorků za sekundu, magnetické systémy jsou tedy vhodné pro jednoduché pohyby. Nevýhodou je ale velké množství kabelů a také případná interference v magnetickém

poli. Výhodou je, že lidské tělo je pro magnetické pole propustné, takže nenastane problém s detekcí překrytého receptoru [25].

6.3 Mechanické systémy

Mechanické systémy jsou tvořeny převážně z goniometrů a posuvníků, které se připevní ke kloubům, jejichž úhly rozsahu pohybu nás zajímají. Goniometry jsou mechanické a elektrické, jež jsou přesnější. Elektrogoniometr má v kloubu umístěný otočný potenciometr, který mění elektrický odpor. Když se změní úhel, změní se odpor a následně napětí, jehož hodnota odpovídá úhlu [25].

Další možností je goniometr ohebný, kterým se úhel měří soustavou tenzometrů umístěných v místě ohýbání. Pro sledování pohybu celého těla se využívají celé exoskelety, např. od firmy Meta Motion. Tyto systémy mají nižší přesnost než optické, ale jsou mnohem levnější a nenáročné na prostor. Celá konstrukce exoskeletu je ale poměrně velká a nepohodlná [26].

6.4 Inerciální systémy

Do této skupiny patří akcelerometry, gyroskopy a magnetometry. Inerciální (setrvačné) senzory jsou založeny na setrvačnosti pohybu, zaznamenávají vychýlení z inerciální vztažné soustavy [26]. Tento typ systému byl použit pro vypracování této bakalářské práce.

Gyro-akcelerometrický senzor je kombinace akcelerometru a gyroskopu. Takto vytvořený senzor je schopný nám podat kompletní informaci o pohybech a poloze hlavy [27].

Akcelerometr je elektromagnetické zařízení, které měří zrychlení sil. Měří zrychlení dynamické i statické. Dříve šlo o velké a drahé prostředky, ale s nástupem MEMS technologie (mikro-elektromechanické systémy)

se výrobní cena hodně snížila a počet využití těchto zařízení mohl vzrůst. Konkrétně se využívá např. pro měření náklonu, měření setrvačných sil, měření otřesů nebo vibrací. Akcelerometr se skládá ze základny, která je pevně spojená s měřidlem, dále z pružně uložené, setrvačné hmoty, jejíž výchylka vůči základně se vyhodnocuje, a z tlumení, které je reprezentováno fyzickými tlumiči nebo popř. prouděním vzduchu při pohybu hmoty. Akcelerometry můžeme rozdělit na piezoelektrické, piezodoprové, kapacitní a tepelné [27].

Gyroskopy jsou obecně určené pro měření úhlové rychlosti, tzn. podává informace o tom, jak rychle se předmět otáčí ($^{\circ}/s$). Gyroskopy pracují na základě Coriolisovy síly. To je virtuální síla, která působí na libovolný předmět pohybující se v soustavě rotující kolem osy rotace nějakou úhlovou rychlostí. To znamená, že pokud se objekt pohybuje od středu rotujícího kruhu k okraji, působí na něj vzrůstající Coriolisova síla, jejíž velikost je u kraje kotouče největší. Tato síla působí na všechny hmotné objekty na Zemi, na severní polokouli působí ve směru hodinových ručiček, na jižní naopak. Typickým důsledkem této síly je rozdíl v točení víru vody při odtoku z umyvadla, v točení tornáda nebo více opotřebované pravé kolejnice na jednosměrných železnicích [28].

Stejného principu využívají i MEMS gyroskopy. Při pohybu objektu, který je připevněn na pružinách uvnitř gyroskopu, směrem ven působí Coriolisova síla směrem doleva a při směru dovnitř působí doprava. Základem MEMS gyroskopu je periodicky se pohybující struktura o přesně dané hmotnosti upevněná v rámu na pružinách. Směr pohybu musí být kolmý ke směru otáčení. Na tuto strukturu působí Coriolisova síla úměrná úhlové rychlosti otáčení. Tato síla způsobí stlačení vnějších pružin rámu a vzájemný posuv měřicích plošek, které fungují jako elektrody vzduchových kondenzátorů. Výstupem je tedy kapacita úměrná úhlové rychlosti otáčení [28].

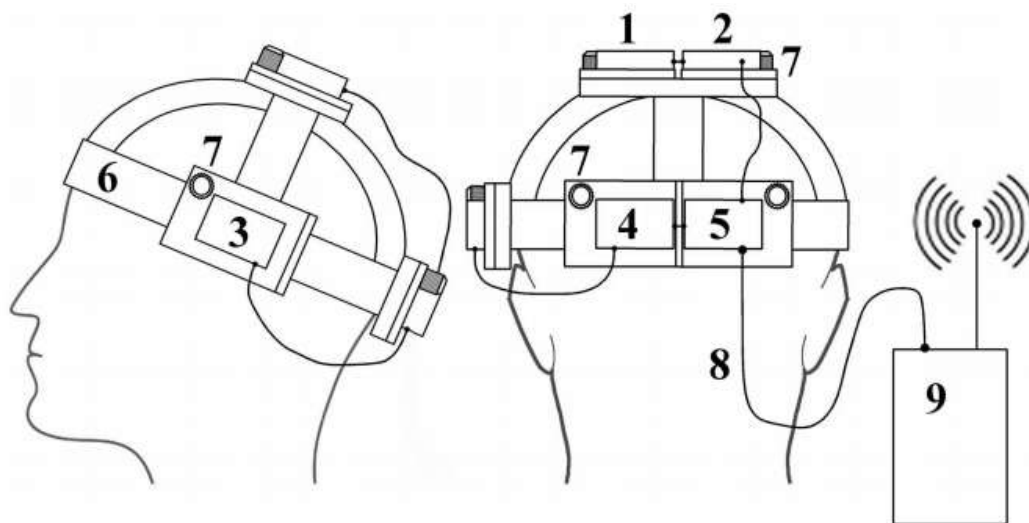
Akcelerometry obsažené v systému XSens jsou vytvořeny pomocí technologie MEMS. Tato technologie spočívá v tom, že elektronické a mikro-mechanické prvky jsou převedeny na křemíkovou bázi pomocí nejmodernějších výrobních metod. MEMS systémy jsou nejčastěji právě senzory pohybu, ale mohou to být také různé pohony, převodovky, cívky, zrcadla atd. Na jednom čipu je vyroben elektronický podsystém pro zpracování výstupního signálu, ale také mechanický subsystém nutný pro převedení fyzikální veličiny na elektrický signál [29].

7 Experimentální měření

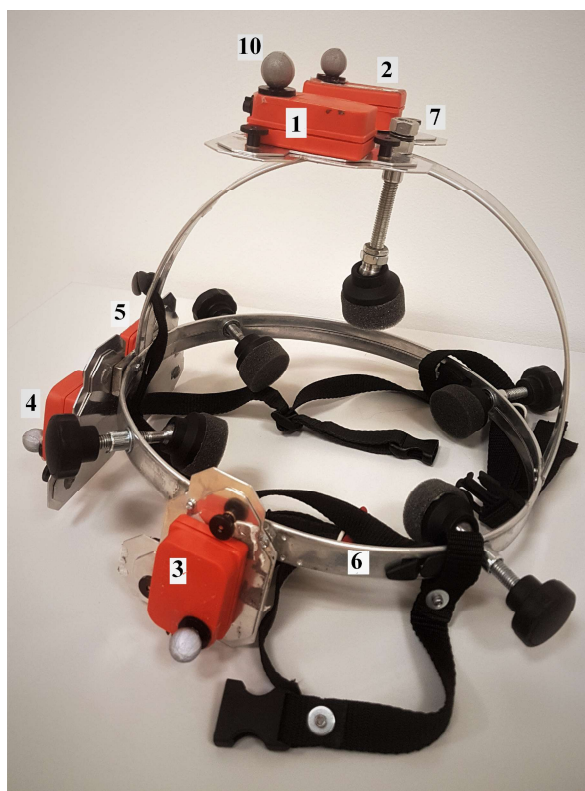
Pilotní měření probíhalo v prostorách budovy KOKOS, která je sídlem Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT. Základním systémem používaným pro měření byla helma s pěti gyro-akcelerometry. Měření bylo schváleno etickou komisí FBMI ČVUT, žádost o projednání je k nahlédnutí v příloze A.

7.1 Helma s gyro-akcelerometry

Helma se skládá z konstrukce pro uchycení pěti gyro-akcelerometrů, které jsou umístěné na anatomických osách vestibulárního systému (transversální, frontální, sagitální), viz Obrázek č. 6 a 7. Senzory 1 a 2 snímají levý a pravý vestibulární aparát v transverzální rovině. Z boku je senzor 3, který snímá vestibulární aparát v sagitální rovině, kdy jsou levá a pravá část vestibulárního aparátu překryty, proto stačí pouze jeden. Na zadní části helmy jsou senzory 4 a 5, které snímají vestibulární aparát v rovině frontální. Přesné umístění gyro-akcelerometrů je možné nastavit pomocí pěti posuvných desek. Helma je uzpůsobena pro měření probandů s různou velikostí hlavy a vyrobena z hliníku s ohledem na nízkou hmotnost. Na hlavu probanda se helma připevňuje pomocí pěti šroubů s plastovými podložkami na konci. Pro lepší upevnění helmy byly přidány ještě nastavitelné pásy pro zachycení helmy pod bradou a na temeni.



Obrázek 6: Rozmístění gyro-ackelerometrů na helmě, upraveno



Obrázek 7: Použitá helma s gyro-akcelerometry a pasivními markery

7.2 Gyro-akcelerometry XSens MTx

Na helmu byly zvoleny gyro-akcelerometrické senzory XSens MTx, pomocí kterých lze měřit lineární zrychlení a úhlové rychlosti ve třech osách, obsahuje i magnetometr. Hlavní výhodou těchto senzorů je univerzálnost jejich použití a také jejich velikost (38x53x21 mm) a hmotnost pouze 30 g. Největší nevýhodou je vysoká pořizovací cena tohoto senzoru. Jeden senzor stojí kolem 25 000 Kč, celá sada obsahující 10 těchto senzorů, software, komunikační jednotky a veškeré příslušenství dosahuje hodnoty kolem 400 000 Kč.

Pro zpracování dat je potřeba připojit všech pět senzorů k osobnímu počítači. Gyro-akcelerometry jsou připojeny sériově do bezdrátového vysílače WR-A XSens, který je pomocí pásu připevněn kolem trupu probanda. Tento vysílač vysílá data do přijímače Xbus Master XSens, ten je připojen k počítači pomocí USB kabelu. Před začátkem měření je potřeba si opsat ze senzorů jejich sériové číslo, protože data z nich se v PC zobrazí pod těmito čísly.



Obrázek 8: Celá sada XSens, převzato z [30], upraveno

Gyro-akcelerometry XSens mají vlastní software XSens MT Manager, který umožňuje nahrávání a export dat do formátu .txt.

7.3 Protokol měření

Pro možnost porovnání výsledků mezi probandy bylo třeba dodržovat následující protokol měření.

1. Probandovi je přiděleno číslo, pod nímž bude po celé měření vystupovat. Tímto způsobem je dosaženo anonymizace měření. Následně je proveden informovaný souhlas, který je zároveň dán k pročtení a následnému podepsání probandovi.
2. Nejdříve je probandovi upevněna helma s gyro-akcelerometry pomocí pěti šroubů na hlavu a kolem trupu je upevněn vysílač, který vysílá data do přijímače, resp. PC.
3. Proband s helmou se postaví na kraj místnosti a připraví se na měření. Na začátku každého měření je potřeba, aby se proband uklonil, aby bylo detekován začátek měření.
4. Nejdříve je proband vyzván, aby přešel místnost chůzí přes patu s botami. Následně zopakuje chůzi s botami, ale přes špičku/střední část chodidla.
5. Následně je proband vyzván, aby si sundal boty, a projde se opět nejdříve přes patu a potom přes špičku/střední část chodidla.
6. V dalším kroku se měření přesouvá na schody. Proband je požádán, aby vyšel schody nahoru a sešel dolů nejdříve přes patu s obutými botami, pak opět s botami přes špičku/střední část chodidla. To samé zopakuje i bez bot.

7. Po ukončení měření se probandovi sundá helmu a exportují se data, aby bylo jisté, že jsou správně uložena.
8. Během kontroly dat proband vyplní dotazník.

