



**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

**KINETICKÁ A KINEMATICKÁ ANALÝZA KROKOVÉHO  
CYKLU POMOCÍ VICON SYSTÉMU**

KINETIC AND KINEMATIC GAIT ANALYSIS USING VICON SYSTEM

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Alžběta Adámková**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. Veronika Svozilová**

**BRNO 2018**

## Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**  
Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Alžběta Adámková

**ID:** 186646

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2017/18

**NÁZEV TÉMATU:**

### **Kinetická a kinematická analýza krokového cyklu pomocí VICON systému**

#### **POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Nastudujte problematiku krokového cyklu člověka. Zaměřte se na jeho rozdělení a jednotlivé části krokového cyklu detailně popište z hlediska kinetiky a kinematiky. 2) Seznamte se s měřicím systémem VICON a plug-in gate modelem. 3) V laboratorních podmínkách proměřte krokový cyklus pomocí systému VICON a proveďte základní kinetickou a kinematickou analýzu. 4) Vytvořte vlastní GUI, které bude zahrnovat výpočty proměnných a parametrů využívaných v kinetické i kinematické analýze krokového cyklu (včetně jejich grafické reprezentace). 5) Proměřte krokový cyklus dostatečného množství probandů (alespoň 10) a proveďte kinetickou a kinematickou analýzu získaných dat. 6) Proveďte diskuzi dosažených výsledků, srovnajte dosažené výsledky s teoretickými předpoklady.

#### **DOPORUČENÁ LITERATURA:**

- [1] AYYAPPA, Ed. Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 1997, 9.1: 10-17.
- [2] REN, Lei; JONES, Richard K.; HOWARD, David. Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle. Journal of biomechanics. 2007, 40.7: 1567-1574.

**Termín zadání:** 5. 2. 2018

**Termín odevzdání:** 25. 5. 2018

**Vedoucí práce:** Ing. Veronika Svozilová



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

#### **UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nese při vyvátání bakalářské práce poněkud autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být při něm všimnout následku porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé hlavy VI. čláku 4 Tržního zákona č. 40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Optoelektronický systém Vicon lze využít k analýze lidské chůze. Toto měření výrazně napomáhá při diagnostice problémů s pohybovým aparátem. Tato práce se zabývá využitím tohoto systému pro měření kinematických a kinetických hodnot kloubů dolních končetin. Hlavním cílem bakalářské práce je porovnání výsledků zdravých pacientů a pacientů s diagnostikovanou dětskou mozkovou obrnou (DMO). Teoretická část se zabývá popisem krokového cyklu z oblasti kinematiky a kinetiky, a také popisem zařízení pro realizaci analýzy. Praktická část se zabývá automatickou detekcí hodnot, které pak byly v poslední části vyhodnoceny, srovnávány a diskutovány.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Krokový cyklus, systém Vicon, kinematika a kinetika kloubů, dětská mozková obrna.

## **ABSTRACT**

The Vicon optoelectronic system can be used to analyze human walking. This measurement greatly helps to diagnose problems with the motion apparatus. This work deals with the use of this system for the measurement of kinematic and kinetic values of joints for lower body model. The main aim of the bachelor thesis is to compare the results of healthy patients and patients with cerebral palsy. The theoretical part deals with the description of the gait cycle from kinematics and kinetics, and also description of the device for the analysis. In the practical part, automatic detection of values is proposed, which were evaluated, compared and discussed in the last part.

## **KEY WORDS**

Gait cycle, Vicon, joint kinematics and joint kinetics, cerebral palsy.

ADÁMKOVÁ, A. *Kinetická a kinematická analýza krokového cyklu pomocí VICON systému*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 39s. Vedoucí práce: Ing. Veronika Svozilová.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Kinetická a kinematická analýza krokového cyklu pomocí VICON systému“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Brno .....

.....

(podpis autora)

Děkuji své vedoucí bakalářské práce Ing. Veronice Svozilové za její ochotu, trpělivost a pomoc při tvorbě této bakalářské práce. Dále děkuji Fakultní nemocnici Brno, konkrétně Dětské nemocnici za možnost prohlédnutí laboratoře a poskytnutí údajů ke zpracování.

# OBSAH

ÚVOD .....	9
1 CHŮZE.....	10
1.1 Krokový cyklus.....	10
1.2 Kinematika kloubů dolních končetin .....	12
1.3 Kinetika kloubů dolních končetin.....	15
2 LABORATOŘ CHŮZE .....	16
2.1 Tlakové senzory .....	16
2.2 Systém Vicon.....	17
2.2.1 Prostorové umístění kamer .....	17
2.2.2 Synchronizace kamer.....	18
2.2.3 Snímání pohybu.....	18
2.3 PlugInGate .....	19
3 ANALÝZA DAT .....	21
4 VÝSLEDKY KINETICKÉ A KINEMATICKÉ ANALÝZY DAT .....	23
5 DISKUZE.....	31
6 ZÁVĚR.....	33
Literatura .....	34
Seznam zkratk .....	36
7 PŘÍLOHA.....	37

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Průběh jednoho krokového cyklu [1].	11
Obr. 2: Pohyby v kloubech [2].	12
Obr. 3: Základní tři roviny (Vicon model) [21].	13
Obr. 4: Úhel mezi segmenty [6].	14
Obr. 5: Tlaková plošina Zebris [22].	16
Obr. 6: IR kamera Vicon [3].	17
Obr. 7: Rozložení kamer v prostoru [23].	18
Obr. 8: Různé velikosti markerů [6].	19
Obr. 9: Umístění markerů (přední pohled) [10].	19
Obr. 10: Umístění markerů (zadní pohled) [10].	20
Obr. 11: Rozmístění markerů (boční pohled) [10].	20
Obr. 12: Grafy pohybu třech veličin pro kotník, koleno a kyčel [20].	21
Obr. 13: Síla působící na podložku v ose z.	23
Obr. 14: Maximální (nalevo) a minimální (napravo) velikosti sil působících na podložku v ose x a ose y.	23
Obr. 15: Maximální (nalevo) minimální (napravo) moment síly působící na kyčelní kloub ve třech osách.	24
Obr. 16: Maximální (nalevo) minimální (napravo) moment síly působící na kolenní kloub ve třech osách	25
Obr. 17: Maximální (nalevo) minimální (napravo) moment síly působící na kotník ve třech osách. ...	26
Obr. 18 Maximální (nalevo) minimální (napravo) vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi pánví a stehenní kostí.	27
Obr. 19: Maximální (nalevo) minimální (napravo) vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi stehenní kostí a holenní kostí.	28
Obr. 20: Maximální vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi holenní kostí a chodidlem.	29
Obr. 21: Maximální vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi pánví a stanoveným středem souřadnic.	30

## SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Stojná a švihová fáze [7] .....	11
Tab. 2: Pohyby a fyziologická rozmezí pohybu kloubů dolních končetin. ....	13
Tab. 3: Popis markerů. ....	20
Tab. 4: Měřené veličiny.....	22
Tab. 5: Forces .....	38
Tab. 6: Hip Moment .....	38
Tab. 7: Knee Moment.....	38
Tab. 8: Ankle Moment .....	38
Tab. 9: Hip Angles .....	39
Tab. 10: Knee Angles.....	39
Tab. 11: Ankle Angles.....	39
Tab. 12: Pelvis Angles.....	39



# ÚVOD

Kamerový systém Vicon je součástí laboratoře chůze, která se využívá pro analýzu pohybu jednotlivých částí těla a komplexního vyšetření pohybu. Hodnocení chůze má nezastupitelné místo v běžné klinické praxi a velký význam má její analýza také pro výzkumné účely. Laboratoř chůze napomáhá při hledání konkrétních částí lidského těla se zhoršenou pohyblivostí. Při problémech s pohybovým aparátem se stále hledají nové neinvazivní metody vyšetření.

Systém Vicon vyhodnocuje polohy vybraných bodů na těle člověka a vytváří model v trojrozměrném prostředí. Měření probíhá za stálých světelných podmínek a vyhrazeným způsobem. Na předem dané části těla pacienta se připevní markery, které pak kamerový systém je schopen detekovat a vykreslit jejich pohyb. Pomocí daného systému lze zobrazit jednotlivé markery a komerčním softwarem lze provést i celkovou analýzu dat. Dvourozměrné zobrazení v sagitální rovině dokáže ilustrovat případné změny v kroku pacienta a tím pomáhá lokalizovat problémová místa.

Tato bakalářská práce referuje o zpracování datových záznamů, které snímají lidskou chůzi, a její následné analýze ve vybraném programovém jazyce. Náplní práce je srovnání změřeného krokového cyklu dvou skupin pacientů, zdravých a nemocných. Krokový cyklus je hodnocen z hlediska kinetiky a kinematiky kloubů dolních končetin. Stanoveno je osm veličin, u kterých jsou detekovány maximální a minimální hodnoty. Tyto data jsou dále statisticky zpracována a vykreslena do grafů. Hodnoty zdravých pacientů jsou brány jako určitá norma, se kterou jsou pak nemocní pacienti srovnáváni. Všichni nemocní pacienti trpí dětskou mozkovou obrnou a mají velmi specifické problémy s pohybovým aparátem.

Hlavním motivem této práce je vyhodnocení surových dat systému Vicon. V běžné praxi se pro zpracování naměřených dat využívají placené softwary. Cílem této práce je prokázat možnost analýzy dat nezávisle na spjatých programech.

# 1 CHŮZE

Typickým a jedinečným znakem zástupců živočišné říše, tedy i člověka, je lokomoce. Základním lokomočním stereotypem člověka, který má zásadní význam pro kvalitu života, je chůze [9]. Chůze je i základním pohybem pro ostatní pohyby na něj navazující, jako je běhání, poskakování, přeskakování, a také pro sporty jako je plavání, lyžování, jízda na kole a mnoho dalších.

Chůze je popisována jako rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, kde je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou [7]. Chůze je součástí každodenního života většiny z nás. Nevyužíváme ji pouze k přesunu z místa na místo, ale její význam nacházíme i v oblasti psychosociální, neboť usnadňuje participaci na společenském životě. Tak její využití ovlivňuje celkově kvalitu života [6].

