

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2020

Petra Nemčková



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA SIGNÁLŮ Z AKCELEROMETRU BĚHEM KROKOVÉHO CYKLU

ANALYSIS OF ACCELEROMETRIC SIGNALS DURING GAIT CYCLE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Petra Nemčková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Králík

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Petra Nemčeková

ID: 195751

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Analýza signálů z akcelerometru během krokového cyklu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte problematiku kinematiky hlavních kloubů dolní končetiny (tj. kyčle, kolena, kotníky) během krokového cyklu, seznámte se s pohybem kloubů ve všech třech osách (tj. x, y a z) během krokového cyklu. 2) Seznámte se s komerčně dostupnými možnostmi měření krokového cyklu a navrhněte vlastní řešení funkčního akcelerometru. 3) Realizujte vlastní návrh akcelerometru. Proveďte sérii pilotních měření na několika dobrovolnících pro kolenní kloub. Navrhněte další postup. 4) Rozšiřte měření i na zbývající dva klouby dolní končetiny (tj. kyčle, kotník) a proveďte měření vlastním akcelerometrem. 5) Vytvořte uživatelsky přijatelnou aplikaci, která bude naměřená data zobrazovat a díky které uživatel získá podrobnější informace o daném kinematickém záznamu a jeho parametrech. 6) Získaná data z vlastního přístroje analyzujte a proveďte alespoň hrubé srovnání s kinematickou normou používanou v ortopedii. Dosažené výsledky náležitě diskutujte a vyvoďte patřičné závěry.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] STORM, Fabio A., BUCKLEY, Christopher J., et MAZZÀ, Claudia. Gait event detection in laboratory and real life settings: Accuracy of ankle and waist sensor based methods. *Gait & posture*, 2016, vol. 50, p. 42-46.

[2] MCGINLEY, Jennifer L., BAKER, Richard, WOLFE, Rory, et al. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & posture*, 2009, vol. 29, no 3, p. 360-369.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 5.6.2020

Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

Konzultant: Ing. Veronika Svozilová

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Kinematická analýza chôdze patrí k jedným z najdôležitejších vyšetrení dolných končatín. Jedným zo spôsobov jej analýzy je meranie pomocou akcelerometra. Táto práca sa zaoberá zostrojením funkčného prístroja merajúceho zmenu uhlu členku, bedrového a kolenného kĺbu počas chôdze a následným vytvorením aplikácie, ktorá umožní meranie a zobrazenie nameraných dát. Výsledky z prístroja boli porovnané s kinematickou normou používanou v ortopédii.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

Akcelerometer, chôdza, krokový cyklus, kinematická analýza, Raspberry Pi, Biosignals Plux, Open Signals,

ABSTRACT

Kinematic analysis of gait is one of the most important examination of lower limbs. One of the possibilities of this analysis is measuring by accelerometer. This thesis is focusing on construction of a functional device, which measures an angle of ankle, hip and knee joint during gait and developing application, which enables measurement and displays measured data. Results from device were compared with kinematic norm used in ortopedy.

KEYWORDS

Accelerometer, gait, gait cycle, kinematic analysis, Raspberry Pi, Biosignals Plux, Open Signals

NEMČEKOVÁ, Petra. *Analýza signálů z akcelerometru během krokového cyklu*. Brno, 2020, 93 s. Bakalárska práca. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedúci práce: Ing. Martin Králík

VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že som svoju bakalársku prácu na tému „Analýza signálů z akcelerometru během krokového cyklu“ vypracovala samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce, využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autora uvedenej bakalárskej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákoníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

POĎAKOVANIE

Rada by som sa poďakovala vedúcemu práce Ing. Martinovi Králíkovi a konzultantke Ing. Veronike Svozilovej za odborné vedenie práce, konzultácie, návrhy k práci a ochotu riešiť nečakané problémy, ktoré počas práce nastali. Ďalej by som sa chcela poďakovať svojim rodičom, bez ktorých by som nedostala vôbec možnosť študovať a vzhľadom k tomu ani vypracovať túto prácu, za morálnu aj finančnú podporu. Ďakujem svojej sestre, ktorá ma naviedla na štúdium v Brne, vďaka čomu som dostala možnosť spoznať život študenta práve na VUT. Veľká vďaka patrí aj skvelým ľuďom z Giganti za spoluprácu a ochotu nechať si aj vo vyhlásenom núdzovom stave zmerať kinematiku dolných končatín, čím mi umožnili prácu úspešne dokončiť. A v neposlednej rade by som z celého srdca chcela poďakovať partnerovi, Ing. Patrikovi Švikruhovi, za pomoc pri vypracovávaní softwareovej časti práce, veľmi veľkú trpezlivosť pri zodpovedaní všetkých mojich otázok a psychickú podporu, bez ktorých by som nedokázala prácu dokončiť.

Brno

.....

podpis autorky

Obsah

Úvod	12
1 Anatomia kostí dolnej končatiny	13
1.1 Určenie centier jednotlivých kĺbov dolnej končatiny	14
1.1.1 Určenie centra a osí panvy	14
1.1.2 Určenie centra a osí kolena	14
1.1.3 Určenie centra a osí členku	15
1.2 Najčastejšie patológie dolnej končatiny	17
1.2.1 Patológie zistiteľné v sagitálnej rovine	17
1.2.2 Patológie zistiteľné v koronárnej rovine	19
1.2.3 Patológie zistiteľné v tansverzálnej rovine	21
2 Analýza chôdze	22
2.1 Krokový cyklus	22
2.2 Kinematika kĺbov dolnej končatiny pri chôdzi	24
2.2.1 Kinematika bedrového kĺbu	24
2.2.2 Kinematika kolenného kĺbu	27
2.2.3 Kinematika členku	30
2.3 Komerčne dostupné možnosti merania krokového cyklu	33
2.3.1 Meranie pomocou akcelerometra - BiosignalsPlux	33
2.3.2 Meranie pomocou gyroskopu	33
2.3.3 Meranie pomocou kamier	34
2.3.4 Porovnanie popísaných možností	35
I Praktická časť	36
3 Návrh merania pomocou akcelerometra	37
3.1 Raspberry Pi	37
3.1.1 Raspberry Pi 3 model B+	37
3.1.2 I ² C	38
3.2 Akcelerometer ADXL345 GY-291	38
3.2.1 Zapojenie tohto akcelerometra k Raspberry Pi 3 B+	39
3.3 Akcelerometer MPU6050 GY-521	40
3.3.1 Zapojenie akcelerometrov tohto typu k Raspberry Pi 3 B+	40

4	Pilotné merania	43
4.1	Meranie komerčným prístrojom	43
4.2	Meranie akcelerometrom ADXL345 GY-291	46
4.3	Meranie akcelerometrom MPU6050 GY-521	48
4.4	Analýza a porovnanie pilotných meraní	50
5	Meranie zostrojeným prístrojom s tromi akcelerometrami MPU6050 naraz	52
5.1	Výsledky meraní	53
5.2	Porovnanie získaných výsledkov s ortopedickými normami	59
5.2.1	Výsledky získané manuálnym určením krokového cyklu	59
5.2.2	Výsledky získané automatizovaným určením krokového cyklu	64
5.3	Vyhodnotenie meraní	69
5.3.1	Vyhodnotenie cyklov získaných automatickým strihaním	69
5.3.2	Vyhodnotenie cyklov získaných manuálnym strihaním	71
5.3.3	Porovnanie úspešností manuálneho a automatického strihania	73
5.3.4	Celkové hodnotenie meraní	77
6	Aplikácia na zobrazovanie dát a spúšťanie merania	79
7	Záver	82
	Literatúra	83
	Zoznam symbolov, veličín a skratiek	87
	Zoznam príloh	88
A	Tabuľky získaných hodnôt	89
B	Obsah prílohy	92

Zoznam obrázkov

1.1	Kostra dolnej končatiny	13
1.2	Znázornenie osí a centra panvy	14
1.3	Znázornenie centra kolena	15
1.4	Znázornenie osí a centra kolena	15
1.5	Znázornenie osí a centra členku	16
1.6	Sagitálna rovina	17
1.7	Normálny, anteriórny a posteriórny sklon panvy	18
1.8	Inverzia a everzia členku	18
1.9	Koronárna rovina	19
1.10	Sklon panvy	20
1.11	Varus kolena	20
1.12	Transverzálna rovina	21
2.1	Analýza chôdze schéma	22
2.2	Krokový cyklus	23
2.3	Kinematika bedrového kĺbu	25
2.4	Norma - bedrový kĺb, os x	26
2.5	Norma - bedrový kĺb, os y	26
2.6	Norma - bedrový kĺb, os z	27
2.7	Kinematika kolenného kĺbu	28
2.8	Norma - kolenný kĺb, os x	29
2.9	Norma - kolenný kĺb, os y	29
2.10	Norma - kolenný kĺb, os z	30
2.11	Kinematika členku	31
2.12	Norma - členok, os x	32
2.13	Norma - členok, os y	32
2.14	Norma - členok, os z	33
2.15	Laboratórium - kamery	34
3.1	Schéma Raspberry Pi 3 B+	38
3.2	Schéma Akcelerometra	39
3.3	Schéma zapojenia akcelerometra k Raspberry Pi 3 B+	40
3.4	Schéma zapojenia 3 akcelerometrov k Raspberry Pi 3 B+	42
4.1	Umiestnenie Biosignals Flux akcelerometra na koleno	44
4.2	Graf Biosignals Flux os x nefiltrovaný	44
4.3	Graf Biosignals Flux os x mediánový filter	45
4.4	Graf Biosignals Flux os x dolná priepust'	46
4.5	Umiestnenie mnou navrhnutého prístroja so senzorom ADXL345 na koleno	46

4.6	Graf nefiltrovaného signálu s použitím akcelerometra ADXL-345 GY-291	47
4.7	Graf osi x mediánový filter s použitím akcelerometra ADXL-345 GY-291	47
4.8	Graf osi x dolná priepuť s použitím akcelerometra ADXL-345 GY-291	48
4.9	Umiestnenie mnou navrhnutého prístroja so senzorom MPU6050 na koleno	48
4.10	Graf osi X s použitím akcelerometra MPU6050 GY-291	49
4.11	Graf osi X mediánový filter s použitím akcelerometra MPU6050 GY-291	49
4.12	Graf osi X dolná prepust s použitím akcelerometra MPU6050 GY-291	50
5.1	Umiestnenie akcelerometrov na meranie troch kĺbov	52
5.2	Graf osi x dolná prepust s rôznymi medznými frekvenciami, MPU6050 GY-291	53
5.3	Graf osi y dolná prepust s rôznymi medznými frekvenciami, MPU6050 GY-291	54
5.4	Graf osi z dolná prepust s rôznymi medznými frekvenciami, MPU6050 GY-291	54
5.5	Graf s naznačenými miestami začiatkov krokových cyklov určených manuálne pre bedrový kĺb	55
5.6	Graf s naznačenými miestami začiatkov krokových cyklov určených manuálne pre kolenný kĺb	56
5.7	Graf s naznačenými miestami začiatkov krokových cyklov určených manuálne pre členok	56
5.8	Graf s naznačenými miestami začiatkov krokových cyklov určených automaticky pre bedrový kĺb	57
5.9	Graf s naznačenými miestami začiatkov krokových cyklov určených automaticky pre kolenný kĺb	58
5.10	Graf s naznačenými miestami začiatkov krokových cyklov určených automaticky pre členok	58
5.11	Graf zmeny uhlu bedrového kĺbu počas krokového cyklu v osi x . . .	59
5.12	Graf zmeny uhlu bedrového kĺbu počas krokového cyklu v osi y . . .	60
5.13	Graf zmeny uhlu bedrového kĺbu počas krokového cyklu v osi z . . .	60
5.14	Graf zmeny uhlu kolenného kĺbu počas krokového cyklu v osi x . . .	61
5.15	Graf zmeny uhlu kolenného kĺbu počas krokového cyklu v osi y . . .	61
5.16	Graf zmeny uhlu kolenného kĺbu počas krokového cyklu v osi z . . .	62
5.17	Graf zmeny uhlu členku počas krokového cyklu v osi x	63
5.18	Graf zmeny uhlu členku počas krokového cyklu v osi y	63
5.19	Graf zmeny uhlu členku počas krokového cyklu v osi y	64
5.20	Graf zmeny uhlu bedrového kĺbu počas krokového cyklu v osi x . . .	65
5.21	Graf zmeny uhlu bedrového kĺbu počas krokového cyklu v osi y . . .	65

5.22	Graf zmeny uhlu bedrového kĺbu počas krokového cyklu v osi z	66
5.23	Graf zmeny uhlu kolenného kĺbu počas krokového cyklu v osi x	66
5.24	Graf zmeny uhlu kolenného kĺbu počas krokového cyklu v osi y	67
5.25	Graf zmeny uhlu kolenného kĺbu počas krokového cyklu v osi z	67
5.26	Graf zmeny uhlu členku počas krokového cyklu v osi x	68
5.27	Graf zmeny uhlu členku počas krokového cyklu v osi y	68
5.28	Graf zmeny uhlu členku počas krokového cyklu v osi y	69
5.29	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé kĺby v osiach x,y,z pri automatickom strihaní	70
5.30	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé osoby pri automa- tickom strihaní	71
5.31	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé kĺby v osiach x,y,z pri manuálnom strihaní	72
5.32	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé osoby pri manuál- nom strihaní	73
5.33	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé kĺby pri manuálnom a automatickom strihaní	74
5.34	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé kĺby v osi x pri manuálnom strihaní	75
5.35	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé kĺby v osi y pri manuálnom strihaní	76
5.36	Graf priemerných zhôd s normami pre jednotlivé kĺby v osi z pri manuálnom strihaní	77
6.1	Domovská stránka aplikácie	79
6.2	Karta pacienta v aplikácii	80
6.3	Okno umožňujúce spustenie merania	80
6.4	Náhľad na zobrazenie grafu merania	81
A.1	Tabuľka výsledkov získaných manuálnym strihaním	89
A.2	Tabuľka výsledkov získaných automatickým strihaním	91

Zoznam tabuliek

2.1	Tabuľka porovnania mnou vybraných troch možností merania krokového cyklu kinematicky.	35
-----	---	----

Úvod

Kinematická analýza chôdze kĺbov dolných končatín patrí k dôležitým vyšetreniam pri podozrení na nesprávne držanie tela a pri vyšetreniach po operácii týchto častí, prípadne po implantovaní kĺbnej náhrady. Taktiež má význam pre športovcov, ktorí si sú schopní na základe jej výsledkov zlepšiť techniku. Kinematická analýza sa zameriava na zmeny nastávajúce pri pohybe. Na získanie správnych výsledkov týkajúcich sa kinematiky kolena a členku je potrebné senzory umiestniť čo najpresnejšie. Vzhľadom k tomu je potrebné mať vedomosti v anatómii človeka.

Táto práca sa zameriava na kinematické meranie zmeny uhlov hlavných kĺbov dolnej končatiny počas krokového cyklu.

Na určenie správnosti zostrojenia a tým aj merania vytvoreného prístroja bol prvotne vybraný komerčne dostupný akcelerometer. Biosignals Flux bol dostupným komerčným riešením akcelerometra. Jedná sa o prístroj merajúci zrýchlenie v troch osách (x,y,z). Výstup z neho je možné pozorovať pomocou jeho prepojenia s aplikáciou Open Signals. Dáta sú tu prevedené do jednotiek G a nefiltrované.

Na meranie pomocou mnou navrhnutého prístroja bol využívaný akcelerometer ADXL345 GY-291 spolu s Raspberry Pi 3 B+. Tento akcelerometer bol porovnávaný s komerčným prístrojom Biosignals Flux. Vzhľadom ku krízovej situácii a dostupnosti mi však bol tento prístroj na rozšírenie pre zvyšné kĺby zmenený na akcelerometer MPU6050. Výsledky z tohto prístroja boli následne porovnávané s normami používanými v ortopédii, kde sú výsledky uvádzané v stupňoch.

Softvérová stránka využitá na meranie a spracovanie nameraných dát bola riešená v jazyku Python. Aplikácia zostrojená na spustenie merania a následné zobrazenie výsledkov je vytvorená v jazyku JavaScript a multiplatformnej technológii Electron.

Hlavným cieľom práce je vytvorenie funkčného akcelerometru a k nemu náležiacemu softvéru vhodného na kinematickú analýzu v klinickej praxi.

1 Anatómia kostí dolnej končatiny

Dolné končatiny umožňujú pohyb človeka. Skladajú sa z 30 kostí každá. Tie delíme na kosti pletenca dolnej končatiny a kosti voľnej končatiny. [22]

Pletenec tvorí panvová kosť, ktorá vznikla spojením bedrovej, sedacej a ohambovej kosti. [22]

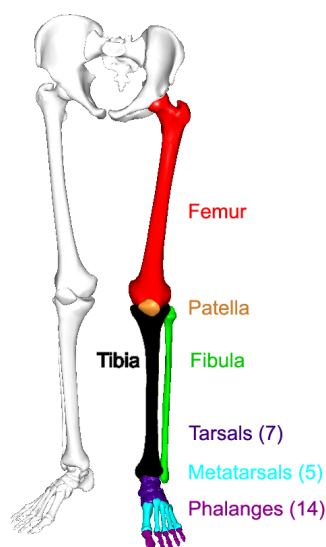
Kosti voľnej končatiny sú tvorené stehennou kosťou (femur), jabĺčkom (patelou), holennou kosťou (tibiou), kosťou predkolenia (fibulou), priehlavkovými kosťami (tarsálnymi), predpriehlavkovými kosťami (metatarsálnymi) a kosťami článkov prstov (phalangami). [22]

Na pletenec nasadá do jamky bedrového kĺbu femur, ktorý je najväčšou a najsilnejšou kosťou v ľudskom tele, a zodpovedá zhruba za 1/4 výšky človeka. [4]

Patella je najväčšou sezamskou kosťou tela. To znamená, že je začlenená do šľachy štvorhlavého stehenného svalu na mieste, kde táto šľacha prekrýva kĺb. Nachádza sa na distálnej časti femuru. [4]

Fibula a tibia spolu tvoria kosti predkolenia. Kosť predkolenia nepríjma hmotnosť tela a slúži predovšetkým na pripájanie svalových úponov. Holenná kosť je o niečo dlhšia. Je druhou najdlhšou kosťou tela a zároveň jedinou kosťou predkolenia, ktorá nesie hmotnosť tela. [4, 22]

Priehlavkové kosti sú tvorené siedmimi kostičkami, pričom najvrchnejšia z nich tvorí spolu s tibiou a fibulou členok. Na priehlavkové kosti nasadajú kosti predpriehlavku, ktorých je dokopy päť. Na každú z nich nasadá príslušný phalang. Týchto kostí je dokopy 14 a zakončujú dolnú končatinu prstami. [4, 22]



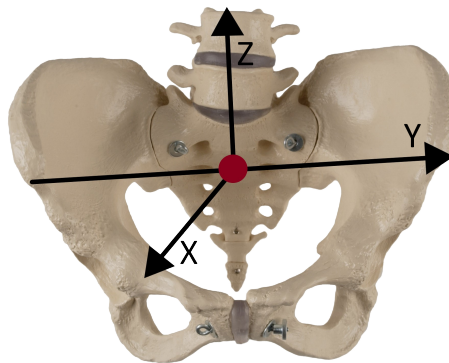
Obr. 1.1: Kostra dolnej končatiny. Prevzaté z [18].

1.1 Určenie centier jednotlivých kĺbov dolnej končatiny

Na uskutočnenie merania je potrebné poznať centrá jednotlivých kĺbov, od ktorých sa odvíja určenie ôs x , y , z .

1.1.1 Určenie centra a osí panvy

Za centrum panvy je pokladaný stred medzi ľavou a pravou ASIS (Anterior Superior Iliac Spine), čo je najlepšie hmatateľná a najvýraznejšia predná časť bedrovej kosti. Smerom od pravej k ľavej ASIS smeruje os y . Od centra smerom hore vedie os z a smerom dopredu ide os x . Znázornenie smerovania osí je vidieť na obrázku 1.2. [38]

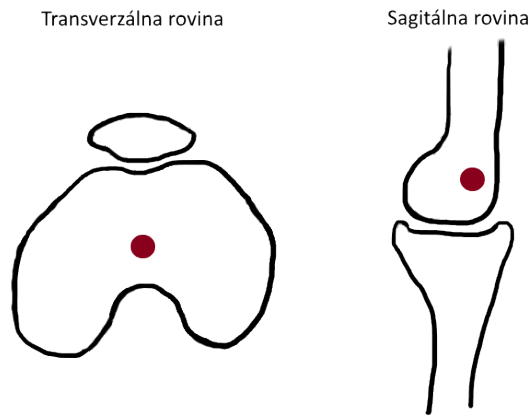


Obr. 1.2: Znázornenie centra (červený bod) panvy a od neho sa odvíjajúce smery osí. Prevzaté z [36].

Senzory na meranie kinematiky bedrových kĺbov sa umiestňujú na obe ASIS.

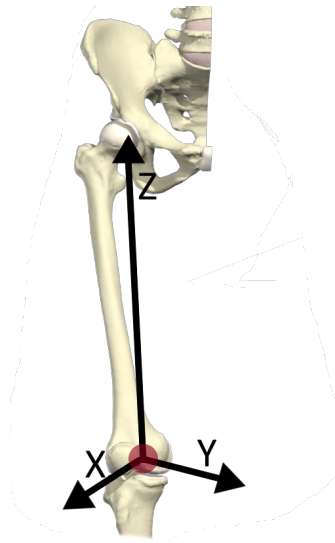
1.1.2 Určenie centra a osí kolena

Za jeho centrum sa považuje stred spodnej časti stehennej kosti znázornený na obr.1.3. [14]



Obr. 1.3: Znázornenie centra (červený bod) kolena a zároveň stredú spodnej časti femuru, prevzaté z [13].

Primárnou je os z, ktorá vedie smerom od centra kolenného kĺbu k centru bedrového kĺbu. Bez ohľadu na to, či sa jedná o pravú alebo ľavú končtinu, os y vedie vždy smerom doľava od centra. Os x znázorňuje dopredný pohyb. [38]

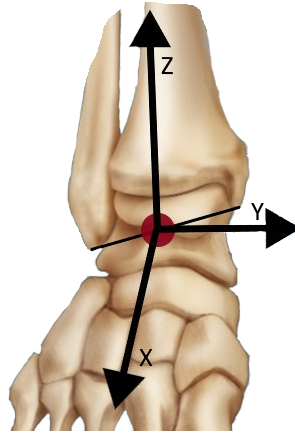


Obr. 1.4: Znázornenie centra (červený bod) kolena a od neho sa odvíjajúce smery osí. Prevzaté z [7].

1.1.3 Určenie centra a osí členku

Centrum členku sa nachádza v strede prepony medzi spodnými časťami tibie a fibuly. Z tohto bodu smerom k centru kolenného kĺbu smeruje os z. Osi y a x sa určujú

obdobne ako pri kolennom kĺbe, to znamená, že os y smeruje vždy vľavo bez ohľadu na to, o ktorú končatinu sa jedná a os x smeruje dopredu. Toto znázorňuje obrázok 1.5. [21, 38]

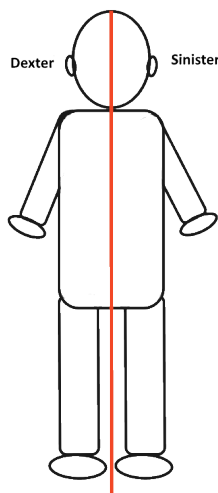


Obr. 1.5: Znázornenie centra (červený bod) členku a od neho sa odvíjajúce smery osí. Prevzaté z [41].

1.2 Najčastejšie patológie dolnej končatiny

1.2.1 Patológie zistiteľné v sagitálnej rovine

Táto rovina sa v literatúre označuje aj ako longitudinálna. Delí telo vertikálne na stranu dexter (pravú) a sinister (ľavú). Znázornenie možno vidieť na obrázku 1.6. Môžeme v nej vidieť flexiu a extenziu kolena, felxiu a extenziu bokov, sklon panvy, členkovú dorziflexiu a plantar flexiu. [9]



Obr. 1.6: Znázornenie rezu, ktorým vznikne sagitálna rovina.

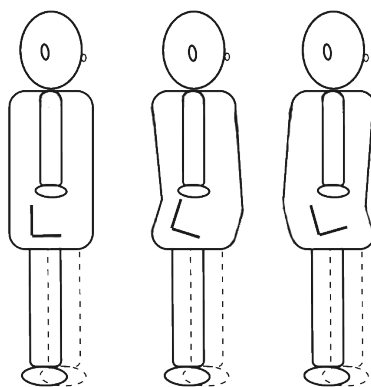
Sklon panvy (Pelvic tilt)

Anteriórny a posteriórny sklon panvy patria k veľmi častým patológiám.[23]

Anteriórny sklon je spôsobený oslabenými brušnými svalmi, dlhým sedením a nedostatkom fyzickej aktivity. Prejavuje sa zdvihnutím zadnej časti panvy a poklesom prednej, pričom panva sa natáča okolo hlavy stehennej kosti (možno ju pokladať ako stred otáčania panvy). [23, 20]

Posteriórny sklon je opakom anteriórneho, predná časť panvy sa zdvíha a zadná klesá. Zmenšuje lumbálnu lordózu. Takisto vzniká nedostatočným pohybom a dlhým sedením. Často spôsobia zmenšenie výšky a zlé držanie tela. [23, 20]

Na upresnenie je možno tieto sklony vidieť na obrázku 1.7.



Obr. 1.7: Názorná ukážka normálneho (vľavo), anteriórneho (v strede) a posteriórneho (vpravo) sklonu panvy.