7.4 Dotazník pro měření probandů

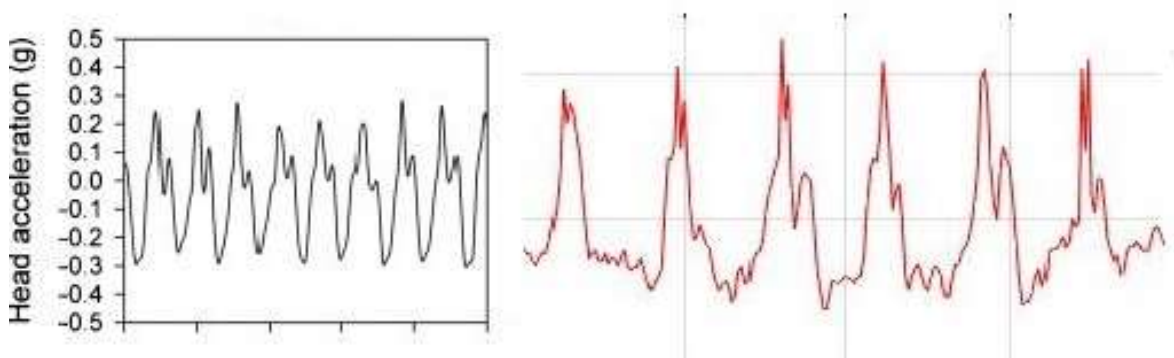
Během měření bylo získáno hodně dat, která lze různě porovnávat. Proto jsem vytvořila dotazník, který každý proband na konci měření vyplnil. Dotazník obsahuje základní otázky jako je věk, pohlaví, výška a váha. Dále je zde také otázka, zda proband prodělal nějaké zranění dolní nebo horní končetiny nebo páteře, protože by to mohlo mít vliv na nerovnoměrné zatěžování končetin. Každý proband dostal číslo, pod kterým vystupoval po dobu měření. Takto bylo měření dostatečně anonymizováno. Dotazník byl vytvořen online pomocí Google formulářů a vzorové vyplnění ukazuje Příloha B.

7.5 Zpracování dat

Prvním krokem pro úspěšné zpracování dat je jejich vyexportování pomocí MT Manageru. Tím vzniknou .txt soubory, pro každý gyroakcelerometr jeden, které mají hodnoty oddělené tabulátory. Lze je tedy použít stejně jako soubory .csv. Tyto soubory lze otevřít pomocí např. MS Excel, kde se zobrazí jako tabulka hodnot. V záhlaví se nachází základní informace o měření, jako je čas začátku měření, vzorkovací frekvence apod. Pro moje měření byly důležité informace o lineárním zrychlení v m/s^2 (první 3 sloupce) a úhlové rychlosti v rad/s (další 3 sloupce), hodnoty z magnetometru nás příliš nezajímají. Posledních 9 sloupců v tabulce jsou hodnoty matice rotace, pomocí kterých lze dopočítat Eulerovy úhly.

Vykreslení jednotlivých grafů a zběžné zkontrolování správnosti měření proběhlo v prostředí Matlab. V příloze C je zobrazen průběh chůze v jednotlivých osách X, Y, Z a také výsledného vektoru, příloha D obsahuje kód z Matlabu použitý pro zobrazení těchto grafů.

Na obr. č. 9 je vpravo zobrazen záznam vertikální lineární akcelerace vybraného probanda s botami a při chůzi přes patu. Vlevo je pro srovnání ukázán výsledek měření z práce Justina Kavanagha [31]. Data v jeho práci jsou získána od mladého muže, který měl tenisky a šel normální chůzí. Protože chůze přes patu je považována za normální chůzi, můžeme tedy tato data srovnat.



Obrázek 9: Průběh lineární zrychlení ve vertikální ose

Od každého probanda se získalo 8 různých měření. Pro zpracování dat byl vybrán pravý horní gyro-akcelerometr, protože pro moje měření byla data s ohledem na průběhy lineárního zrychlení z tohoto gyro-akcelerometru nejlépe čitelná. Každé měření bylo zpracováno v MS Excel, viz Příloha E. První 3 sloupce jsou hodnoty lineárního zrychlení, další 3 sloupce jsou hodnoty úhlové rychlosti. Poté bylo potřeba vypočítat výsledný vektor lineárního zrychlení i úhlové rychlosti, čímž jsme bylo dosažen toho, že všechny hodnoty měření jsou kladné. Aby bylo získáno úhlové zrychlení, je potřeba provést první derivaci úhlové rychlosti, kterou gyro-akcelerometry zaznamenávají. Grafy úhlového zrychlení a úhlové

rychlosti nebyly pro měření příliš významné, vše potřebné je lépe viditelné z grafů lineárního zrychlení, proto se tyto grafy z úhlových veličin již dále nezpracovávaly. Výsledný vektor se počítá podle vzorce (1).

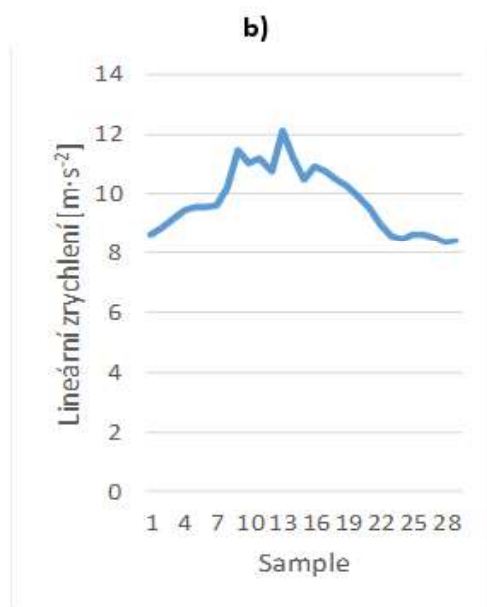
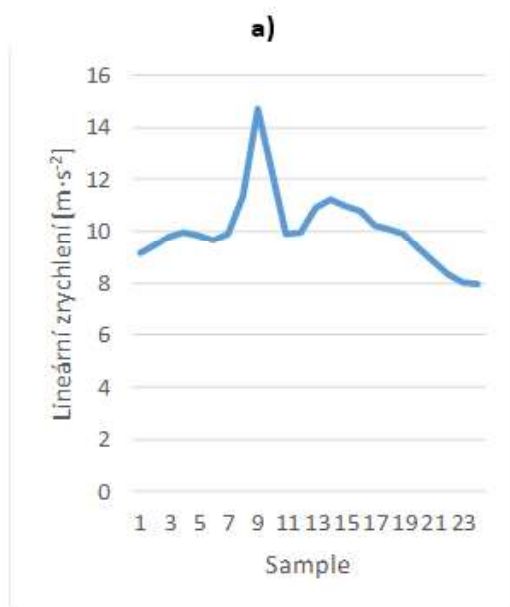
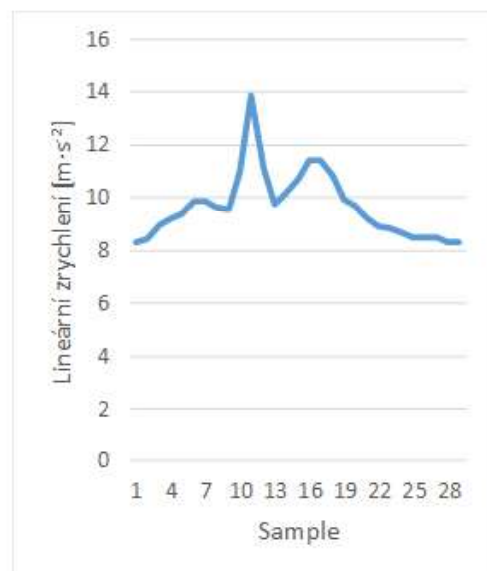
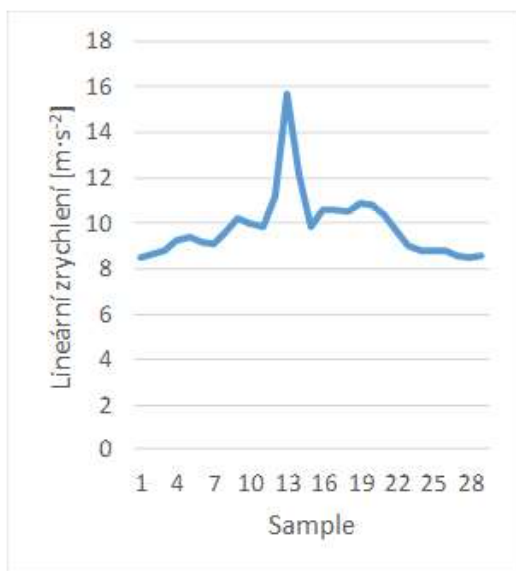
$$v = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}, \quad (1)$$

kde x , y , z jsou lineární nebo úhlová zrychlení v osách x , y , z .

Další sloupec slouží pro přepočítání samplů na časovou osu. Ta byla získána z faktu, že vzorkovací frekvence je 50 Hz, jeden sample tedy odpovídá 1/50 s. Následně byly vytvořeny grafy výsledných vektorů, ze kterých byla určena minima a maxima měření.

Z každého měření probanda byly vybrány tři maximální a tři minimální hodnoty v různých krokových cyklech, které se zprůměrovaly a byly zapsány do tabulky. Tyto tabulky jsou shrnuty v příloze F až Q a obsahují číslo probanda, 3 maxima, jejich průměr a směrodatnou odchylku a to samé pro minima. Dále byl dopočítán rozsah mezi průměry maxim a minim, který byl následně statisticky zpracován.

Pro generování grafů a statistické zhodnocení dat byl vybrán MS Excel, protože vytváří přehlednější a hezčí grafy než Matlab. Původním nápadem pro zpracování dat bylo zprůměrování průběhu jednotlivých krokových cyklů v měření. Tento způsob nakonec nebyl využit, protože krokové cykly se mnohdy velmi lišily svojí délkou a amplitudou i během jednoho měření a zprůměrováním došlo k tomu, že signál byl úplně zkreslen, viz Obr. č. 10. Grafy a) - c) ukazují vyřiznuté krokové cykly, graf d) ukazuje jejich výsledný zprůměrovaný průběh.



Obrázek 10: Ukázka průměrování průběhu měření

8 Výsledky

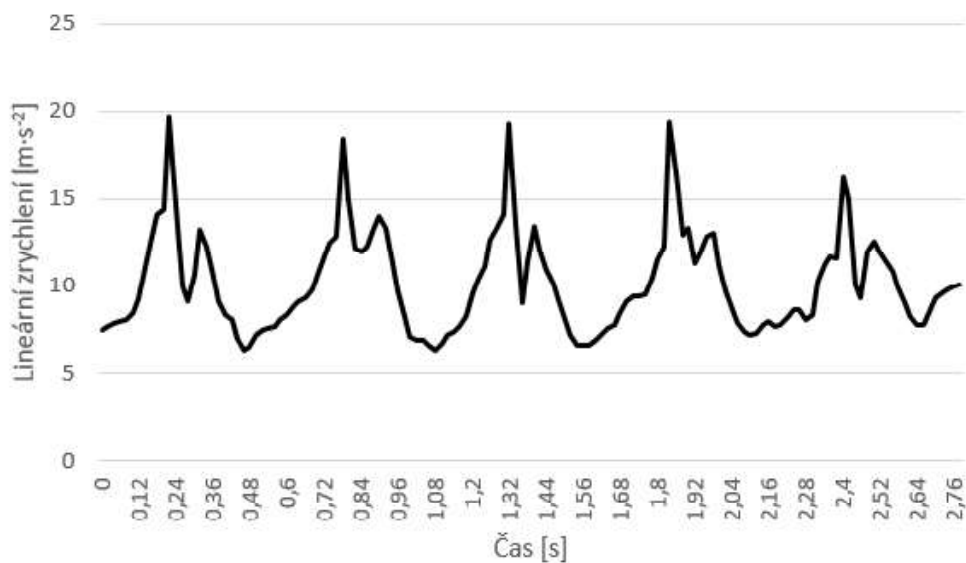
Pro moji bakalářskou práci jsem naměřila 20 probandů, většina z nich byli studenti FBMI. Analyzovala jsem průběh chůze po rovině, do schodů i ze schodů. Hlavní důraz byl kladen na analýzu lineárního zrychlení, současně byla ještě měřena méně signifikantní úhlová rychlost. Výsledky jsou interpretovány pomocí Shapiro-Wilkova testu normality a T-testu, popř. F-testu. Kritická hodnota pro potvrzení, popř. zamítnutí nulové hypotézy byla zvolena na hodnotu 0,05.

Počet úspěšně provedených měření se u různých typů chůze mění. Největší problém pro správně naměřené výsledky znamenala chůze přes špičku, kterou u několika probandů vzhledem ke špatnému provedení nebylo možné analyzovat. Z toho důvodu je v některých tabulkách uvedeno méně probandů, než bylo naměřeno.

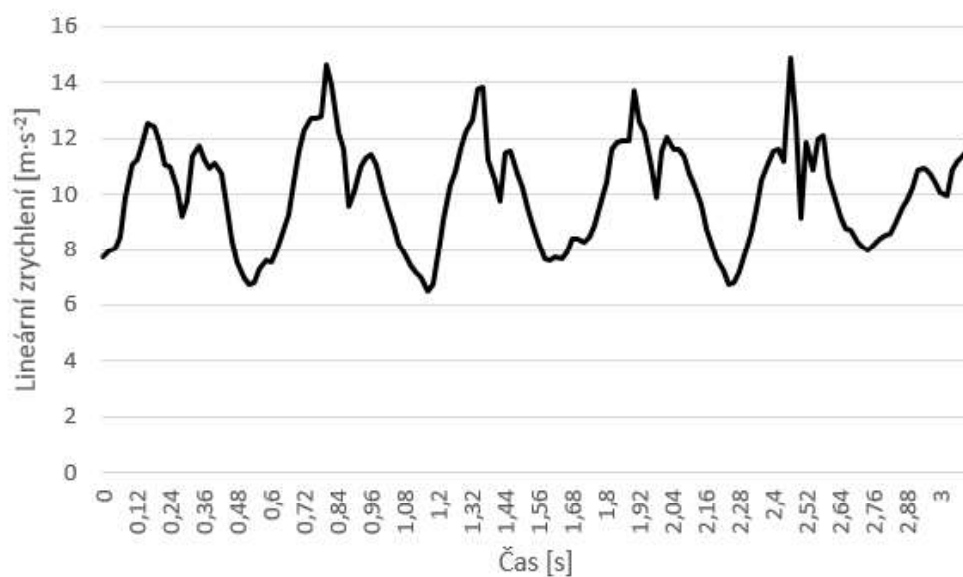
V následující části práce jsou uvedeny různé hypotézy, které byly statisticky ověřeny a vyhodnoceny. U vybraných případů je také přiložen graf typického průběhu stylu chůze.