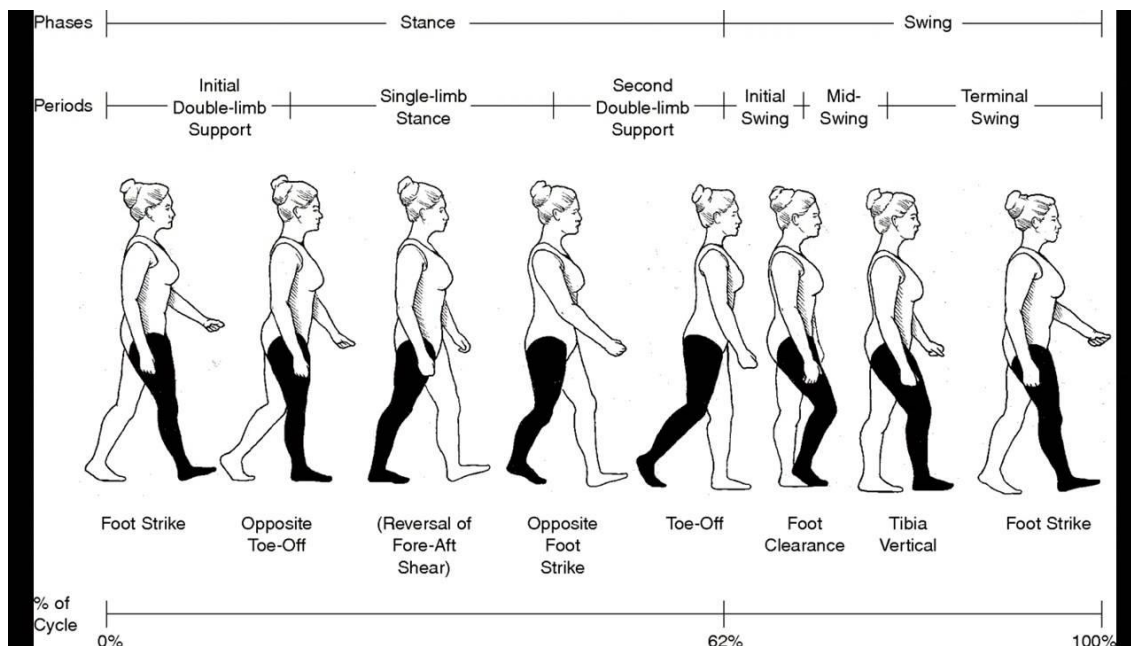
Každé provedení chůze je jedinečné, ale i tak lze vyjmenovat několik společných rysů každé vykonané chůze. Tyto rysy jsou podmíněny zdravotním stavem, vnějšími podmínkami, psychickými faktory, tak i biomechanickými parametry lidského těla [8]. Chůze člověka se skládá z jednotlivých kroků. Základem chůze je tzv. krokový cyklus, který se dělí na další fáze.

## 1.1 Krokový cyklus

Začátek jednoho krokového cyklu koresponduje s úderem paty jedné dolní končetiny a konec koresponduje s opětovným úderem paty stejné dolní končetiny [15]. Jiný zdroj uvádí začátek kroku nohou jako flexibilní strukturu, která pokračuje jako rigidní páka držící balanc [16].

Krokový cyklus dělíme na dvě fáze: stojnou a švihovou (viz Obr. 1). Fázi, kdy se noha po celou dobu dotýká podložky, označujeme jako stojnou. Tato fáze obstarává stabilitu a je také potřebná v následující fázi. Tato fáze je zahájena zdvihnutím nohy od podložky a pokračuje pohybem švihové končetiny před stojnou. První popsaná fáze tvoří zhruba 62 % krokového cyklu a zbylých 38 % tvoří fáze druhá [14].

Lze označit ještě jednu fázi krokového cyklu, a to fázi dvojí podpory (double support). Nastává ve chvíli, kdy se obě končetiny dotýkají podložky [6]. Délka této fáze závisí na rychlosti chůze. Ve standární chůzi, kdy stojná fáze je min 60 %, délka dvojí podpory zaujímá 20 % [15]. Pokud tato fáze je rovna 0 % v krokového cyklu, mluvíme o běhu.



Obr. 1: Průběh jednoho krokového cyklu [1].

Nejčastější dělení krokového cyklu, které lze nalézt v literatuře, zahrnuje celkem pět částí stojné fáze a tři části švihové fáze (viz Tab. 1).

Tab. 1: Stojná a švihová fáze [7].

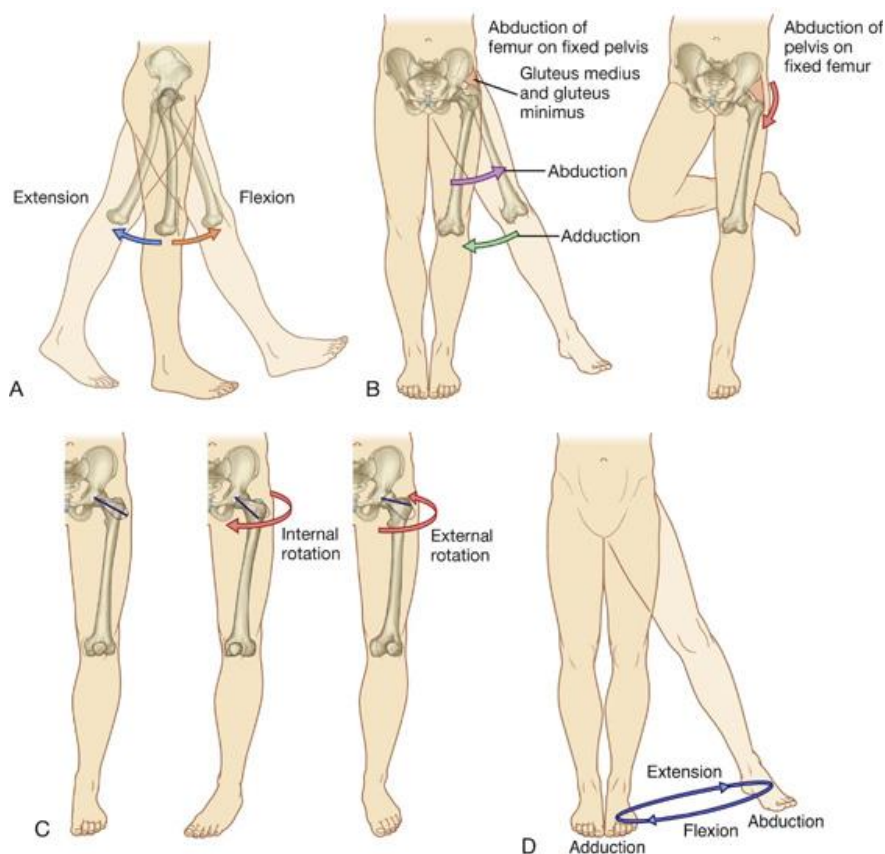
Stojná fáze	1. počáteční kontakt (initial contact)	0 %, resp. 0-2 %
	2. postupné zatěžování (loading response)	0 - 10 %
	3. mezistoj (midstance)	10 - 30 %
	4. konečný stoj (terminal stance)	30 - 50 %
	5. předšvihová fáze (preswing)	0 - 60 %
Švihová fáze	1. počáteční švih (initial swing)	60 - 73 %
	2. mezišvih (midswing)	73 - 87 %
	3. konečný švih (terminal swing)	88 - 100 %

Tyto dvě fáze lze dělit dál, to se však značně liší. Uvedené dělení je všeobecně uznávané a pro tuto práci dostatečné.

## 1.2 Kinematika kloubů dolních končetin

Kinematika je součástí mechaniky a zabývá se klasifikací a popisem různých druhů pohybu [17]. Chůze je tedy zapotřebí rozdělit i z hlediska kinematiky. Jedná se o komplexní pohyb a mnohdy je nutné vyšetřit pohybové segmenty jednotlivě. Při vyšetřování pohybového aparátu dolních končetin je kladen důraz na pohybové segmenty, které zásadně ovlivňují pohyb, tj. klouby. V pohybové analýze, zejména z pohledu následné analýzy dat, je pozornost zaměřena na kyčel, koleno a kotník.

Klouby z hlediska pohybu jsou charakterizovány několika druhy pohybu, jednotlivé pohyby se pak mohou kombinovat. Klouby také svým anatomickým tvarem vymezují svůj pohyb. Jedná se o flexi, extenzi, abdukcii, addukci, vnitřní a vnější rotaci (viz Obr. 2). Příkladem kombinování různých pohybů může být koleno, které ve fázi maximální extenze není schopno rotovat díky napjatým postranním vazům, nicméně při lehké flexi je rotace možná.



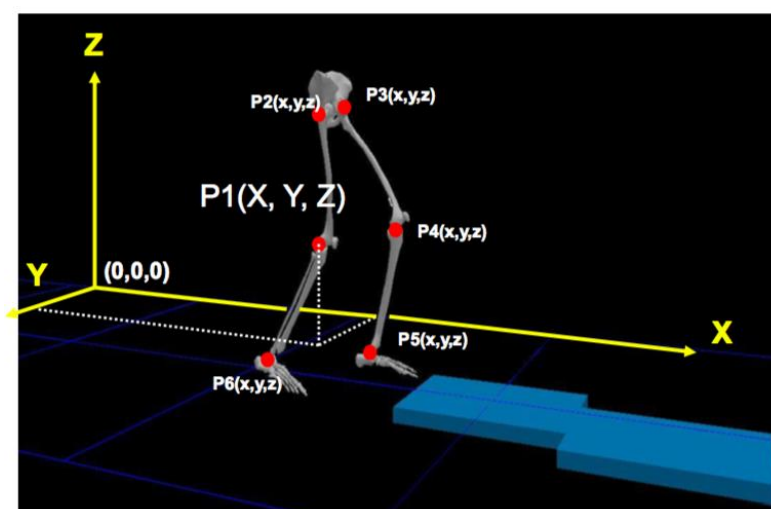
Obr. 2: Pohyby v kloubech [2].

Pohyby příslušící jednotlivým kloubům jsou zkoumány v laboratoři chůze, popisovány jsou především maximální fyziologická rozmezí. V této práci je měřeno maximální i minimální rozmezí pohybu ve všech třech osách. Následující informace v tabulce (Tab. 2), jsou čerpány z Fakulty sportovních studií MU [2].

**Tab. 2: Pohyby a fyziologická rozmezí pohybu kloubů dolních končetin.**

	pohyby	kloubní fyziologické rozmezí
koleno	flexe	0-150 stupňů
	extenze	0-10 stupňů
	vnitřní, vnější rotace	0-50 stupňů
kotník	dorzální flexe	0-30 stupňů
	plantární flexe	0-50 stupňů
	suspínace, pronace	0-10 stupňů
kyčel	flexe	0-160 stupňů
	extenze	0-25 stupňů
	abdukce	0-60 stupňů
	addukce	0-30 stupňů
	vnitřní rotace	0-35 stupňů
	vnější rotace	0-70 stupňů

Pro práci a pochopení daných výsledků je nutné uvést základní tři roviny, ve kterých se jednotlivé segmenty pohybového aparátu pohybují a popisují. Flexe a extenze se popisuje v sagitální rovině (osa x), abdukce a addukce ve frontální rovině (osa y) a rotace vnitřní a vnější v transverzální rovině (osa z) [24].



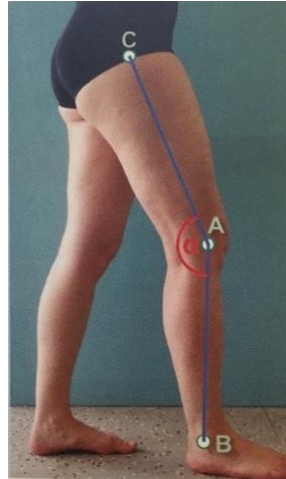
Obr. 3: Základní tři roviny (Vicon model) [21].

Ze záznamu pohybové činnosti zjistíme rovinné souřadnice vyznačených bodů na těle. Na základě souřadnic bodů, jenž se mění v prostoru a času jsme schopni určit základní kinematické veličiny – např. dráha, rychlost, úhel, úhlová rychlost segmentů [2].

K určení polohy bodů a z nich vyplývající polohy segmentů je potřebné nadefinovat souřadný (kartézský) systém [6]. Základní délkové a úhlové parametry jsou určeny s využitím vztahů z analytické

geometrie. Jsou-li dány body A, B, C o souřadnicích  $A = [x_A; y_A; z_A]$ ,  $B = [x_B; y_B; z_B]$ ,  $C = [x_C; y_C; z_C]$ , pak pro délku úsečky AB (vzdálenost bodů A, B; délku segmentu ohraničeného body A, B) platí (1):

$$d(A, B) = |AB| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2} \quad (1)$$



Obr. 4: Úhel mezi segmenty [6].