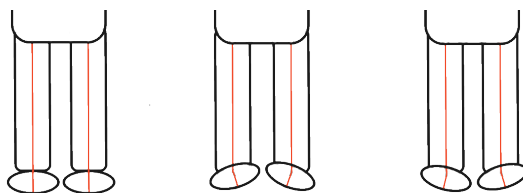
Inverzia a everzia chodidla

Nastávajú najčastejšie pri páde alebo vytknutí členku napríklad stúpením na nerovný povrch, pričom inverzia je častejšia než everzia. Môžu byť však spôsobené aj oslabeným svalstvom v okolí členku. Bývajú sprevádzané problémami pri chôdzi a bolesťou. Následkom je aj nemožnosť prenesenia celej váhy tela na danú končatinu. [10]

Inverzia nastáva pri poranení šľachy na vonkajšej strane členku. Členok sa posunie smerom k vonkajšej strane, pričom chodidlo sa pohybuje smerom dovnútra. [39]

Everzia nastáva pri poranení šľachy na vnútornej strane členku a je často spojená so zlomeninou holennej kosti. Má opačné smerovanie ako inverzia, to znamená, že členok sa posúva smerom dovnútra, pričom chodidlo sa natáča smerom von. [40]

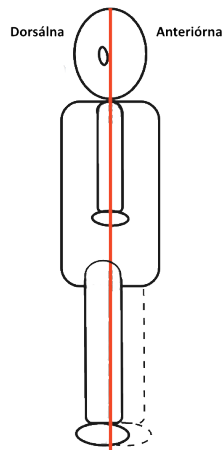
Zmeny v chodidle s porovnaním s fyziologickým postojom je možno vidieť na obrázku 1.8



Obr. 1.8: Názorná ukážka fyziológie (vľavo), inverzie (v strede) a everzie (vpravo) členku (červená čiara zvýrazňuje zmenu uhlov).

1.2.2 Patológie zistiteľné v koronárnej rovine

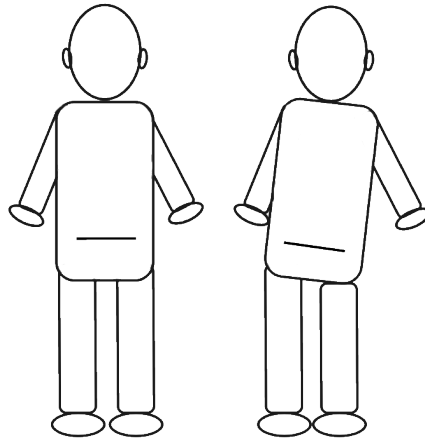
Táto rovina sa nazýva aj frontálna, pretože delí telo vertikálne na dorzálnu (zadnú) a anteriórnu/ ventrálnu (prednú) časť, pričom je rovnobežná s čelom (os frontale). Znázornenie je viditeľné na obrázku 1.9. Možno v nej zistiť náklon panvy, inverziu alebo everziu členku, varus alebo valgus kolena. [9]



Obr. 1.9: Znázornenie rezu, ktorým vznikne koronárna rovina.

Náklon panvy (pelvic obliquity)

Toto ochorenie je veľmi časté u ľudí na vozíčku a osôb s detskou mozgovou obrnou. Je spôsobené nesprávnym držaním tela pri sedení, oslabenými chrbtovými svalmi a poranením v oblasti bokov. Prejavuje sa asymetrickým držaním tela, pričom pacient má jeden bok vyššie než druhý, ako je možné vidieť na obrázku 1.10. [16, 8]



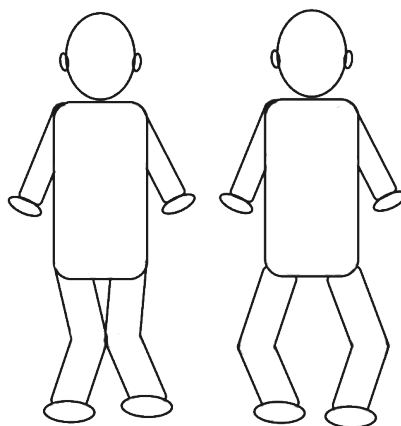
Obr. 1.10: Názorná ukážka fyziologického (vľavo) a patologického (vpravo) sklonu panvy.

Varus a valgus kolena

Varus je patológia, pri ktorej má osoba nohy do tvaru písmena “O”. Toto zakrivenie spôsobuje, že sila pôsobiaca na koleno počas stoja a chôdze je niekoľkonásobne väčšia než za fyziologických okolností.

Valgus spôsobuje opačné zakrivenie a pri tejto poruche má pacient nohy do tvaru písmena “X”.

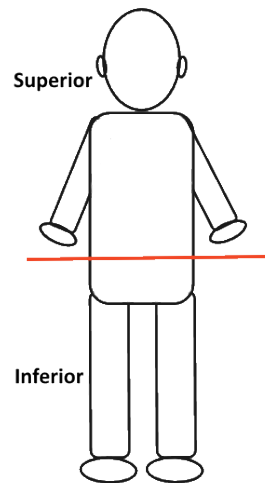
Tieto patológie sú zobrazené na obrázku 1.11. Môžu byť zapríčinené úrazom, oslabenými svalmi a obezitou, ale taktiež môžu byť vrodené. Zvyšujú riziko osteoartrózy.[43, 23]



Obr. 1.11: Názorná ukážka valgus (vľavo) a varus (vpravo) kolena.

1.2.3 Patológie zistiteľné v tansverzálnej rovine

Delí telo horizontálne na superiórnu (hornú) a inferiórnu (dolnú) polovicu. Toto je viditeľné na obr. 1.12. Možno v nej pozorovať varus a valgus kolena, sklon panvy, inverziu a everziu chodidla. [9]



Obr. 1.12: Znázornenie rezu, ktorým vznikne transverzálna rovina.

2 Analýza chôdze

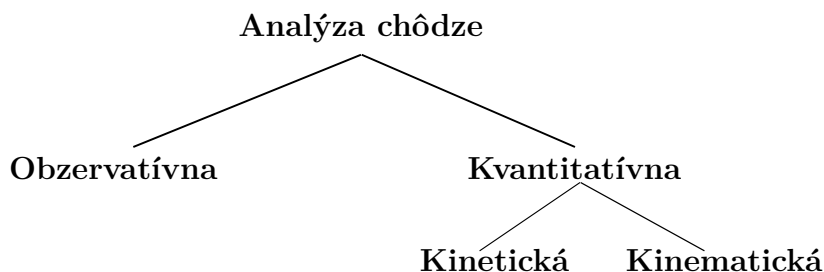
Chôdza je periodický pohyb, ktorý sa skladá z niekoľkých častí. Je pri nej vždy jedna končatina v **švihovej** a druhá v **stojnej** fáze. Na jej uskutočnenie je nevyhnutná schopnosť udržania vzpriameného postojú, koordinovaný pohyb dolných končatín, striedavá opora oboma končatinami a prítomnosť sily, ktorá zodpovedá za dopredný pohyb. Pohyby podrobne popisuje krokový cyklus, ktorého schéma je znázornená na obrázku 2.2. [24]

Analýza chôdze sa využíva na predliečebné účely, ale takisto sa radí aj medzi niektoré pooperačné vyšetrenia. Má rozhodujúce slovo pri liečení neuromuskulárnych problémov, hodnotení úspešnosti kĺbnej náhrady, určovaní kvality používania pomocných zariadení ale taktiež nie je zanedbateľná pri chirurgickej liečbe detskej mozgovej obrny. [9]

Delíme ju na **obzervatívnu** a **kvantitatívnu**. Obzervatívna analýza je založená na pozorovaní chôdze pacienta bez použitia akéhokoľvek vybavenia. Kvantitatívnu možno rozdeliť na **kinematickú** a **kinetickú**. Kinetická analýza sa zaoberá silami, silovými momentmi a tlakmi pôsobiacimi medzi kĺbmi. Kinematická zahŕňa analýzu kĺbných uhlov, uhlovej rýchlosti a zrýchlenia. [9]

Rozdelenie analýzy je schematicky znázornené na obrázku 2.1.

V tejto práci sa budem zaoberať kinematickou analýzou.



Obr. 2.1: Schéma delenia analýzy chôdze.

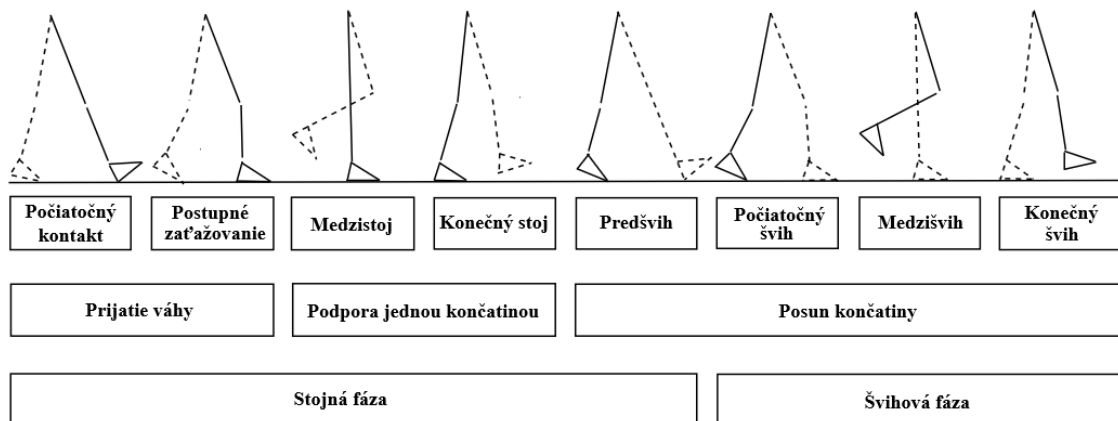
2.1 Krokový cyklus

Je základnou jednotkou chôdze. Môžeme ho deliť na fázy rôznymi spôsobmi. Začína sa dotykom päty so zemou, a tým zahajuje **stojnú fázu** - časť, pri ktorej je končatina v kontakte s podložkou a zaberá zhruba 60 % cyklu. Tiaž tela sa postupne presúva cez stojacu končatinu a prechádza do **švihovej fáze**. Tá začína odvinutím celej spodnej časti končatiny (za fyziologických okolností sa zeme ako posledné dotýkajú

prsty) od podložky a končí tesne pred jej opätovným dotykom (fyziologicky päty) podložky.[9, 24]

Iný spôsob delenia tohto cyklu rozoznáva tri fázy: prijatie váhy, podporu jednou končatinou a posun končatiny, pričom do nich vieme zaradiť osem intervalov. **Prijatie hmotnosti**, a teda aj stojná fáza, začínajú *počiatočným kontaktom*, kedy sa chodidlo dotkne zeme. Tesne pred ním sa koleno nachádza v maximálnej extenzii, ktorá je nasledovaná miernou flexiou, aby došlo k tlmeniu nárazu. *Postupné zaťažovanie*, ktoré trvá počas počiatočného švihy druhej končatiny, túto fázu končí. Počas nej sa končatina adaptuje na vzrastajúce zaťaženie, čo umožňuje mierna flexia kolenného kĺbu. Flexia panvy sa znižuje a nastáva jej maximálna jednostranná rotácia. *Medzistoj* zahajuje **podporu jednou končatinou**, počas ktorej sa váha tela presúva anteriórne končatinou, ktorá sa dotýka zeme, pričom druhá noha je v švihovej fáze. Zdvihom päty sa začína *konečný stoj*, ktorý zároveň ukončuje podporu jednou končatinou. Končí dotykom kontralaterálnej päty s podložkou. Následuje **posun končatiny**. Táto fáza začína *predšvihom*, ktorý zároveň ukončuje fázu stojnú. Je zahájený počiatočným kontaktom druhej končatiny. Končí opustením palca podložky. Posun pokračuje *počiatočným švihom*. Ten začína opustením končatiny podložky a trvá až do maximálnej flexie kolena. Od tohto momentu začína *medzišvih*, pri ktorom nastáva postupná extenzia kolena. Záver švihovej fázy a aj krokového cyklu tvorí *konečný švih*, ktorý je charakteristický extenziou kolenného kĺbu, ktorý je na konci tejto fázy v maximálnej extenzii. [9, 35, 24]

Za fyziologických okolností je flexia a extenzia kolena behom švihy pasívna. [24]



Obr. 2.2: Schematické znázornenie jednotlivých fází krokového cyklu. Prevzaté z [24].

2.2 Kinematika kĺbov dolnej končatiny pri chôdzi

Zameriava sa predovšetkým na zmeny pri pohybe. Jej metódy sú založené na vyhodnocovaní polohy vybraných bodov na tele počas pohybu, pričom určujeme základné kinematické veličiny ako sú uhlová rýchlosť, zrýchlenie, uhol, dráha a pod. za použitia akcelerometrov, gyroskopov, kamier a iných. Rozdeľujeme ju na meranie a analýzu. [24]

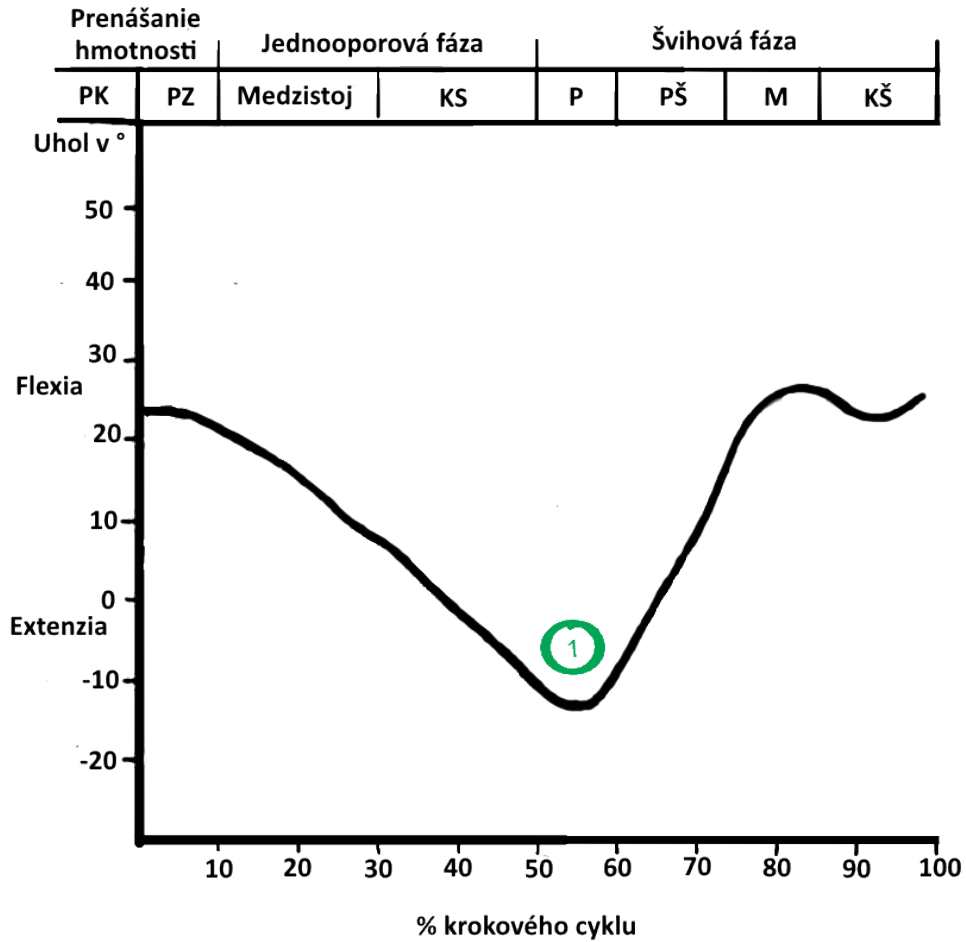
Pri meraní sa zhromažďujú dáta pomocou rôznych senzorov, na základe ktorých možno rozoznať jednotlivé intervaly krokového cyklu. Typ merania značne ovplyvňuje následnú analýzu, pričom ho môžeme rozdeliť na dva základné spôsoby merania. **Meranie pomocou použitia kamerového systému** využíva mnoho laboratórií. Druhý spôsob zahŕňa **senzory upevnené na tele**, ako napríklad akcelerometre, goniometre a gyroskopy. Využívajú sa na zistenie patológií chôdze, čo zabezpečí včasnú diagnostiku a následnú správnosť liečby. Niektoré z nich sú popísané v kapitole Patológia chôdze 1.2. Tieto senzory sa vyvíjajú hlavne na využitie v ambulanciách a budú využité aj pri vypracovávaní tejto práce. [35]

Jednotlivé pohyby kĺbov rozpísané v nasledujúcich kapitolách, budú uvádzané v sagitálnej rovine.

2.2.1 Kinematika bedrového kĺbu

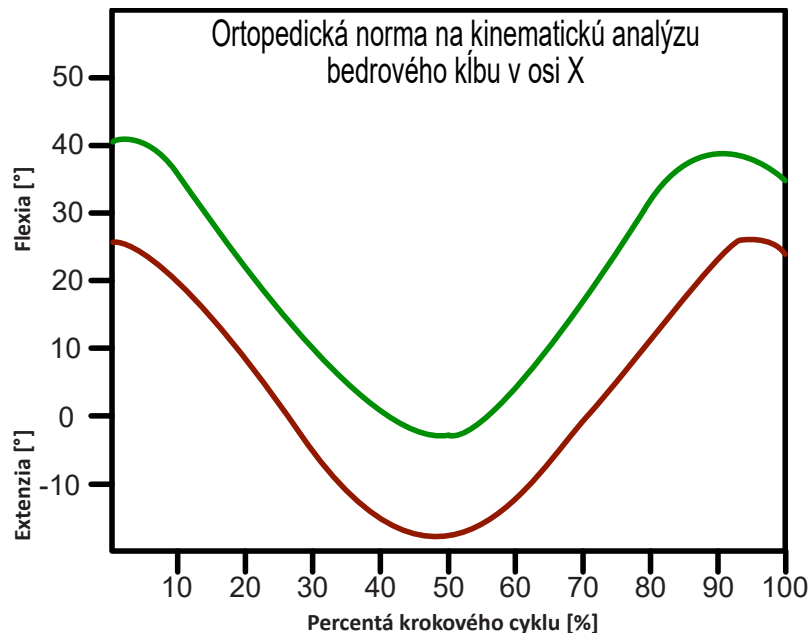
Je charakteristická jedným zhupnutím. Kĺb sa na začiatku cyklu nachádza vo flexii. Nasleduje extenzia po počiatočnom kontakte druhej končatiny v polovici cyklu. Po nej nasleduje postupná flexia počas švihovej fázy, kde počas konečného švihu nadobúda svoju maximálnu hodnotu. [24]

Pre lepšiu predstavu je tento priebeh znázornený na obrázku 2.3.

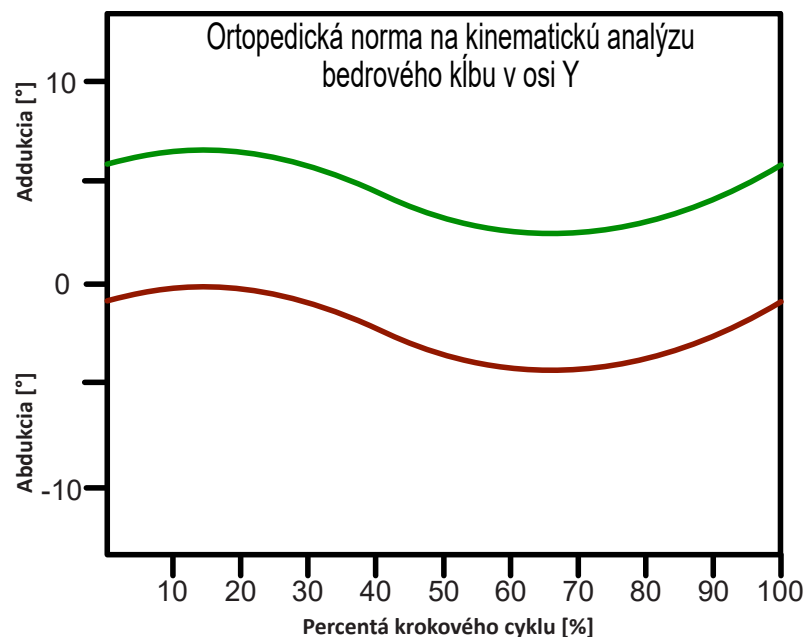


Obr. 2.3: Graf znázorňujúci zmenu uhlu v bedrovom kĺbe behom krokového cyklu. Zelenou farbou je vyznačené charakteristické zhúpnutie pre tento kĺb. PK- počiatočný kontakt, PZ- postupné zaťažovanie, KS- konečný stoj, P- predšvih, PŠ- počiatočný švih, M- medzišvih, KŠ- konečný švih. Prevzaté z [24].

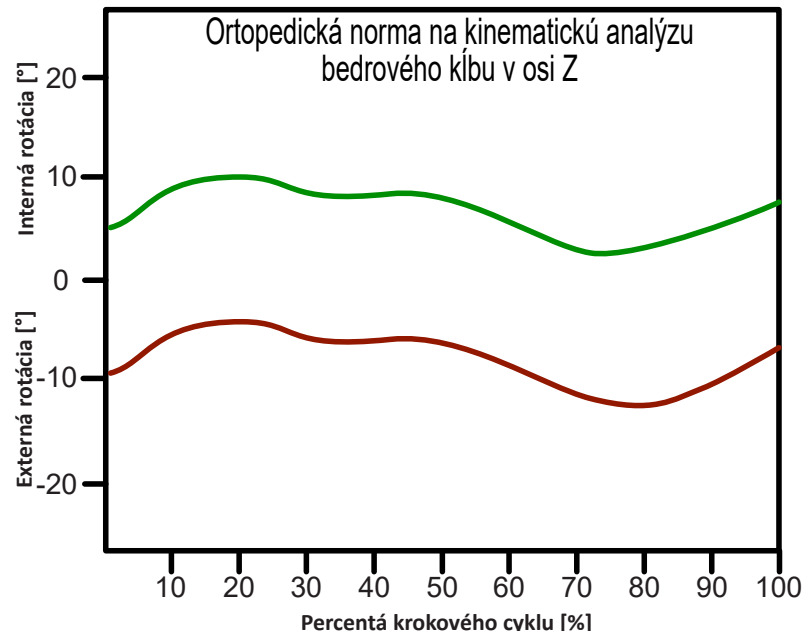
Fyziologický rozsah kinematiky tohto kĺbu počas chôdze v jednotlivých osách udávajú ortopedické normy. Pre sagitálnu rovinu možno vidieť fyziologický priebeh na obrázku 2.4. Vo frontálnej rovine možno rozsahy z ortopedických noriem zistiť na obrázku 2.5. Krivku v transverzálnej rovine možno vidieť na obrázku 2.6. [24]



Obr. 2.4: Ortopedická norma pre kinematiku bedrového kĺbu v osi x, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].



Obr. 2.5: Ortopedická norma pre kinematiku bedrového kĺbu v osi y, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].

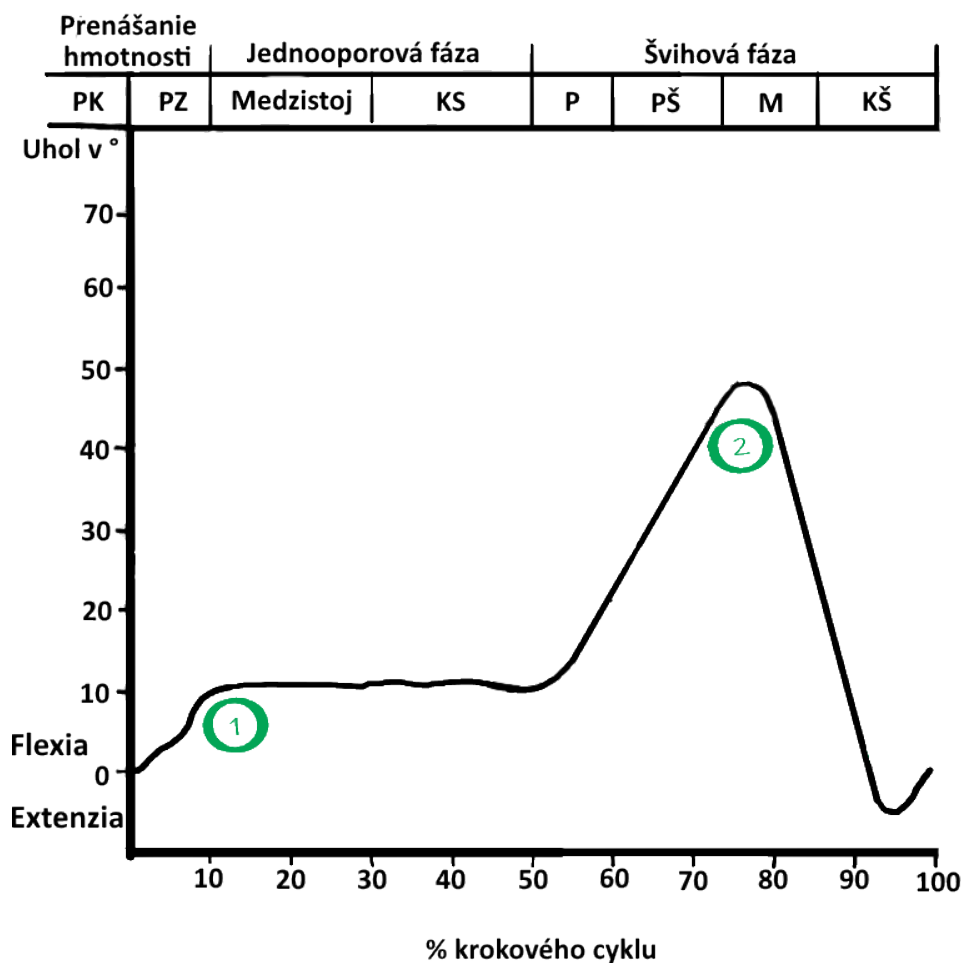


Obr. 2.6: Ortopedická norma pre kinematiku bedrového kĺbu v osi z, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].