8.1 Chůze přes patu vs. přes špičku

Na Obr. č. 11 je zobrazen úsek chůze po rovině bez bot přes patu a Obr. č. 12 ukazuje chůzi po rovině s botami přes špičku. Z těchto dvou grafů je vidět, že výsledný vektor lineárního zrychlení je v prvním případě větší než v případě chůze přes špičku.



Obrázek 11: Ukázka chůze po rovině bez bot přes patu



Obrázek 12: Ukázka chůze po rovině bez bot přes špičku

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi přes patu a špičku bez bot shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi přes patu a špičku bez bot shodná.

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 1: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu pro chůzi přes patu vs. špičku

Parametr	Přes špičku	Přes patu
Střední hodnota [$m \cdot s^{-2}$]	6,03	8,39
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,55	2,21
W	0,95	0,96

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

T-Test:

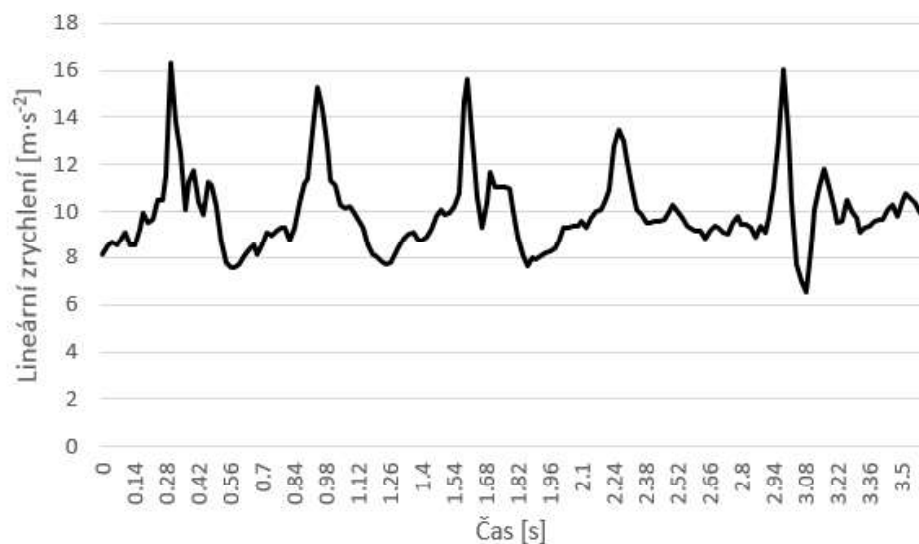
$$p = 0,0022 < 0,05$$

Závěr: Nulovou hypotézu H0 zamítám, přijímám tedy hypotézu H1.

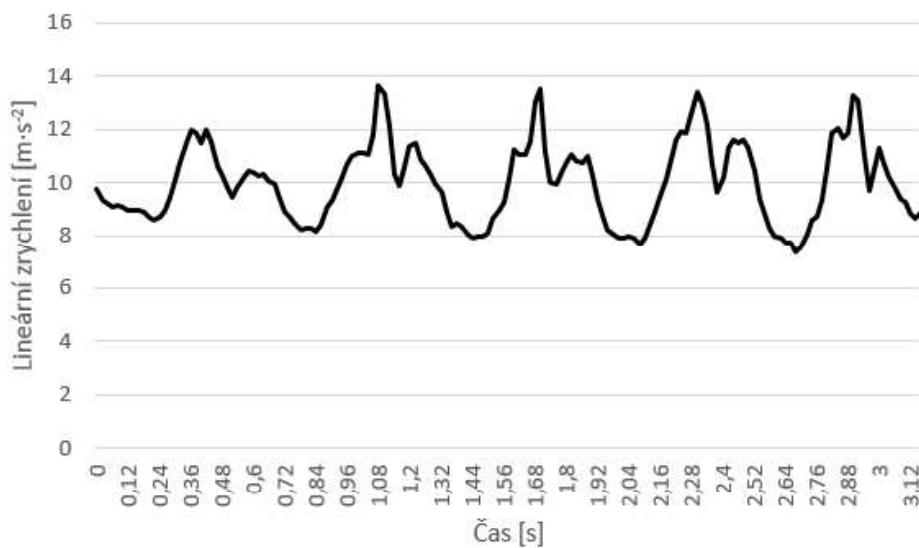
Chůzi přes patu a přes špičku můžeme porovnat i z měření s botami. Obr. č. 13 ukazuje průběh chůze po rovině přes patu s botami, na následujícím Obr. č. 14 je představena chůze přes špičku s botami.

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi přes patu a špičku s botami shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi přes patu a špičku s botami shodná.



Obrázek 13: Ukázka chůze po rovině s botami přes patu



Obrázek 14: Ukázka chůze po rovině s botami přes špičku

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 2: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu pro chůzi s botami přes patu vs. špičku

Parametr	Přes patu	Přes špičku
Střední hodnota [$m \cdot s^{-2}$]	6,89	4,85
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,78	1,21
W	0,97	0,92

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

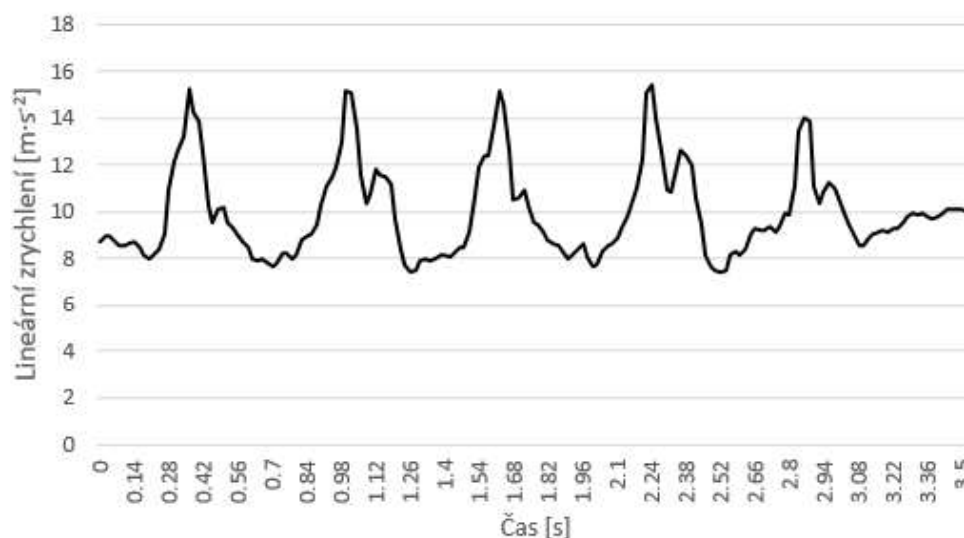
T-Test:

$$p = 6,56213 \cdot 10^{-6} < 0,05$$

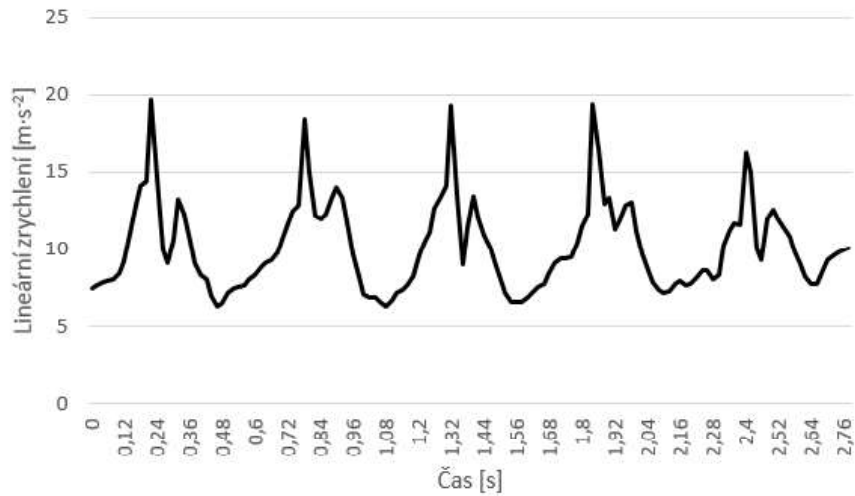
Závěr: Nulovou hypotézu H_0 zamítám, přijímám tedy hypotézu H_1 .

8.2 Chůze s botami vs. bez bot

Na Obr. č. 15 je ukázáno, jak probíhá chůze po rovině s botami rovněž přes patu. Na Obr. č. 16 je graf chůze po rovině bez bot rovněž přes patu.



Obrázek 15: Ukázka chůze po rovině s botami přes patu



Obrázek 16: Ukázka chůze po rovině bez bot přes patu

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi s botami a bez bot shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi s botami a bez bot shodná.

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 3: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu s botami vs. bez bot

Parametr	S botami	Bez bot
Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	6,95	8,24
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,74	2,17
W	0,97	0,96

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

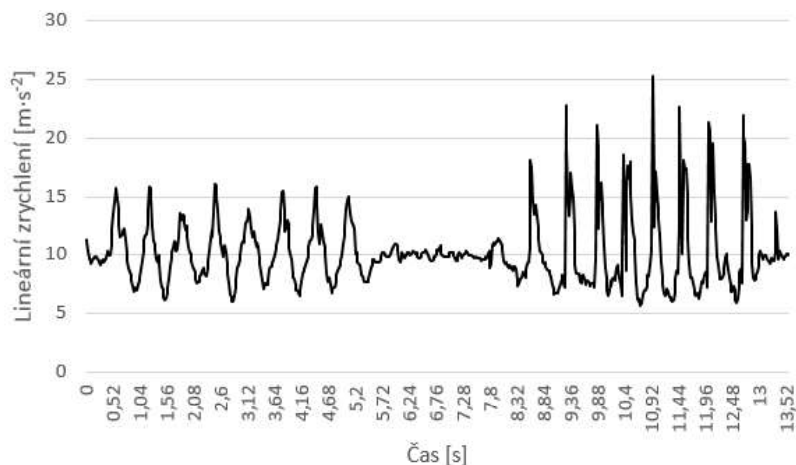
T-Test:

$$p = 0,00165 < 0,05$$

Závěr: Nulovou hypotézu H0 zamítám, přijímám tedy hypotézu H1.

8.3 Chůze do schodů vs. chůze ze schodů

Rozdíl mezi chůzí ze schodu a do schodů je vidět z Obr. č. 17, kde první část s nižším lineárním zrychlením ukazuje chůzi do schodů a část s vyšším lineárním zrychlením chůzi ze schodů dolů. Celé měření je naměřeno při chůzi po patě s botami.



Obrázek 17: Ukázka chůze do schodů a ze schodů

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi do schodů a ze schodů shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi do schodů a ze schodů shodná.

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 4: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi do schodů vs. ze schodů

Parametr	Do schodů	Ze schodů
Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	8,16	14,68
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,55	3,71
W	0,95	0,99

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

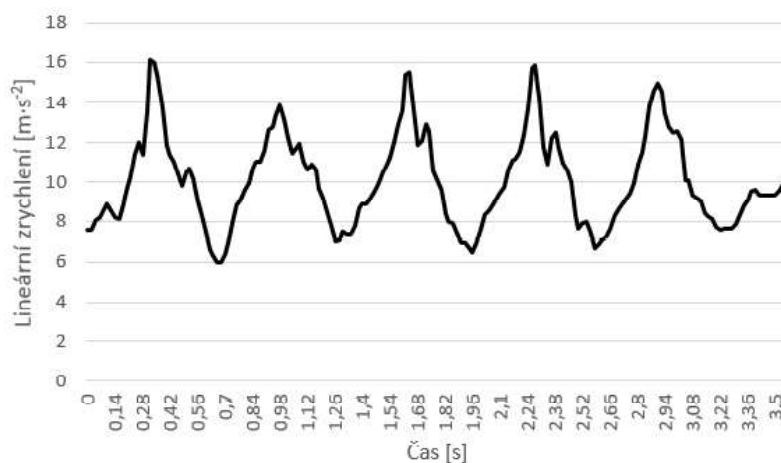
T-Test:

$$p = 2,05089 \cdot 10^{-6} < 0,05$$

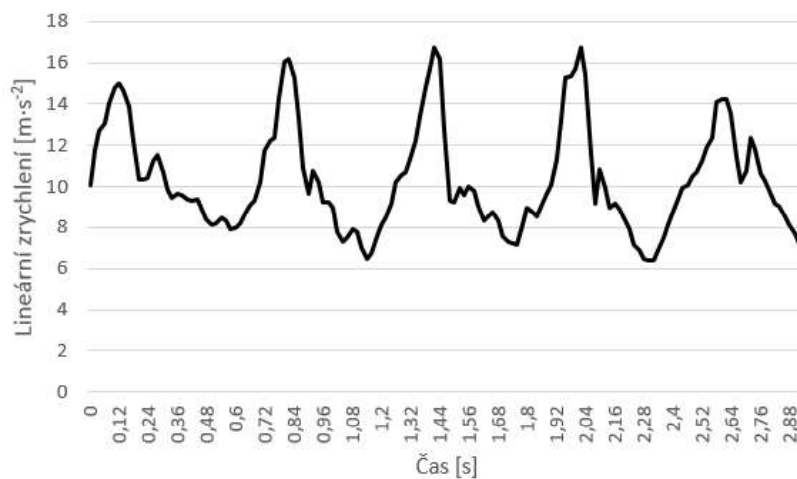
Závěr: Nulovou hypotézu H_0 zamítám, přijímám tedy hypotézu H_1 .