Velikost úhlu  $\alpha$  mezi segmenty určíme ze vztahu (2):

$$\cos \alpha = \frac{|u_1 \cdot v_1 + u_2 \cdot v_2 + u_3 \cdot v_3|}{|u| \cdot |v|} \quad (2)$$

kde platí následující vzorce (3), (4), (5), (6):

$$u = B - A = (u_1; u_2; u_3) = (x_B - x_A; y_B - y_A; z_B - z_A) \quad (3)$$

$$v = C - A = (v_1; v_2; v_3) = (x_C - x_A; y_C - y_A; z_C - z_A) \quad (4)$$

$$|u| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2} \quad (5)$$

$$|v| = \sqrt{(x_C - x_A)^2 + (y_C - y_A)^2 + (z_C - z_A)^2} \quad (6)$$

Na záznamu pohybu se každý trojrozměrný objekt zobrazí jako dvojrozměrný, rovinný obraz. Proto je zapotřebí, aby námi označený bod na těle subjektu byl snímán minimálně dvěma kamerami, abychom mohli určit prostorové souřadnice. Zároveň musíme provést kalibraci prostoru (nasnímat ze všech kamer nějaké těleso známé velikosti). Složením záznamů a hodnot rovinných souřadnic pořízených minimálně dvěma kamerami získáváme prostorové souřadnice bodu [12].

### 1.3 Kinetika kloubů dolních končetin

Kinetika je část dynamiky, která se zabývá vztahem mezi silami působícími na tělo. Na rozdíl od kinematiky, kinetika se zabývá příčinami změn pohybového stavu těla a jeho částí. Pro získání objektivní a komplexní informace o provedení chůze je potřebné změřit velikosti působících sil. Působící síly jsou taktéž někdy důvodem přetížení či zranění pohybového aparátu.

Dynamická analýza pohybu využívá pro kvantifikaci pohybové činnosti měření silových parametrů (síly vnitřní versus vnější) [12]. Síla je vektorová veličina, která vyjadřuje míru působení těles nebo polí. Pojem síly je zaveden pomocí Newtonovských zákonů. Pokud lze zanedbat změnu hmotnosti při pohybu, lze vypočítat sílu jako násobek hmotnosti  $m$  a zrychlení tělesa  $a$  (1):

$$F = m \cdot \frac{dv}{dt} = m \cdot a \quad (1)$$

Pohyby našich končetin přes kloubní spojení jsou způsobeny momenty sil, které vytvářejí naše svaly. Pomocí svalů, které produkují momenty sil v našich kloubech, se můžeme pohybovat. Otáčivé účinky síly jsou mnohdy důvodem přetížení kloubů. Moment síly je roven součinu velikosti síly  $F$  a polohovým vektorem  $r$  (2):

$$M = F \cdot r \quad (2)$$

Další neopomenutelnou veličinou je energie. Chůze zahrnuje výměnu energií. Kinetická a potenciální energie se neustále mění jedna v druhou a každá tato změna je doprovázena určitou ztrátou. Měří se hodnoty energie dodané za jednotku času  $J/s = \text{Watt}$ . Dále je možné získat hodnoty jako energie kloubů, to vypovídá o produkované energii, nebo rozptýlené energii pomocí svalů kolem kloubu. Tato veličina může být použita k posouzení pohonné síly kolem kloubů a k lepšímu pochopení energetických nákladů na chůzi.

## 2 LABORATOŘ CHŮZE

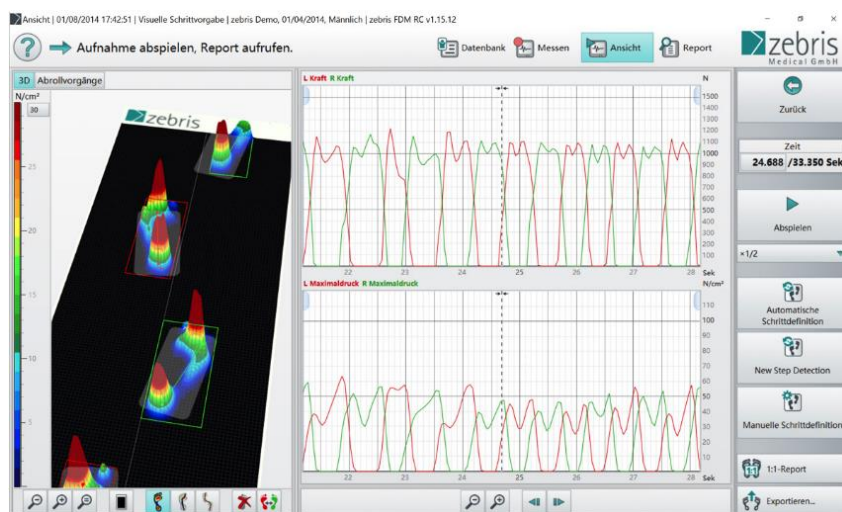
Všeobecné složení laboratoře chůze se může lišit. Standartní vybavení obsahuje vysokorychlostní kamery, softwarové programy a tlakové senzory snímající dopad chodidla na podložku.

### 2.1 Tlakové senzory

Důležitým parametrem pro určení zatížení nohy je detekce tlaků při kontaktu chodidla s podložkou. Může se jednat o jednotlivé bloky, které měří každou nohu zvlášť (Dětská nemocnice FN Brno), nebo ucelený pás. Měření velikosti a rozložení tlaku se provádí pomocí dynamické plantografie, která je založena na otisku chodidla se zaměřením na jeho klenutí. Je zde měřeno rozložení tlaku pod ploškou, většinou při chůzi či různých obměnách stoje. Měření probíhá v určitém čase, přičemž dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů [5].

Nejčastěji používaným měřícím zařízením jsou dynamické pásy společnosti Zebris. V tomto případě jsou tlakové plošiny poskládány ze základních modulů. Vrchní vrstva těchto plošin je vyrobena z odolného materiálu, který chrání měřící vrstvu, složenou z matic kalibrovaných kapacitních senzorů.

Desky umožňují statické i dynamické měření distribuce síly působící pod ploškou chodidla během stoje nebo chůze. Systém je přímo připojen k běžnému PC přes rozhraní USB a nevyžaduje žádnou další elektroniku. Při analýze chůze na měřící desce je možno využívat kompenzačních pomůcek bez omezení. Systém umí synchronně vyhodnocovat několik hodnot záraz. Automaticky rozpozná pravou a levou nohu, dopočítá zátěž chodidel, délku kroku apod. Lze vyhodnotit i závěrečný report se všemi důležitými hodnotami a veličinami.



Obr. 5: Tlaková plošina Zebris [22].



## 2.2 Systém Vicon

Moderní optoelektronický systém, vyhodnocuje polohy vybraných bodů na těle člověka. Hardwarové vybavení se skládá ze speciálních vysokorychlostních kamer (obvyklý počet osm) s infračervenými zářiči (viz Obr. 6), kalibračního vybavení, ovládacího panelu pro kamerový systém, počítače, kabeláže a markerů různé velikosti pro detekování pohybu.

Samotný proces snímání lidské chůze se provádí pouze za stálých světelných podmínek v laboratorním prostředí. Základem metody je správné rozmístění kamer, které zabírají vybranou scénu z více úhlů. Samotná scéna je osvětlena zářiči infračerveného světla umístěnými po obvodu objektivu. Zářiče se skládají z AlGaAs LED diod, které vyzařují infračervené světlo o vlnové délce 780 nm [11].



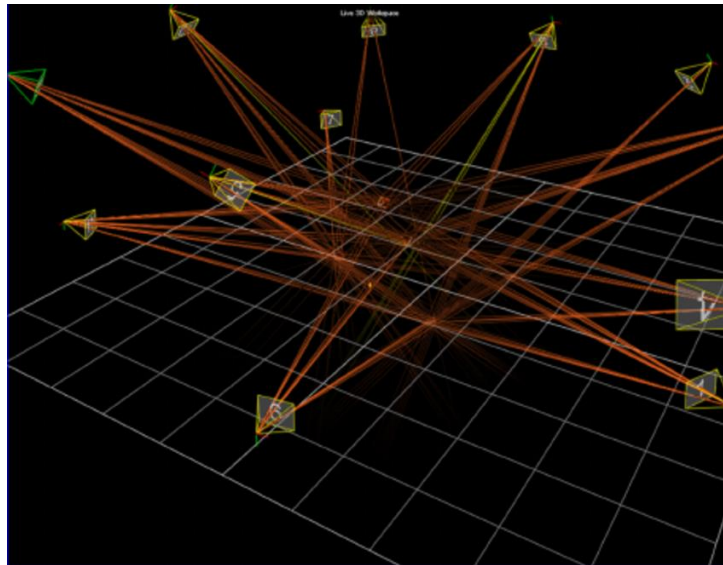
Obr. 6: IR kamera Vicon [3].

### 2.2.1 Prostorové umístění kamer

Výrobce kamer přikládá doporučení, jakým způsobem mají být kamery rozmístěny a jaké požadavky mají být splněny, aby systém správně fungoval. Primárním požadavkem je, aby každý marker byl snímán alespoň dvěma kamerami. Dalším požadavkem spojeným s rozmístěním kamer je, aby optické osy jednotlivých kamer optimálně svíraly úhel  $90^\circ$  [13]. Výrobce sám deklaruje, že tohoto stavu se nejlépe dosahuje při rozmístění kamer do kruhu s minimálním průměrem 10 m. V praxi se často používá rozmístění do elipsoidního tvaru o velikosti prostoru alespoň 9 m na délku a 3 m na šířku. Dále se musí splnit požadavek, který se týká zorného pole kamer. Žádná z kamer nesmí být rozmístěna tak, aby ve svém zorném poli měla další zdroj infračerveného záření, protože by to způsobovalo oblast bez možnosti detekce. Ve většině laboratoří na detekci chůze se používá 8 kamer Vicon.

Kvůli finanční náročnosti a specifickým požadavkům se používají laboratoře, které nejsou primárně určeny na snímání chůze. Proto existují i další pravidla vycházející z charakteru laboratoře samotné. Klade se tedy důraz na vhodnou velikost laboratoře, osvětlení a na pozadí za objektivem. Je důležité, aby kamery byly umístěny v dostatečné vzdálenosti od pohybující se osoby, např.: osoba nesmí zmizet ze zorného pole kamer. Tento problém může nastat především v situacích,

kdy se osoba pohybuje rychleji. Správného osvětlení a pozadí laboratoře dosáhneme tak, že zajistíme rovnoměrné osvětlení a homogenní pozadí. Je tedy vhodné, abychom jsme se vyvarovali plakátů na zdech laboratoře nebo dalších objektů v pozadí za kamerami jako nástěnky, květináče apod.



Obr. 7: Rozložení kamer v prostoru [23].

### 2.2.2 Synchronizace kamer

Vzájemná synchronizace systému kamer po každém zapnutí nám zaručí správnou funkci systému. K určení prostorových souřadnic jednoho bodu je potřeba dvou kamer. Ty nám poskytnou údaje minimálního počtu dvou dvojic rovinných souřadnic daného bodu v daném čase. Proto je nutné provést synchronizaci záznamů z různých kamer.