2.2.2 Kinematika kolenného kĺbu

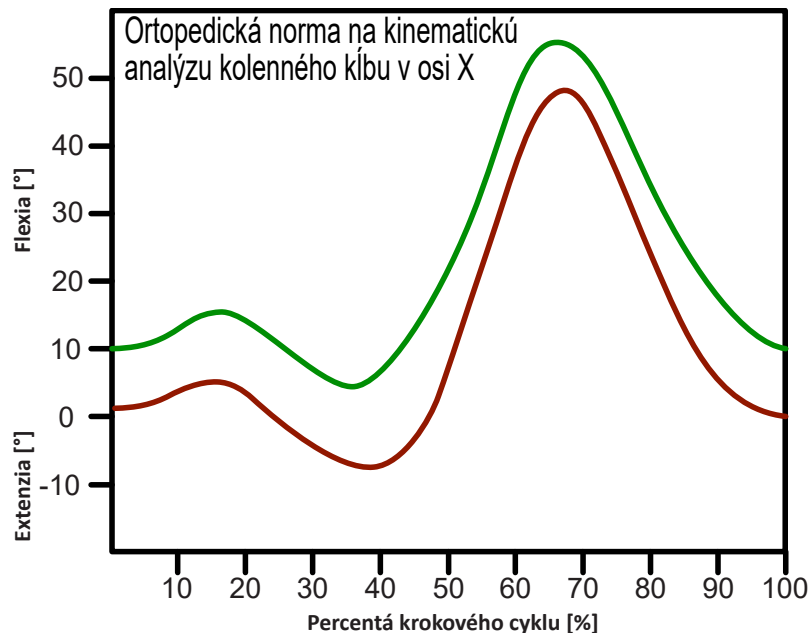
Pohyb je charakterizovaný dvoma zhúpnutiami. Pred počiatočným kontaktom sa nachádza v úplnej extenzii, pričom po ňom nastáva prvá charakteristická flekčná vlna tlmiača náraz, kde veľkosť flexie je okolo 20°. Táto je po dokončení prvej dorzálnej flexie členku nahradená extenziou. Na konci konečného stoja nastáva druhá flekčná vlna, ktorá umožňuje odvalenie chodidla od podložky a zahájenie počiatočného švihy. Medzišvihom sa kolenný kĺb dostáva do maximálnej flexie, ktorá činí 50-60°. Je nasledovaná rýchlou extenziou, ktorá nadobúda maximálne hodnoty tesne pred začatím ďalšieho cyklu. [24]

Pohyb možno vidieť na obrázku 2.7.

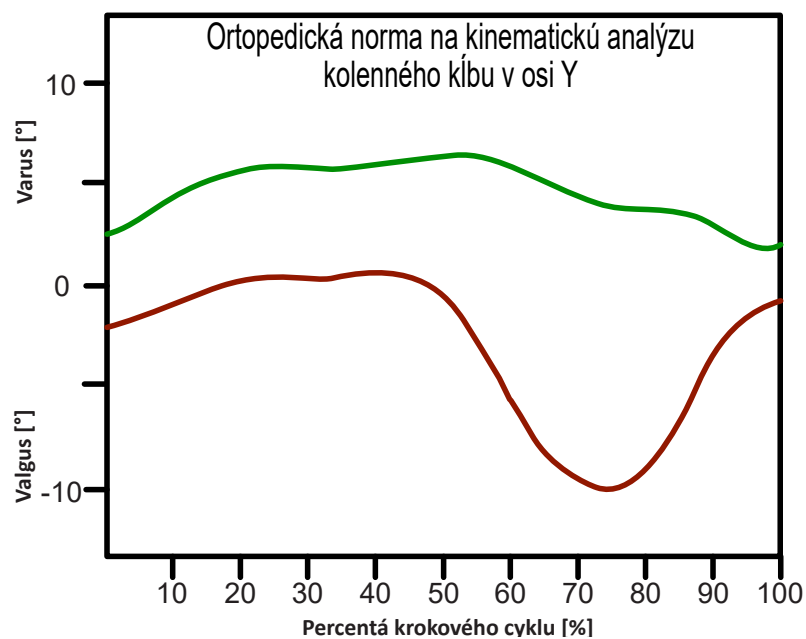


Obr. 2.7: Graf znázorňujúci zmenu uhlu v kolennom kĺbe behom krokového cyklu, zelenou farbou sú vyznačené jednotlivé charakteristické zhúpnutia pre tento kĺb. PK- počiatočný kontakt, PZ- postupné zaťažovanie, KS- konečný stoj, P- predšvih, PŠ- počiatočný švih, M- medzišvih, KŠ- konečný švih. Prevzaté z [24].

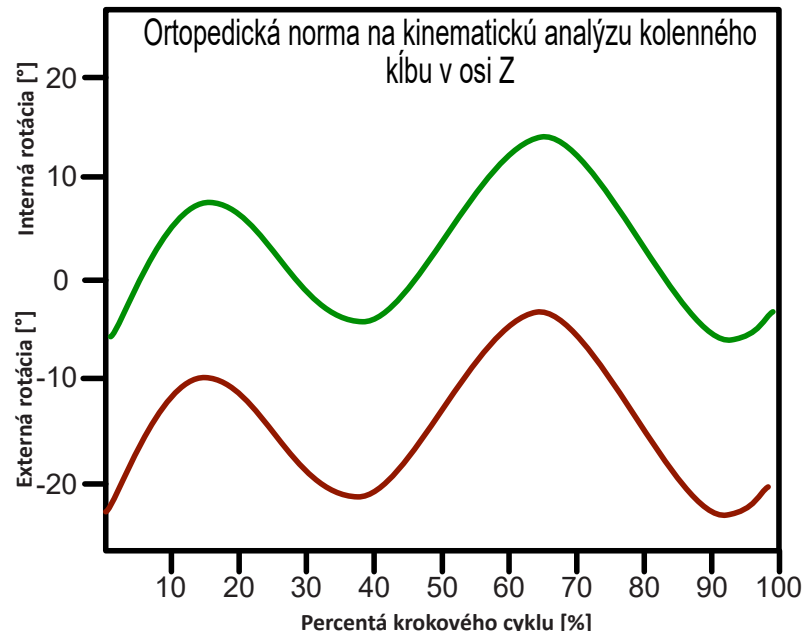
Priebeh kinematiky kolenného kĺbu v jednotlivých rovinách je možno vidieť na nasledovných obrázkoch, pričom krivka pravo-lavej osi je zobrazená na obrázku 2.8, pravo-zadnej osi na obrázku 2.9 a dolno-hornej na grafe 2.10.



Obr. 2.8: Ortopedická norma pre kinematiku kolenného kĺbu v osi x, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].



Obr. 2.9: Ortopedická norma pre kinematiku kolenného kĺbu v osi y, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].

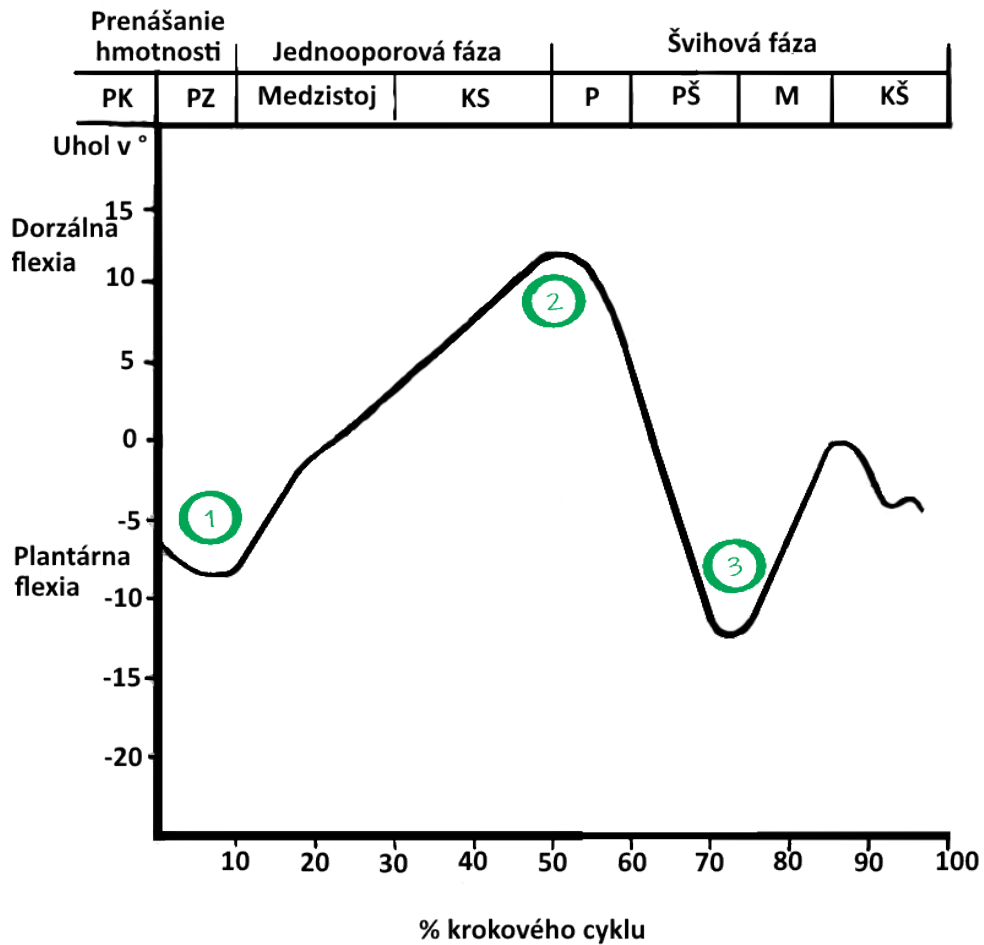


Obr. 2.10: Ortopedická norma pre kinematiku kolenného kĺbu v osi z, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].

2.2.3 Kinematika členku

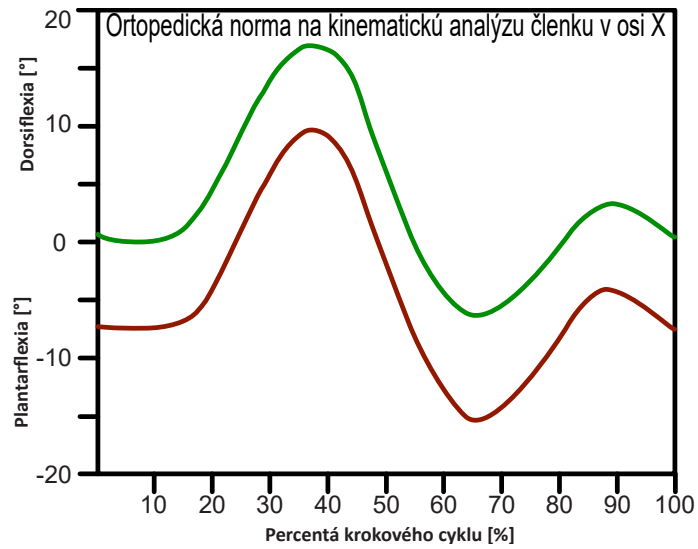
Je charakteristická jeho troma zhúpnutiami počas jedného cyklu. Ten začína počiatočným kontaktom, počas ktorého je tento kĺb v neutrálnej pozícii, prípadne vo veľmi miernej plantárnej flexii. Zmena nastáva pri postupnom zaťažovaní, kde prechádza do plantárnej flexie, ktorá sa však vplyvom medzistojca mení v dorzálnu flexiu. Tesne pred dotykom kontralaterálnej končatiny s podložkou sa opäť mení na výraznú plantárnu flexiu, ktorá trvá až do ukončenia stojnej fázy. Začiatkom švihovej fázy sa kĺb opäť pomaly dostáva do dorzálnej flexie odkiaľ sa vracia do neutrálnej polohy a zotrúva v nej až do ďalšieho cyklu. [24]

Zhúpnutia sú zreteľné na obr. 2.11.

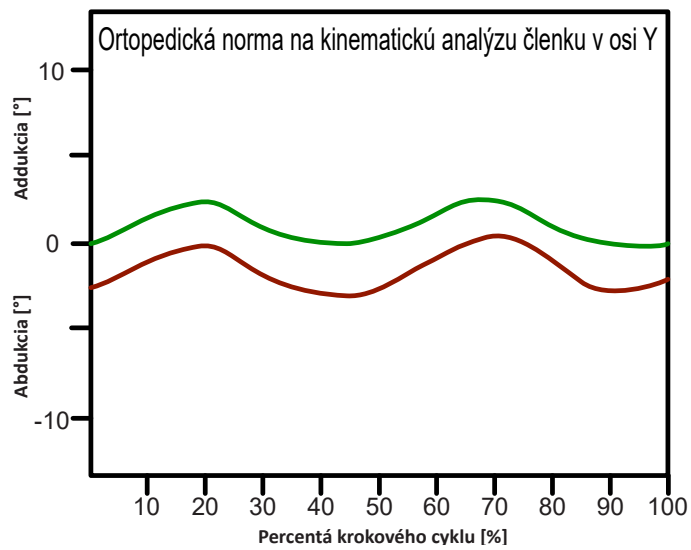


Obr. 2.11: Graf znázorňujúci zmenu uhlu v členku behom krokového cyklu, zelenou farbou sú vyznačené jednotlivé charakteristické zhúpnutia pre tento kĺb. PK- počiatočný kontakt, PZ- postupné zaťažovanie, KS- konečný stoj, P- predšvih, PŠ- počiatočný švih, M- medzišvih, KŠ- konečný švih. Prevzaté z [24].

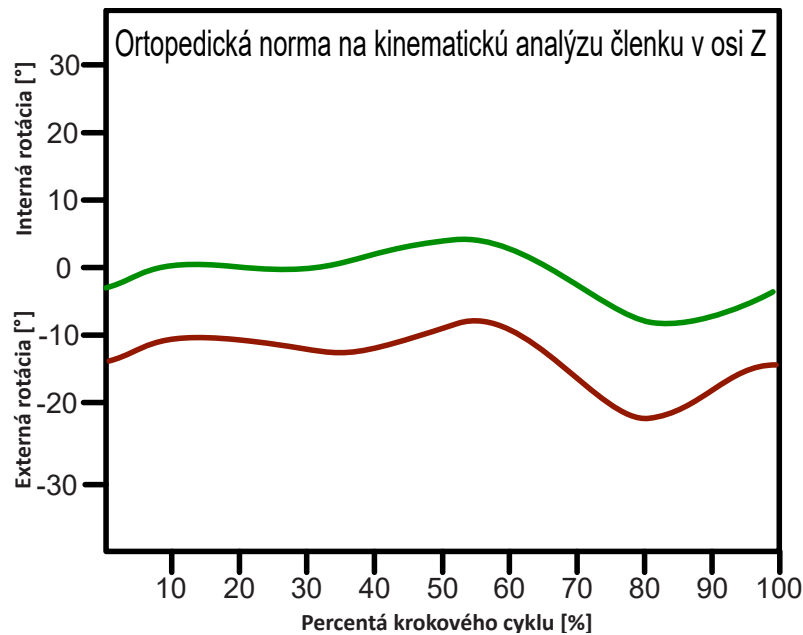
Krivky kinematiky členku v jednotlivých rovinách podľa noriem je možno vidieť v transverzálnej rovine na obrázku 2.12, v sagitálnej na obrázku 2.13 a vertikálnej na grafe 2.14.



Obr. 2.12: Ortopedická norma pre kinematiku kolenného kĺbu v osi x, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].



Obr. 2.13: Ortopedická norma pre kinematiku kolenného kĺbu v osi y, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].



Obr. 2.14: Ortopedická norma pre kinematiku kolenného kĺbu v osi z, hodnoty sú v norme, pokiaľ sa nachádzajú medzi červenou (spodná hranica) a zelenou (vrchná hranica) krivkou. Prevzaté z [37].

2.3 Komerčne dostupné možnosti merania krokového cyklu

2.3.1 Meranie pomocou akcelerometra - BiosignalsPlux

Akcelerometer BiosignalsPlux meria zrýchlenie v troch rozmeroch (osy x, y a z), pričom poskytuje neupravené dáta z každého rozmeru. Využíva MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), čo sú elektromechanické systémy o rozmeroch menších než 1mm. [27, 26]

Možno pomocou neho merať nie len fyzickú aktivitu, ale aj šoky a vibrácie, čo svedčí o jeho citlivosti. [26]

Tento akcelerometer slúži v mojej práci zároveň aj ako komerčne dostupný prístroj na referenčné merania.

2.3.2 Meranie pomocou gyroskopu

Gyroskop je prístroj využívajúci zákon zachovania momentu hybnosti. Na základe zistenia lineárneho pohybu z Coriolisovej sily je možné získať uhlovú rýchlosť, ktorú je možné využiť pri meraní pohybu a postavenia jednotlivých kĺbov počas chôdze.

Pripnutím gyroskopu na určitý kĺb je možné na základe zmeny uhlovej rýchlosti počas chôdze určiť o ktorú fázu cyklu sa jedná. [35]

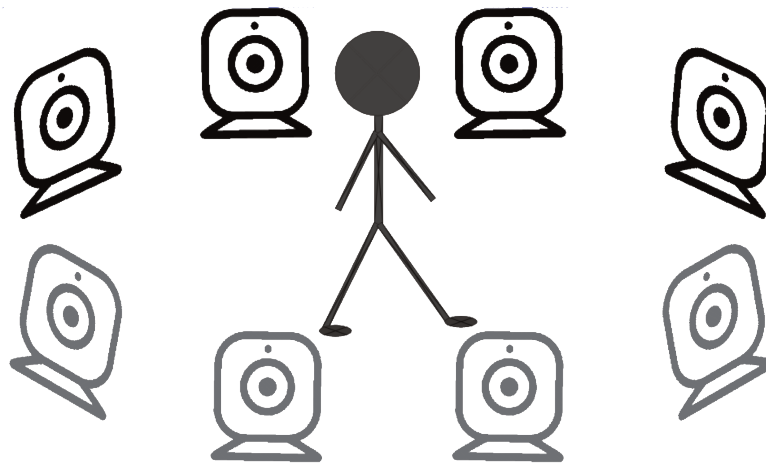
Väčšinou sa meranie pomocou gyroskopu dopĺňa o akcelerometer, aby boli získané všetky dáta potrebné na diagnostiku.

2.3.3 Meranie pomocou kamier

Pri meraní pomocou kamier je potrebné mať špeciálne zariadené laboratórium so systémom kamier. Tieto kamery zachytávajú pozíciu reflexných značiek umiestnených na tele, na základe čoho následne vytvoria 3D simuláciu. Na opísanie jedného kĺbu sú potrebné aspoň 3 reflexné značky umiestnené podľa centier kĺbu. Zároveň by mala každá značka byť viditeľná vždy minimálne dvoma kamerami počas celého merania. Pokiaľ táto podmienka nie je splnená, je potrebné mať systém schopný interpolovať dostupné výsledky. [33]

Umiestnenie markerov je presne definované, pričom posunutie markerov môže spôsobiť, že získané data nebude možné porovnať s datami od iných pacientov. Na ich presné umiestnenie je potrebný školený a skúsený personál. [33]

Na spracovanie merania touto metódou je potrebné poznať výšku a váhu pokusnej osoby, dĺžku oboch nôh (od bedrovej kosti cez koleno po spodnú časť tibie), šírky oboch kolien a šírky oboch členkov (v rámci možností merané pri stoji). [38]



Obr. 2.15: Znázornenie rozvrhnutia laboratória na meranie krokového cyklu kinematicky pomocou kamier. Prevzaté z [5].

2.3.4 Porovnanie popísaných možností

Vyššie uvedené možnosti sú porovnané na základe ich kľúčových vlastností počas klinického vyšetrenia v tabuľke 2.1.

	Gyroskop	Kamery	Akcelerometer
Nutnosť špeciálne zariadeného laboratória	Nie	Áno	Nie
Finančná náročnosť	Nie	Áno	Nie
Limit počtu po sebe idúcich cyklov	Nie	Áno	Nie
Možnosť merania ktoréhokoľvek kĺbu	Áno	Áno	Áno
Iné	*	-	-

Tab. 2.1: Tabuľka porovnania mnou vybraných troch možností merania krokového cyklu kinematicky. Pozitívne vlastnosti sú na základe kľúčových vlastností klinického vyšetrenia znázornené zelenou, negatívne červenou farbou. *väčšinou nutnosť pridania akcelerometra na získanie kompletných dát potrebných na diagnostiku

Možno usúdiť, že aj napriek tomu, že meranie pomocou kamier patrí medzi najpresnejšie vyšetrenia, nie je na ambulantné merania vhodné. Najväčšími negatívami je nutnosť špeciálne zariadeného laboratória, čo spôsobuje jeho vysokú cenu.

Meranie pomocou akcelerometra a gyroskopu sú vedúcimi prístrojmi, vhodnými na toto vyšetrenie z hľadiska pomeru cena a presnosť. Avšak pri meraní pomocou gyroskopu je väčšinou potrebné zabudovanie aj akcelerometra, aby boli získané úplné dáta potrebné na kinematickú analýzu.

Z mnou vybraných prístrojov je na klinickú analýzu najvhodnejšie meranie pomocou akcelerometra.

Časť I

Praktická časť

3 Návrh merania pomocou akcelerometra

Akcelerometer je prístroj na meranie zrýchlenia. Merané hodnoty prevádza na elektrický signál. Kvôli počiatočnému vyfiltrovaní tohto signálu sa predom definuje prah. Medzi výhody merania akcelerometrom je schopnosť rozoznať fyzickú aktivitu od pasívnej činnosti. Zároveň je možné vypočítať množstvo vydanéj energie. Ďalšou výhodou je možnosť použitia mimo špecializovaného pracoviska. [24, 17]

V tejto práci som použila dva typy akcelerometrov. Prvý, ADXL345 GY-291, ktorý bol aj porovnaný s komerčným prístrojom, bol používaný na pilotné merania kolenného kĺbu. Na rozšírenie o ďalšie dva kĺby mi bol poskytnutý iný akcelerometer, MPU6050. Dôvod zmeny akcelerometra bol vznik krízovej situácie a s tým spojený nedostatok súčiastok na sklade.

3.1 Raspberry Pi

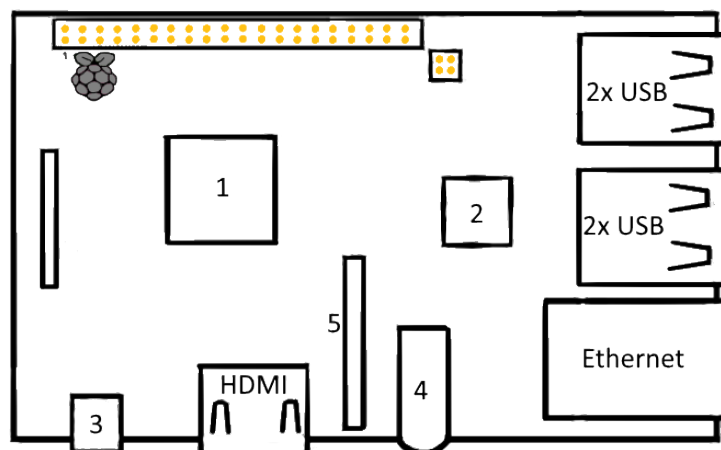
Raspberry Pi je finančne nenáročný počítač malých rozmerov, ktorý slúži na výuku programovania v rôznych jazykoch, ale aj na pomoc pri vytváraní hardvérov. Funguje na operačnom systéme Raspbian, ktorý je distribúciou operačného systému Linux. Umožňuje kontrolu elektronických komponentov a následné spracovanie ich výstupov. [29, 25, 32]

V čase písania tejto práce existujú celkovo štyri generácie týchto počítačov, líšiac sa rýchlosťou procesoru, RAM a inými parametrami. Na uskutočnenie môjho zadania budem používať Raspberry Pi 3 B+. [25]

3.1.1 Raspberry Pi 3 model B+

Vyšiel v roku 2017, pričom od predchádzajúceho modelu B sa líši rýchlejším procesorom (1,4 GHz) a trikrát rýchlejším ethernetom, pričom zároveň je možné cez neho napájať. Medzi ďalšie jeho výhody patrí možnosť bootovania ¹ cez internet alebo USB. [28, 19]

¹zavedenia jadra operačného systému pri spustení počítača [42]



Obr. 3.1: Schéma uloženia konektorov v Raspberry Pi 3 B+, 1 - procesor Broadcom BCM2837, 2 - USB a ethernet kontrolér LAN7515, 3 - napájanie micro USB, 4 - 3.5mm Jack, 5 - Display. Prevzaté z [31].

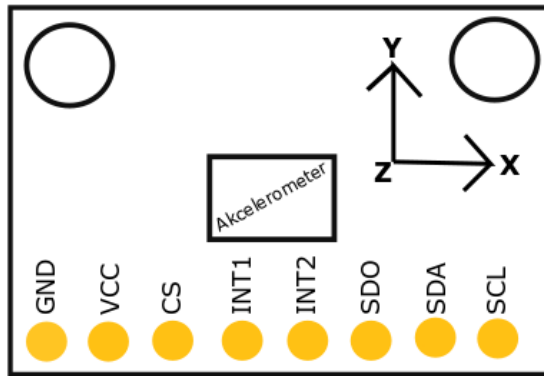
3.1.2 I²C

I²C (angl. Inter-Integrated Circuit) je zbernica zahrnutá v Raspberry Pi. Je populárna predovšetkým vďaka jednoduchému ovládaniu. Ďalšou výhodou je potreba použitia len dvoch vodičov, ktoré je nutné na jej používanie pripojiť na SCL (serial clock - čas) a SDA (sériové data). [11]

Vzhľadom k tomu, že na Raspberry Pi je táto zbernica z prvého nastavenia zakázaná, je potrebné ju v prvom rade povoliť. To je možné urobiť cez terminál podľa postupu uvedeného na stránke [3].