8.4 Chůze do schodů s botami vs. bez bot

Obr. č. 18 a 19 ukazují průběh chůze nahoru do schodů s botami a bez bot.



Obrázek 18: Ukázka chůze do schodů s botami přes patu



Obrázek 19: Ukázka chůze do schodů bez bot přes patu

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi do schodů s botami a bez bot shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi do schodů s botami a bez bot shodná.

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 5: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi do schodů s botami vs. bez bot

Parametr	S botami	Bez bot
Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	8,16	8,48
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,55	1,71
W	0,95	0,94

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

T-Test:

$$p = 0,26826 > 0,05$$

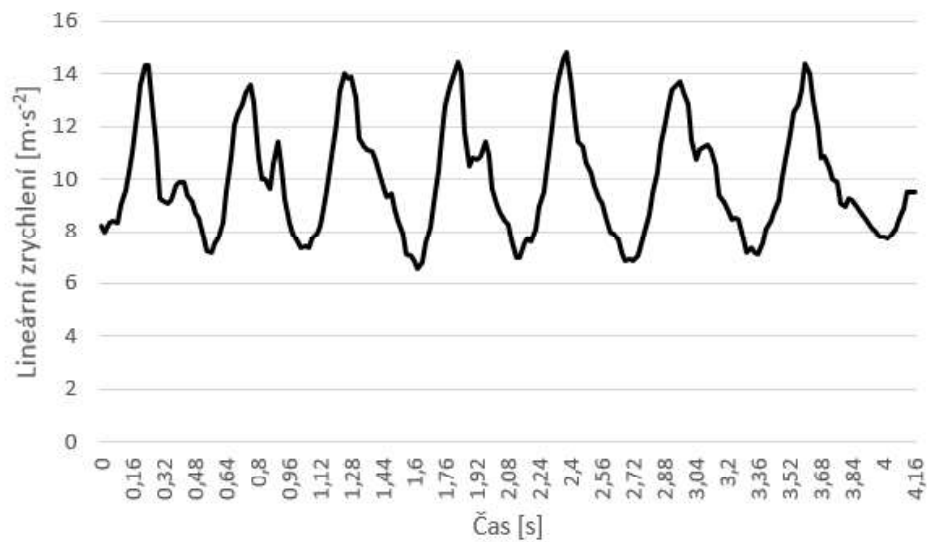
Závěr: Nulovou hypotézu H0 přijímám.

8.5 Chůze do schodů přes patu vs. přes špičku

Na Obr. č. 20 je zobrazen průběh chůze nahoru do schodů přes špičku bez bot. Chůze přes patu bez bot je ukázána v předchozí kapitole na Obr. č. 19.

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi do schodů přes patu a přes špičku shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi do schodů přes patu a přes špičku shodná.



Obrázek 20: Ukázka chůze do schodů s botami přes špičku

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 6: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi do schodů přes patu vs. špičku

Parametr	Přes patu	Přes špičku
Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	8,51	8,00
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,75	1,54
W	0,95	0,97

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

T-Test:

$$p = 0,263513 > 0,05$$

Závěr: Nulovou hypotézu H_0 přijímám.

8.6 Chůze po rovině ženy vs. muži

Další kritérium, podle kterého lze zkoumat rozdíly v chůzi, je pohlaví. Úspěšné naměření chůze přes patu s botami proběhlo pro 9 žen a 9 mužů.

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi u žen a u mužů shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi u žen a u mužů shodná.

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 7: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi po rovině ženy vs. muži

Parametr	Ženy	Muži
Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	6,92	6,87
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,6	2,03
W	0,97	0,83

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

F-Test:

$$p = 0,509716 > 0,05$$

T-Test:

$$p = 0,953819 > 0,05$$

Závěr: Nulovou hypotézu H0 přijímám.

8.7 Vliv typu obuvi na pohyb vestibulárního aparátu

Naměření probandi měli při měření obuté buď tenisky, nebo boty s nízkým podpatkem.

H0: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi s teniskami nebo s botami s nízkým podpatkem shodná.

H1: Střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi s teniskami nebo s botami s nízkým podpatkem shodná.

Shapiro-Wilkův test:

Tabulka 8: Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu pro hodnocení vlivu typu obuvi

Parametr	Tenisky	Nízký podpatek
Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	6,60	7,91
Směrodatná odchylka [$m \cdot s^{-2}$]	1,40	2,39
W	0,94	0,76

Získaná data splnila test normality a mohou být považována za normální.

F-Test:

$$p = 0,126814 > 0,05$$

T-Test:

$$p = 0,15238 > 0,05$$

Závěr: Nulovou hypotézu H0 přijímám.

9 Diskuze

Během měření probandů jsme řešili hlavně problémy technického rázu. Největší nevýhodou využití gyro-akcelerometrů XSens je vybíjení baterií po cca 4 hodinách měření. V některých případech došlo k problému při exportování dat a měření se muselo opakovat. Důvod se nám nepodařilo objasnit. Ačkoliv byli probandi instruováni, jak by měla probíhat chůze po špičkách, několikrát se stalo, že chůze byla provedena špatně, čímž by byly zkresleny celkové výsledky měření. Špatně provedená měření proto byla ze statistického vyhodnocení vyloučena.

V rámci vyhodnocení hypotézy, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi přes patu a špičku bez bot shodná, se ukázalo, že tuto hypotézu musíme zamítnout a přijmout alternativní hypotézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi přes patu a špičku shodná. Výsledek je patrný z Obr. č. 11 (chůze po rovině bez bot přes patu), ve kterém maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení dosahuje hodnot cca $20 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Naopak u Obr. č. 12 (chůze po rovině bez bot přes špičku) dosahuje maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení hodnot cca $14 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Tyto maximální hodnoty značí došlap na patu/špičku. Nejnižší hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení, která značí fázi vzestupu těžiště těla, je v souladu s předpoklady stejná, jelikož zde neznačí došlap na patu/špičku. Hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je tedy tvořena především došlapovou fází, která je pro došlap na patu strmější. To je zřejmě způsobeno tlumením části lineárního zrychlení v kotníku při došlapu na špičku, které se tak nešíří dále k segmentu hlavy.

V testování následující hypotézy, tedy že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi přes

patu a špičku s botami shodná, se ukázalo, že musíme tuto hypotézu zamítnout a přijmout alternativní hypotézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi přes patu a špičku s botami shodná. Výsledek je patrný z Obr. č. 13 (chůze po rovině s botami přes patu), ve kterém maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení dosahuje hodnot cca $16 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Naopak u Obr. č. 14 (chůze po rovině s botami přes špičku) dosahuje maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení hodnot pod $14 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Tyto maximální hodnoty značí došlap na patu/špičku. Nejnížší hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení, která značí fázi vzestupu těžiště těla, je v souladu s předpoklady stejná, jelikož zde neznačí došlap na patu/špičku. Hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je tedy tvořena především došlapovou fází. Rozdíl mezi patou/špičku není tak signifikantní jako u předchozího případu. To je zřejmě způsobeno přítomností podrážky boty, která tlumí nárazy.

Při testování další hypotézy, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi s botami a bez bot shodná, vyšlo najevo, že musíme tuto hypotézu zamítnout a přijmout alternativní hypotézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi s botami a bez bot shodná. Výsledek je patrný z Obr. č. 15 (chůze po rovině s botami přes patu), ve kterém maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení dosahuje hodnot cca $15 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Naopak u Obr. č. 16 (chůze po rovině bez bot přes patu) dosahuje maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení hodnot cca $20 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Tyto maximální hodnoty značí došlap s botami/bez bot. Nejnížší hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení, která značí fázi vzestupu těžiště těla, je v souladu s předpoklady stejná, protože neznačí došlap s botami/bez bot. Rozdíl výsledného vektoru lineárního zrychlení mezi chůzí s botami a bez bot

je tedy zřejmě způsoben tím, že podrážka bot tlumí nárazy při došlapu a brání tedy distribuci lineárního zrychlení dále do celého těla.

Hypotézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi do schodů a ze schodů shodná, zamítám a přijímám alternativní hypotézu H1, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) není pro chůzi do schodů a ze schodů shodná. Výsledek je patrný z Obr. č. 17 (chůze do schodů a ze schodů), ve kterém maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení dosahuje v případě chůze do schodů hodnot kolem $16 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, a naopak u chůze ze schodů dosahuje maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení hodnot kolem $23 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Nejnižší hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení, která značí fázi vzestupu těžiště těla, je v souladu s předpoklady shodná. Rozdíl mezi chůzí do schodů a ze schodů je tedy způsoben tím, že při chůzi do schodů vykonáváme pohyb proti tíhovému zrychlení a naopak při chůzi ze schodů ve směru tíhového zrychlení, z tohoto důvodu je lineární zrychlení při došlapu větší.

Nulovou hypotézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi do schodů s botami a bez bot shodná, přijímám. Výsledek je patrný z Obr. č. 18 (chůze do schodů s botami) a Obr. č. 19, kde maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení dosahuje v obou případech hodnot kolem $16 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Nejnižší hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení, která značí fázi vzestupu těžiště těla, je v souladu s předpoklady shodná. Při chůzi do schodů se tedy neprojevuje tlumení lineárního zrychlení skrz podrážku.

Další hypotézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi do schodů přes patu a přes špičku shodná, přijímám. Výsledek je patrný z Obr. č. 19 (chůze do schodů s botami přes patu), ve kterém maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení dosahuje hodnot cca $16 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, a naopak u chůze

do schodů přes špičku (viz. Obr. č. 20 dosahuje maximální hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení hodnot kolem $15 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Nejnižší hodnota výsledného vektoru lineárního zrychlení, která značí fázi vze-stupu těžiště těla, je v souladu s předpoklady shodná.

V rámci vyhodnocení hypotézy, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrychlení (Max-Min) je pro chůzi u žen a mužů shodná, přijímám.

Dílní částí zadání bylo také vyhodnotit vliv typu chůze na průběh chůze. Bohužel ale všichni probandi měli obuty buď tenisky, nebo boty s nízkým podpatkem. Není tedy možnost porovnat např. data pro chůzi s botami s tenkou podrážkou a např. s botami s vysokým podpatkem, kde by se dal očekávat signifikantní rozdíl v průběhu chůze. Nulovou hy-potézu, že střední hodnota rozdílu výsledného vektoru lineárního zrych-lení (Max-Min) je pro chůzi s teniskami a s botami s nízkým podpatkem shodná, přijímám.

10 Závěr

Ve své bakalářské práci jsem se zabývala využitím systému pro měření kinematiky vestibulárního aparátu v průběhu chůze. Tímto systémem byla helma s gyro-akcelerometrickými senzory XSens. V rámci ověření funkčnosti tohoto systému pro analýzu chůze jsem naměřila pilotní data od 20 probandů ve věku 20 - 28 let. Každý proband provedl 8 různých měření - 4 měřená na rovině a 4 po schodech. Pro toto měření jsem také vytvořila vlastní protokol měření.

Druhotným cílem mojí práce bylo vyhodnotit vliv stylu chůze a typu obuvi na vestibulární aparát. Pro statistické porovnání dat jsem využila Shapiro-Wilkův test pro testování normality dat a také následně F-test, případně T-test pro ověření hypotéz, jelikož data vykazovala normální rozdělení. Porovnávala jsem chůzi přes patu a přes špičku, kdy výsledný vektor lineárního zrychlení je vyšší pro chůzi přes patu. Dále jsem hodnotila chůzi s botami a bez bot, v tomto případě platí, že při chůzi s botami po rovině je výsledný vektor lineárního zrychlení nižší než při chůzi bez bot, protože podrážka bot tlumí nárazy. V případě zkoumání vlivu typu boty na průběh chůze jsem došla k závěru, že mezi chůzí s teniskami a s botami na nízkém podpatku není signifikantní rozdíl. Porovnávala jsem také rozdíl mezi chůzí mužů a žen po rovině. Přesto, že jsem očekávala, že muži budou došlapovat silněji než ženy, testování ukázalo, že mezi pohlavími není rozdíl.

Z měření a zpracování výsledků vyplývá, že lze systém pro měření kinematiky vestibulárního aparátu využít pro hodnocení parametrů lidské chůze, zejména lineárního zrychlení.

V budoucí návazné práci bych se mohla zabývat porovnáním dat průběhu měření, která by byla získána z více gyro-akcelerometrů, např. porovnat hodnoty z pravého a levého parietálního senzoru. Případně

rozdíly by mohly značit různou stimulaci levé a pravé části vestibulárního aparátu.