Bez synchronizace kamer by nebylo možné začít s analyzováním krokového cyklu. Synchronizace se tedy skládá z kalibrace systému a vymezení snímaného prostoru před kamerami. Z toho vyplývá že, nekalibrujeme každou kameru samostatně ale celou soustavu kamer najednou. Jakmile provedeme synchronizaci systému kamer tak už nelze měnit jejich postavení v prostoru bez opětovné kalibrace.

### 2.2.3 Snímání pohybu

Systém sám o sobě je unikátní. Princip každé digitální kamery spočívá v tom, že kamera snímá odražené světlo od objektu skrze objektiv a následně prochází soustavou zrcadel. Poté světlo dopadá na světlo-citlivý detektor, který převede signál v podobě světla na elektrický proud a pošle jej na výstup. Právě v této fázi při převodu neelektrické veličiny na elektrickou dochází k částečnému znehodnocení obrazu. Obraz není dostatečně ostrý.

Kamerový systém společnosti VICON je schopen odstranit tyto nedostatky zajistíme-li vhodné parametry scény. Kamery mohou scénu snímat až s maximální frekvencí 2000 snímků za vteřinu. Potom už záleží na softwarovém vybavení laboratoře. Většinou se v laboratořích používá frekvence v rozmezí

210 až 230 snímků za sekundu. Při takové frekvenci snímání se volí rozlišení 1600 x 1280 px pro model MX 20+. Intenzita snímání se nastavuje na maximální hodnotu, aby se docílilo co největší ostrosti obrazu.

## 2.3 PlugInGate

Pohyb těla se snímá na předem definovaných anatomických oblastí. Na potřebné body, přesněji jejich projekce na kůži, jsou umístěny markery (značky). Markery umožňují odraz signálu vysílaného z kamer. Toho se docílilo překrytím markerů retroreflexní páskou, ta umožňuje odraz infračerveného záření emitovaného z kamer. Kamery detekují markery a systém automaticky vyhodnocuje záznam.

V závislosti na druhu vyšetření a proporcích dané osoby se volí vhodná velikost (od 1.5 – 70 mm) a počet markerů. Dětská nemocnice FN Brno pro svou analýzu chůze používá markery velikosti 14 mm. Také využívá tzv. wandmarkery, které jsou umístěny na vnější straně stehna a lýtka. Jedná se o markery umístěné na ohebné tyčce, která upřesňuje náklon osy kloubu, a tak zdokonaluje měření.

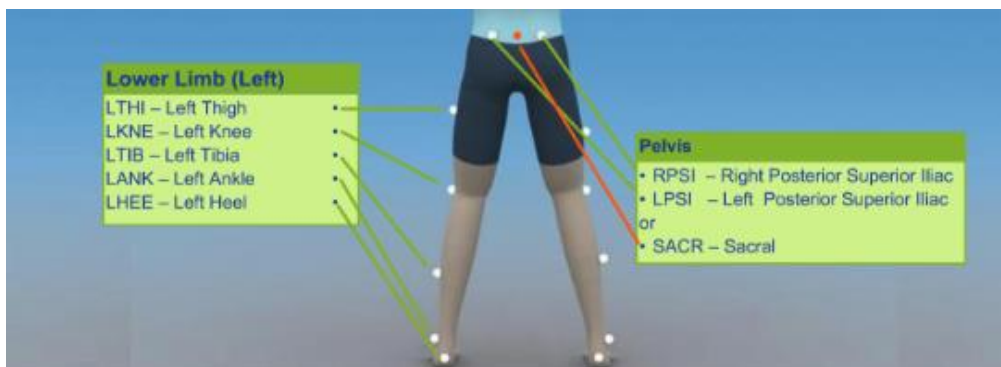


Obr. 8: Různé velikosti markerů [4].

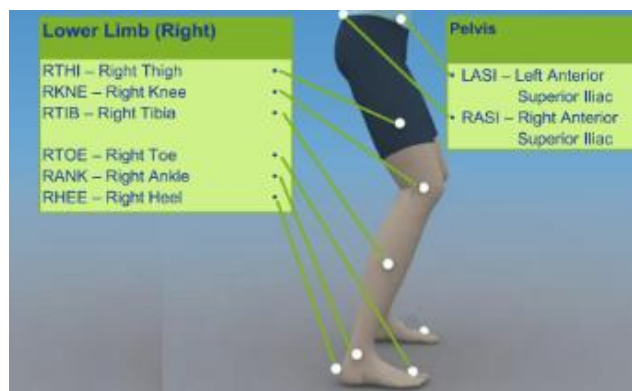
V našem modelu PlugInGate snímáme pouze oblast pánve a dolních končetin. Tento definovaný model (tzv. Newington-Helen Hayes model) je všeobecně uznáván a využíván. Pohled snímané oblasti dolních končetin zaznamenává Obr. 11 - Obr. 11.



Obr. 9: Umístění markerů (přední pohled) [10].



Obr. 10: Umístění markerů (zadní pohled) [10].



Obr. 11: Rozmístění markerů (boční pohled) [10].

Tab. 3: Popis markerů.

Marker	Postavení na těle
LASI/RASI	Přední výběžek pánve na levé/pravé straně
LPSI/RPSI	Přední výběžek pánve na levé/pravé straně
LTHI/RTHI	Vnější strana levého/pravého stehna
LKNE/RKNE	Vnější strana levého/pravého kolena
LTIB/RTIB	Vnější strana levého/pravého holeně
LANK/RANKE	Vnější výběžek levého/pravého kotníku
LHEE/RHEE	Levá/pravá pata
LTOE/RTOE	Levý/pravý kloub palce

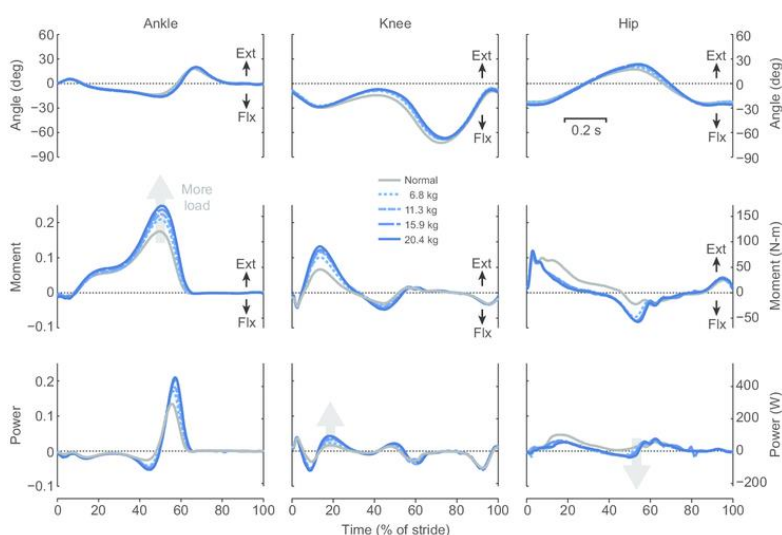
Při označení bodů na lidském těle musíme brát v úvahu skutečnost, že mezi strukturou na kosti a značkou na povrchu těla se nachází vrstva měkkých tkání, v mnoha případech poměrně široká. Proto se i provádí měření vzdáleností a velikostí kloubů a kostí. Zaznamenané hodnoty se vloží do systému, poté započne měření. Chyba měření může vzniknout posunem značky v průběhu pohybu. Velikost takové chyby je závislá na antropometrických parametrech měřeného jedince a na změnách rychlosti pohybu. Odchyly mohou způsobovat i nesprávně zvolené velikosti markery.

Před začátkem měření nesmíme také zapomenout na zaznamenání anatomických hodnot pacienta (výška, hmotnost, šířka kolene, šířka kotníku, vzdálenost nohy apod.)

### 3 ANALÝZA DAT

Data pochází z databáze Dětské nemocnice FN Brno. Všichni pacienti jsou dětského věku. Jedná se o dvě skupiny, a to první skupina pěti pacientů zdravých a druhá skupina pěti pacientů nemocných. Počet měření (trialů) u jednotlivých pacientů se lišila. V průměru se jednalo o sedm trialů u každého pacienta. Všichni nemocní pacienti trpí dětskou mozkovou obrnou (DMO). Jedná se o závažné onemocnění, které vzniká na základě jednorázového poškození mozkové tkáně. Je typické poruchou hybnosti, provázena abnormálním svalovým napětím. Toto poškození je právě charakteristické při vývoji motorických oblastí mozku. DMO nelze vyléčit, avšak skrze léčbu lze dosáhnout zlepšení životních podmínek a možností dítěte. Kvalita života výrazně záleží na včasné diagnostice a správném způsobu léčby [19].

U každého pacienta se měřil krokový cyklus a stanovilo se osm veličin k analýze. Následující obrázek (Obr. 12) je pro ilustraci průběhu kinetiky a kinematiky kloubů s různým zatížením.



Obr. 12: Grafy pohybu třech veličin pro kotník, koleno a kyčel [19].

Přesná interpretace kloubní kinematiky a kinetiky velmi závisí na správné detekci krokového cyklu. Úsek krokového cyklu byl již ošetřen, stačilo pouze upravit formát k načtení v daném programovém jazyce. Získané data ze systému Vicon, která byla použita pro tuto práci, byla ve formátu C3D. Formát C3D (angl. coordinate 3D) označuje koordinovaný 3D záznam, který se skládá pouze ze surových dat v binární soustavě. Pro úpravy formátování a následné zpracování dat jsem se rozhodla využít prostředí programu Matlab verze R2017a. V případě této bakalářské práce byl vyhodnocen jak samotný pohyb markeru na končetinách, tak i úhly při pohybu markerů. V následující tabulce (viz Tab 4) jsou vypsané analyzované veličiny.

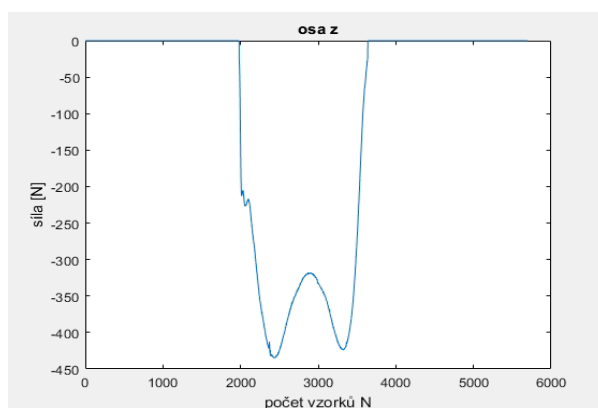
Tab 4: Měřené veličiny [10].

Kinetika	Force	Síla působící na podložku.
	Hip Moment	Moment síly působící na kyčelní kloub.
	Knee Moment	Moment síly působící na kolenní kloub.
	Ankle Moment	Moment síly působící na kotník.
Kinematika	Hip Angles	Úhel mezi pánví a stehenní kostí.
	Knee Angles	Úhel mezi stehenní kostí a holení.
	Ankle Angles	Úhel mezi holení a chodidlem.
	Pelvis Angles	Úhel mezi pánví a stanoveným středem souřadnic.