3.2 Akcelerometer ADXL345 GY-291

ADXL345 GY-291 je akcelerometer schopný komunikovať s I²C zbernicou. Vzhľadom k jeho veľkosti je vhodný na mobilné použitie, ako napríklad aj na meranie kinematiky kĺbov končatín. Jeho výstupom sú 3 individuálne krivky pre jednotlivé osi x, y, z. Vzhľadom k tomu, že je možné zaznamenať zmeny o veľkosti 1° možno potvrdiť jeho vysokú citlivosť. [2]



Obr. 3.2: Schéma akcelerometra ADXL345 GY-291 vrátane zaznačenia jednotlivých vstupov a výstupov, GND - uzemnenie, VCC - vstup 5V, CS - výber čipu, INT1 a INT2 - prerušenie výstupu 1 alebo 2, SDO - alternatíva k I²C, SDA- sériovo data do I²C, SCL- čas.

3.2.1 Zapojenie tohto akcelerometra k Raspberry Pi 3 B+

Akcelerometer je pripojený k RPi (Raspberry Pi) na zbernicu I²C pomocou pinu SDA (tretí pin na Raspberry Pi 3 B+). To zabezpečí opakované ukladanie jeho aktuálnych hodnôt. Zapojenie pinu SCL akcelerometra k piatemu pinu RPi zabezpečí prepojenie času. [34, 6]

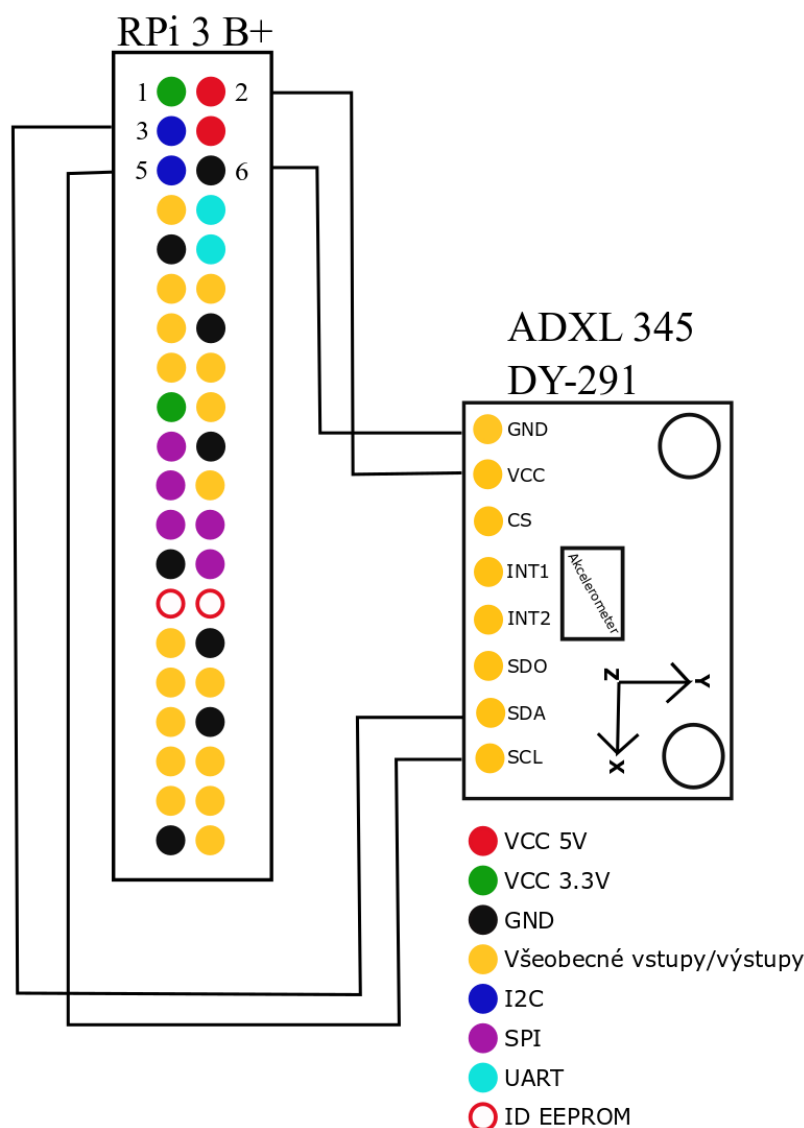
Schému prepojenia akcelerometra ADXL345 DY-291 s Raspberry Pi 3 B+ možno vidieť na obrázku 3.3.

Aby bolo možné akcelerometer používať, je potrebné napísať kód, ktorý umožní čítanie jeho dát. Na jeho realizáciu je potrebné nainštalovať knižnice uvedené na nasledovnom výpise. [6]

```
import time
import board
import busio
import adafruit_adxl34x

i2c = busio.I2C(board.SCL, board.SDA)
accelerometer = adafruit_adxl34x.ADXL345(i2c)
```

Na softvérové spracovanie - načítanie a uloženie dát z akcelerometra v zbernici I²C a následné zobrazenie nameraných dát a ich filtrácia sú robené v jazyku Python (Python 3.7.3).



Obr. 3.3: Schéma zapojenia akcelerometra k Raspberry Pi 3 B+. Prevzaté z [30].

3.3 Akcelerometer MPU6050 GY-521

MPU6050 GY-521 je takisto schopný komunikovať s I²C zbernicou. Je na svete prvým zariadením, ktoré má integrovaných 6 osí - 3 osi z gyroskopu a 3 z akcelerometra. Jeho výstupom sú hodnoty z 3 osí (x,y,z) a vzhľadom k jeho vysokej citlivosti je vhodný aj na meranie kinematiky kĺbov končatín. [12]

3.3.1 Zapojenie akcelerometrov tohto typu k Raspberry Pi 3 B+

Aby bolo možné zapojenie viac ako jedného zariadenia k zbernici I²C na Raspberry Pi, je potrebné predtým vytvoriť nový SCL a SDA vstup z GPIO (všeobecných

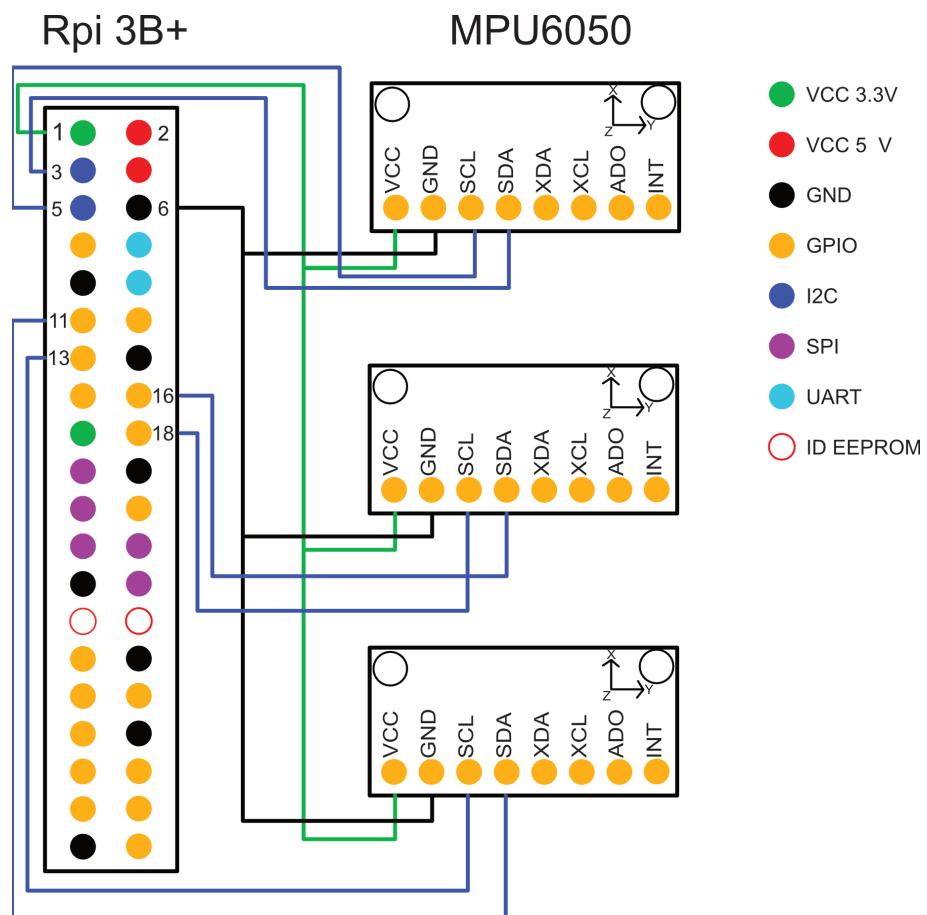
vstupov a výstupov) pinov. V tomto prípade bolo potrebné pridať dva z každého. Definovanie a zmenu týchto pinov možno urobiť v termináli Raspberry Pi následovnými príkazmi:

```
cd /boot  
sudo nano config.txt
```

V tomto konfiguračnom súbore je potrebné pridať pod miesto, kde je povolená I²C zbernica, následovné nastavenie:

```
dtoverlay=i2c-gpio,bus=4,i2c_gpio_delay_us=1,i2c_gpio_sda=23,i2c_gpio_scl=24  
dtoverlay=i2c-gpio,bus=3,i2c_gpio_delay_us=1,i2c_gpio_sda=17,i2c_gpio_scl=27
```

Týmito príkazmi bolo definované v prípade prvého riadku, že pre zbernicu 4 bude na GPIO-23 (16. pin na Raspberry Pi) SDA a SCL na GPIO-24 (18. pin na Raspberry Pi). V prípade druhého riadku sa definujú tieto vstupy pre zbernicu 3 a to tak, že SDA bude na GPIO-17 (11. pin na RPi) a SCL bude na GPIO-27, čo je 13. pin mikropočítača.



Obr. 3.4: Schéma zapojenia 3 akcelerometrov k Raspberry Pi 3 B+. Prevzaté z [30]

4 Pilotné merania

Pilotné merania boli robené v rovnaký deň, na rovnakom mieste, aby sa čo najviac zabránilo možným vplyvom prostredia. Bolo uskutočnené na rovnom povrchu bez prekážok. Všetkých 10 pokusných osôb bolo mužského pohlavia so sedavým zamestnaním vo vekovom rozmedzí 20-30 rokov.

Pohlavie ani zamestnanie by nemalo mať vplyv na výsledky, avšak pri meraní vychádzam z predpokladu, že mladí ľudia nemajú zdravotné problémy s chôdzou. Tieto poruchy sa častejšie vyskytujú u starších osôb.

Každá osoba bola zmeraná mnou vytvorenými prístrojmi a následne komerčne dostupným prístrojom Biosignals Flux. Oba prístroje boli umiestnené na kolenný kĺb rovnakej končatiny, aby sa zabránilo prípadným odlišnostiam.

Akcelerometre ADXL a Biosignals Flux boli umiestnené na centrum kolenného kĺbu pomocou Sorimex elektród. Toto miesto je možné nájsť nahmataním spodnej časti jabĺčka. Na tejto úrovni je možné ucítiť priehlbínu, kde nasadá spodok femuru na vrch tibiae a fibule. Tento bod je vhodný na umiestnenie akcelerometra. Pre lepšiu predstavu je oblasť v ktorej sa bod nachádza znázornený na obrázku 5.1 s číslom 2, pričom čierna čiara znázorňuje spodnú líniu patelly.

Vzhľadom k nedostatku množstva elektród bolo nutné pri meraní pomocou MPU6050 použiť na pripevnenie akcelerometrov pomocou kobercovej pásky. Toto meranie bolo uskutočnené neskôr než merania predchádzajúcimi senzormi. Na meranie kinematiky bedrového kĺbu je potrebné nájsť hlavicu stehennej kosti, čo je možné dosiahnuť nahmataním miesta styku stehennej kosti s panvou na rovinke, ktorá sa nachádza v červenej oblasti s číslom 1 na obrázku 5.1. Umiestnenie senzoru na členok je najjednoduchšie, vzhľadom k tomu, že sa používa spodná časť fibule, ktorá je ľahko hmatateľná aj viditeľná. Obrázok 5.1 ju vyznačuje v oblasti s číslom 3.

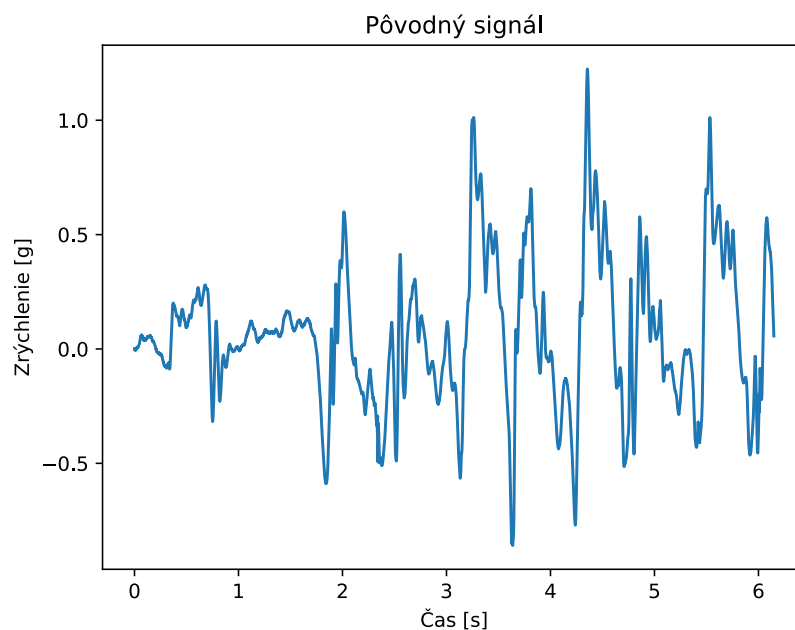
4.1 Meranie komerčným prístrojom

Umiestnenie mnou navrhnutého prístroja je možno vidieť na obrázku 4.1.



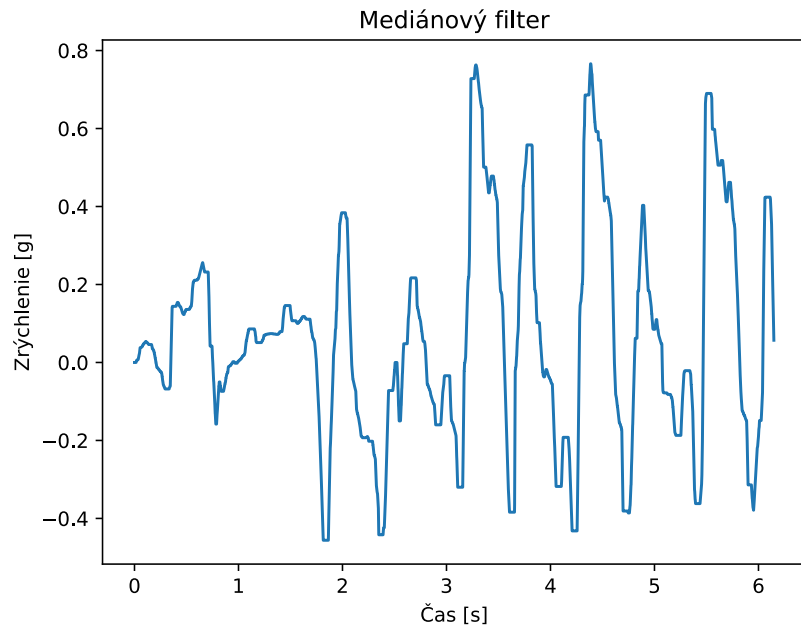
Obr. 4.1: Zobrazenie umiestnenia akcelerometra Biosignals Plux pri meraní kolenného kĺbu

Prístroj BiosignalsPlux je pomocou bluetooth prepojený s aplikáciou Open Signals cez ktorú je možno vidieť priebeh merania v reálnom čase. Z tejto aplikácie sú následne získané surové data. Tie boli prevedené z mV na mnou požadované jednotky G ($1G = 9.80665 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$). Zobrazenie takto upravených dát (ktoré sú zároveň rovnako spracovávané aj aplikáciou Open Signals) je možno vidieť na obrázku 4.2.

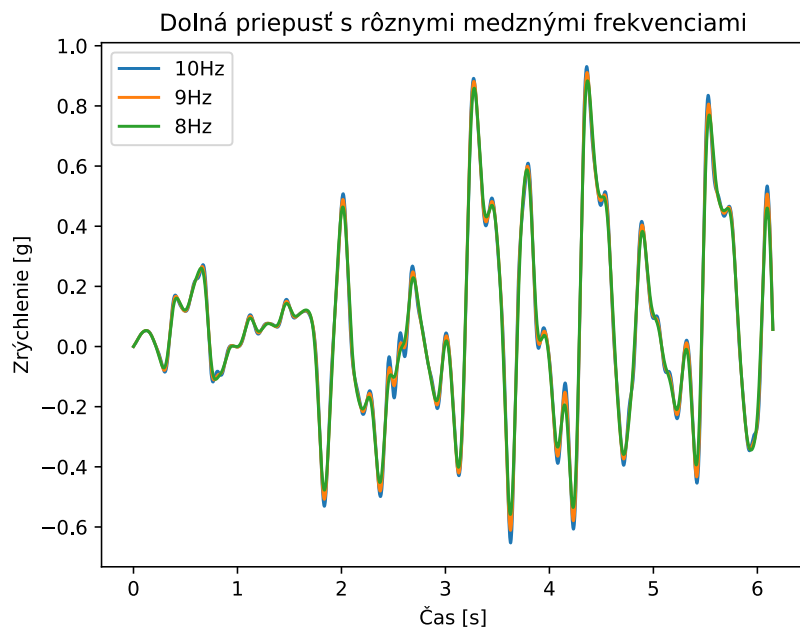


Obr. 4.2: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi x na čase z prístroja Biosignals Plux

Na odstránenie nežiadúceho šumu a tým jednoduchšiemu odčítaniu amplitúdy som si vybrala filtráciu dvoma spôsobmi. Prvým spôsobom je filtrácia mediánovým filtrom. Výsledok je zobrazený na obrázkoch 4.3, 4.7. Vzhľadom k tomu, že užitočný signál sa pohybuje v nízkych frekvenciách, druhým filtrom je dolná priepusť, ktorú možno vidieť na obrázkoch 4.4, 4.8.



Obr. 4.3: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi x na čase z prístroja Biosignals Flux upravený mediánovým filtrom.



Obr. 4.4: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi x na čase z prístroja Bio-signals Flux upravený filtrom dolná priepuť.

4.2 Meranie akcelerometrom ADXL345 GY-291

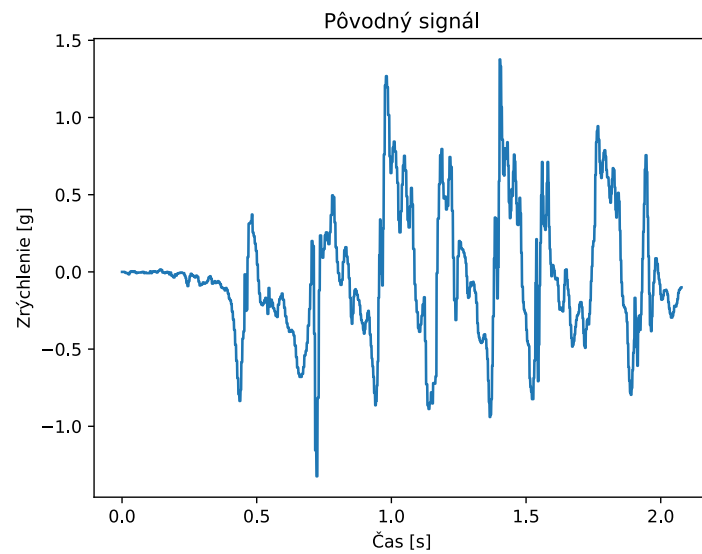
Umiestnenie mnou navrhnutého prístroja je možno vidieť na obrázku 4.5.



Obr. 4.5: Zobrazenie umiestnenia akcelerometra ADXL345 pri meraní kolenného kĺbu pomocou mnou navrhnutého prístroja.

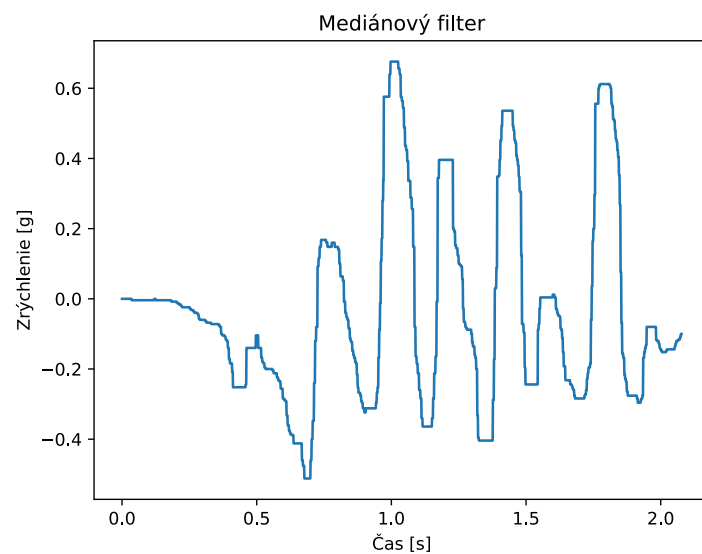
Namerané dáta sú ukladané v .csv formáte. Nasleduje prevod jednotiek z $m*s^{-2}$

na G.

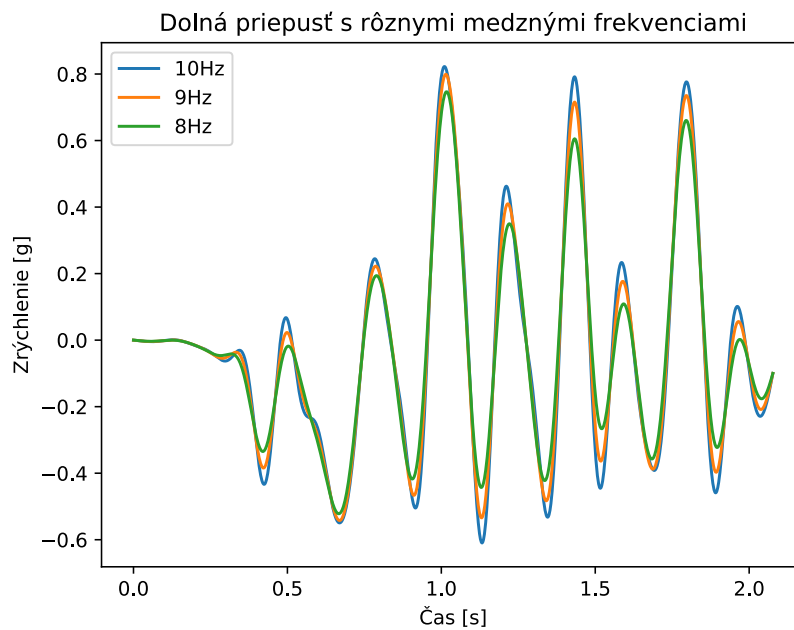


Obr. 4.6: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi X na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom ADXL-345 GY-291.

Ďalším krokom je filtrácia dvoma mnou vybranými spôsobmi.



Obr. 4.7: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi x na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom ADXL-345 GY-291 upravený mediánovým filtrom.



Obr. 4.8: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi x na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom ADXL-345 GY-291 upravený filtrom dolná priepuť.

4.3 Meranie akcelerometrom MPU6050 GY-521

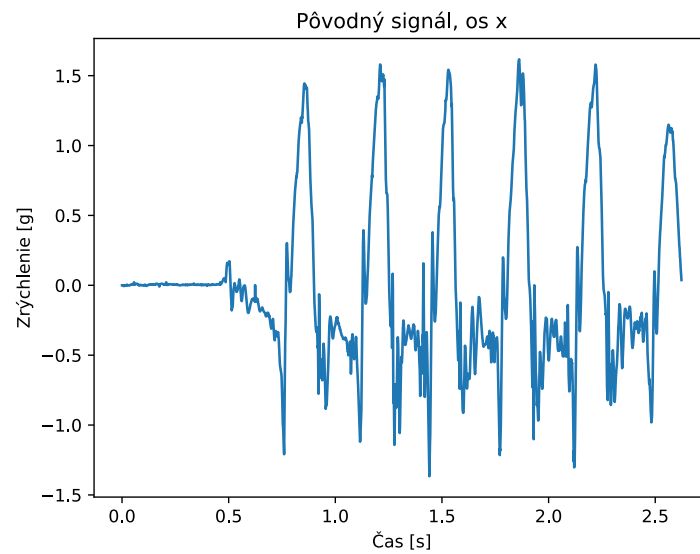
Umiestnenie akcelerometra MPU6050 ku kolennému kĺbu je možné vidieť na obrázku 4.9



Obr. 4.9: Zobrazenie umiestnenia akcelerometra MPU6050 pri meraní kolenného kĺbu pomocou mnou navrhnutého prístroja.