Seznam obrázků

1	Diagram udržování rovnováhy, převzato z [9] - upraveno	4
2	Cyklus lidské chůze, převzato z [11] - upraveno	6
3	Pronace, normální došlap a supinace, převzato z [16] . . .	11
4	Došlap při pronaci, normálním došlapu a supinaci, převzato z [16]	12
5	Vestibulární aparát, převzato z [20], upraveno	14
6	Rozmístění gyro-ackelerometrů na helmě, upraveno	24
7	Použitá helma s gyro-akcelerometry a pasivními markery	24
8	Celá sada XSens, převzato z [30], upraveno	25
9	Průběh lineární zrychlení ve vertikální ose	28
10	Ukázka průměrování průběhu měření	30
11	Ukázka chůze po rovině bez bot přes patu	32
12	Ukázka chůze po rovině bez bot přes špičku	32
13	Ukázka chůze po rovině s botami přes patu	34
14	Ukázka chůze po rovině s botami přes špičku	34
15	Ukázka chůze po rovině s botami přes patu	35
16	Ukázka chůze po rovině bez bot přes patu	36
17	Ukázka chůze do schodů a ze schodů	37
18	Ukázka chůze do schodů s botami přes patu	38
19	Ukázka chůze do schodů bez bot přes patu	38
20	Ukázka chůze do schodů s botami přes špičku	40
21	Graf lineární akcelerace v ose X	58
22	Graf lineární akcelerace v ose Y	58
23	Graf lineární akcelerace v ose Z	59
24	Výsledný vektor lineárního zrychlení	59

Seznam tabulek

1	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu pro chůzi přes patu vs. špičku	33
2	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu pro chůzi s botami přes patu vs. špičku	35
3	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu s botami vs. bez bot	36
4	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi do schodů vs. ze schodů	37
5	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi do schodů s botami vs. bez bot	39
6	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi do schodů přes patu vs. špičku	40
7	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu při chůzi po rovině ženy vs. muži	41
8	Hodnoty z Shapiro-Wilkova testu pro hodnocení vlivu typu obuvi	42

Reference

- [1] GOMES PATATAS, O., FREITAS GANAÇA, C., FREITAS GANAÇA, F. Quality of Life of Individuals Submitted to Vestibular Rehabilitation. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology* [online]. květen-červen 2009, 75(3), p. 387-394.[vid. 27. 10. 2016]. Dostupné z: http://www.neurology.org/content/80/7_Supplement/P06.002
- [2] TEHRANI, S. A, COUGHLAM, D., HSIEH, Y. H., MANTOKOUDIS G., KORLEY F., KERBER K., et al. Rising annual costs of dizziness presentations to U.S. emergency departments. *Acad Emerg Med*. 2013 Jul. 20 (7):689-96. [Medline]. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1808-86942009000300014
- [3] OLSSON MÖLLER, U., MIDLÖV, P., KRISTENSSON, J., EKDAHL, C., BERGLUND, J., JAKOBSSON, U. Prevalence and predictors of falls and dizziness in people younger and older than 80 years of age-A longitudinal cohort study. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 2013, 56(1), p.160-168. [vid. 27. 10. 2016]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22999306>
- [4] SAMSON, W., SANCHEZ, S., SALVIA, P. et al. A portable system for foot biomechanical analysis during gait. *Gait and Posture* [online]. 2014. vol. 40, no. 3, pp. 420-428. [vid. 31. 3. 2017]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214005293>
- [5] AOIKE, K., NAGAMUNE, K., TAKAYAMA, K., KURODA, R., KUROSAKA, M. Gait analysis of normal subjects by using force sensor and six inertial sensor with wireless module. *Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. 2016 *IEEE International*

- Conference on* [online]. 2017. [vid. 31. 3. 2017]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7844414/>
- [6] MENZ, H., LORD, S., FITZPATRICK, R. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait and Posture* [online]. 2003. 18(2003) 35-46. [vid. 31. 3. 2017]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/10667219_Acceleration_patterns_of_the_head_and_pelvis_when_walking_on_level_and_irregular_surfaces
- [7] Balance (ability)[online]. Wikipedia. 2015. [vid. 30. 10. 2016]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Balance_\(ability\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Balance_(ability))
- [8] Causes of Dizziness [online]. The Vestibular Disorders Association. 2014. [vid. 9. 12. 2016]. Dostupné z: http://vestibular.org/sites/default/files/page_files/Documents/Causes%20of%20Dizziness.pdf
- [9] The Human Balance System - A Complex Coordination of Central and Peripheral Systems [online]. The Vestibular Disorders Association. 2008. [vid. 9. 12. 2016]. Dostupné z: http://kernodle.duhs.duke.edu/wp-content/uploads/2013/07/Human_Balance_System-1.pdf
- [10] BOCHNÍČEK, Z. Chůze z pohledu fyziky [online]. Přírodovědecký fakulka MU v Brně. [vid. 18. 4. 2017]. Dostupné z: <http://www.physics.muni.cz/kof/clanky/chuze.pdf>
- [11] Biomechanika chůze. [online]. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.[vid. 12. 4. 2015]. Dostupné z:

http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

- [12] REID, S., LYNN, S., MUSSELMAN, R., COSTIGAN, P. Knee Biomechanics of Alternate Stair Ambulation Patterns [online]. 2007. Queen's University, Kingston, Kanada. [vid. 18. 4. 2017]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/294a/687b0b7a4a8d9d9a7eb1a87faa69ff78c099.pdf>
- [13] ABBAS, S. J., ABDULHASSAN, Z. M. Kinematic Analysis of Human Climbing up and Down Stairs at Different Inclinations [online]. Engineering College, University of Alnahrain/ Baghdad. Eng. and Tech.Journal, Vol. 31,Part (A), No.8, 2013. [vid. 18. 4. 2017]. Dostupné z: [http://www.uotechnology.edu.iq/tec_magaz/2013/volum312013/No.08.A.2013/Text%20\(11\).pdf](http://www.uotechnology.edu.iq/tec_magaz/2013/volum312013/No.08.A.2013/Text%20(11).pdf)
- [14] HATTON, K. Diagnostic Tests for Vestibular Problems [online]. The Vestibular Disorders Association. 2015. [vid. 10. 12. 2016]. Dostupné z: http://vestibular.org/sites/default/files/page_files/Diagnostic%20Tests%20for%20Vestibular%20Disorders.pdf
- [15] Ambler, Z. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-707-3.
- [16] Pronace, supinace a neutrální došlap [online].[vid. 15. 12. 2016]. Dostupné z: <http://www.vyber-bezecke-boty.cz/pronace-supinace-neutralni-doslap.htm>
- [17] Jakou pronací trpíte? [online].[vid. 15. 12. 2016]. Dostupné z: <http://www.behshop.cz/clanky/jakou-pronaci-trpite/>

- [18] Pronation vs Supination [online]. Mizuno USA. 2015. [vid. 15. 12. 2016]. Dostupné z: <http://running-blog.mizunousa.com/pronation-vs-supination/>
- [19] Ganong, W. F., *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén. 2005. 890s. ISBN 80-7262-311-7.
- [20] Vestibular System and Illusions [online]. [vid. 18. 4. 2017]. Dostupné z: [http://www.skybrary.aero/index.php/Vestibular_System_and_Illusions_\(OGHFA_BN\)](http://www.skybrary.aero/index.php/Vestibular_System_and_Illusions_(OGHFA_BN))
- [21] GIOVANNONI, G. Vestibular-Ocular Reflex (VOR) [online]. 2011. [vid. 27. 3. 2017]. Dostupné z: <http://teachneuro.blogspot.com/2011/10/vestibulo-ocular-reflex-vor.html>
- [22] VYHNÁLEK, M., BRZEZNY, R., JEŘÁBEK, J. Benigní paroxysmální polohové vertigo. *Neurologie pro praxi* [online]. 2007. (8) 6: 348 - 350. [vid. 2. 2. 2017]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/05.pdf>
- [23] Meniéřova choroba [online]. [vid. 2. 2. 2017]. Dostupné z: <http://nemoci.vitalion.cz/menierova-choroba/>
- [24] Diseases and Conditions: Meniere's Disease [online]. 2015. [vid. 2. 2. 2017]. Dostupné z: <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/menieres-disease/basics/definition/con-20028251>
- [25] NOGUEIRA, P. Motion Capture Fundamentals [online]. Universidade do Porto. 2011. [vid. 8. 2. 2017]. Dostupné z: https://paginas.fe.up.pt/prodei/dsie12/papers/paper_7.pdf

- [26] Principy a prostředky pro sledování pohybů lidského těla [online]. 2016. [vid. 9. 2. 2017]. Dostupné z: http://5vet.cz/principy_a_prostredy_pro_sledovani_pohybu_lidskeho_tela/
- [27] HUSÁK, M. *Akcelerometry*. Praha: ČVUT
- [28] VOJÁČEK, A. Integrované MEMS gyroskopy [online]. 2009. [vid. 8. 5. 2016]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>
- [29] ČIŽMÁR, J. Současnost a budoucnost inerciálních MEMS senzorů [online]. Brno:Univerzita obrany. [vid. 8. 5. 2016] Dostupné z: <http://www.roznovskastredni.cz/dwnl/pel2011/06/cizmar.pdf>
- [30] Xbus Kit: Human Motion Trackers Set [online]. XSens. Dostupné z: <https://www.xsens.com/products/xbus-kit/>
- [31] KAVANAGH, J., MENZ, H. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking [online]. 2008. [vid. 15. 5. 2017]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207002706>

A Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

Název projektu: Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému

Name of the project: Measuring kinematic parameters of vestibular apparatus movement using gyro-accelerator system and Mocap system

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail):

Ing. Petr Volf
Katedra biomedicínské techniky, FBMI ČVUT
petr.volf@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu (do 100 slov): V rámci disertační, diplomové a bakalářských prací na FBMI ČVUT probíhá výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu zdravých osob v souladu s požadavky klinických pracovišť. Kinematické veličiny jsou měřeny pomocí helmice s pěti gyro-akcelerometrickými senzory Xsens a pomocí optického Mocap systému Vicon. Probandi při měření vykonají pohyby jako je statický stoj, chůze, lezení po čtyřech, dřep, chůze do schodů a bude proveden tzv. pulzní rotační test (Head Impulse Test).

Charakter projektu:

Grantová úloha (název agentury): Bez grantu
Výzkum výzkumného týmu (specifikace): Výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu
Kvalifikační práce (specifikace): Disertační, diplomová, bakalářské práce. Publikace v časopise s IF

Seznam příkládaných dokumentů:

- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- syllabus výzkumného projektu

V Kladně dne

_____ *podpis hlavního řešitele*

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne:
pod číslem:

platný do:

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., MUDr. Radek Matlach, prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., a Ing. Lucie Šedzmáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne

_____ *razítko etické komise FBMI ČVUT*

_____ *podpis předsedy etické komise*

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú. 27-73800102870100

B Dotazník pro probandy

Měření probandů na bakalářskou práci

Číslo probanda *

25

V jakém typu obuvi jste absolvovali měření? *

Tenisky

Boty s nižším podpatkem

Boty s vyšším podpatkem

Boty s tenkou podrážkou (pantofle apod.)

Pohlaví *

Muž

Žena

Věk *

22

Měli jste v minulosti nějaké zranění/operaci horní nebo dolní končetiny, popř. páteře? *

Ano

Ne

Výška v cm *

183

Pokud ano, uveďte jaké.

Mediální menisky obě dolní končetiny.

Váha v kg *

92

Měli jste v minulosti problémy s rovnováhou nebo úraz hlavy? *

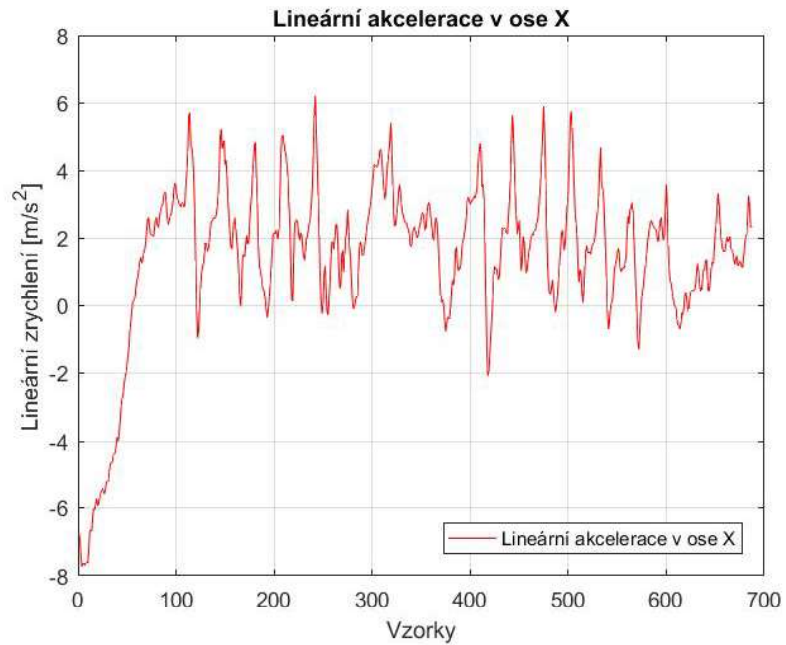
Ano

Ne

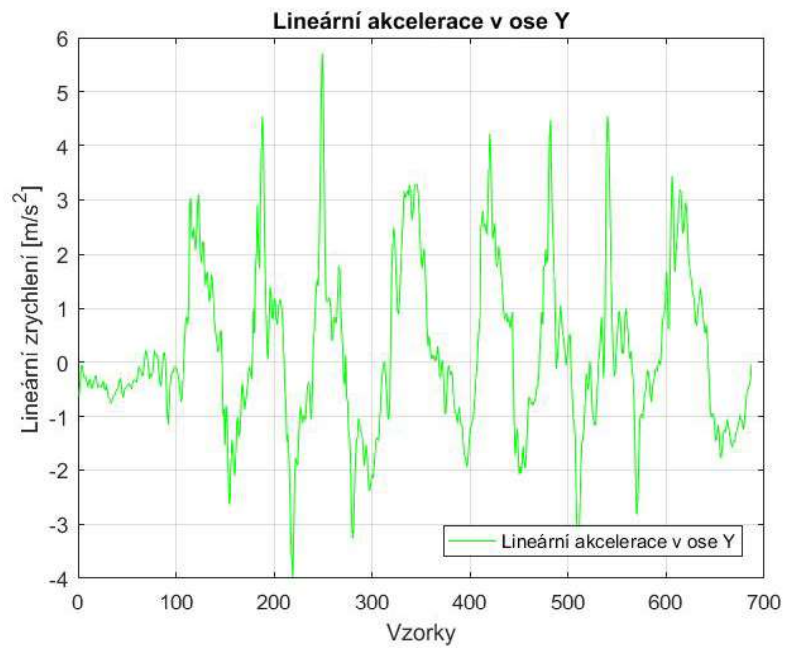
Pokud ano, stručně specifikujte.