Dané veličiny bylo potřeba správně naindexovat ze surových dat a analyzovat. Hodnocení dat spočívalo v detekování maxima, minima vykreslené křivky a následné vypočtení rozmezí hodnot. Výsledné hodnoty byly převedeny do Excelu a poté bylo použito tzv. pravidlo sigma. Toto statistické pravidlo se využívá při kontrole měření, které bylo zatíženo chybami. Při zpracovávání velkého množství dat je nutné stanovit určité rozmezí platných dat a odstranit ty, co tam nespádají. Pravidlo říká, že u přibližně normálně rozděleného statistického souboru by se měly téměř všechny relevantní hodnoty nacházet do tří směrodatných odchylek od střední hodnoty. Platí totiž, že výsledek měření leží v intervalu pro tři směrodatné odchylky s pravděpodobností 99,73 %. V této práci bylo toto pravidlo použito na celý soubor dat pro každého pacienta. Prakticky to znamenalo odstranění jednotlivých dat, které přesahovaly stanovenou hodnotu. Následně pro snadnější reprodukovatelnost se protříděné hodnoty průměrovaly. Z těchto hodnot pak byly vytvořeny krabicové grafy, které usnadňují vyhodnocení a porovnání získaných hodnot pro zdravé a nemocné jedince.

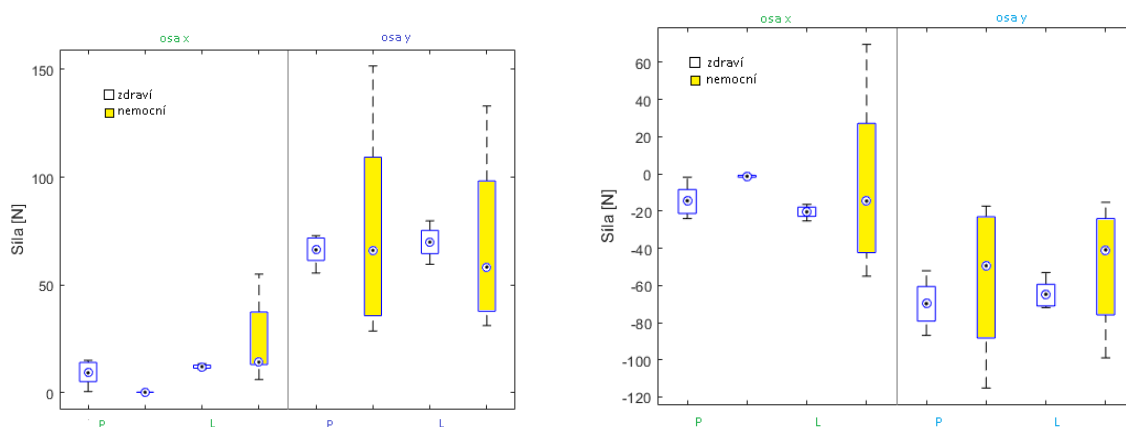
## 4 VÝSLEDKY KINETICKÉ A KINEMATICKÉ ANALÝZY DAT

Z kinetických dat byly hodnoceny dvě veličiny, a to síla působící na podložku a momenty sil kloubů dolních končetin. Podložka měří síly na ni působící ve třech rovinách (sagitální, frontální, transverzální). Poslední rovina, osa z, vyobrazuje rozložení hmotnosti pacienta a maximální hodnoty těchto grafů odpovídají celkové hmotnosti pacienta v daném čase. Tyto hodnoty se pohybovaly v přepočtu v rozmezí 30 – 45 kg. Průběh došlapu na jednu podložku je zobrazen v grafu na následujícím obrázku (Obr. 13).



Obr. 13: Síla působící na podložku v ose z.

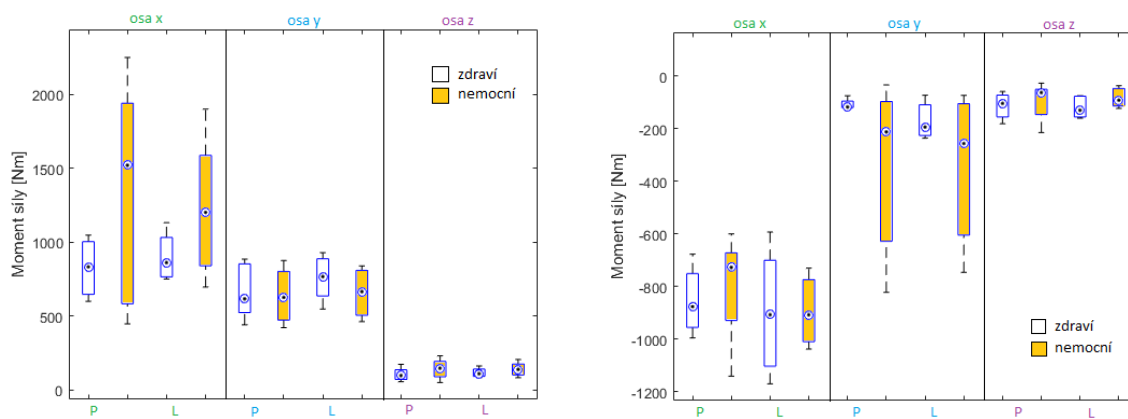
V následujících obrázcích je vždy zobrazeno několik krabicových grafů. Obrázek vždy zobrazuje maxima (nalevo) a minima (napravo) naměřených hodnot. V grafech je vynesena každá noha (každý krok) zvlášť (P = pravá noha, L = levá noha) v dané ose. Pro snadnější srovnání jsou vždy vedle sebe grafy zdravých pacientů (ZP) a nemocných pacientů (NP). V prvním případě se jedná o srovnání maximální a minimální síly působící na podložku v ose x a ose y (Obr 14). Záporné hodnoty působící síly (minima) jsou chápány jako hodnoty v opačném směru oproti kladným.



Obr 14: Maximální (nalevo) a minimální (napravo) velikosti sil působících na podložku v ose x a ose y.

Velikost mediánu maximálních sil působících v ose  $x$  u ZP byl u pravé nohy 9,13 N, u levé nohy 12 N. Medián minimálních hodnot pravé nohy byl -14,42 N, u levé nohy byl -20,43 N. U NP v ose  $x$  se vždy výrazně lišily hodnoty levé a pravé nohy, kdy medián maximálních hodnot pravé nohy byl 0,1 N a medián minimálních hodnot -1,26 N. U levé nohy NP byl medián maximálních hodnot 14,1 N a medián minimálních hodnot -15,8 N. V ose  $y$  medián maximálních hodnot pravé nohy ZP vyšel 66,22 N, u levé nohy 69,83 N. Medián minimálních hodnot pravé nohy byl -69,76 N, u levé nohy byl -64,72 N. U NP medián maximálních naměřených sil pravé nohy byl 65,96 N, u levé nohy 58,24 N, medián minimálních hodnot pravé nohy vyšel -66,91 N, levé nohy -58,46 N.

Další veličina zobrazena v grafech je moment síly působící na kyčelní kloub ve třech osách (Obr. 15). Záporné hodnoty detekovaných momentů sil jsou taktéž chápány jako hodnoty v opačném směru oproti kladným.



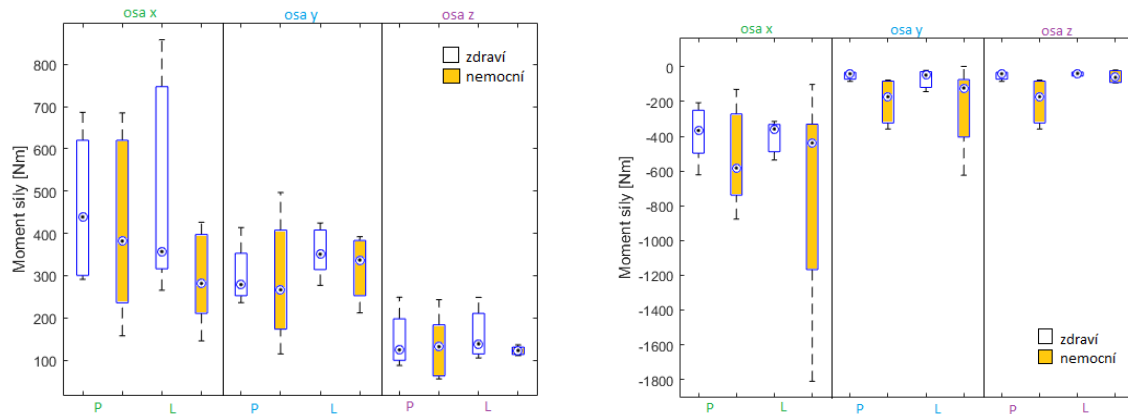
Obr. 15: Maximální (nalevo) minimální (napravo) moment síly působící na kyčelní kloub ve třech osách.

V ose  $x$  medián maximálních hodnot momentů sil u ZP pro pravou nohu byl 833,59 Nm, u levé nohy pak 862,59 Nm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 1521,8 Nm a levé nohy 1202,3 Nm. Medián maximálních hodnot momentů sil v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 616,83 Nm, u levé nohy pak 767,6 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 627 Nm a pro levou nohu vyšel 665,69 Nm. Medián maximálních hodnot momentů sil v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 97,34 Nm, u levé nohy pak 109,73 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 147,04 Nm a levé nohy 138,67 Nm.

Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel -876,36 Nm, pro levou nohu pak -906,91 Nm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -727,55 Nm a levé nohy -907,53 Nm. Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -118,5 Nm, pro levou nohu pak -194,86 Nm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -213,15 Nm a levé nohy -256,98 Nm. Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -105,03 Nm, levé nohy pak -130,66 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -63,78 Nm a levé nohy -92,7 Nm.



Další obrázek (Obr. 16) jsou grafy maximálních a minimálních hodnot momentů sil působících na kolenní kloub ve třech osách.

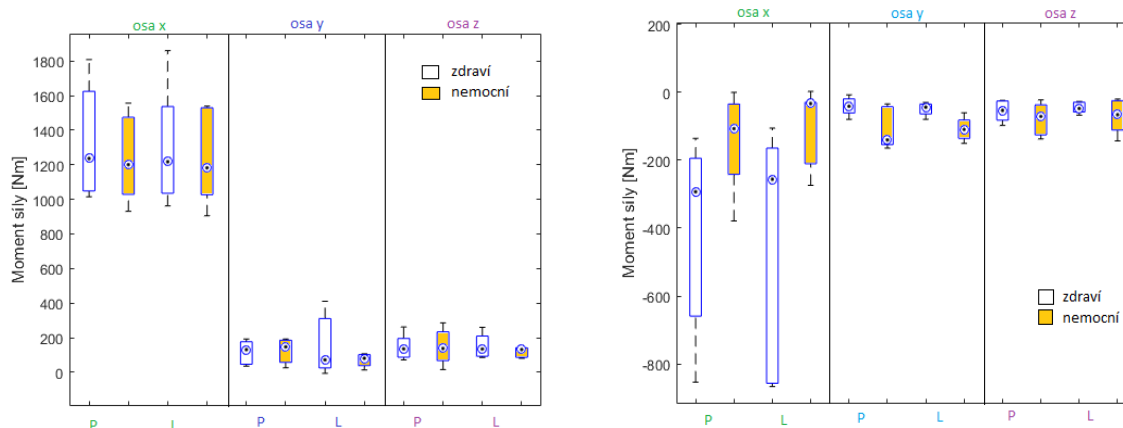


Obr. 16: Maximální (nalevo) minimální (napravo) moment sily působící na kolenní kloub ve třech osách

V ose  $x$  medián maximálních hodnot momentů sil pravé nohy u ZP byl 438,99 Nm, u levé nohy pak 356,89 Nm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 381,99 Nm a levé nohy 281,57 Nm. Medián maximálních hodnot momentů sil v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 278,86 Nm, u levé nohy pak 350,86 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 266,86 Nm a pro levou nohu vyšel 336,92 Nm. Medián maximálních hodnot momentů sil v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 124,47 Nm, u levé nohy pak 138,59 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 132,04 Nm a levé nohy 122,94 Nm.

Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel -367 Nm, pro levou nohu pak -358,34 Nm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -582,73 Nm a levé nohy -438,29 Nm. Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -40,66 Nm, pro levou nohu pak -47,91 Nm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -172,65 Nm a levé nohy -122,47 Nm. Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -40,66 Nm, levé nohy pak -38,58 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -172,65 Nm a levé nohy -61,32 Nm.

Na Obr. 17 jsou krabicové grafy maximálních a minimální hodnot momentů sil působících na kolenní kloub ve třech osách.



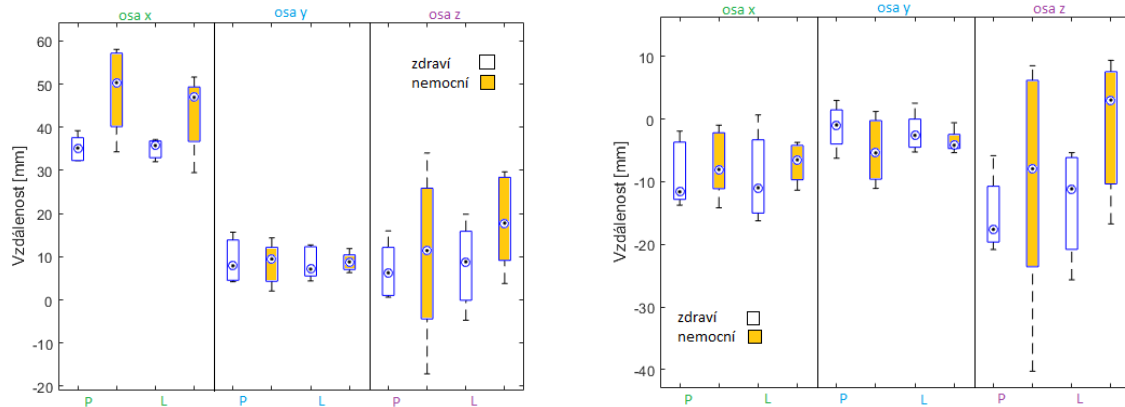
Obr. 17: Maximální (nalevo) minimální (napravo) moment síly působící na kotník ve třech osách.

V ose  $x$  medián maximálních hodnot momentů sil pravé nohy u ZP byl 1236,06 Nm, u levé nohy pak 1217,48 Nm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 1200,64 Nm a levé nohy 1182,12 Nm. Medián maximálních hodnot momentů sil v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 130,84 Nm, u levé nohy pak 72,04 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 146,83 Nm a pro levou nohu vyšel 80,78 Nm. Medián maximálních hodnot momentů sil v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 135,18 Nm, u levé nohy pak 134,3 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 137,72 Nm a levé nohy 131,28 Nm.

Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel -293,08 Nm, pro levou nohu pak -256,2 Nm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -107,11 Nm a levé nohy -33,5 Nm. Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -41,16 Nm, pro levou nohu pak -43,93 Nm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -140,27 Nm a levé nohy -109,31 Nm. Medián minimálních hodnot momentů sil v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -53,4 Nm, levé nohy pak -47,75 Nm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -70,96 Nm a levé nohy -65,94 Nm.

Z kinematických dat byly hodnoceny pouze úhly v oblasti kyčle, kolene, kotníku a pánve. Získaná čísla pro výpočet úhlů jsou však v jednotkách mm (milimetr). Pro sledovaný marker v každém časovém okamžiku jsou zjištěny jeho polohové souřadnice ve všech třech osách ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ), na základě kterých pak lze provést samotný přepočet daného úhlu (např. pomocí software Vicon Polygon). To však není náplní této práce.

První srovnání z kinematických dat je z oblasti kyčle. Na Obr. 18 jsou krabicové grafy maximálních a minimálních vzdáleností pro výpočet mezi pánví a stehenní kostí ve třech osách.

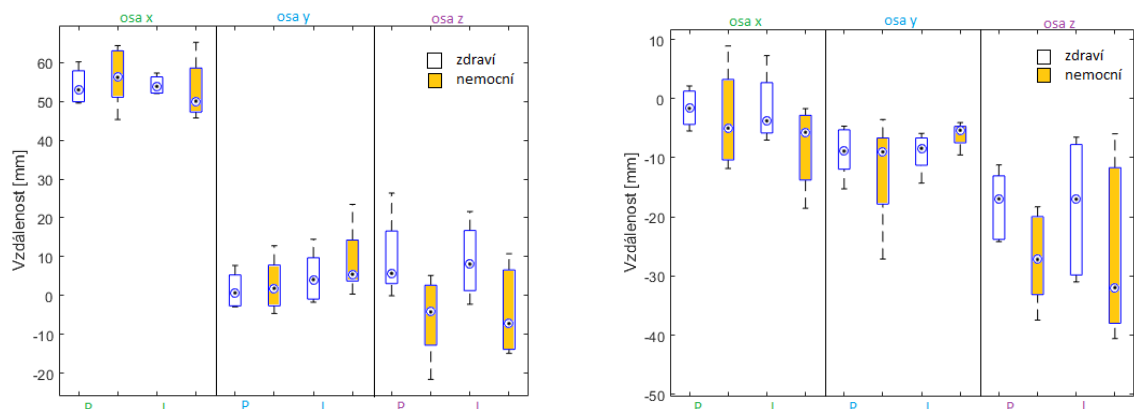


Obr. 18 Maximální (nalevo) minimální (napravo) vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi pánví a stehenní kostí.

Medián maximálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů pravé nohy v ose  $x$  u ZP byl 35,19 mm, u levé nohy pak 35,78 mm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 50,35 mm a levé nohy 46,93 mm. Medián vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 7,88 mm, u levé nohy pak 7,12 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 9,48 mm a pro levou nohu vyšel 8,81 mm. Medián vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 6,27 mm, u levé nohy pak 8,84 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 11,42 mm a levé nohy 17,80 mm.

Medián minimálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel -11,61 mm, pro levou nohu pak -10,97 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -8,05 mm a levé nohy -6,51 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -0,94 mm, pro levou nohu pak -2,60 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -5,41 mm a levé nohy -4,17 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -17,61 mm, levé nohy pak -11,15 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -7,94 mm a levé nohy -3,03 mm.

Další graficky znázorněná veličina krabicovými grafy (Obr. 19) jsou maximálních a minimálních hodnot momentů sil působících na kolenní kloub ve třech osách.

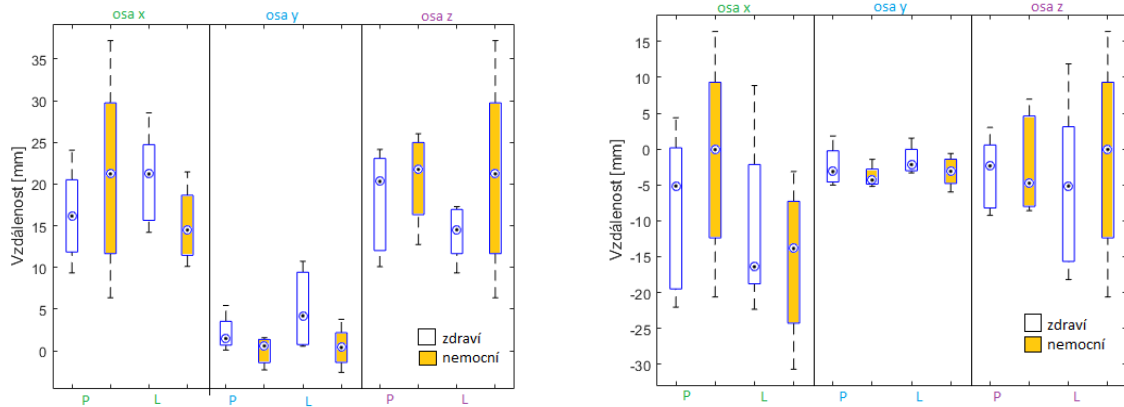


Obr. 19: Maximální (nalevo) minimální (napravo) vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi stehenní kostí a holenní kostí.

Medián maximálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů pravé nohy v ose  $x$  u ZP byl 53 mm, u levé nohy pak 53,87 mm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 56,21 mm a levé nohy 50,07 mm. Medián vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 0,69 mm, u levé nohy pak 4,1 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 1,85 mm a pro levou nohu vyšel 5,47 mm. Medián vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 5,7 mm, u levé nohy pak 8,09 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -4,22 mm a levé nohy -7,22 mm.

Medián minimálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel -1,64 mm, pro levou nohu pak -3,77 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -4,99 mm a levé nohy -5,7 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -8,88 mm, pro levou nohu pak -8,4 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -9,01 mm a levé nohy -5,35 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -16,96 mm, levé nohy pak -17,01 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -27,21 mm a levé nohy -31,98 mm.

Následující obrázek (Obr. 20) jsou krabicové grafy maximálních a minimální hodnot momentů sil působících na kolenní kloub ve třech osách.

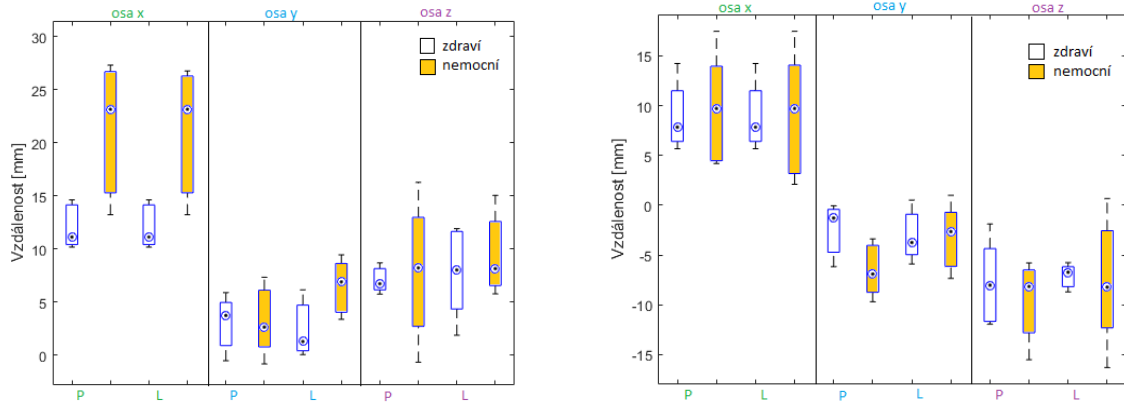


Obr. 20: Maximální vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi holenní kostí a chodidlem.

Medián maximálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů pravé nohy v ose  $x$  u ZP byl 16,17 mm, u levé nohy pak 21,2 mm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 21,21 mm a levé nohy 14,49 mm. Medián vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 1,46 mm, u levé nohy pak 4,19 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 0,57 mm a pro levou nohu vyšel 0,39 mm. Medián vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 20,32 mm, u levé nohy pak 14,52 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 21,76 mm a levé nohy 21,22 mm.