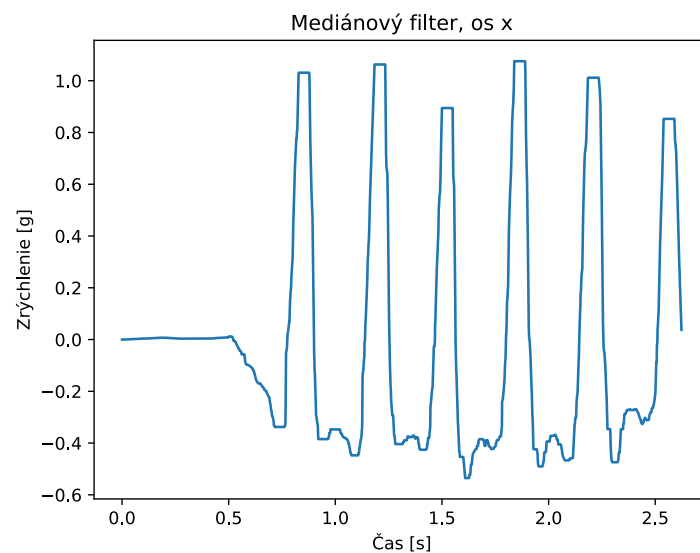
Namerané dáta sú ukladané v .csv formáte, pričom dáta získané z akcelerometra

sú priamo uvádzané v jednotkách gravitačného zrýchlenia. Prepočet na správne hodnoty v tomto prípade teda nie je potrebný.

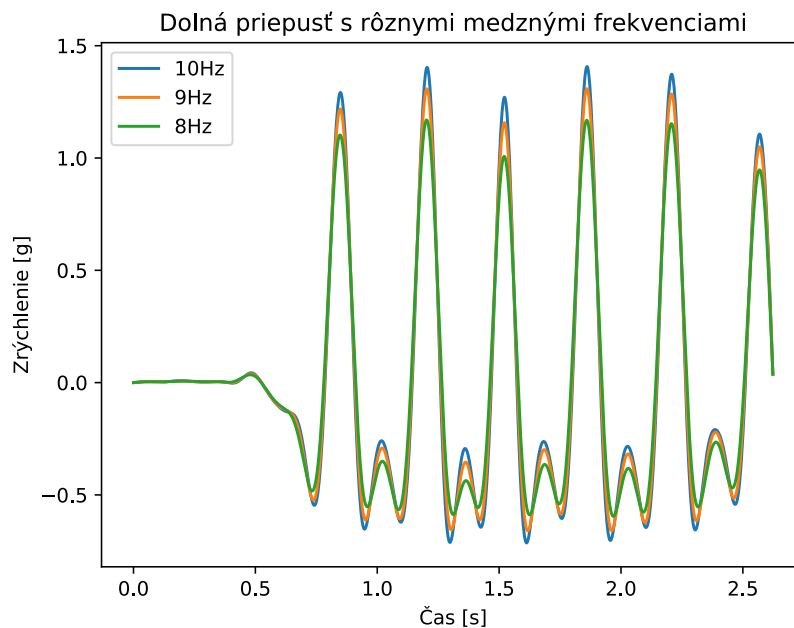


Obr. 4.10: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi X na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom MPU6050.

Následuje filtrácia dvoma vybranými spôsobmi.



Obr. 4.11: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi X na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom MPU6050 upravený mediánovým filtrom.



Obr. 4.12: Graf závislosti zrýchlenia kolenného kĺbu v osi X na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom MPU6050 upravený filtrom dolná prepusť.

4.4 Analýza a porovnanie pilotných meraní

Po porovnaní vyfiltrovaného výstupu z komerčne dostupného signálu, zobrazeného na obrázku 4.4 a výstupu z môjho zariadenia zahŕňajúceho akcelerometer ADXL-345, viditeľného na obrázku 4.8, je možné usúdiť, že si sú tieto signály podobné a tým je možné považovať akcelerometer Biosignals Flux za referenčný.

Vzhľadom k zmene používaného akcelerometra je vhodné porovnanie výsledkov z nového akcelerometra so starým a zároveň aj s komerčným prístrojom. Z grafu 4.12 možno na základe veľkostí amplitúd potvrdiť podobnosť so signálom znázornením na grafe 4.4. Vzhľadom k obdobnej závislosti s obrázkom 4.8 možno takisto potvrdiť podobnosť výsledkov.

Kvôli núdzovému stavu nebolo možné používať BiosignalsPlux ako referenčný, preto ďalšia analýza bude len v podobe porovnávania výsledkov z akcelerometra MPU6050 s ortopedickými normami.

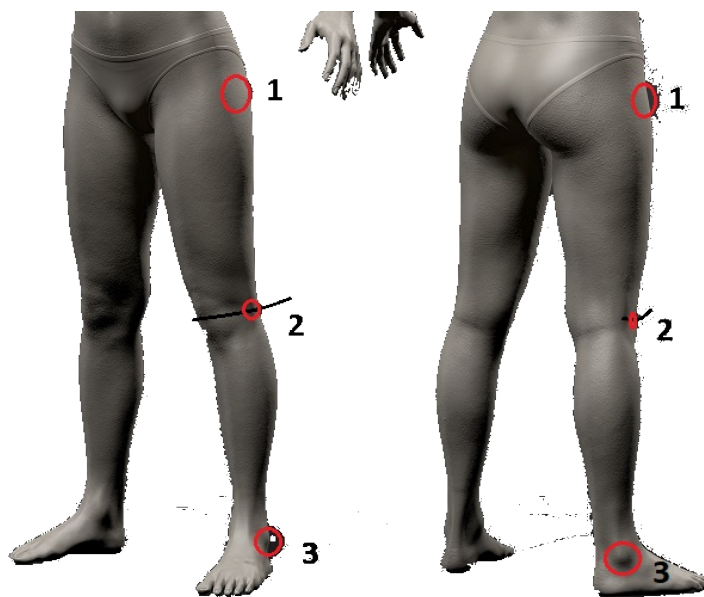
Z uvedených dát vyplýva, že úprava mediánovým filtrom (zobrazená na obrázkoch 4.3, 4.7 a 4.11) zanechala prijateľnú výšku amplitúdy, ale neodstránila nežiadúce zašumené oblasti. Úprava dolnou priepustou zanecháva uhladenejší signál, pričom amplitúda je zhruba rovnaká ako pri úprave mediánovým filtrom. Z mnou vybraných medzných frekvencií sa zdala najvhodnejšia frekvencia 9Hz. Táto frek-

vencia je kompromis medzi dostatočnou výškou amplitúdy a dostatočným utlmením šumu.

5 Meranie zostrojeným prístrojom s troma akcelerometrami MPU6050 naraz

Merania troch kĺbov dolnej končatiny sa zúčastnilo 11 osôb. Všetky pokusné osoby boli merané na rovnakej trase, čím bolo zabránené prípadnej odchylke v meraní. Probandov tvorilo 9 mužov a 2 ženy, pričom všetci boli vo veku od 20 do 30 rokov. Osoby boli dopredu oboznámené s priebehom merania a mali oblečené voľné krátke nohavice, aby im prípadná tesnosť odevu neovplyvňovala chôdzu. Po upevnení senzorov na príslušné miesta, znázornené na obrázku 5.1, boli osoby vyzvané, aby sa pár minút prechádzali a tým si zvykli na pripevnené akcelerometre. Počas merania nikto nemal obuté šľapky ani inú obuv, dovolené boli len ponožky, prípadne bosé nohy, aby rôznorodosť obuvi neovplyvňovala výsledky. Aby mikropočítač neprekážal meraným subjektom, bol pripevnený aj s napájaním k nastaviteľnému opasku.

Meranie bolo spúšťané bezdrôtovo, pomocou wifi prepojenia medzi Raspberry Pi a počítačom. Sedem z pokusných osôb bolo počas merania aj filmovaných pomocou mobilného telefónu, aby bolo možné následne zo získaných dát získať priemerný krokový cyklus danej osoby v jednotlivých osiach kĺbov.



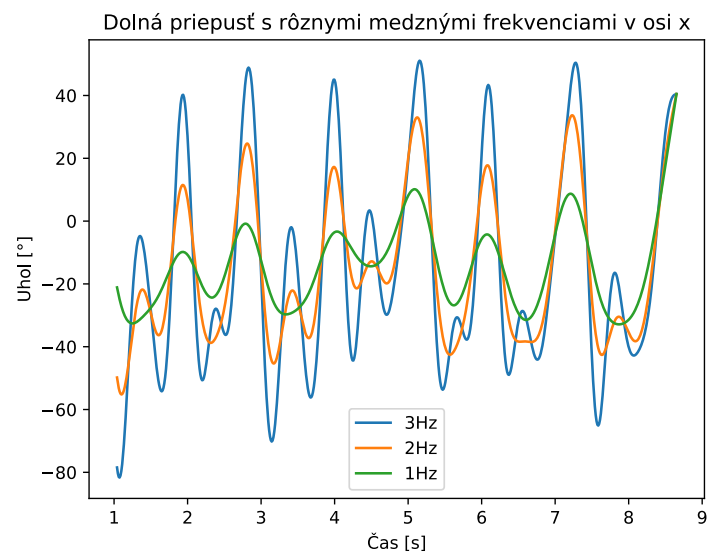
Obr. 5.1: Zobrazenie umiestnenia akcelerometrov MPU6050 pri meraní členku, bedrového a kolenného kĺbu. Prevzaté z [1].

Dáta z týchto akcelerometrov boli porovnávané s ortopedickými normami, ktoré možno nájsť v kapitole 2.2. Získané hodnoty boli prevádzané na stupne. Vzorec

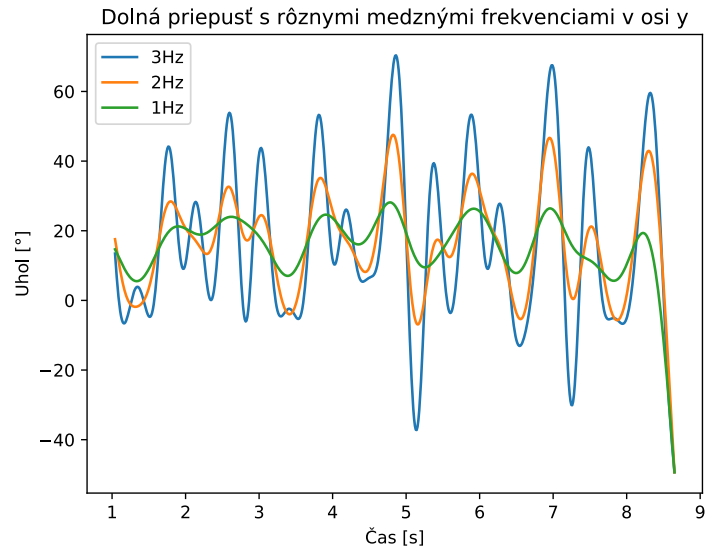
na tento prepočet bol získaný z [15], kde bol použitý rovnaký akcelerometer, teda MPU6050.

5.1 Výsledky meraní

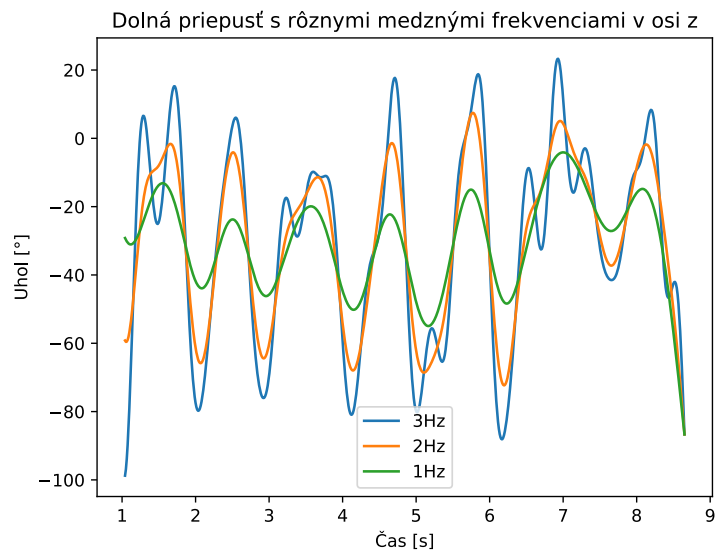
Vzhľadom k prevodu na iné jednotky, než boli prevádzané predchádzajúce dáta, bolo potrebné upraviť medzné frekvencie pri filtrovaní dolnou prepustou. Na základe grafov 5.2, 5.3 a 5.4 možno vidieť, že vybraná medzná frekvencia $f = 2\text{Hz}$ poskytuje dostatočne vysokú amplitúdu, a zároveň dostatočne hladký priebeh signálu.



Obr. 5.2: Graf závislosti zmeny uhlu kolenného kĺbu počas chôdze v osi x na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom MPU6050 upravený filtrom dolná prepust'.



Obr. 5.3: Graf závislosti zmeny uhlu kolenného kĺbu počas chôdze v osi y na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom MPU6050 upravený filtrom dolná prepust.



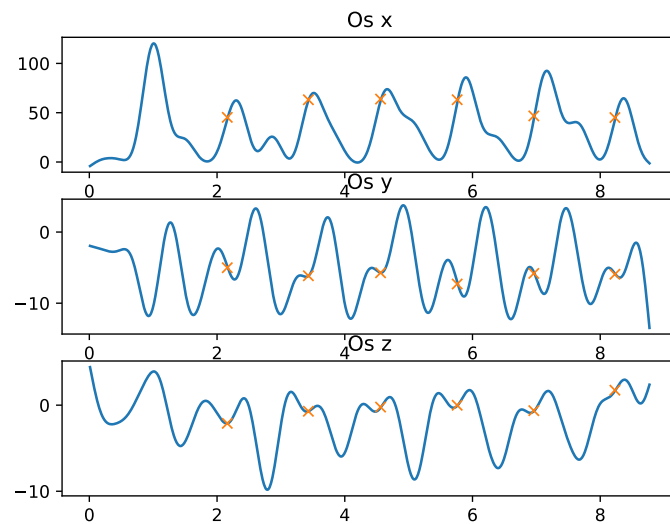
Obr. 5.4: Graf závislosti zmeny uhlu kolenného kĺbu počas chôdze v osi z na čase z mnou navrhnutého prístroja s akcelerometrom MPU6050 upravený filtrom dolná prepust.

Aby bolo možné dáta porovnať s normami, bolo potrebné namerané hodnoty nastrihať na jednotlivé krokové cykly a následne zobrazit ich priemerný výsledok.

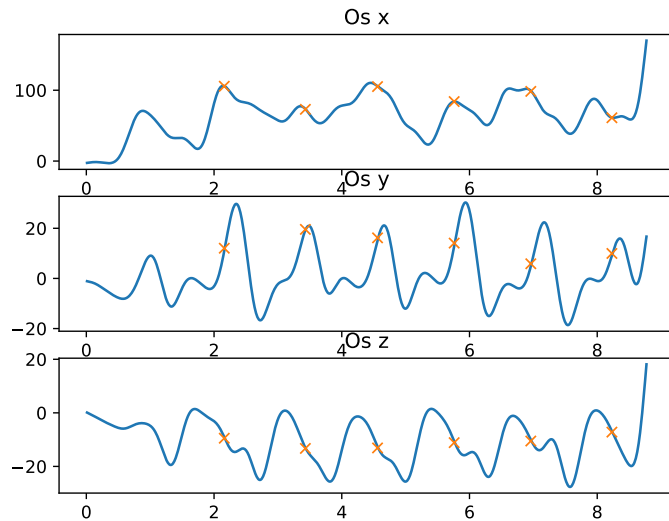
Toto rozkúskovanie bolo vykonávané dvoma spôsobmi - manuálne a automaticky.

Manuálne spracovanie bolo vykonané pomocou videí, ktoré boli natáčané počas každého merania. Na základe znalosti času vytvorenia videa a jeho dĺžky bolo možné určiť presný čas zahájenia filmovania s presnosťou na jednotky milisekúnd. Po uložení dát získaných z akcelerometrov bol k názvu súboru pripísaný aj čas spustenia merania na Raspberry Pi. Tento čas, bohužiaľ, mal najmenšiu známu jednotku sekundu. Vzhľadom k tomu, že priemerný krokový cyklus trvá zhruba 1 s, neznalosť času spustenia merania s presnosťou na ms mohol spôsobiť veľkú nepresnosť pri určovaní začiatku krokového cyklu.

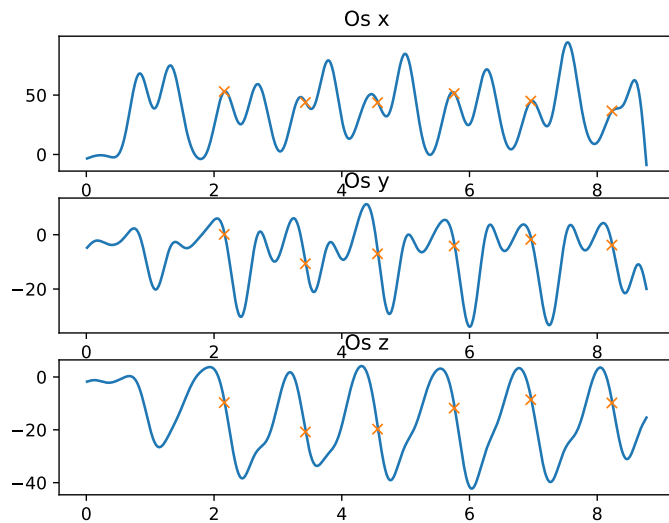
Príklad miest pri manuálnom získavaní jednotlivých cyklov možno vidieť pre bedrový kĺb na obrázku 5.5, kolenný kĺb na obrázku 5.6 a pre členok na obrázku 5.7.



Obr. 5.5: Graf priebehov kinematiky bedrového kĺbu v osiach x, y, z. Žlté X vyznačujú miesta, kde bol na základe videa určený začiatok krokového cyklu.



Obr. 5.6: Graf priebehov kinematiky kolenného kĺbu v osiach x, y, z. Žlté X vyznačujú miesta, kde bol na základe videa určený začiatok krokového cyklu.

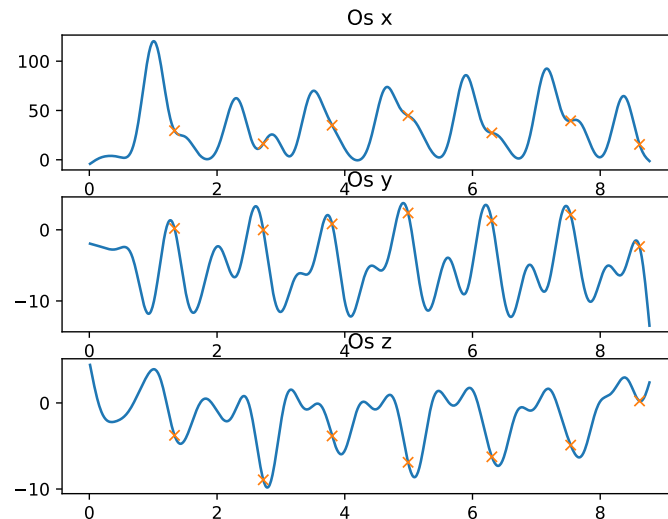


Obr. 5.7: Graf priebehov kinematiky členku v osiach x, y, z. Žlté X vyznačujú miesta, kde bol na základe videa určený začiatok krokového cyklu.

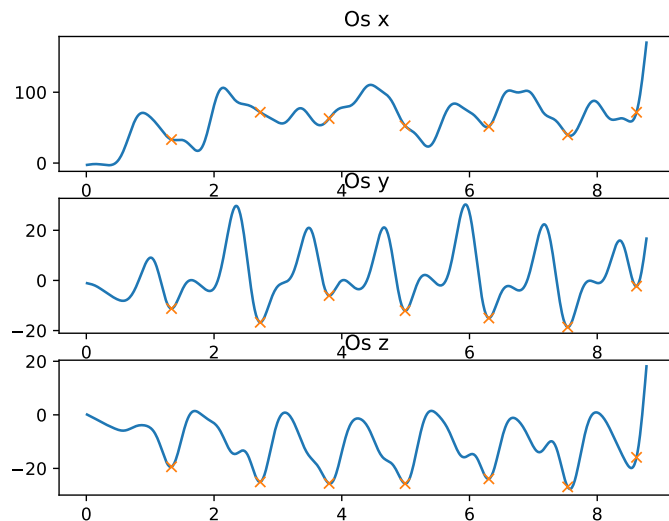
Automatické spracovanie bolo uskutočnené pomocou detekcie lokálnych miním v osi y kolenného kĺbu. Toto miesto bolo určené na základe podobnosti výslednej

krivky s normami a po prediskutovaní miesta začiatku korkového cyklu v name-
 raných dátach s konzultantkou. Na určenie tohto cyklu bolo možné vybrať bod v
 dátach z ktoréhokoľvek kĺbu ľubovoľnej osi, avšak miesto vybrané mnou bolo najv-
 hodnejšie pre určenie cyklu aj u menej výrazných kriviek.

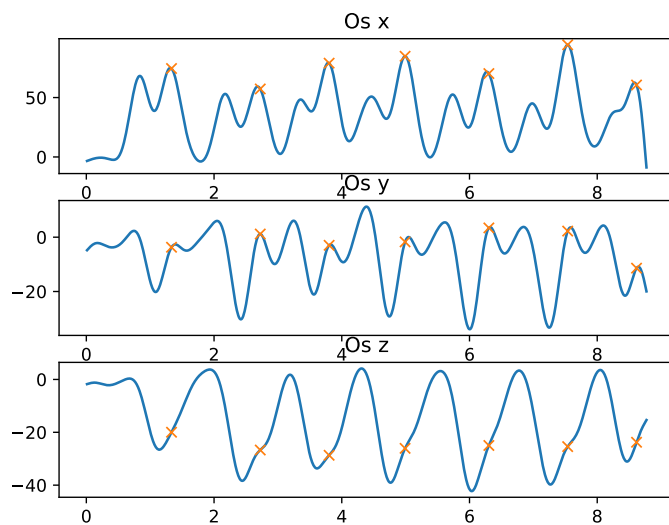
Príklad počiatkových bodov pri automatizovanom získavaní jednotlivých cyklov
 možno vidieť pre bedrový kĺb na obrázku 5.8, kolenný kĺb na obrázku 5.9 a pre
 členok na obrázku 5.10.



Obr. 5.8: Graf priebehov kinematiky bedrového kĺbu v osiach x, y, z. Žlté X vyzna-
 čujú miesta, kde bol určený začiatok krokového cyklu.



Obr. 5.9: Graf priebehov kinematiky kolenného kĺbu v osiach x, y, z. Žlté X vyznačujú miesta, kde bol určený začiatok krokového cyklu.



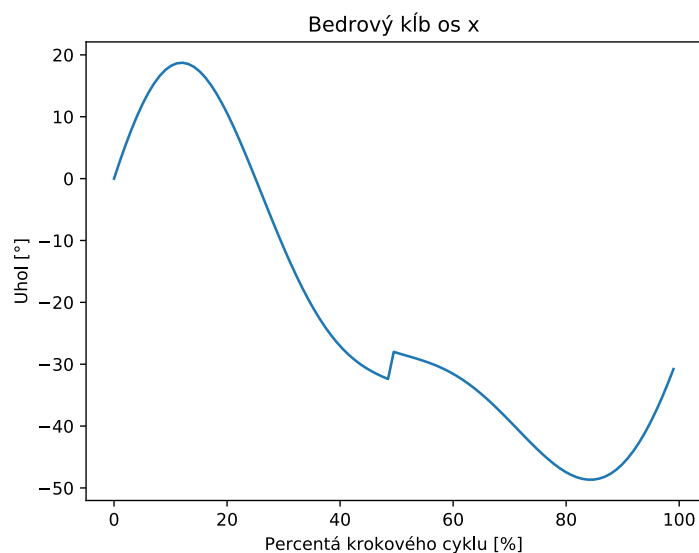
Obr. 5.10: Graf priebehov kinematiky členku v osiach x, y, z. Žlté X vyznačujú miesta, kde bol určený začiatok krokového cyklu.

5.2 Porovnanie získaných výsledkov s ortopedickými normami

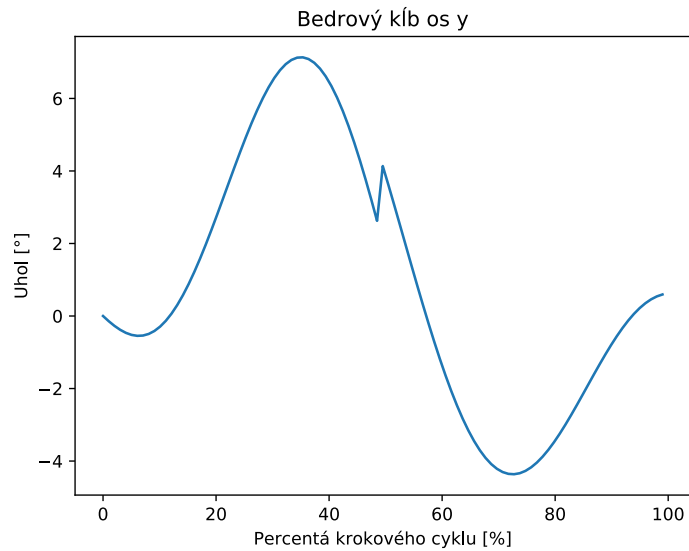
Ako už bolo spomínané, získané cykly boli pre dané meranie spriemerované do jedného krokového cyklu v každej osi pre daný kĺb dvoma spôsobmi.