Několik lehkých otřesů mozku z ledního hokeje

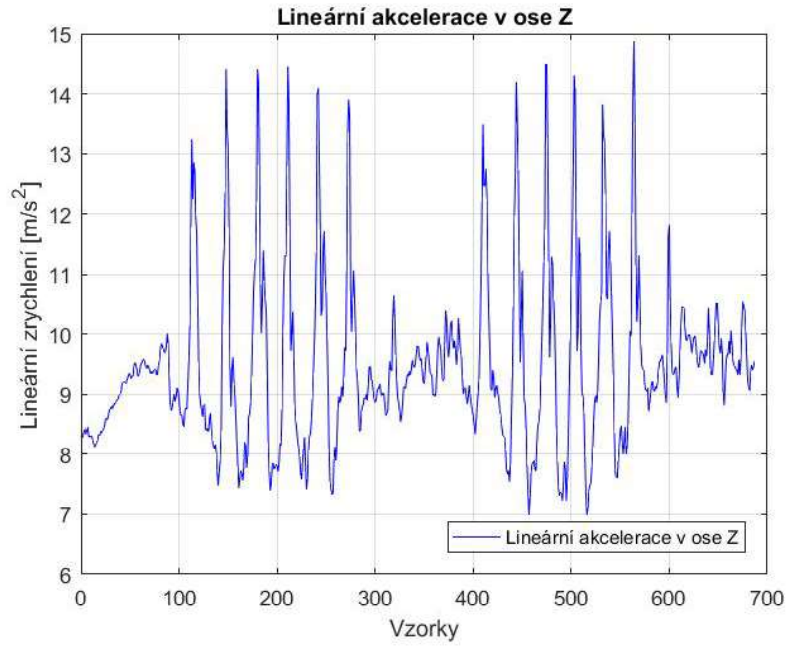
C Graf chůze v osách X, Y, Z a výsledného vektoru



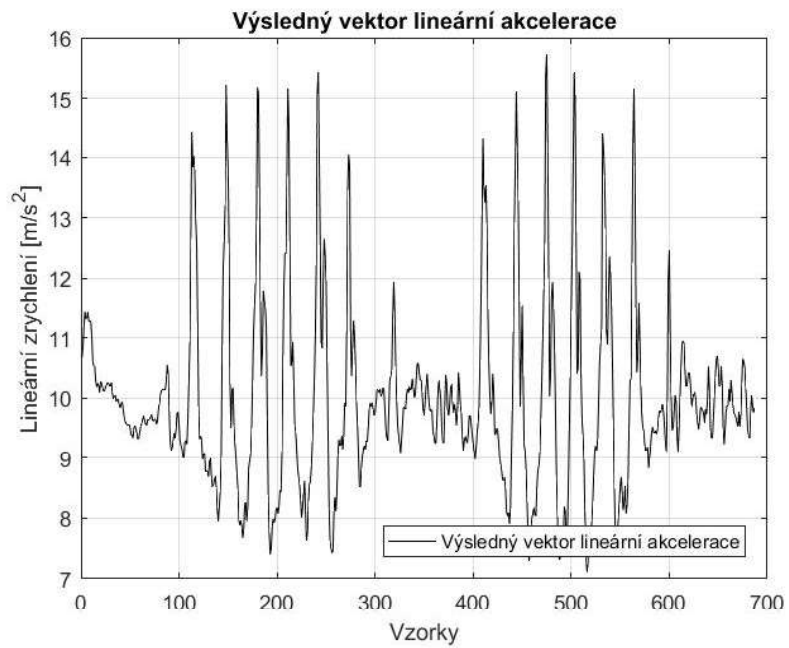
Obrázek 21: Graf lineární akcelerace v ose X



Obrázek 22: Graf lineární akcelerace v ose Y



Obrázek 23: Graf lineární akcelerace v ose Z



Obrázek 24: Výsledný vektor lineárního zrychlení

D Ukázka kódu pro vygenerování grafů chůze v osách X, Y, Z a výsledného vektoru

```
clc;
clear all;
A = xlsread('chuzerovinapataboty6-002.xlsx')
AccellX = A(1:687,1);
AccellY = A(1:687,2); %Akcelerace v ose Y
AccellZ = A(1:687,3); %Akcelerace v ose Z
AccellVW = A(1:687,7);

figure
plot(AccellX,'r');
title('Lineární akcelerace v ose X');
ylabel('Lineární zrychlení [m/s^2]');
xlabel('Vzorky');
legend('Lineární akcelerace v ose X','Location','southeast');
grid on;

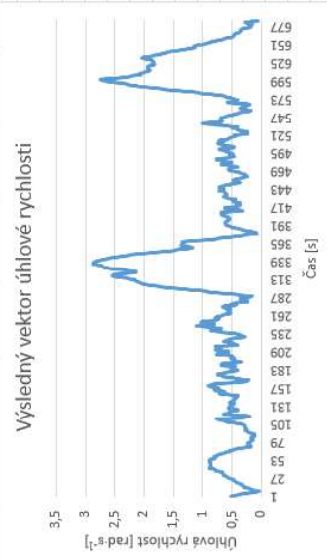
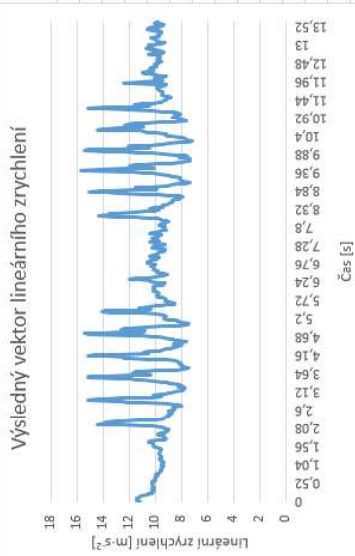
figure
plot(AccellY,'g');
title('Lineární akcelerace v ose Y');
ylabel('Lineární zrychlení [m/s^2]');
xlabel('Vzorky');
legend('Lineární akcelerace v ose Y','Location','southeast');
grid on;

figure
plot(AccellZ,'b');
title('Lineární akcelerace v ose Z');
ylabel('Lineární zrychlení [m/s^2]');
xlabel('Vzorky');
legend('Lineární akcelerace v ose Z','Location','southeast');
grid on;

figure
plot(AccellVW,'k');
title('Výsledný vektor lineární akcelerace');
ylabel('Lineární zrychlení [m/s^2]');
xlabel('Vzorky');
legend('Výsledný vektor lineární akcelerace','Location','southeast');
grid on;
```

E Ukázka zpracování dat z gyro-akcelerometru

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	
1																				
2	Acc_X	Acc_Y	Acc_Z	Gyr_X	Gyr_Y	Gyr_Z	Výsledný vektor lineárního zrychlení	Výsledný vektor úhlové rychlosti	Čas											
3	-6,73483	-0,61012	8,27334	0,049316	0,464317	0,228188	10,68542469	0,519703865	0											
4	-6,9624	-0,41018	8,311787	0,073221	0,453478	0,189009	10,85030115	0,496717237	0,02											
5	-7,4346	-0,1269	8,373667	0,054426	0,421923	0,170876	11,19855973	0,458453722	0,04											
6	-7,72758	-0,03846	8,427768	0,023112	0,351326	0,131877	11,43434363	0,375972959	0,06											
7	-7,65286	-0,16536	8,339199	0,052228	0,278763	0,092915	11,31971332	0,29388661	0,08											
8	-7,62112	-0,27203	8,404956	-0,00988	0,218813	0,057632	11,34895524	0,226491083	0,1											
9	-7,68153	-0,26197	8,447468	-0,00187	0,148311	0,034953	11,42077928	0,15238557	0,12											
10	-7,62156	-0,35991	8,307085	-0,02636	0,03371	-0,00164	11,27942108	0,04282529	0,16											
11	-7,24109	-0,34632	8,305887	0,00888	-0,14744	-0,0276	11,02456662	0,150264396	0,2											
12	-6,69126	-0,30919	8,236626	-0,01473	-0,19061	-0,03179	10,61652266	0,193807652	0,22											
13	-6,64556	-0,42381	8,161905	-0,0075	-0,19437	-0,0371	10,53374636	0,198021591	0,24											
14	-6,6724	-0,4822	8,123736	-0,00242	-0,2382	-0,04368	10,52371139	0,261880424	0,26											
15	-6,25785	-0,42484	8,156257	0,025214	-0,28577	-0,09827	10,28910413	0,303245745	0,28											
16	-6,03552	-0,35475	8,20468	0,016177	-0,28751	-0,09486	10,19403851	0,303188185	0,3											
17	-6,06358	-0,31079	8,242281	0,025116	-0,29832	-0,09486	10,23712927	0,31404398	0,32											
18	-5,91778	-0,22818	8,332967	-0,00559	-0,32149	-0,09351	10,2230367	0,334862169	0,34											
19	-5,7337	-0,31618	8,315899	-0,00556	-0,32885	-0,09894	10,10591234	0,343460514	0,36											
20	-5,92008	-0,45145	8,378571	-0,00559	-0,34683	-0,10253	10,26896574	0,361704628	0,38											
21	-5,89589	-0,43456	8,368931	0,007706	-0,37739	-0,10263	10,24642884	0,391171625	0,4											
22	-5,71401	-0,41789	8,398358	0,003133	-0,4117	-0,11096	10,16645984	0,426401299	0,42											
23	-5,57236	-0,45216	8,423234	0,001092	-0,42944	-0,10129	10,11027325	0,44122989	0,44											
24	-5,52469	-0,46664	8,472903	0,00848	-0,43522	-0,11557	10,12571053	0,450387822	0,46											
25	-5,44905	-0,3643	8,588749	0,019484	-0,45462	-0,13531	10,11798901	0,474726563	0,48											
26	-5,51444	-0,35195	8,597131	0,003316	-0,46087	-0,13902	10,21976463	0,4813965	0,5											
27	-5,58724	-0,48259	8,583899	-0,0101	-0,48354	-0,15349	10,253348	0,507412061	0,52											
28	-5,4561	-0,52188	8,654851	0,008893	-0,52638	-0,17686	10,24440346	0,555371587	0,54											
29	-5,26182	-0,41755	8,743493	-0,000193	-0,54985	-0,18253	10,21321272	0,579353161	0,56											
30	-5,20849	-0,51479	8,755996	-0,01816	-0,55333	-0,18087	10,2010218	0,582420832	0,58											
31	-5,21801	-0,63843	8,806822	-0,01136	-0,5598	-0,17212	10,25647962	0,624107803	0,6											
32																				
33																				



F Chůze po rovině přes patu s botami

Chůze po rovině přes patu s botami											
Proband	Maxima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Minima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Max - Min [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]
18	16,67	15,96	16,90	16,51	0,49	8,27	7,65	7,94	7,95	0,31	8,56
19	13,24	12,26	12,79	12,76	0,49	7,78	7,64	7,71	7,71	0,07	5,05
20	14,82	15,05	14,63	14,83	0,21	8,59	8,49	8,83	8,64	0,17	6,20
21	13,32	12,95	12,83	13,03	0,26	8,62	8,42	8,25	8,43	0,19	4,60
22	12,89	12,44	12,31	12,55	0,30	7,87	8,22	8,39	8,16	0,27	4,39
23	13,97	15,68	14,87	14,84	0,86	8,01	8,62	8,18	8,27	0,31	6,57
25	13,72	13,31	13,27	13,43	0,25	7,99	8,28	7,83	8,03	0,23	5,40
26	16,32	15,27	15,63	15,74	0,53	7,55	7,70	7,63	7,63	0,08	8,11
27	14,71	14,25	14,76	14,57	0,28	7,89	8,25	8,00	8,05	0,18	6,53
28	14,65	14,82	14,41	14,63	0,21	7,42	6,38	7,32	7,04	0,57	7,59
29	12,29	12,25	13,02	12,52	0,43	7,69	8,60	8,34	8,21	0,47	4,31
5	15,28	14,96	13,91	14,72	0,72	6,69	6,83	7,02	6,85	0,17	7,87
6	15,72	15,06	15,28	15,35	0,34	7,30	7,18	7,29	7,26	0,07	8,10
7	15,52	14,95	14,83	15,10	0,37	7,32	7,43	7,43	7,39	0,06	7,71
8	15,16	13,98	16,78	15,31	1,41	8,17	8,13	8,24	8,18	0,06	7,13
1	16,33	16,60	16,62	16,52	0,16	6,79	7,09	7,56	7,15	0,39	9,37
2	14,62	14,54	14,30	14,49	0,17	7,83	7,98	7,92	7,91	0,08	6,58
3	15,48	14,85	15,03	15,12	0,32	8,03	7,96	8,38	8,12	0,23	7,00
4	18,21	17,49	18,08	17,93	0,38	6,64	7,32	7,18	7,05	0,36	10,88