Medián minimálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel -5,16 mm, pro levou nohu pak -16,41 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -0,07 mm a levé nohy -13,85 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -3,13 mm, pro levou nohu pak -2,16 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -4,32 mm a levé nohy -3,09 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -2,35 mm, levé nohy pak -5,16 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -4,76 mm a levé nohy -0,07 mm.

Poslední srovnávaná data (Obr. 21) v krabicových grafech jsou maximálních a minimální hodnot momentů sil působících na kolenní kloub ve třech osách.



Obr. 21: Maximální vzdálenosti pro výpočet úhlu mezi pánví a stanoveným středem souřadnic.

Medián maximálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů pravé nohy v ose  $x$  u ZP byl 11,13 mm, u levé nohy pak 11,13 mm. U NP vyšel medián hodnot pravé nohy 23,17 mm a levé nohy 23,17 mm. Medián vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl 3,74 mm, u levé nohy pak 1,29 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 2,64 mm a pro levou nohu vyšel 6,91 mm. Medián vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl 6,73 mm, u levé nohy pak 8,03 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy 8,22 mm a levé nohy 8,15 mm.

Medián minimálních hodnot vzdáleností pro výpočet úhlů v ose  $x$  u ZP pro pravou nohu vyšel 7,84 mm, pro levou nohu pak 7,84 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy 9,7 mm a levé nohy 9,7 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $y$  u ZP pro pravou nohu byl -1,29 mm, pro levou nohu pak -3,74 mm. U NP byla tato hodnota pravé nohy -6,91 mm a levé nohy -2,64 mm. Medián minimálních hodnot vzdáleností v ose  $z$  u ZP pravé nohy byl -8,03 mm, levé nohy pak -6,73 mm. U NP byl medián hodnot pravé nohy -8,15 mm a levé nohy -8,22 mm.

## 5 DISKUZE

Jak bylo zmíněno výše, každý pacient absolvoval v průměru sedm měření krokového cyklu pomocí systému Vicon. U každého pacienta pro každou námi zkoumanou veličinu bylo k dispozici sedm křivek, ve kterých byly detekovány maximální a minimální hodnoty. Výsledkem této detekce pak byl soubor s velkým množstvím dat, který bylo potřeba rozumně zpracovat. Za tímto účelem se pro každou zkoumanou veličinu zprůměrovala maxima a minima ze všech trialů v rámci jednoho pacienta. Tento krok se dělá standardně při každém vyšetření v laboratoři chůze za pomoci softwaru Vicon Polygon, který slouží ke zpracování naměřených dat. Tento postup byl zvolen i v tomto případě, kdy byla zpracovávána surová data bez použití software Vicon Polygon.

První pozorovaná veličina (Forces) (Obr 14) vypovídá o došlapu chodidla na podložku a velikostech působící síly v ose  $x$  a ose  $y$ . Vysoké hodnoty těchto sil mohou vypovídat o nekoordinovaném došlapu chodidla. Nemocní pacienti v ose  $x$  vykazují menší maximum i minimum hodnot pro pravou nohu než zdraví pacienti, avšak rozmezí maximálních i minimálních hodnot pro levou nohu je daleko větší. V ose  $y$  rozmezí maximálních a minimálních hodnot nemocných pacientů je čtější pro obě nohy.

Velikosti momentů sil jsou důležitým ukazatelem v analýze chůze. Vysoké hodnoty momentů sil jsou mnohdy důvodem přetížení pohybového aparátu. Velké hodnoty těchto sil mohou způsobovat bolesti, či nenávratné škody. Moment síly působící na kyčelní kloub (Hip Moment) (Obr. 15) nabýval nejvyšších hodnot u nemocných pacientů v ose  $x$ , kdy maxima některých pacientů přesahovala 2000 Nm, zatímco maxima zdravých pacientů dosahovaly v průměru do 1000 Nm. Také minima v ose  $y$  některých nemocných pacientů přesahovala -800 Nm, zatímco průměrné rozmezí zdravých pacientů bylo -110 – 170 Nm. Ostatní hodnoty pro Hip Moment se výrazně nelišily. Momenty síly působící na kolenní kloub (Knee Moment) (Obr. 16) zdravých pacientů v ose  $x$  nabývá vyšších hodnot detekovaných maxim. Nemocní pacienti vykazují větší rozmezí minimálních hodnot ve všech třech osách. Rozmezí hodnot momentů sil působící na kotník (Ankle Moment) (Obr. 17), v ose  $x$  pro obě nohy u zdravých pacientů je daleko vyšší než v případě druhé skupiny. Dané výsledky mohou být způsobeny omezeným pohybem v sagitální rovině nemocných pacientů. Ve zbylých osách se hodnoty zdravých a nemocných pacientů tolik nelišily.

Získané hodnoty pro výpočet úhlů pohybu, nejsou natolik vypovídající jako samotné úhly pohybu. Ale i tak lze předpokládat větší zatížení kloubu při vyšších hodnotách těchto vzdáleností. U prvního kinematického srovnání, z oblasti mezi pánví a stehenní kostí (Hip Angles) (Obr. 18), byly hned patrné vyšší hodnoty u nemocných pacientů. Především v ose  $x$  mediány maximálních hodnot pro pravou i levou nohu byly téměř o 20 mm vyšší. Rozmezí maximálních i minimálních hodnot v ose  $z$  byly u nemocných pacientů poznatelně větší. Hodnoty v ose  $y$  se tolik nelišily.

U další veličiny, z oblasti mezi stehenní kostí a holení (Knee Angles) (Obr. 19), rozdíly maximálních a minimálních hodnot ose  $x$  a ose  $y$  u zdravých a nemocných pacientů nebyly tak markantní. V ose  $z$  se však hodnoty nemocných pacientů pohybovaly úplně jinde. Medián v dané ose maximálních i minimálních hodnot pro obě nohy byl více jak o 10 mm nižší. Rozdíly hodnot nemocných a zdravých pacientů, z oblasti mezi holenní a chodidlem (Ankle Angles) (Obr. 20), jsou nejvýraznější v ose  $x$  a v ose  $z$ , rozmezí hodnot u nemocných pacientů je vyšší než v případě skupiny zdravých pacientů. V ose  $x$  medián maximálních, minimálních hodnot pro pravou a levou nohu se dost liší, to platí pro obě skupiny pacientů. Může to být způsobeno snahou správně došlápnout na první desku, z toho důvodu se liší pohyb kotníku v transverzální rovině. Poslední kinematická veličina byla z oblasti pánve a stanoveným středem souřadnic (Pelvis Angles) (Obr. 21), rozdíly hodnoty mezi skupinami byl nejvýraznější v ose  $x$ . Hodnoty mediánů i celkové rozmezí maximálních hodnot byly větší než v případě zdravých pacientů.



## 6 ZÁVĚR

Úkolem této bakalářské práce bylo proměřit krokový cyklus a provést kinetickou a kinematickou analýzu získaných dat. Krokový cyklus byl změřen v laboratoři chůze pomocí Vicon systému. Tento systém se využívá jak pro analýzu pohybu jednotlivých částí těla, tak i komplexního vyšetření pohybu. Cílem analýzy krokového cyklu je pomoc při hledání konkrétních částí lidského těla se zhoršenou pohyblivostí. Pomocí Vicon systému je možné zobrazit jednotlivé markery dolních končetin.

Daným způsobem byly proměřeny dvě skupiny pacientů, zdravých a nemocných. Výsledné hodnoty nemocných pacientů byly srovnávány s výsledky zdravých. U stanovených veličin byly detekovány jejich maximální a minimální hodnoty. Následně byly tyto hodnoty statisticky upraveny a převedeny do grafů. Hodnoty zdravých pacientů jsou brány jako určitá norma, se kterou jsou pak nemocní pacienti srovnáváni.

Zjištěné hodnoty zkoumaných veličin v rámci skupiny nemocných pacientů potvrdily teoretický předpoklad, že z důvodu většího zatížení jsou hodnoty některých veličin daleko vyšší. Vysoké hodnoty sil působících na podložku naznačují špatně koordinovaný došlap daného pacienta. Vysoké hodnoty momentů sil jsou mnohdy důvodem přetížení pohybového aparátu. Velké rozmezí úhlů pohybu daných kloubů mohou taktéž způsobovat opotřebení kloubů a naopak malé rozmezí těchto hodnot mohou spíše znamenat neschopnost provést daný pohyb.

Hlavním cílem bakalářské práce bylo prokázat možnost analýzy chůze ze surových dat, namísto použití komerčního softwaru. Placené softwary (např. Vicon Polygon) stojí řádově několik stovek tisíc korun. Přičemž ani samotné měřící zařízení si většina nemocnic nemůže dovolit.

Možnost nezávislého zpracování dat byla v této práci prokázána. Avšak jako nedostatek této práce považují chybějící přepočty vzdáleností markerů na úhly pohybů. Hodnoty úhlů by pak mnohem více vypovídaly o danému zatížení kloubu. Tento přepočty bych doporučila pro další práci.

# Literatura

- [1] *Rancho Los Amigos Convention and Gait Cycle* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=0OzkZbA05dg>
- [2] *Pohyby v kloubech* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/pohyby\\_v\\_kloubech.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/pohyby_v_kloubech.html)
- [3] *Vicon MX Shows Dramatic Improvement for MoCap Technology* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.awn.com/vfxworld/vicon-mx-shows-dramatic-improvement-mocap-technology>
- [4] *Vicon Introduction* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <http://grouplab.cpsc.ucalgary.ca/cookbook/index.php/Toolkits/ViconIntroduction>
- [5] SVOBODA, Zdeněk a Miroslav JANURA. Kinematická analýza. [online]. [cit. 2018-12-31]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/metod>
- [6] NEUMANNOVÁ, Kateřina, Miroslav JANURA, Zuzana KOVÁČIKOVÁ, Zdeněk SVOBODA a Lukáš JAKUBEC. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4704-9
- [7] ROSE, Jessica. a James Gibson. GAMBLE. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2006. ISBN 0781759544.
- [8] GÚTH, Anton. *Vyšetrovací metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov: učebnica určená pre fyzioterapeutov, rehabilitačných pracovníkov, rehabilitačných asistentov a iných študujúcich v oblasti rehabilitácie*. [Brno: Masarykova univerzita. Středisko pro pomoc studentům se specifickými nároky, 2011]
- [9] BURSOVÁ, Marta. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. Praha: Grada, 2005. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-0948-2.
- [10] *Marker placement for Plug-in Gait lower body model* [online]. [cit. 2018-05-23]. Dostupné z: <https://docs.vicon.com/display/Nexus25/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait>
- [11] *Vicon MX Hardware* [online]. [cit. 2018-05-23]. Dostupné z: <http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MotionDisplayKAUST/ViconHardwareReference.pdf>
- [12] JANURA, MIROSLAV. Rozdělení metod biomechanického výzkumu [online]. [cit. 2012-01-02]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/1451/jaro2016/bp1854/um/biom\\_pro\\_fyziio\\_-\\_Janura.pdf](https://is.muni.cz/el/1451/jaro2016/bp1854/um/biom_pro_fyziio_-_Janura.pdf)
- [13] Manuál k formátu C3D. In: *Motion Lab System: User Manual* [online]. United States of America: Motion Lab Systems, Inc., 2002 [cit. 2012-04-30]. Dostupné z: <http://isbweb.org/software/movanal/C3D/C3Dmanual.pdf>
- [14] MOCEK, Jan. *Human locomotion: [původní premiéra inscenace 6.2.2014 na Nové scéně ND]*. Praha: Národní divadlo, c2014. ISBN 978-80-7258-465-9.
- [15] KIRTLEY, Christopher. CHURCHILL LIVINGSTONE. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier, 2005. ISBN 04-431-0009-8.
- [16] DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.
- [17] *Wikipedie* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Kinematika>