5.2.1 Výsledky získané manuálnym určením krokového cyklu

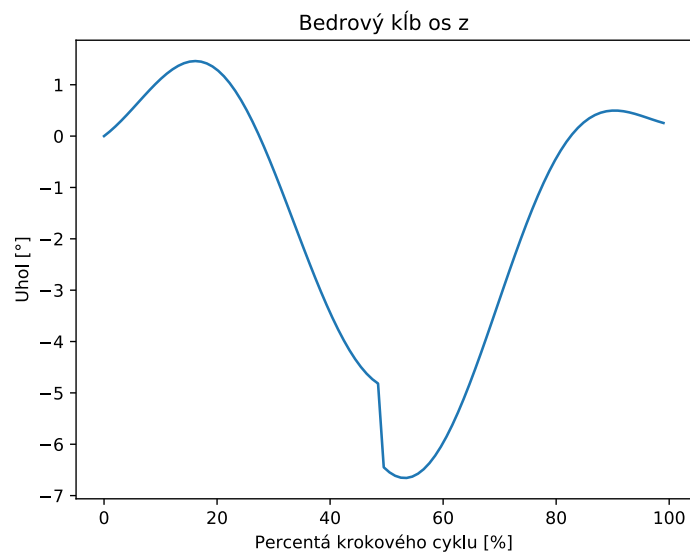
Príklad priemernej získanej krivky manuálnym strihaním je možné vidieť na obrázku 5.11 pre os x, 5.12 pre y a na 5.13 pre os z bedrového kĺbu. Určenie bodu za začiatok krokového cyklu možno vidieť na výseku videa jedného krokového cyklu, natáčaného počas merania v prílohe B v zložke Data/Spracovanie_Dat, pričom začiatok a koniec krokového cyklu sú zvýraznené spomaleným záberom na týchto úsekoch.



Obr. 5.11: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi x bedrového kĺbu.



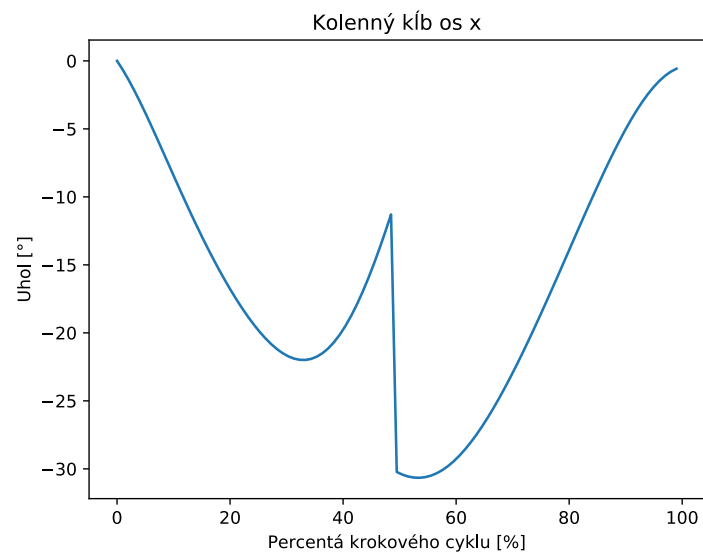
Obr. 5.12: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi y bedrového kĺbu.



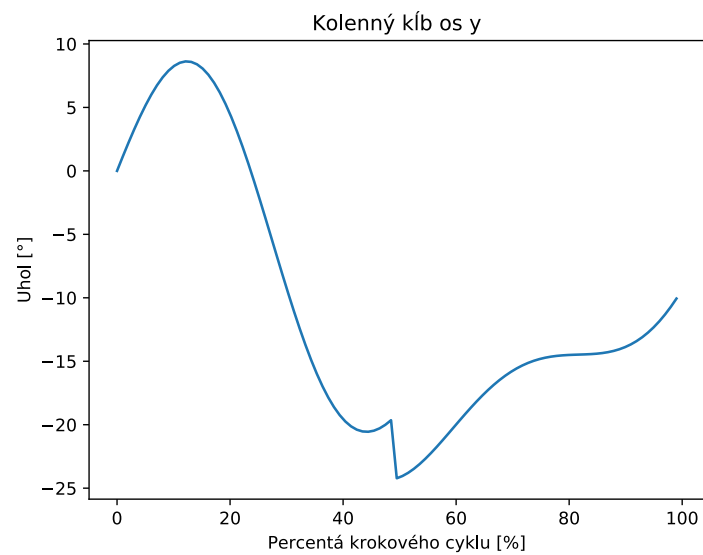
Obr. 5.13: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi z bedrového kĺbu.

Keď tieto krivky porovnáme s normami, možno usúdiť, že hodnoty z grafu 5.11 nespádajú do noriem na grafe 2.4. Naopak, hodnoty v osiach y (obrázok 5.12) a z (obrázok 5.13) do rozsahu udávaného normami spadajú (priateľné medze pre os y 2.5 a pre z 2.6).

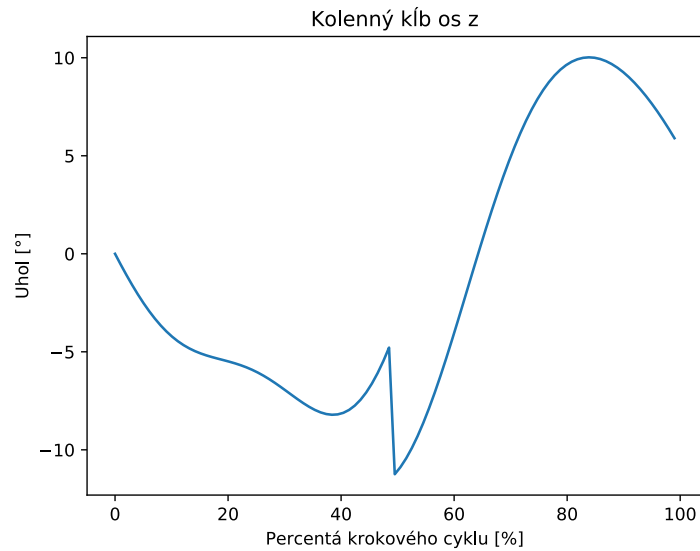
Obdobne na grafoch 5.14, 5.15 a 5.16 možno vidieť priemerný výsledok pre jednotlivé osi pri meraní kinematiky kolenného kĺbu.



Obr. 5.14: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi x kolenného kĺbu.



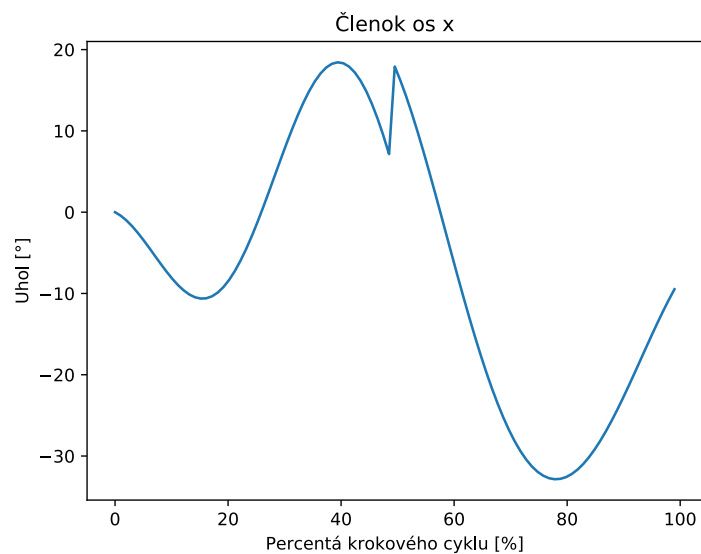
Obr. 5.15: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi y kolenného kĺbu.



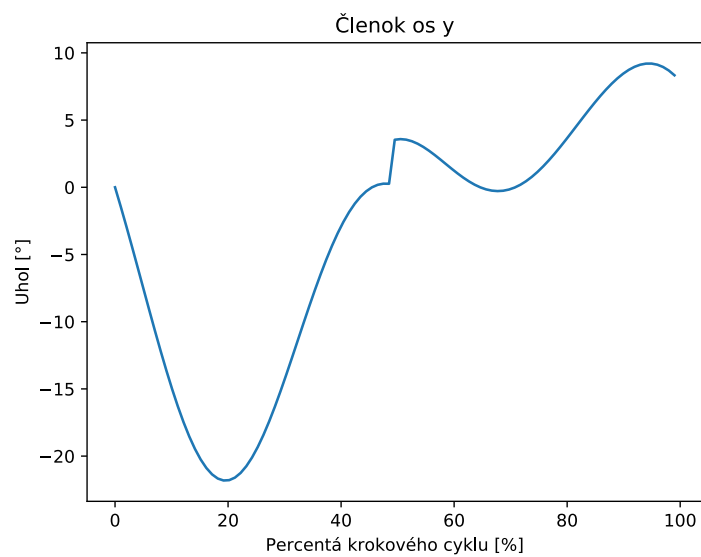
Obr. 5.16: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi z kolenného kĺbu.

Po porovnaní s normami, možno usúdiť, že hodnoty ani jedného z grafov 5.14, 5.15 a 5.16 nespádajú do rozsahu určeného normami zobrazených na obrázkoch 2.8, 2.9, 2.10.

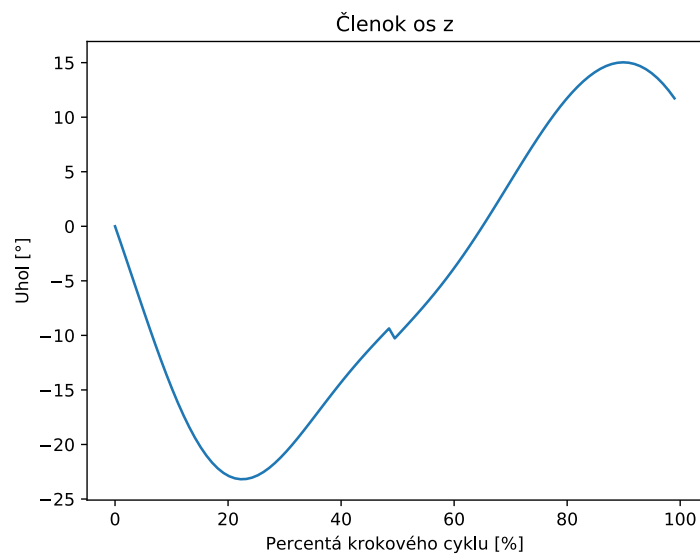
Výsledné grafy pre zmenu uhlu členku počas krokového cyklu majú bohužiaľ rovnaké výsledky ako hodnoty z kolenného kĺbu. Je to možné vidieť po porovnaní nameraných hodnôt v osi x z obrázku 5.17 s normami na grafe 2.12, v osi y z grafu 5.18 s rozsahom na normách 2.13 a v osi z zobrazenej na obrázku 5.19 s normami uvedenými na grafe 2.14.



Obr. 5.17: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi x článku.



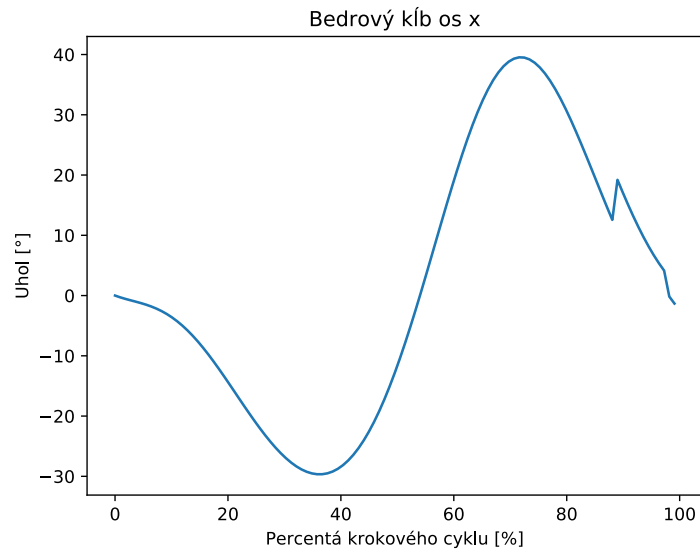
Obr. 5.18: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi y článku.



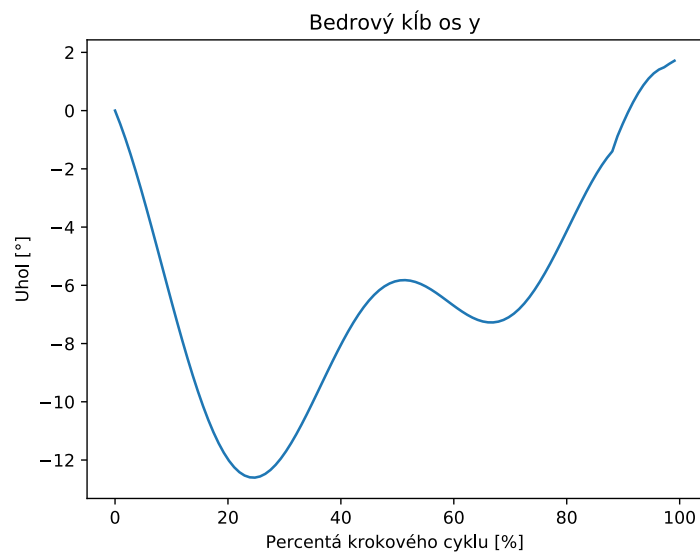
Obr. 5.19: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného manuálnym strihaním v osi z členku.

5.2.2 Výsledky získané automatizovaným určením krokového cyklu

Príklad priemernej získanej krivky automatického strihania je možné vidieť pre osi bedrového kĺbu na obrázkoch 5.20, 5.21 a 5.22. Normy, ku ktorým sa vzťahujú tieto grafy sú pre všetky kĺby rovnaké, ako boli pri manuálnom strihaní. Nebudem ich preto znovu uvádzať.

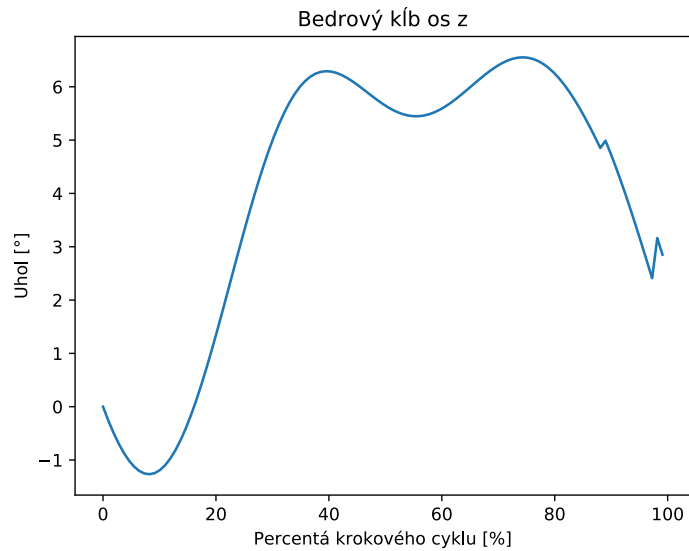


Obr. 5.20: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi x bedrového klbu.



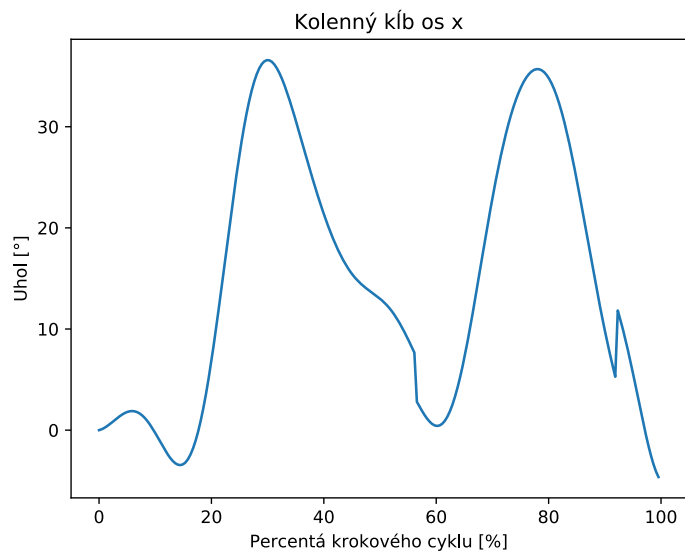
Obr. 5.21: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi y bedrového klbu.

Keď tieto krivky porovnáme s normami, možno usúdiť, že hodnoty z grafu 5.20 nespádajú do noriem, rovnako ako tomu bolo pri manuálnom strihaní. Hodnoty v osiach y (obrázok 5.21) a z (obrázok 5.22) do nich spadajú. Pre bedrový klb boli teda v tomto prípade dosiahnuté rovnaké výsledky.

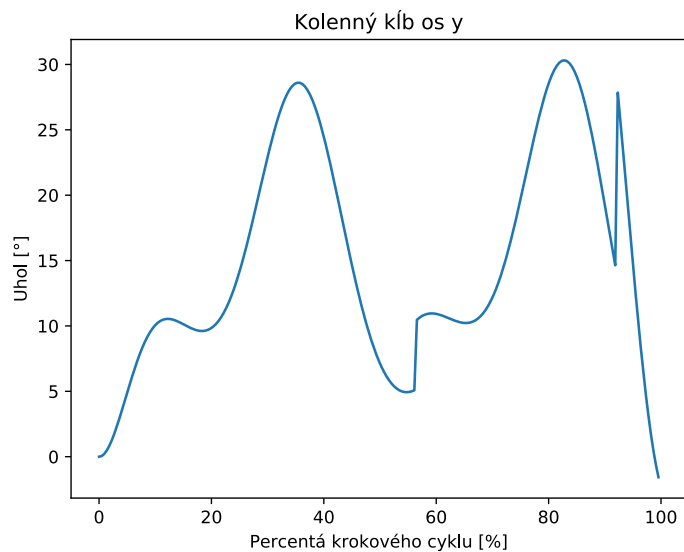


Obr. 5.22: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi z bedrového kĺbu.

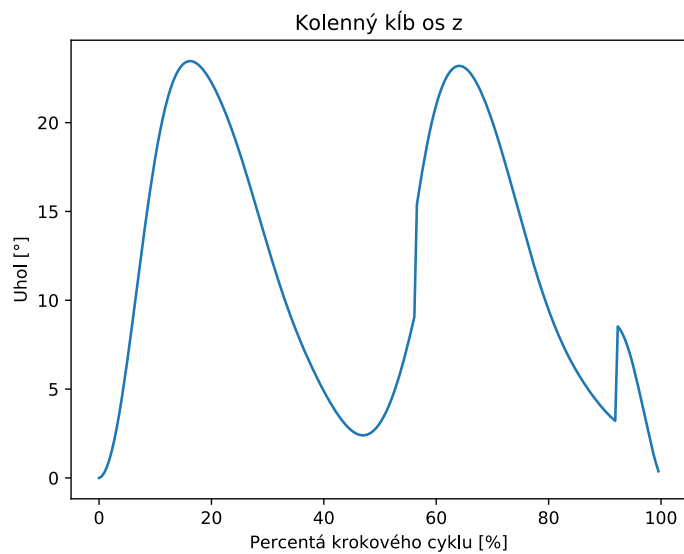
Na nasledovných grafoch 5.23, 5.24 a 5.25 možno vidieť priebeh pri meraní kinematiky kolenného kĺbu.



Obr. 5.23: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi x kolenného kĺbu.



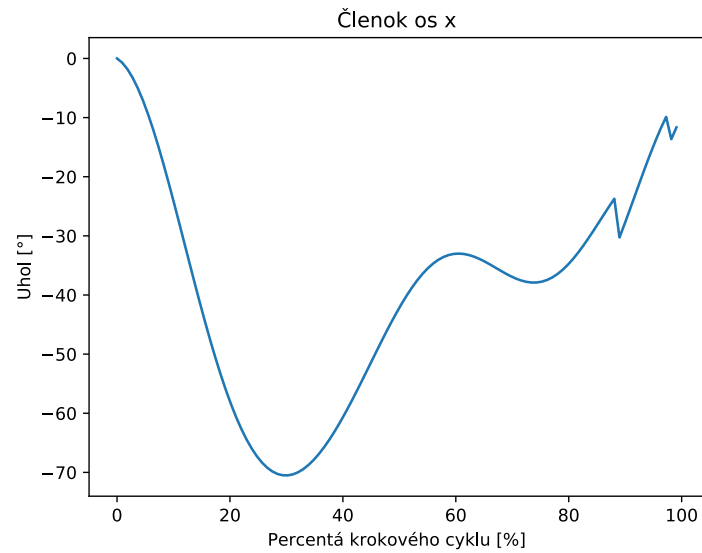
Obr. 5.24: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi y kolenného kĺbu.



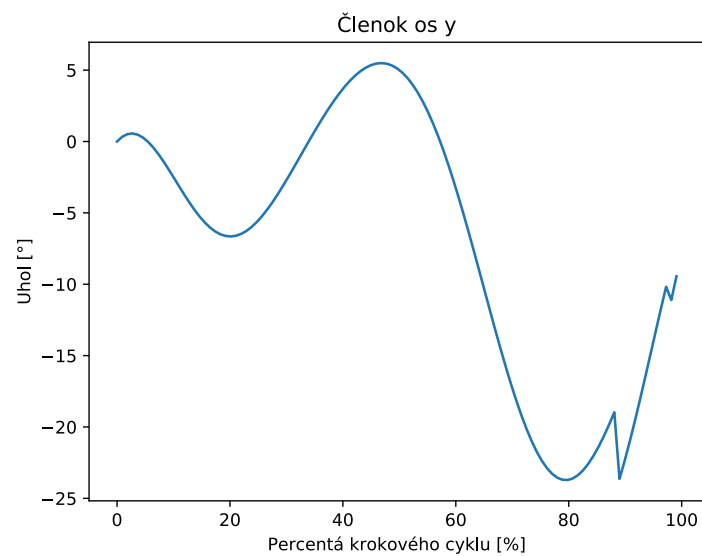
Obr. 5.25: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi z kolenného kĺbu.

Po porovnaní s normami boli dosiahnuté rovnaké výsledky ako pri manuálnom strihaní v osiach x (obrázok 5.23) a y (obrázok 5.24). V osi z (obrázok 5.25) však pri tomto strihaní, na rozdiel od manuálneho strihania, dostaneme zhodu.

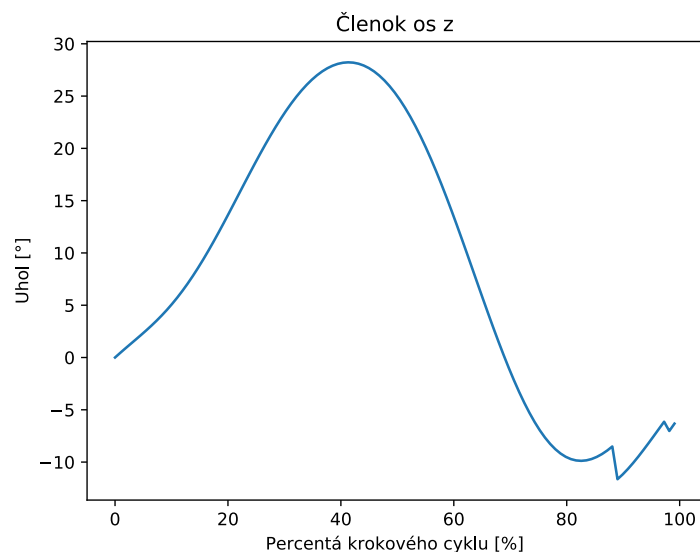
Výsledky pre členok sú v tomto prípade, bohužiaľ, rovnako zlé ako pri manuálnom získavaní cyklu a ani jedna z osí x (zobrazenej na grafe 5.26), y (na obrázku 5.27) a z (priebeh na grafe 5.28) nespádajú do rozsahu určeného normami.



Obr. 5.26: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi x členku.



Obr. 5.27: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi y členku.



Obr. 5.28: Graf zmeny uhlu počas jedného krokového cyklu získaného automatickým strihaním v osi z členku.

Priebehy všetkých osôb po manuálnom a automatickom rozdelení možno nájsť v prílohe B.

Tabuľka A.1 zhŕňa zhody (hodnoty vyznačené číslom 1) a nezhody (hodnoty vyznačené číslom 0) cyklov získaných automatickým určovaním začiatkov. Tabuľka A.2 zas hovorí o spadnutí nameraných hodnôt získaných manuálnym získaním cyklov do rozmedzia určeného normami.

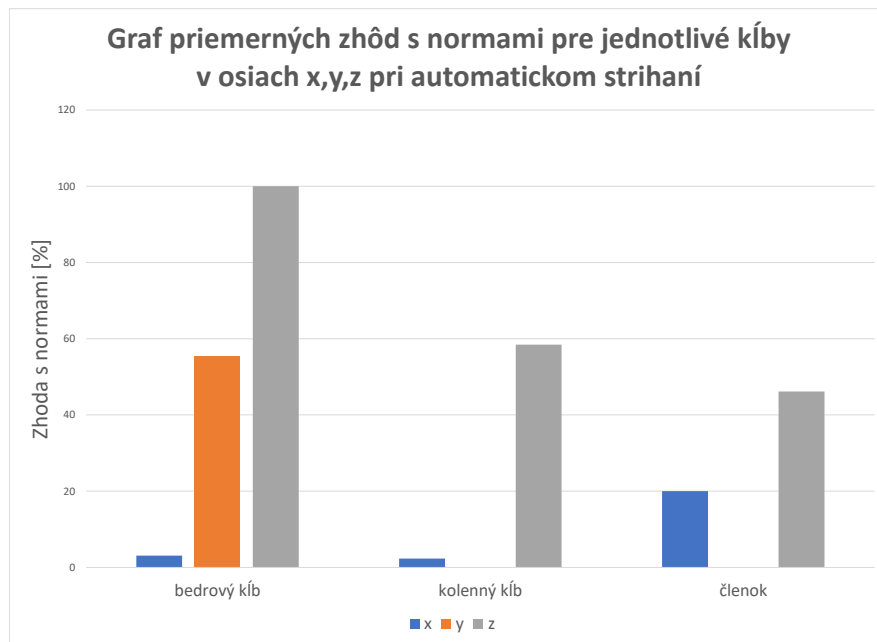
5.3 Vyhodnotenie meraní

Vzhľadom k tomu, že normy boli k dispozícii len vo forme obrázku, vyhodnotenie bolo uskutočnené len subjektívne. Na základe usúdenej zhody či nezhody získaných dát s normami boli vytvorené tabuľky A.1 a A.2. Na ich základe boli následne zistené percentuálne úspešnosti manuálneho a automatického strihania.