G Chůze po rovině přes patu bez bot

Chůze po rovině přes patu bez bot											
Proband	Maxima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylna maxim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Minima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylna minim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Max - Min [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]
18	17,60	16,89	16,67	17,05	0,49	7,45	7,43	7,06	7,31	0,22	9,74
19	16,07	15,65	14,57	15,43	0,77	7,39	7,10	7,19	7,23	0,15	8,20
20	15,22	15,11	15,04	15,12	0,09	8,26	8,59	8,44	8,43	0,17	6,69
21	13,84	13,70	13,10	13,55	0,39	8,19	7,63	8,19	8,00	0,32	5,54
22	13,99	13,41	13,16	13,52	0,43	8,40	8,61	8,49	8,50	0,11	5,02
23	17,79	17,41	17,16	17,45	0,32	7,58	8,04	7,88	7,83	0,23	9,62
25	14,67	15,63	14,84	15,05	0,51	7,70	8,06	7,95	7,90	0,18	7,14
26	15,23	15,09	14,81	15,04	0,21	7,07	7,82	7,75	7,55	0,41	7,50
27	13,84	12,93	14,36	13,71	0,72	7,57	8,24	8,12	7,98	0,36	5,73
28	15,07	15,12	14,97	15,05	0,08	6,22	6,81	7,06	6,70	0,43	8,36
29	14,95	14,78	14,21	14,65	0,39	7,76	8,52	8,50	8,26	0,43	6,39
5	15,81	15,80	15,89	15,83	0,05	6,90	7,44	7,77	7,37	0,44	8,46
6	19,65	19,43	19,33	19,47	0,16	6,34	6,56	6,52	6,47	0,12	13,00
7	19,72	18,37	18,11	18,73	0,86	6,79	7,10	7,06	6,98	0,17	11,75
8	15,49	15,31	14,57	15,12	0,49	8,68	8,56	7,71	8,32	0,53	6,81
1	17,01	17,37	17,05	17,14	0,20	7,39	7,57	7,64	7,53	0,13	9,61
2	15,75	15,52	14,92	15,40	0,43	7,82	7,99	7,9	7,90	0,09	7,49
3	16,6	16,2	16,48	16,43	0,21	7,42	8,33	8,66	8,14	0,64	8,29
4	19,06	19,63	19,00	19,23	0,35	7,83	7,73	8,15	7,90	0,22	11,33

H Chůze po rovině přes špičku s botami

Chůze po rovině přes špičku s botami											
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylna maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylna minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]
18	14,02	12,87	13,13	13,34	0,60	7,93	8,30	7,90	8,04	0,22	5,30
19	13,27	13,00	13,14	13,14	0,14	8,67	8,86	8,49	8,67	0,19	4,46
20	12,87	13,14	13,28	13,10	0,21	8,67	7,73	8,5	8,30	0,50	4,80
21	12,49	12,99	13,41	12,96	0,46	8,18	8,11	8,43	8,24	0,17	4,72
22	13,49	12,03	12,44	12,65	0,75	8,33	8,43	8,33	8,36	0,06	4,29
23	12,37	13,29	13,04	12,90	0,48	8,63	8,86	8,86	8,78	0,13	4,12
24	15,83	15,25	17,71	16,26	1,29	8,53	8,64	8,35	8,51	0,15	7,76
25	12,48	12,58	11,87	12,31	0,38	8,77	8,71	8,49	8,66	0,15	3,65
26	13,66	13,85	13,14	13,55	0,37	8,46	8,60	8,67	8,58	0,11	4,97
28	12,11	12,47	12,96	12,51	0,43	7,79	8,42	8,26	8,16	0,33	4,36
29	10,95	11,27	11,57	11,26	0,31	8,57	8,56	8,09	8,41	0,27	2,86
5	13,34	13,10	12,34	12,93	0,52	7,97	7,76	7,85	7,86	0,11	5,07
6	13,36	13,55	13,85	13,59	0,25	7,64	7,38	7,41	7,48	0,14	6,11
7	14,20	14,11	13,97	14,09	0,12	8,28	8,34	8,19	8,27	0,08	5,82
1	15,29	15,04	15,44	15,26	0,20	6,80	6,79	6,96	6,85	0,10	8,41
2	14,65	13,04	12,94	13,54	0,96	7,84	8,16	8,10	8,03	0,17	5,51
4	12,04	12,28	12,33	12,22	0,16	8,36	8,61	8,84	8,60	0,24	3,61

I Chůze po rovině přes špičku bez bot

Chůze po rovině přes špičku bez bot												
Proband	Maxima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylna maxim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Minima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylna minim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Max - Min [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	
18	13,66	13,76	13,42	13,61	0,17	7,26	7,83	7,89	7,66	0,35	5,95	
19	12,30	12,44	12,48	12,41	0,09	7,58	7,77	8,06	7,80	0,24	4,60	
20	14,87	14,05	14,11	14,34	0,46	8,50	8,44	8,56	8,50	0,06	5,84	
21	13,25	12,56	12,61	12,81	0,38	7,95	8,28	8,49	8,24	0,27	4,57	
22	12,42	13,01	12,82	12,75	0,30	8,32	8,16	8,28	8,25	0,08	4,50	
23	15,30	14,82	13,73	14,62	0,80	7,11	7,24	7,19	7,18	0,07	7,44	
24	16,06	15,93	15,64	15,88	0,22	7,85	8,54	8,65	8,35	0,43	7,53	
25	13,61	13,65	12,67	13,31	0,55	6,91	8,01	8,45	7,79	0,79	5,52	
26	13,90	13,58	13,99	13,82	0,22	7,84	8,02	7,88	7,91	0,09	5,91	
28	13,24	12,41	12,70	12,78	0,42	7,11	8,01	7,72	7,61	0,46	5,17	
29	12,58	11,54	11,86	11,99	0,53	7,89	8,31	8,11	8,10	0,21	3,89	
5	13,80	13,40	14,20	13,80	0,40	6,36	6,36	7,23	6,65	0,50	7,15	
6	14,90	14,65	14,29	14,61	0,31	6,47	6,74	6,63	6,61	0,14	8,00	
7	16,17	16,27	17,36	16,60	0,66	8,25	7,99	8,47	8,24	0,24	8,36	
1	15,44	15,01	14,59	15,01	0,43	7,05	6,86	7,15	7,02	0,15	7,99	
2	13,97	14,07	13,16	13,73	0,50	6,85	6,95	7,24	7,01	0,20	6,72	
4	12,23	12,01	11,70	11,98	0,27	8,65	8,75	8,62	8,67	0,07	3,31	

J Chůze ze schodů přes patu s botami

Chůze ze schodů s botami přes patu											
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylna maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylna minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]
18	23,98	25,05	22,38	23,80	1,34	4,68	6,09	6,43	5,73	0,93	18,07
19	16,08	15,73	15,11	15,64	0,49	6,08	6,89	6,80	6,59	0,44	9,05
20	13,54	15,31	13,23	14,03	1,12	7,03	7,07	7,06	7,05	0,02	6,97
21	21,28	20,01	19,15	20,15	1,07	5,02	6,05	6,22	5,76	0,65	14,38
22	20,17	16,23	15,28	17,23	2,59	6,61	6,99	6,89	6,83	0,20	10,40
23	18,17	18,14	16,27	17,53	1,09	6,06	6,38	7,13	6,52	0,55	11,00
24	23,05	21,15	19,27	21,16	1,89	4,43	5,20	4,90	4,84	0,39	16,31
25	16,71	15,60	15,34	15,88	0,73	5,67	6,23	6,43	6,11	0,39	9,77
26	19,90	18,31	17,74	18,65	1,12	6,03	5,97	6,16	6,05	0,10	12,60
27	17,19	16,60	16,12	16,64	0,54	5,51	6,17	6,02	5,90	0,35	10,74
28	19,59	18,64	18,56	18,93	0,57	5,56	6,37	6,95	6,29	0,70	12,64
29	17,40	16,98	16,90	17,09	0,27	4,54	5,26	5,37	5,06	0,45	12,04
5	20,50	18,82	17,87	19,06	1,33	6,34	5,84	6,17	6,12	0,25	12,95
6	25,28	22,74	22,65	23,56	1,49	6,00	6,04	5,88	5,97	0,08	17,58
7	19,66	18,63	17,93	18,74	0,87	5,79	6,02	6,77	6,19	0,51	12,55
8	18,92	16,84	16,23	17,33	1,41	6,79	7,28	7,16	7,08	0,26	10,25
1	19,56	19,83	18,97	19,45	0,44	3,82	4,30	4,13	4,08	0,24	15,37
2	28,59	27,50	23,13	26,41	2,89	2,28	2,24	1,97	2,16	0,17	24,24
3	19,54	19,01	17,61	18,72	1,00	4,96	5,52	5,55	5,34	0,33	13,38
4	26,13	23,90	23,97	24,67	1,27	4,74	5,52	5,10	5,12	0,39	19,55

K Chůze ze schodů přes patu bez bot

Chůze ze schodů bez bot přes patu												
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]	
18	23,59	20,84	19,15	21,19	2,24	6,19	6,41	6,22	6,27	0,12	14,92	
19	20,64	18,54	17,79	18,99	1,48	6,61	7,05	6,09	6,58	0,48	12,41	
20	15,21	14,87	14,26	14,78	0,48	6,06	5,8	6,21	6,02	0,21	8,76	
21	22,25	23,22	21,97	22,48	0,66	5,12	6,2	5,82	5,71	0,55	16,77	
22	15,74	17,33	13,21	15,43	2,08	7,24	7,34	7,76	7,45	0,28	7,98	
23	18,78	18,72	18,52	18,67	0,14	5,76	5,88	6,57	6,07	0,44	12,60	
24	24,04	25,40	21,69	23,71	1,88	4,68	5,48	5,66	5,27	0,52	18,44	
25	18,70	17,92	16,28	17,63	1,24	5,55	6,26	6,7	6,17	0,58	11,46	
26	20,45	19,85	20,18	20,16	0,30	4,02	6,39	6,11	5,51	1,30	14,65	
27	14,64	14,42	13,81	14,29	0,43	4,32	5,53	5,73	5,19	0,76	9,10	
28	18,34	17,68	15,22	17,08	1,64	6,23	5,84	6,56	6,21	0,36	10,87	
29	19,23	18,24	17,95	18,47	0,67	4,87	5,4	5,47	5,25	0,33	13,23	
5	22,99	21,11	19,71	21,27	1,65	4,72	5,29	5,03	5,01	0,29	16,26	
6	28,00	23,50	21,29	24,26	3,42	6,72	6,96	6,53	6,74	0,22	17,53	
7	22,89	24,00	20,83	22,57	1,61	6,42	6,77	6,18	6,46	0,30	16,12	
8	23,19	21,35	20,19	21,58	1,51	5,17	5,7	6,64	5,84	0,74	15,74	
1	21,33	21,50	20,47	21,10	0,55	4,32	4,82	5,27	4,80	0,48	16,30	
2	31,98	24,20	23,42	26,53	4,73	3,01	4,25	4,43	3,90	0,77	22,64	
3	23,44	20,71	19,19	21,11	2,15	5,04	5,29	5,95	5,43	0,47	15,69	
4	27,04	25,11	25,42	25,86	1,04	5,4	5,89	5,99	5,76	0,32	20,10	