5.3.1 Vyhodnotenie cyklov získaných automatickým strihaním

Automatickým strihaním bola dosiahnutá 34.70 % zhoda cyklov s normami, pričom cykly v osi z bedrového kĺbu mali až 100 % zhodu. Naopak, zhodu cyklov v osi y kolenného kĺbu a členku sa nepodarilo získať vôbec.

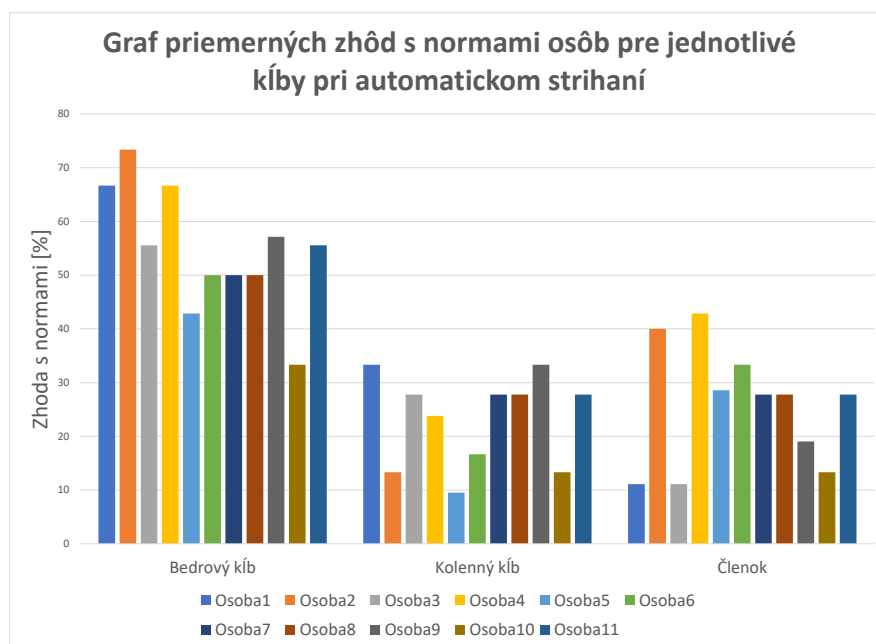
Percentuálnu úspešnosť zhody jednotlivých osí v rámci kĺbov možno vidieť na grafe 5.29.



Obr. 5.29: Graf znázorňujúci percentuálne zapadnutie nameraných hodnôt získaných automaticky do rozmedzia stanoveného normami.

Je zjavné, že detekcia v osi z bola u všetkých kĺbov najúspešnejšia, naopak v osi x najmenej úspešná. Okrem bedrového kĺbu nebol však zachytený žiadny krokový cyklus zhodný s normami v osi y.

Následujúci graf 5.30 zobrazuje zhodu s normami jednotlivých meraných osôb vo všetkých meraných kĺboch.



Obr. 5.30: Graf znázorňujúci percentuálne zapadnutie nameraných hodnôt získaných automatickým určením cyklov jednotlivých osôb do rozmedzia stanoveného normami pre všetky kĺby.

Možno vidieť, že pre bedrový kĺb boli pri tomto strihaní u všetkých osôb dosiahnuté najlepšie výsledky. Najmenej zhodných cyklov bolo pre kolenný kĺb.

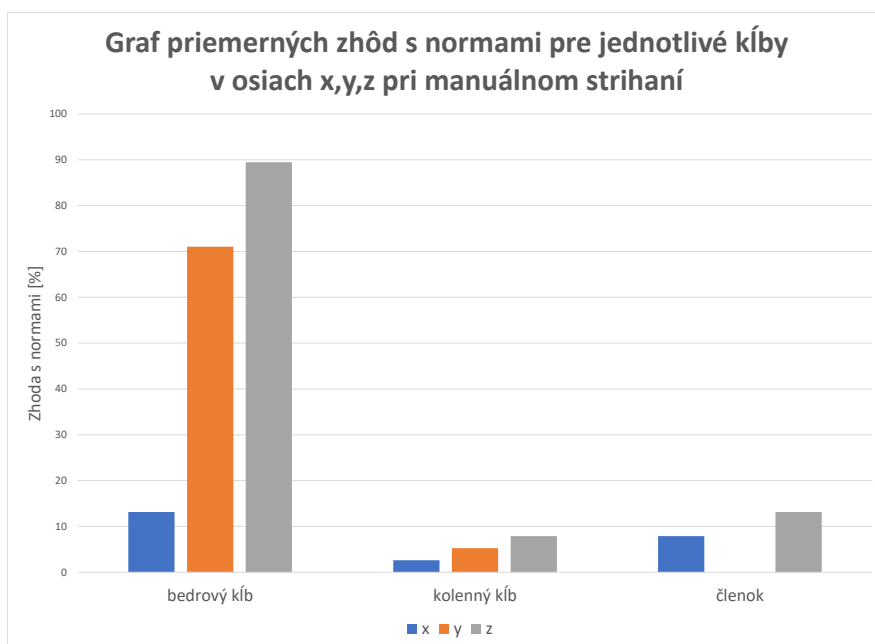
Celková zhoda nameraných cyklov získaných touto metódou s normami je príliš nízka, nedosiahla ani 50 %. Zlepšenie by bolo možné dosiahnuť vytvorením neuró-novej siete na detekciu krokových cyklov v získaných dátach, na čo by však bol potrebný väčší počet meraní.

5.3.2 Vyhodnotenie cyklov získaných manuálnym strihaním

Manuálnym strihaním bola zhoda s normami u 23.10 % cyklov, pričom najviac zhodných cyklov bolo pri meraní bedrového kĺbu v osi z (92.11%) a najmenej cyklov spadajúcich do noriem bolo v osi y členku (0 %).

Percentuálne zapadnutie nameraných cyklov v jednotlivých osiach do noriem je zobrazená na grafe 5.31.

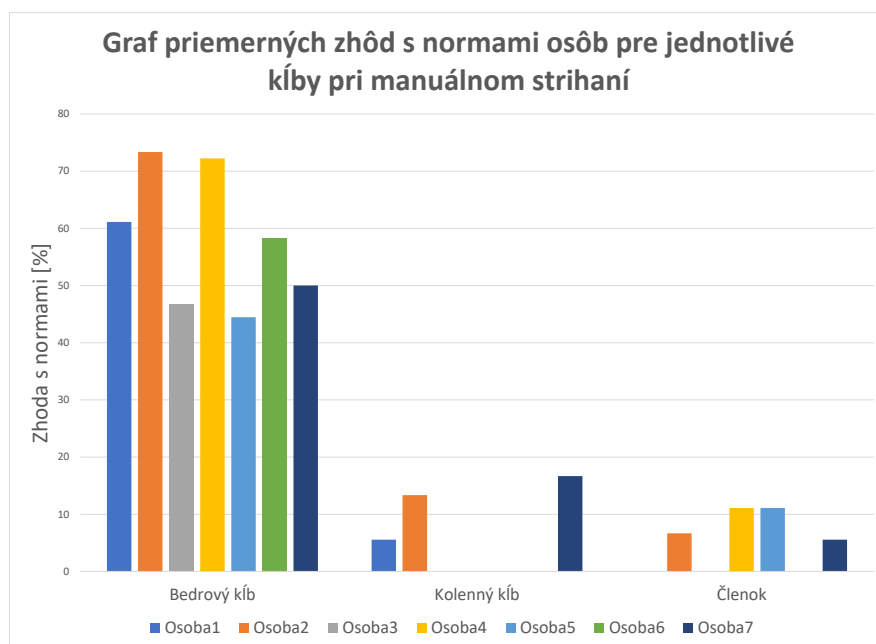
Zhoda bola najväčšia v osiach z u všetkých kĺbov. V osi y opäť nebola žiadna detekcia čo sa týka kolenného kĺbu a členku. Všeobecne najmenšiu zhodu mali cykly



Obr. 5.31: Graf znázorňujúci percentuálne zapadnutie nameraných hodnôt získaných manuálne do rozmedzia stanoveného normami.

z osi y.

Graf 5.32 zobrazuje zhodu jednotlivých meraných osôb vo všetkých kĺboch s normami. V tomto prípade je vyhodnocovaných osôb menej než pri automatickej detekcii, vzhľadom k tomu, že neboli uložené všetky videá natáčané počas meraní a tým bolo znemožnené tieto merania podľa nich manuálne nastrihať.



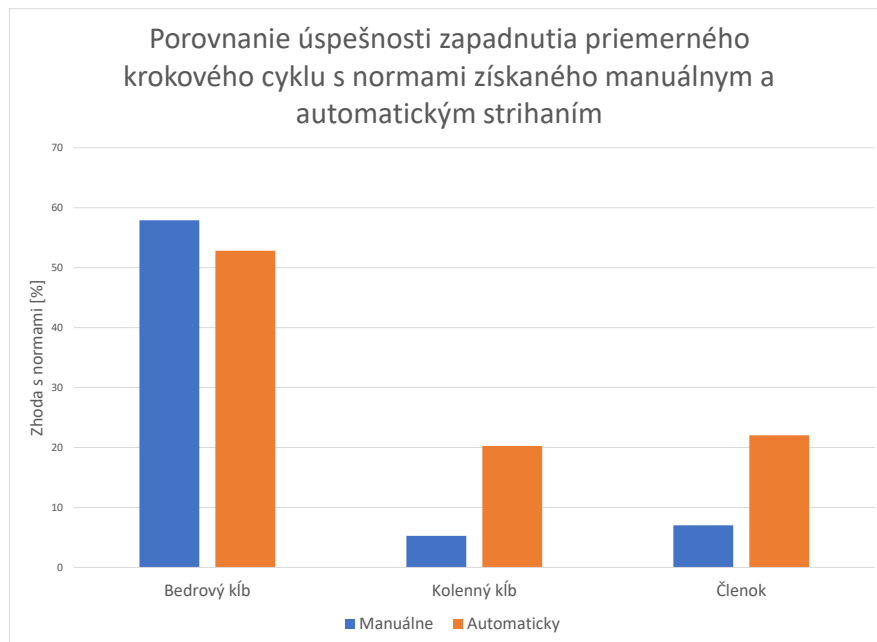
Obr. 5.32: Graf znázorňujúci percentuálne zapadnutie nameraných hodnôt získaných manuálnym určením cyklov jednotlivých osôb do rozmedzia stanoveného normami pre všetky kĺby.

Aj v tomto prípade boli dosiahnuté najlepšie výsledky pre bedrový kĺb. Pre kolenný kĺb bol získaný o niečo menší počet zhodných cyklov (15.78 %) než pre členok (18.42 %).

Ani v tomto prípade nebola úspešnosť meraní dostatočná, bola dokonca o 11.09 % menšia než v prípade automatického určovania. Táto skutočnosť však mohla byť ovplyvnená ešte nižším počtom vzoriek a už spomínaným chýbajúcim údajom o začatí merania v ms.

5.3.3 Porovnanie úspešností manuálneho a automatického strihania

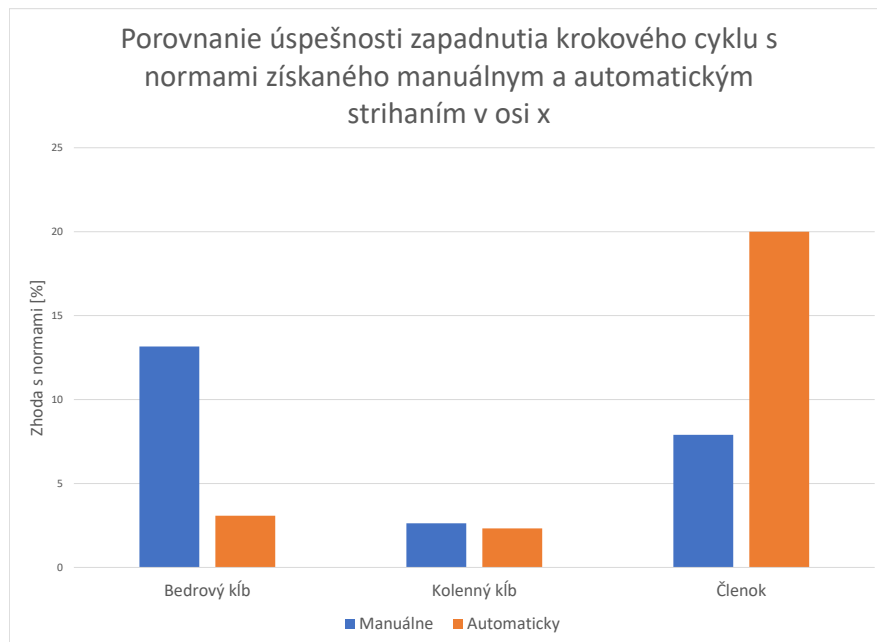
Na všeobecné porovnanie percentuálnej zhody s normami získanej pri automatickom a manuálnom strihaní bol zostrojený graf 5.33. Možno z neho vyčítať, že celková percentuálna zhoda bola pre automatické strihanie lepšia než pre manuálne, aj napriek tomu, že pri kinematike bedrového kĺbu je zhoda v manuálnom získavaní cyklov o niečo vyššia (presnejšie o 5.09 %). Pri ostatných kĺboch však značne prevláda



Obr. 5.33: Graf priemerných percentuálnych zhôd s normami pre daný kĺb pri manuálnom a automatickom získaní krokového cyklu.

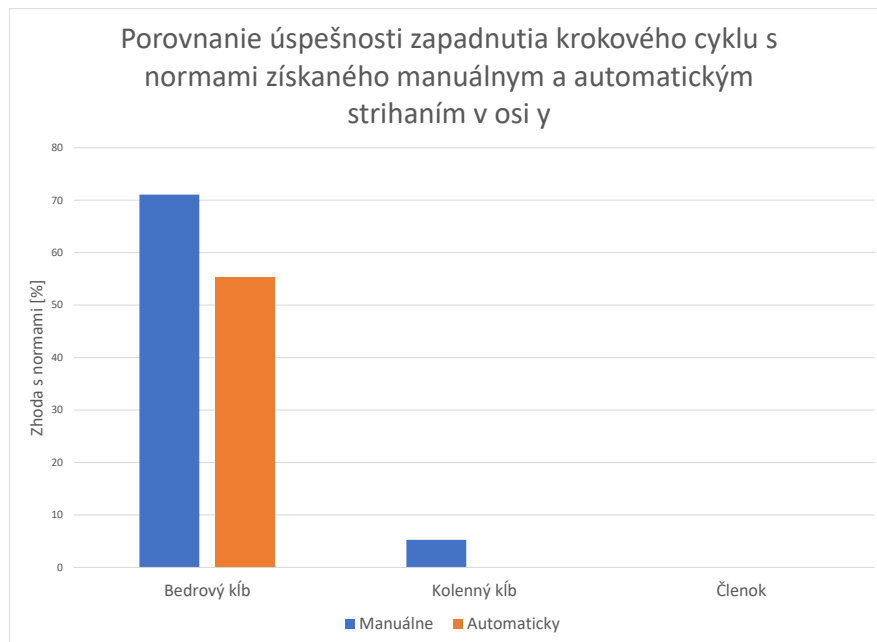
Z grafu 5.34 možno vyčítať, že automatizované strihanie malo lepšie percentuálne prekrytie s normami pre členok. Naopak, manuálnym strihaním bol dosiahnutý lepší výsledok pre bedrový kĺb. Kolenný kĺb bol pri manuálnom určovaní o niečo viac zhodný s normami než pri automatickom.

Priemerne malo väčšie percento cyklov v osi x zhodných s normami automatické určenie (8.47 %), avšak iba o 1.45 % (priemerné prekrytie cyklov získaných manuálnym určením s normami bolo 7.02 %).



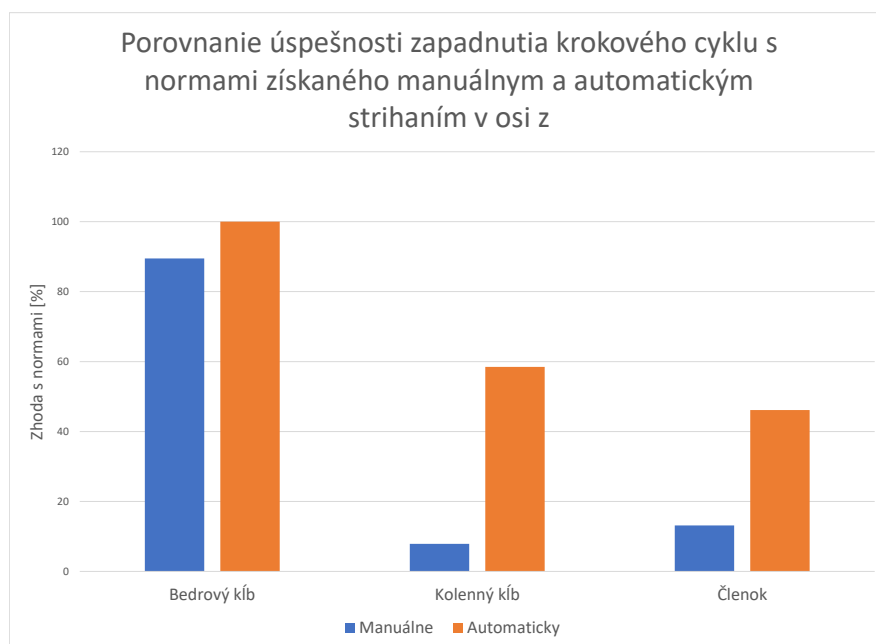
Obr. 5.34: Graf priemerných percentuálnych zhôd s normami pre daný kĺb pri manuálnom a automatickom získaní krokového cyklu v osi x.

Na základe predchádzajúcich štatistík bolo vidieť, že v osi y bola celková percentuálna zhoda nameraných dát s normami najnižšia. Z grafu 5.35 je evidentné, že pomocou manuálneho určenia (priemerná zhoda 25.44 %) bola táto zhoda vyššia než pomocou automatického (priemerne 18.46 %), a to priemerne o 6.98 %. Zatiaľ čo pre členok nebol zhodný ani jeden cyklus získaný pomocou ktoréhokoľvek spôsobu strihania, pre kolenný kĺb bolo pomocou videa 5.26 % cyklov spadajúcich do noriem.



Obr. 5.35: Graf priemerných percentuálnych zhôd s normami pre daný kĺb pri manuálnom a automatickom získaní krokového cyklu v osi y.

Z posledného grafu, 5.36 je opäť vidno, že automatické strihanie bolo pre cykly v osi z vhodnejšie (priemerne spadalo do noriem 68.20 % cyklov zo všetkých kĺbov v tejto osi) než rozdelenie manuálne (priemerná zhoda s normami bola 37.72 %) a to o 30.48 %.



Obr. 5.36: Graf priemerných percentuálnych zhôd s normami pre daný kĺb pri manuálnom a automatickom získaní krokového cyklu v osi z.

Vzhľadom k tomu, že celkovo bolo meraných málo osôb a na manuálne určovanie cyklov bolo možné použiť ešte menej vzoriek, nemožno s určitosťou označiť ani jeden zo spôsobov strihania na krokové cykly za vhodnejší.

Výsledky však nespĺnili moje očakávania len vzhľadom k nízkej zhode s normami, ale aj vzhľadom k tomu, že manuálnym určením bola percentuálna zhoda s nimi nižšia než pri automatickom. Toto však mohlo byť ovplyvnené nízkou vzorkovaciou frekvenciou videa a tým najmenší časový rozdiel 0.3s, nedostatočne presným uložením času začiatku merania. Tieto dve veci majú najväčšiu váhu pri presnosti určenia začiatku krokového cyklu, vzhľadom k tomu, že krokový cyklus trvá zhruba 1 s. Posledným faktorom, ktorý mohol spôsobiť takto nízku percentuálnu zhodu je príliš malý počet meraných osôb.

5.3.4 Celkové hodnotenie meraní

Vzhľadom k situácii bolo možné uskutočniť meranie len na 11 osobách. Tento nedostatok probantov bol mierne kompenzovaný opakovanými meraniami rovnakej končatiny u toho istého človeka. Ani tento zákrok však nebol dostatočný na pokrytie

rôznorodosti dát, vzhľadom k tomu, že pokiaľ má daná osoba nesprávnu chôdzu, je tým postihnuté väčšie množstvo meraní.

Výsledné dáta mali celkovú zhodu s normami v prípade automatického určovania krokového cyklu 34.19 % a v prípade manuálneho strihania 23.10 %. Ani v jednom prípade nie sú výsledky ani trochu uspokojivé.

Vzhľadom k nedostupnosti komerčného prístroja nebolo možné uskutočniť merania aj s ním a preto nie je možné presne určiť, čo spôsobilo nedostatočné výsledky. Možnosť jeho použitia by odstránila niekoľko možných faktorov neuspokojivého merania. Prvým z nich by bola možnosť porovnať dáta z oboch prístrojov a tým vylúčiť alebo potvrdiť nesprávne meranie mnou zhotoveným prístrojom, ktoré mohlo zapríčiniť poškodenie prístroja napríklad počas pripevňovania jednotlivých káblov pájkovaním. Ak by sa dáta komerčného prístroja zhodovali s výstupom z MPU6050 v jednotkách gravitačného zrýchlenia, naskytli by sa minimálne dve možné príčiny zlých výsledkov. Jednou z nich môže byť nesprávny prepočet na uhly, druhou možnosť, že merané osoby majú zlú chôdzu.

Domienka nesprávnosti chôdze meraných osôb by sa dala vyvrátiť zmeraním väčšieho počtu osôb.

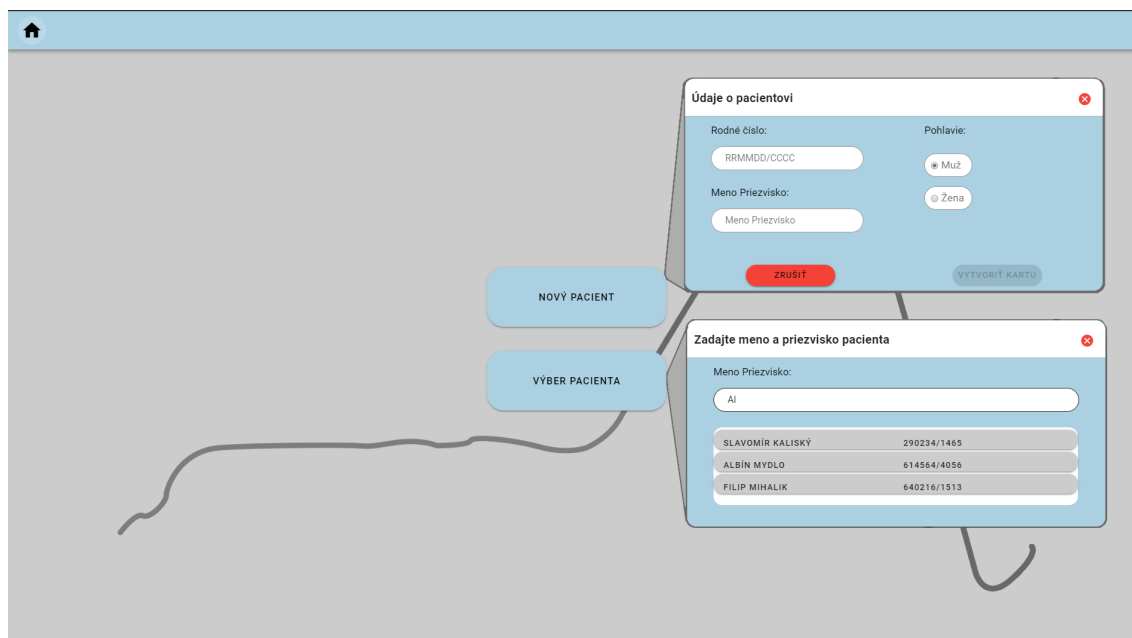
6 Aplikácia na zobrazovanie dát a spúšťanie merania

Na možnosť užívateľsky prijateľne spúšťať, ukončovať merania a prehliadať už namerané dáta bola vytvorená aplikácia. Na uľahčenie jej spustenia je v prílohe B v zložke Aplikacia .exe súbor. Jeho spustením sa nainštalujú všetky potrebné balíčky a následne umožní otvorenie aplikácie.

Jej väčšia časť bola realizovaná pomocou JavaScriptového frameworku Vue.js a Electron.