L Chůze ze schodů přes špičku s botami

Chůze ze schodů s botama přes špičku												
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]				Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]
18	18,78	18,88	15,51	17,72	1,92	7,70	7,89	7,70	7,76	0,11	9,96	
19	17,10	15,11	14,48	15,56	1,37	6,08	5,75	6,45	6,09	0,35	9,47	
20	15,28	15,15	15,42	15,28	0,14	6,09	6,38	6,24	6,24	0,15	9,05	
21	21,15	17,96	18,98	19,36	1,63	4,67	5,02	5,04	4,91	0,21	14,45	
22	15,12	15,63	14,59	15,11	0,52	5,49	6,83	7,00	6,44	0,83	8,67	
23	20,80	16,00	15,33	17,38	2,98	5,19	5,51	5,58	5,43	0,21	11,95	
24	20,19	19,39	18,90	19,49	0,65	4,17	4,42	4,51	4,37	0,18	15,13	
25	15,46	14,33	14,31	14,70	0,66	5,94	6,22	6,85	6,34	0,47	8,36	
26	17,32	17,29	17,01	17,21	0,17	4,66	5,04	4,79	4,83	0,19	12,38	
28	14,39	14,49	14,14	14,34	0,18	6,56	7,29	7,05	6,97	0,37	7,37	
29	14,53	14,23	14,46	14,41	0,16	6,73	6,61	6,93	6,76	0,16	7,65	
5	14,99	15,08	14,98	15,02	0,06	6,33	6,72	7,10	6,72	0,39	8,30	
6	14,37	14,64	14,30	14,44	0,18	7,10	7,19	7,39	7,23	0,15	7,21	
7	14,74	15,15	15,68	15,19	0,47	5,55	5,71	5,97	5,74	0,21	9,45	
8	17,03	16,07	17,14	16,75	0,59	5,65	5,89	6,08	5,87	0,22	10,87	
1	17,38	17,69	16,91	17,33	0,39	3,40	3,54	3,88	3,61	0,25	13,72	
2	23,78	23,17	21,78	22,91	1,03	5,76	6,86	7,07	6,56	0,70	16,35	
3	20,52	17,78	17,60	18,63	1,64	4,70	4,90	4,63	4,74	0,14	13,89	
4	14,44	13,52	14,09	14,02	0,46	6,10	6,36	6,51	6,32	0,21	7,69	

M Chůze ze schodů přes špičku bez bot

Chůze ze schodů bez bot přes špičku												
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]	
18	20,31	19,34	19,14	19,60	0,63	7,76	7,81	7,62	7,73	0,10	11,87	
19	15,51	14,88	13,81	14,73	0,86	5,38	5,42	6,04	5,61	0,37	9,12	
20	15,63	14,83	16,97	15,81	1,08	6,58	7,09	6,98	6,88	0,27	8,93	
21	18,16	17,19	16,07	17,14	1,05	6,39	6,63	6,43	6,48	0,13	10,66	
22	15,13	12,08	13,12	13,44	1,55	7,98	7,64	8,38	8,00	0,37	5,44	
23	19,01	18,41	17,54	18,32	0,74	5,84	6,22	5,72	5,93	0,26	12,39	
24	22,00	20,67	20,22	20,96	0,93	5,27	5,58	5,50	5,45	0,16	15,51	
25	16,64	13,62	12,98	14,41	1,95	5,92	6,99	7,15	6,69	0,67	7,73	
26	18,97	17,87	17,47	18,10	0,78	3,85	4,92	4,67	4,48	0,56	13,62	
28	14,44	14,41	13,87	14,24	0,32	7,54	7,47	7,48	7,50	0,04	6,74	
29	15,35	14,93	13,98	14,75	0,70	6,68	6,40	6,54	6,54	0,14	8,21	
5	15,88	15,28	16,07	15,74	0,41	6,37	6,00	6,94	6,44	0,47	9,31	
6	14,84	14,47	14,32	14,54	0,27	6,56	6,87	6,96	6,80	0,21	7,75	
7	14,55	13,98	14,11	14,21	0,30	7,90	7,85	8,11	7,95	0,14	6,26	
8	17,10	15,79	15,02	15,97	1,05	5,77	6,60	7,18	6,52	0,71	9,45	
1	17,44	16,58	18,43	17,48	0,93	5,02	5,06	5,23	5,10	0,11	12,38	
2	19,84	21,71	18,67	20,07	1,53	6,41	7,34	7,67	7,14	0,65	12,93	
3	18,80	18,55	17,69	18,35	0,58	3,60	4,57	4,62	4,26	0,58	14,08	
4	15,66	13,88	13,91	14,48	1,02	6,45	6,39	6,19	6,34	0,14	8,14	

N Chůze do schodů přes patu s botami

Chůze do schodů s botama přes patu											
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]
18	16,38	16,47	15,42	16,09	0,58	6,48	6,29	7,27	6,68	0,52	9,41
19	15,11	14,78	14,35	14,75	0,38	7,56	7,49	7,52	7,52	0,04	7,22
20	14,21	13,02	12,92	13,38	0,72	6,80	7,13	7,19	7,04	0,21	6,34
21	16,40	15,80	15,88	16,03	0,33	6,50	6,58	6,99	6,69	0,26	9,34
22	13,45	13,49	14,31	13,75	0,49	8,28	8,35	8,57	8,40	0,15	5,35
23	14,62	14,44	14,95	14,67	0,26	7,57	7,70	7,55	7,61	0,08	7,06
24	15,98	15,48	15,85	15,77	0,26	6,41	6,49	6,52	6,47	0,06	9,30
25	15,82	15,27	15,06	15,38	0,39	7,31	7,52	6,83	7,22	0,35	8,16
26	14,95	13,96	13,98	14,30	0,57	7,18	7,38	7,60	7,39	0,21	6,91
27	14,41	14,04	14,15	14,20	0,19	7,10	7,31	7,30	7,24	0,12	6,96
28	14,71	14,25	13,93	14,30	0,39	7,79	7,67	7,36	7,61	0,22	6,69
29	16,32	14,93	15,15	15,47	0,75	6,50	6,95	6,93	6,79	0,25	8,67
5	14,62	14,94	14,71	14,76	0,17	5,93	6,20	6,83	6,32	0,46	8,44
6	15,72	15,78	15,95	15,82	0,12	5,97	6,10	6,48	6,18	0,27	9,63
7	16,11	16,65	15,76	16,17	0,45	6,66	6,77	6,39	6,61	0,20	9,57
8	14,57	13,57	13,74	13,96	0,54	7,22	7,42	7,97	7,54	0,39	6,42
1	17,37	16,09	16,03	16,50	0,76	5,83	6,46	6,20	6,16	0,32	10,33
2	14,06	14,44	13,77	14,09	0,34	6,66	7,22	7,23	7,04	0,33	7,05
3	16,49	15,41	14,26	15,39	1,12	5,82	5,80	6,24	5,95	0,25	9,43
4	16,61	16,48	17,06	16,72	0,30	5,23	6,08	5,91	5,74	0,45	10,98

O Chůze do schodů přes patu bez bot

Chůze do schodů bez bot přes patu											
Proband	Maxima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Minima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Max - Min [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]
18	16,36	16,07	16,15	16,19	0,15	6,33	7,06	6,83	6,74	0,37	9,45
19	15,05	14,70	15,46	15,07	0,38	7,17	7,14	6,79	7,03	0,21	8,04
20	16,39	14,44	14,92	15,25	1,02	6,43	6,84	7,09	6,79	0,33	8,46
21	15,20	14,62	16,30	15,37	0,85	6,94	7,13	7,11	7,06	0,10	8,31
22	14,01	13,48	13,97	13,82	0,30	8,28	8,13	8,29	8,23	0,09	5,59
23	15,65	15,42	15,15	15,41	0,25	6,58	7,90	7,23	7,24	0,66	8,17
24	15,86	16,60	16,48	16,31	0,40	6,52	6,43	6,51	6,49	0,05	9,83
25	14,47	15,82	14,00	14,76	0,94	7,26	7,46	7,85	7,52	0,30	7,24
26	15,77	15,43	14,97	15,39	0,40	7,47	7,35	7,80	7,54	0,23	7,85
27	16,21	13,74	14,12	14,69	1,33	6,59	7,06	7,06	6,90	0,27	7,79
28	15,41	14,08	14,69	14,73	0,67	7,69	7,50	7,77	7,65	0,14	7,07
29	14,13	14,30	14,53	14,32	0,20	6,82	6,79	7,14	6,92	0,19	7,40
5	16,32	15,47	16,02	15,94	0,43	5,99	6,48	6,36	6,28	0,26	9,66
6	16,87	16,76	16,19	16,61	0,37	6,39	6,45	6,77	6,54	0,20	10,07
7	17,15	15,25	15,16	15,85	1,12	7,09	7,73	7,95	7,59	0,45	8,26
8	13,31	13,54	13,64	13,50	0,17	7,34	7,65	7,27	7,42	0,20	6,08
1	16,51	14,29	14,69	15,16	1,18	6,79	7,05	6,55	6,80	0,25	8,37
2	14,22	14,49	14,35	14,35	0,14	6,60	6,75	7,19	6,85	0,31	7,51
3	15,25	16,60	17,10	16,32	0,96	3,55	4,05	3,34	3,65	0,36	12,67
4	18,23	16,97	16,69	17,30	0,82	5,44	5,46	5,83	5,58	0,22	11,72

P Chůze do schodů přes špičku s botami

Chůze do schodů s botami přes špičku												
Proband	Maxima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka maxim [$m \cdot s^{-2}$]	Minima [$m \cdot s^{-2}$]			Průměr [$m \cdot s^{-2}$]	Směrodatná odchylka minim [$m \cdot s^{-2}$]	Max - Min [$m \cdot s^{-2}$]	
18	15,87	16,38	15,45	15,90	0,47	6,81	7,02	7,38	7,07	0,29	8,83	
19	14,83	14,23	13,90	14,32	0,47	7,39	7,73	7,86	7,66	0,24	6,66	
20	13,60	13,42	13,60	13,54	0,10	7,01	7,04	7,44	7,16	0,24	6,38	
21	16,17	15,49	15,73	15,80	0,34	6,66	6,95	6,98	6,86	0,18	8,93	
22	15,22	15,20	14,23	14,88	0,57	7,23	6,95	7,56	7,25	0,31	7,64	
23	15,31	15,08	15,03	15,14	0,15	7,42	7,35	7,14	7,30	0,15	7,84	
24	15,84	16,13	15,55	15,84	0,29	6,89	7,11	6,86	6,95	0,14	8,89	
25	16,49	14,80	14,84	15,38	0,96	7,17	7,15	7,57	7,30	0,24	8,08	
26	15,83	14,70	14,95	15,16	0,59	6,01	6,32	6,28	6,20	0,17	8,96	
28	14,80	13,78	13,59	14,06	0,65	7,02	7,15	7,59	7,25	0,30	6,80	
29	16,40	16,26	16,52	16,39	0,13	4,63	4,74	5,12	4,83	0,26	11,56	
5	15,91	16,08	14,83	15,61	0,68	5,49	5,86	5,70	5,68	0,19	9,92	
6	16,86	15,58	15,73	16,06	0,70	4,47	5,15	5,93	5,18	0,73	10,87	
7	17,78	16,91	14,98	16,56	1,43	6,57	6,75	6,93	6,75	0,18	9,81	
8	13,08	12,68	12,91	12,89	0,20	7,51	7,60	7,50	7,54	0,06	5,35	
1	15,97	14,52	14,56	15,02	0,83	5,01	6,12	6,23	5,79	0,67	9,23	
2	17,24	15,50	14,47	15,74	1,40	7,01	7,38	7,36	7,25	0,21	8,49	
3	16,35	16,54	17,21	16,70	0,45	4,86	5,40	5,35	5,20	0,30	11,50	
4	14,50	14,74	15,08	14,77	0,29	5,81	6,79	7,27	6,62	0,74	8,15	

Q Chůze do schodů přes špičku bez bot

Chůze do schodů bez bot přes špičku											
Proband	Maxima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylna maxim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Minima [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]			Průměr [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Směrodatná odchylna minim [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]	Max - Min [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]
18	15,24	14,93	14,77	14,98	0,24	7,50	7,43	7,70	7,54	0,14	7,44
19	15,15	15,25	14,72	15,04	0,28	6,95	7,50	7,61	7,35	0,35	7,69
20	13,68	13,23	13,35	13,42	0,23	6,67	6,85	6,92	6,81	0,13	6,61
21	15,54	15,28	15,24	15,35	0,16	6,39	6,63	6,43	6,48	0,13	8,87
22	13,69	13,83	13,48	13,67	0,18	8,53	8,29	8,18	8,33	0,18	5,33
23	16,12	15,63	15,58	15,78	0,30	7,00	7,12	7,35	7,16	0,18	8,62
24	15,81	16,01	15,91	15,91	0,10	6,49	6,39	6,77	6,55	0,20	9,36
25	14,55	14,48	13,80	14,28	0,41	7,57	8,10	7,55	7,74	0,31	6,54
26	15,47	15,97	14,74	15,39	0,62	5,82	5,99	5,68	5,83	0,16	9,56
28	16,57	14,19	14,72	15,16	1,25	6,29	6,85	7,13	6,76	0,43	8,40
29	15,31	15,04	15,02	15,12	0,16	5,02	5,52	5,72	5,42	0,36	9,70
5	14,47	13,20	13,74	13,80	0,64	5,83	6,41	6,44	6,23	0,34	7,58
6	16,49	16,65	16,30	16,48	0,18	5,53	6,00	5,93	5,82	0,25	10,66
7	15,59	15,13	15,59	15,44	0,27	6,78	7,60	7,61	7,33	0,48	8,11
8	14,15	14,15	13,32	13,87	0,48	7,41	7,27	7,33	7,34	0,07	6,54
1	13,76	13,28	13,01	13,35	0,38	6,48	7,15	6,48	6,70	0,39	6,65
2	16,17	15,26	15,45	15,63	0,48	6,32	7,34	7,33	7,00	0,59	8,63
3	15,67	15,12	14,97	15,25	0,37	4,77	4,94	5,45	5,05	0,35	10,20
4	13,10	13,74	13,59	13,48	0,33	7,91	8,15	7,75	7,94	0,20	5,54