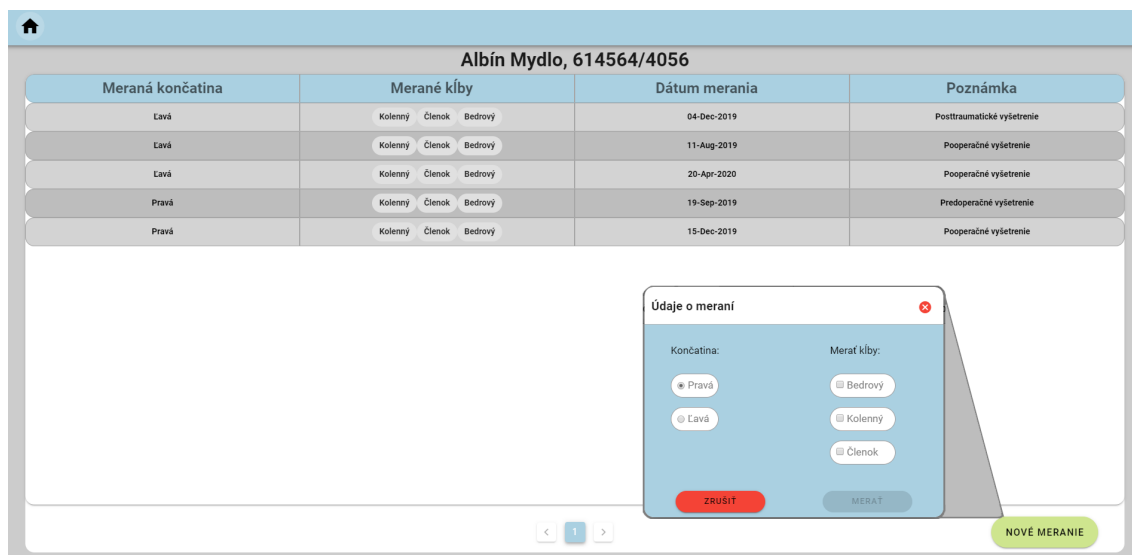
Úvodná stránka 6.1 ponúka vytvorenie záložky pre nového pacienta alebo otvorenie karty pacienta, ktorý už bol na tomto vyšetrení.

Pre vytvorenie karty pre nového pacienta je potrebné zadať jeho rodné číslo, pohlavie, meno a priezvisko. Systém neumožní vytvoriť kartu bez týchto údajov.



Obr. 6.1: Ukážka domovskej stránky aplikácie s oknami priradenými k tlačítkam, po ktorých rozkliknutí sa zobrazia.

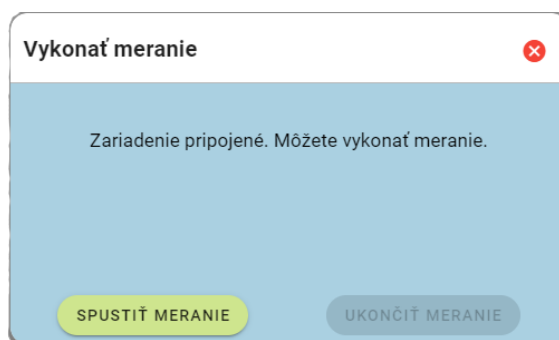
Po stlačení "VYTVORIŤ KARTU" alebo, pokiaľ chce ísť užívateľ na už existujúcu kartu, "VÝBER PACIENTA" a následnom vyhľadaní pacienta, je presmerovanie na kartu pacienta, ktorú možno vidieť na obrázku 6.2. Dáta, ktoré možno vidieť, sú uložené v MS SQL databázi na cloudovej platforme Azure. Ku každému meraniu je možno zistiť dátum merania, stranu meranej končatiny, merané kĺby a predmet vyšetrenia. Užívateľ si vie zvoliť, či chce dáta zoradiť zostupne alebo vzostupne podľa vybraného parametru kliknutím na jednu zo štyroch hlavičiek tabuľky.



Obr. 6.2: Ukážka karty pacienta s už existujúcimi meraniami a oknom, ktoré sa zobrazí po kliknutí na tlačidlo "NOVÉ MERANIE".

Po vybraní jedného merania alebo po stlačení tlačidla "NOVÉ MERANIE" a zadaní požadovaných údajov je možné spustiť meranie. Na spustenie merania je potrebné mať zapnuté Raspberry Pi a mať ho pripojené na internet. Pomocou ASP.NET Core SignalR knižnice sa prepojí aplikácia so zariadením a umožní meranie.

Na obrázku 6.3 možno vidieť okno, ktoré sa zobrazí po prepojení aplikácie s mikropočítačom.



Obr. 6.3: Ukážka okna, ktoré sa zobrazí po úspešnom prepojení aplikácie s Raspberry Pi a umožní následné meranie

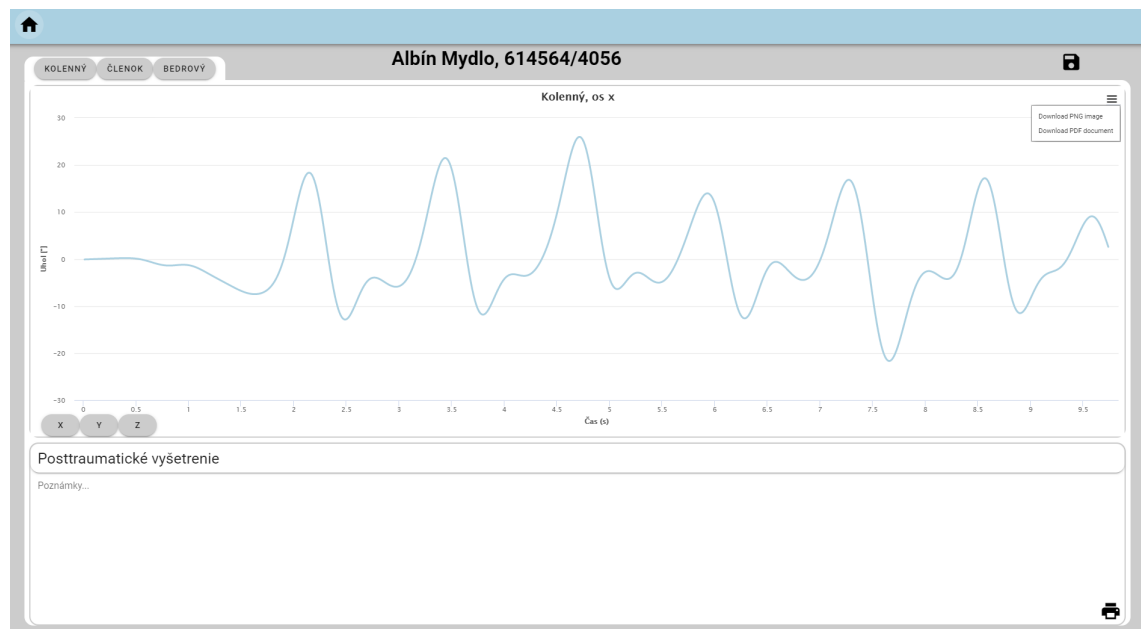
Po spustení a následnom ukončení merania v okne znázornenom na obrázku 6.3 sa dáta prevedú na stupne a po vyfiltrovaní dolnou priepustou sa zobrazí stránka

viditeľná na obrázku 6.4. Zobrazované dáta nie sú priemerným krokovým cyklom získaným z daného merania, vzhľadom k tomu, že nebol v práci zistený dostatočne funkčný spôsob na jeho správne získanie.

Vybráním časti grafu ktorá užívateľa zaujíma sa na danom úseku krivka priblíži. Je možné si vyberať medzi osami, ale aj medzi jednotlivými kĺbmi v ktorých bolo uskutočnené meranie. Graf je po kliknutí na tri vodorovné čiary v pravom hornom rohu oblasti grafu možné stiahnuť vo formáte .pdf alebo .png.

Do poznámok môže byť napísané vyhodnotenie merania. Po editácii možno zmeny uložiť, kliknutím na ikonu vpravo hore. Aplikácia najskôr oboznámi o tom, že prebieha ukladanie a následne sa spýta užívateľa, či chce prejsť na domovskú stránku alebo sa vrátiť na kartu pacienta.

Napísané poznámky je možné vytlačiť, čo je možné dosiahnuť kliknutím na ikonku tlačiarne v pravom dolnom rohu.



Obr. 6.4: Ukážka karty na ktorej možno vidieť priebeh kinematiky meraných kĺbov v jednotlivých osiach

7 Záver

Úlohou tejto bakalárskej práce bola realizácia vlastného funkčného akcelerometra na meranie kinematiky členku, kolenného a bedrového kĺbu v osách x, y, z počas chôdze.

Na vlastné meranie bolo z dôvodu výnimočného stavu vybraných len 11 osôb, pričom všetkým osobám boli zamerané obe dolné končatiny. Všetky tieto osoby mali rovnaké podmienky počas merania vrátane rovnakého terénu. Všetky pokusné osoby boli vo veku od 20 do 30 rokov.

Na realizáciu môjho prístroja bol zozbieraný vybraný akcelerometer ADXL345 GY-291 na základe jeho vysokej citlivosti. Spolu s Raspberry Pi 3 B+ bolo možné uskutočnenie samotného merania. Výsledky z tohto akcelerometra boli porovnané s výsledkami z komerčne dostupného prístroja Biosignals Flux, pričom dáta z oboch prístrojov boli prevedené na požadované jednotky.

Neskôr bol akcelerometer ADXL345-GY-291 nahradený akcelerometrom MPU6050 GY-521, z dôvodu nedostupnosti pôvodného akcelerometra. Tri akcelerometre tohto typu boli využité spolu s Raspberry Pi na meranie hlavných kĺbov dolnej končatiny naraz. Tieto výsledky boli porovnané s normami používanými v ortopédii.

Výsledky však neboli ani zďaleka dostatočné. Vzhľadom k tomu, že normy boli k dispozícii len v stupňoch a obsahovali dáta pre jeden krokový cyklus, bolo dáta potrebné nastrihať na jednotlivé cykly a tie následne spriemerovať. Toto strihanie bolo uskutočnené dvoma spôsobmi, pričom pri manuálnom určovaní začiatkov krokových cyklov bola zhoda s normami 23.10 % a pri automatizovanom 34.7 %. Nie je však možné jednoznačne určiť, čo spôsobilo takto zlé výsledky. Príčin mohlo byť niekoľko, napríklad poškodenie akcelerometrov počas pájkovania, zlý prepočet na uhly, nesprávna chôdza meraných osôb, nesprávne určenie začiatku krokového cyklu. Príčinu by sa dalo zistiť použitím komerčného prístroja ako referenčného a získaním dát od viacerých osôb, čo by zároveň umožnilo aj použitie neurónovej siete na detekciu cyklov.

Následne bola vytvorená aplikácia, ktorá umožňuje uskutočnenie merania, vrátane zobrazenia nameraných a vyfiltrovaných výsledkov a pridanie poznámky k meraniu. Všetky merania sa následne ukladajú do MS SQL databáze na platforme Azure, čo uľahčí opätovné prezretie výsledkov vrátane úpravy poznámky.

V diplomovej práci by bolo vhodné zistiť a vyriešiť príčinu zlých výsledkov. Možným riešením by mohlo byť zostrojenie neurónovej siete na detekciu cyklov v meraní. Ďalej by bolo vhodné nahradiť mikropočítač Raspberry Pi jednoduchším mikrokontrolérom, aby merané osoby počas merania prístroj čo najmenej registrovali a tým by sa zabezpečila prirodzenejšia chôdza.

Literatúra

- [1] Alex Lashko: *Average Female Body Basemesh* [online]. Dostupné z URL: <https://cdnb.artstation.com/p/marketplace/presentation_assets/000/015/471/large/AverageFemaleBody_by_AlexLashko_ZBrush_000.jpg?1538125508>.
- [2] Analog Devices: *Three-Axis, $\pm 2/4/8/16g$ Digital Accelerometer*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>>.
- [3] AntMan232: *Raspberry Pi I2C (Python)*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.instructables.com/id/Raspberry-Pi-I2C-Python/>>.
- [4] Courses.lumenlearning.com : *The lower limbs*. [online]. Dostupné z URL: <<https://courses.lumenlearning.com/ap1x94x1/chapter/the-lower-limbs/>>.
- [5] Docplayer.net: *System Reference. Vicon MX Hardware. Revision 1.4. Vicon MX System. Motion measurement and analysis system*. [online]. Dostupné z URL: <<https://docplayer.net/docs-images/54/34629146/images/23-0.png>>.
- [6] Emmet: *Raspberry Pi Accelerometer using the ADXL345*. [online]. Dostupné z URL: <<https://pimylifeup.com/raspberry-pi-accelerometer-adxl345/>>.
- [7] Functionalsynergy.com: *Bones of lower limb*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.functionalsynergy.com/dorsiflexion-ankle-protect-knee-yoga/bones-of-lower-limb-2/>>.
- [8] Hägglund G ; Goldring M ; Hermanson M ; Rodby-Bousquet E: *Pelvic obliquity and measurement of hip displacement in children with cerebral palsy*. [online]. Dostupné z URL: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30326758/>>.
- [9] Harris G.F. PhD. PE; Wertsch J.J. MD : *Procedures for Analysis*. [online]. Dostupné z URL: <[https://www.archives-pmr.org/article/0003-9993\(94\)90399-9/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/0003-9993(94)90399-9/pdf)>.
- [10] Health Library: Evidence-Based Information: *Ankle Sprain*. Health Library: Evidence-Based Information, 2020. SNOMED: 44465007.
- [11] I2c.info: *I2C Info – I2C Bus, Interface and Protocol* [online]. Dostupné z URL: <<https://i2c.info>>.

- [12] InvenSense: *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4*. [online]. Dostupné z URL: <<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>>.
- [13] Johansson S.; Simonsen E.B.; Lynnerup N. : *Determination of knee joint centre by CT-scanning*. [online]. Dostupné z URL: <<https://medcraveonline.com/BBIJ/BBIJ-01-00011.pdf>>.
- [14] Johansson S; Simonsen E; Lynnerup N.: *Determination of knee joint centre by CT-scanning*. [online]. Dostupné z URL: <<https://medcraveonline.com/BBIJ/determination-of-knee-joint-centre-by-ct-scanning.html>>.
- [15] Kardoš S., Olejár J.: *Snímanie dynamiky pohybu na báze MEMS IMU* [online]. Dostupné z URL: <<https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/11025/22027/1/Kardos.pdf>>.
- [16] Kodappully M. ; Kumar D. ; Lahiri U. : *A step towards smart health: A pelvic wearable device for gait health quantification*. IEEE Region 10 Symposium (TENSYMP), 2017. ISBN: 978-1-5090-6255-3.
- [17] Lee P.H.: *A sensitivity analysis on the variability in accelerometer data processing for monitoring physical activity*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636214007917>>.
- [18] Lumenlearning.com : *The lower limbs*. [online]. Dostupné z URL: <<https://courses.lumenlearning.com/ap1x94x1/chapter/the-lower-limbs/>>.
- [19] Maclean M.: *Introduction Raspberry Pi*. [online]. Dostupné z URL: <<https://leanpub.com/jerpi/read>>.
- [20] Medicalnewstoday.com: *Pelvic tilt* [online]. Dostupné z URL: <[read:https://www.medicalnewstoday.com/articles/317379.php](https://www.medicalnewstoday.com/articles/317379.php)>.
- [21] Nair S.P; Gibbs S.; Arnold G.; Abboud R.; Wang W.: *A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003310000896>>.
- [22] Netter F.H.: *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: CPress v spoločnosti Albatros Media, 2012. ISBN: 978-80-264-0079-0.
- [23] Neumann D.A.: *Kinesiology of the musculoskeletal system*. Foundations for Rehabilitation, Mosby, 2 edition, United States, 2010. ISBN: 978-0-323-03989-5.

- [24] Neumannová K.; Janura M.; Kováčiková Z.; Svoboda Z.; Jakubec L.: *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN: 978-80-244-4704-9.
- [25] Opensource.com: *What is a Raspberry pi*. [online]. Dostupné z URL: <<https://opensource.com/resources/raspberry-pi>>.
- [26] PLUX Wireless Biosignals S.A.: *Biosignals Plux Accelerometer Sensor Data Sheet*. [online]. Dostupné z URL: <https://plux.info/datasheets/ACC_Sensor_Datasheet.pdf>.
- [27] PLUX Wireless Biosignals S.A.: *Biosignals Plux user manual*. [online]. Dostupné z URL: <https://www.biosignalsplux.com/downloads/biosignalsplux_User_Manual_v.1.0.pdf>.
- [28] Raspberry Pi: *Raspberry pi 3 Model B+*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/>>.
- [29] Raspberry Pi: *What is Raspberry pi*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.raspberrypi.org/help/what-%20is-a-raspberry-pi/>>.
- [30] Raspberrypi.org: *GPIO*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.raspberrypi.org/documentation/usage/gpio/>>.
- [31] Raspberrypi.org: *Trademark rules and brand guidelines*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.raspberrypi.org/trademark-rules/>>.
- [32] Raspbian.org: *Raspbian* [online]. Dostupné z URL: <<https://www.raspbian.org>>.
- [33] Riberto M.; Liporaci R.F.; Vieira F.; Volpon J.B.: *Setting up a Human Motion Analysis Laboratory: Camera Positioning for Kinematic Recording of Gait*. [online]. Dostupné z URL: <https://www.researchgate.net/publication/271097322_Setting_up_a_Human_Motion_Analysis_Laboratory_Camera_Positioning_for_Kinematic_Recording_of_Gait>.
- [34] Roboticsbackend.com: *Raspberry Pi 3 Pins – Complete Practical Guide*. [online]. Dostupné z URL: <<https://roboticsbackend.com/raspberry-pi-3-pins/>>.
- [35] Tao W.; Liu T; Zheng R.; Feng H.: *Gait Analysis Using Wearable Sensors*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/12/2/2255>>.

- [36] Universalmedicalinc.com: *Female Pelvis with 4th and 5th Lumbar Vertebrae*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.universalmedicalinc.com/female-pelvis-with-4th-and-5th-lumbar-vertebrae.html>>.
- [37] Vařeka I., Vařeková R. : *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 978-80-244-2432-3.
- [38] Vicon Motion Systems Ltd.: *Vicon Plug-in Gait Reference Guide*. [online]. Dostupné z URL: <<https://docs.vicon.com/display/Nexus25/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus>>.
- [39] Walden M.: *Sprained Ankle*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.sportsinjuryclinic.net/sport-injuries/ankle-pain/acute-ankle-injuries/sprained-ankle>>.
- [40] Walden M.: *Eversion Ankle Sprain/ Medial Ankle sprain*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.sportsinjuryclinic.net/sport-injuries/ankle-pain/acute-ankle-injuries/eversion-ankle-sprain>>.
- [41] Webmd.com: *Picture of the Ankle*. [online]. Dostupné z URL: <<https://www.webmd.com/pain-management/picture-of-the-ankle>>.
- [42] Wikipedia.org: *Bootování*. [online]. Dostupné z URL: <<https://cs.wikipedia.org/wiki/Bootování>>.
- [43] Xie K ; Han X ; Jiang X ; Ai S ; Dai K ; Yu Z ; Wu H ; Qu X ; Yan M : *The effect of varus knee deformities on the ankle alignment in patients with knee osteoarthritis*. [online]. Dostupné z URL: <<https://jor-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13018-019-1191-0>>.

Zoznam symbolov, veličín a skratiek

MEMS	Mikroelektrotechnické systémy – Micro Electro-Mechanical Systems
a pod.	a podobné
ASIS	Anterior Superior Iliac Spine
I²C	Inter-Integrated Circuit
RPi	Raspberry Pi
SDA	sériovo data do I ² C – Serial Data
SCL	čas – Serial Clock
GPIO	všeobecné vstupy a výstupy
s	sekunda
ms	milisekunda
G	gravitačné zrýchlenie
obr.	obrázok

Zoznam príloh

A	Tabuľky získaných hodnôt	89
B	Obsah prílohy	92

A Tabuľky získaných hodnôt

		Bedrový			Kolenný			Členok			Počet zhodných
		x	y	z	x	y	z	x	y	z	
Osoba1	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	0	1	0	0	1	0	0	0	2
	Ľavá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
Osoba2	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	1	3
		1	0	1	0	0	0	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
	Ľavá	1	1	1	0	0	1	0	0	0	4
		0	1	1	0	1	0	0	0	0	3
		0	1	0	0	0	0	0	0	1	2
Osoba3	Pravá	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
		0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
	Ľavá	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		1	1	1	0	0	0	0	0	0	3
Osoba4	Pravá	1	1	1	0	0	0	0	0	0	3
		1	1	1	0	0	0	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	0	0	0	1	3
	Ľavá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	1	3
Osoba5	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
	Ľavá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	0	1	0	0	0	1	0	0	2
Osoba6	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
	Ľavá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	0	0	0	0	1	0	0	0	1
Osoba7	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	1	1	0	0	0	0	4
		0	0	0	0	0	1	0	0	0	1
	Ľavá	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	1	0	0	3
Percentuálna zhoda [%]		10.5263	71.0526	92.1053	2.63158	5.26316	7.89474	5.26316	0	13.1579	

Obr. A.1: Tabuľka zhôd získaných krokových cyklov s normami v jednotlivých osiach. Hodnota 1 znamená zapadnutie daného cyklu do noriem, 0 naopak nezgodu s medzami stanovenými normou

		Bedrový			Kolenný			Členok			Počet zhodných
		x	y	z	x	y	z	x	y	z	
Osoba1	Pravá	0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
	Ľavá	0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
Osoba2	Pravá	0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
	Ľavá	1	1	1	0	0	0	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	0	1	0	1	4
Osoba3	Pravá	0	0	1	0	0	1	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
		0	1	1	0	0	1	1	0	0	4
	Ľavá	0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	0	1	0	0	1	0	0	1	3
Osoba4	Pravá	0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
	Ľavá	1	1	1	0	0	0	1	0	1	5
		0	1	1	0	0	1	1	0	1	5
Osoba5	Pravá	0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	1	0	1	0	0	1	5
		0	1	1	1	0	1	0	0	1	5
	Ľavá	0	1	1	0	0	0	1	0	1	4
		0	0	1	0	0	1	0	0	0	2
Osoba6	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	1	3
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	1
		0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
	Ľavá	0	0	1	0	0	1	0	0	1	2
		0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
Osoba6	Pravá	0	0	1	0	0	1	0	0	1	3
		0	0	1	0	0	1	0	0	1	3
		0	0	1	0	0	0	1	0	1	3
Osoba6	Ľavá	0	1	1	0	0	1	0	0	0	
		0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
		0	1	1	0	0	1	1	0	0	4
										3	

Osoba7	Pravá	0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	0	1	0	0	0	1	0	0	2
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
	Ľavá	0	0	1	0	0	1	1	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	0	1	0	0	1	1	0	0	3
Osoba8	Pravá	0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
		0	0	1	0	0	1	0	0	0	2
		0	0	1	0	0	1	0	0	1	3
	Ľavá	0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
Osoba9	Pravá	0	0	1	0	0	1	0	0	1	3
		0	0	1	0	0	1	0	0	1	3
		0	1	1	0	0	1	1	0	0	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
	Ľavá	0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
Osoba10	Pravá	0	0	1	0	0	1	0	0	0	2
		0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
	Ľavá	0	0	1	0	0	1	0	0	0	1
		0	0	1	0	0	0	1	0	0	2
Osoba11	Pravá	0	1	1	0	0	0	0	0	1	3
		0	0	1	1	0	1	0	0	1	4
		0	0	1	0	0	0	0	0	1	2
	Ľavá	0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	1	4
		0	1	1	0	0	1	0	0	0	3
Percentuálna zhoda [%]		3.076923	55.38462	100	1.538462	0	58.46153846	20	0	46.15384615	

Obr. A.2: Tabuľka zhôd získaných krokových cyklov s normami v jednotlivých osiach. Hodnota 1 znamená zapadnutie daného cyklu do noriem, 0 naopak nezohodu s medzami stanovenými normou

B Obsah prílohy

Aplikacia/	
└─ Zdrojove_Kody/	
└─ backend/	38.1 KB
└─ frontend/	1.64 MB
└─ raspberry_client/	28.90 KB
└─ GaitKinematicsApp.exe	42.30 MB
Data/	
└─ Grafy/	
└─ AutomaticCutting/	
└─ Osoba1/	2.6 MB
└─ Osoba2/	2.24 MB
└─ Osoba3/	2.64 MB
└─ Osoba4/	3.03 MB
└─ Osoba5/	3.12 MB
└─ Osoba6/	2.26 MB
└─ Osoba7/	2.62 MB
└─ Osoba8/	2.69 MB
└─ Osoba9/	3.06 MB
└─ Osoba10/	2.16 MB
└─ Osoba11/	2.59 MB
└─ ManualCutting/	
└─ Osoba1/	2.59 MB
└─ Osoba2/	2.21 MB
└─ Osoba3/	2.16 MB
└─ Osoba4/	2.58 MB
└─ Osoba5/	2.66 MB
└─ Osoba6/	2.20 MB
└─ Osoba7/	2.59 MB
└─ Merania/	
└─ ADXL345/	847 KB
└─ BioSignals/	1.96 MB
└─ MPU6050/ .4 DataFiltered/	
└─ Osoba1/	840 KB
└─ Osoba2/	897 KB
└─ Osoba3/	917 KB
└─ Osoba4/	0.99 MB
└─ Osoba5/	1.21 MB
└─ Osoba6/	853 KB
└─ Osoba7/	938 KB
└─ Osoba8/	1.10 MB
└─ Osoba9/	0.99 MB
└─ Osoba10/	729 KB
└─ Osoba11/	892 KB
└─ OriginalData/	

_ Osoba1/	1.12 MB
_ Osoba2/	1.19 MB
_ Osoba3/	1.23 MB
_ Osoba4/	1.35 MB
_ Osoba5/	1.65 MB
_ Osoba6/	1.13 MB
_ Osoba7/	1.48 MB
_ Osoba8/	1.5 MB
_ Osoba9/	1.36 MB
_ Osoba10/	989 KB
_ Osoba11/	1.18 MB
_ Spracovanie_Dat/	
_ ADXLDataProcessing.py	1 KB
_ AutomatisedCut.py	12 KB
_ CyklusManualne.mp4	1.96 MB
_ DataEditing.py	19 KB
_ ManualCut.py	14 KB
_ MPUDataProcessing.py	1 KB
_ OpenSignalsDataProcessing.py	1 KB
_ Raspberry_Pi/	
_ MeasureADXL345.py	1 KB
_ MeasureMPU6050.py	4 KB