- [18] *Kinematika* [online]. [cit. 2018-05-23]. Dostupné z: <https://kfy.zcu.cz/export/sites/kfy/dokumenty/FYI1/kin.hm.b.pdf>
- [19] *Co je dětská mozková obrna?* [online]. [cit. 2018-05-23]. Dostupné z: <http://www.pohyblivost.cz/co-je-detska-mozkova-obrna-dmo.php>
- [20] *Kinetics and kinematics of joint* [online]. [cit. 2018-05-24]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/figure/Joint-kinematics-and-kinetics-versus-stride-time-for-walking-with-different-loads-Angle\\_fig2\\_258337169?\\_sg=KClKywUXZOo8I808yEW1guj0GuzNHGQzFproAPJOkYJcvFRx80LdUihjOftLH5KGr0f0adUe7lSrUd6jrTCZBg](https://www.researchgate.net/figure/Joint-kinematics-and-kinetics-versus-stride-time-for-walking-with-different-loads-Angle_fig2_258337169?_sg=KClKywUXZOo8I808yEW1guj0GuzNHGQzFproAPJOkYJcvFRx80LdUihjOftLH5KGr0f0adUe7lSrUd6jrTCZBg)
- [21] *Vicon Nexus Sample Data 1.7: Screenshot*. [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <http://vicon-nexus-sample-data.software.informer.com/1.7/>
- [22] *Zebris Medical GmbH - Gait analysis and gait training* [online]. [cit. 2018-05-24]. Dostupné z: <https://www.zebris.de/en/medical/products-solutions/gait-analysis-and-gait-training/>
- [23] *Graphical view of the Vicon motion capture system*. [online]. [cit. 2018-05-24]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/figure/Graphical-view-of-the-Vicon-motion-capture-system-Twelve-cameras-are-used-to-reconstruct\\_fig3\\_221572400](https://www.researchgate.net/figure/Graphical-view-of-the-Vicon-motion-capture-system-Twelve-cameras-are-used-to-reconstruct_fig3_221572400)
- [24] *Anatomické osy a roviny* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace\\_na\\_tele.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace_na_tele.html)

# Seznam zkratek

3D	-	Trojrozměrné (angl. Three-dimensional)
2D	-	Dvojrzměrné (angl. Two-dimensional)
C3D	-	Koordinovaný trojrozměrný záznam (angl. Coordinate 3D)
DMO	-	Dětská mozková obrna
FN	-	Fakultní nemocnice
IR	-	Infračervené (angl. Infrared)
LED	-	Dioda vyzařující světlo (Light Emitter Dioda)
MU	-	Masarykova univerzita
NP	-	nemocní pacienti
ZP	-	zdraví pacienti

## 7 PŘÍLOHA

V níže uvedených tabulkách, od Tab. 5 do Tab. 12 , jsou průměry maximálních a minimálních hodnot trialů měřených veličin pro jednotlivé pacienty.

Tab. 5: Forces

Forces/fpdata		MAXIMA							
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn
Pacient 1	Pacient 1	12,03792	0	10,63216	14,07672	71,80625	50,39386	79,71564	58,23887129
Pacient 2	Pacient 2	14,92496	0,063295	11,99873	54,94855	71,36737	151,6409	70,23802	133,022938
Pacient3	Pacient3	0,428257	0,21414	13,34277	12,63437	55,47611	30,71919	59,52641	31,09050444
Pacient 4	Pacient 4	9,130378	0,10525	11,99122	14,04782	66,21658	65,96091	69,82669	56,2674718
Pacient 5	Pacient 5	9,130378	0,095671	11,99122	23,92687	66,21658	74,67871	69,82669	69,65494638
		MINIMA							
Pacient 1	Pacient 1	-24,0113	-1,69046	-25,2508	-14,5877	-86,8836	-49,4028	-69,6131	-38,41511743
Pacient 2	Pacient 2	-17,5077	-1,90562	-19,7162	-55,01	-70,3003	-115,207	-71,4819	-98,972668
Pacient3	Pacient3	-1,75138	-0,48963	-16,3347	-11,7381	-52,1081	-34,1363	-53,062	-40,83056089
Pacient 4	Pacient 4	-14,4234	-0,94207	-20,4339	-15,7942	-69,764	-68,8972	-64,719	-58,4645108
Pacient 5	Pacient 5	-14,4234	-1,25695	-20,4339	-14,6406	-69,764	-38,5929	-64,719	-33,40558215

Tab. 6: Hip Moment

hip moment		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	833,5878	656,3101	755,269	696,7374	609,1409	750,3392	704,2213	665,6896	95,81347	147,0379	125,5753	121,9944
Pacient 2	Pacient 2	599,9508	2252,38	862,5929	1902,663	835,1885	517,2097	929,9181	840,0247	55,58433	154,0914	83,79157	205,9299
Pacient3	Pacient3	1047,86	447,7118	1133,057	1012,738	440,5272	422,1839	547,5386	463,3065	104,0863	49,7823	109,725	82,97354
Pacient 4	Pacient 4	971,394	1633,241	796,7735	1202,304	885,7482	627,0046	843,9326	785,3568	172,9736	126,0605	162,3795	138,6743
Pacient 5	Pacient 5	678,5999	1521,797	968,0488	1330,35	616,8286	876,8613	767,6021	532,8298	97,34322	230,9186	103,6957	147,6863
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	-876,364	-727,553	-1042,58	-730,403	-119,909	-97,6572	-236,858	-97,4771	-59,6101	-47,8133	-76,8034	-37,4039
Pacient 2	Pacient 2	-995,001	-661,065	-1169,6	-982,854	-118,5	-822,088	-206,06	-746,583	-139,477	-63,7759	-130,664	-92,6964
Pacient3	Pacient3	-907,408	-743,805	-906,906	-907,525	-75,7307	-213,151	-130,584	-131,737	-89,0353	-93,369	-76,123	-123,931
Pacient 4	Pacient 4	-805,404	-1140,33	-593,282	-1037,65	-113,01	-97,9857	-74,0794	-256,979	-181,734	-62,3763	-149,154	-53,6622
Pacient 5	Pacient 5	-676,992	-705,169	-778,828	-800,314	-120,926	-518,063	-194,855	-528,729	-105,032	-215,306	-160,929	-104,305

Tab. 7: Knee Moment

knee moment		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	303,8112	157,5709	356,8902	145,6119	261,5504	337,2434	277,055	336,9187	95,88596	132,0402	121,5611	122,9374
Pacient 2	Pacient 2	438,991	381,9854	352,0221	371,4861	249,7618	266,5936	348,4314	383,3658	111,6968	72,98102	112,6639	126,8169
Pacient3	Pacient3	299,3779	579,6878	304,4406	426,2185	306,9651	114,9056	391,2398	211,9087	124,4701	59,45653	138,5923	110,9995
Pacient 4	Pacient 4	686,4175	308,9407	699,2834	281,5662	413,8545	240,2741	350,855	276,9249	249,1109	132,6689	248,6582	115,8443
Pacient 5	Pacient 5	582,1259	685,2189	858,3178	268,8805	278,8628	496,7484	424,5126	383,2331	161,8388	243,2059	187,513	136,4389
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	-366,995	-380,275	-330,31	-438,293	-64,4153	-95,1253	-47,9101	-67,7155	-64,4153	-95,1253	-30,1469	-24,1725
Pacient 2	Pacient 2	-207,437	-876,25	-337,697	-1810,57	-83,9042	-358,408	-143,239	-624,657	-83,9042	-358,408	-38,5818	-86,7927
Pacient3	Pacient3	-389,865	-130,19	-466,284	-300,902	-30,815	-172,649	-46,022	-122,465	-30,815	-172,649	-31,5216	-61,3169
Pacient 4	Pacient 4	-622,232	-589,982	-536,396	-419,278	-34,507	-78,8044	-20,6052	-90,0615	-34,507	-78,8044	-51,2175	-18,4757
Pacient 5	Pacient 5	-316,981	-582,734	-358,336	-640,856	-40,6555	-308,375	-106,255	-238,318	-40,6555	-308,375	-57,9833	-93,2656

Tab. 8: Ankle Moment

ankle moment		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	1236,06	1556,226	1217,476	1526,582	49,49943	176,6332	50,73783	13,57002	86,39289	119,14	110,2942	131,6288
Pacient 2	Pacient 2	1092,781	1200,64	1117,427	1538,712	35,30583	26,21843	17,09354	103,5712	89,76376	189,325	87,22602	80,52529
Pacient3	Pacient3	1033,386	930,4066	1007,289	904,8708	130,8354	146,8349	72,03659	80,777	140,0141	16,0703	134,2996	87,40051
Pacient 4	Pacient 4	1807,91	1419,814	1859,996	1182,116	160,1363	72,36327	257,3397	54,09247	261,8586	137,7211	259,9497	131,2783
Pacient 5	Pacient 5	1516,734	1120,202	1268,536	1143,427	192,4951	188,2319	410,4539	97,08593	135,1798	286,0425	174,7125	145,1536
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	-293,083	-27,5356	-256,195	-32,0589	-41,1565	-41,7632	-79,6838	-120,411	-24,1144	-22,2831	-27,3902	-24,5568
Pacient 2	Pacient 2	-189,352	-55,5581	-149,605	-33,053	-32,1919	-156,685	-51,9344	-150,547	-28,7466	-119,276	-47,7486	-143,23
Pacient3	Pacient3	-208,862	-107,108	-209,312	-273,975	-79,5238	-34,1331	-34,4178	-60,1644	-71,2065	-70,9582	-31,2832	-65,9418
Pacient 4	Pacient 4	-853,875	-129,459	-864,825	-177,613	-7,69029	-145,975	-34,4817	-100,592	-97,6637	-50,6809	-67,3826	-25,0647
Pacient 5	Pacient 5	-540,749	-378,91	-866,538	-28,7457	-43,4712	-140,272	-43,9273	-109,309	-53,3961	-137,262	-49,1293	-88,1071

Tab. 9: Hip Angles

hip angles		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	32,52	34,30179	32,00446	29,50359	4,208712	9,484287	12,28416	9,1698	15,98274	11,41847	-4,70749	13,20609
Pacient 2	Pacient 2	36,44	50,34783	35,77842	46,9273	15,67906	2,071813	12,71838	7,852073	9,491213	34,05177	19,85465	29,69371
Pacient 3	Pacient 3	32,23	43,96588	33,4179	41,77004	5,367553	5,982112	4,409015	6,330727	0,633469	-17,1376	3,532334	3,813858
Pacient 4	Pacient 4	39,21	56,18645	36,85386	49,44242	12,9937	14,36602	7,124229	11,87998	6,272075	6,770468	8,835819	17,7973
Pacient 5	Pacient 5	35,19	57,52849	36,81171	49,04461	7,879187	9,815205	7,00305	8,808678	2,048434	16,83556	12,12698	27,09145
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	-11,6115	-8,0469	-10,9713	-8,62081	-6,24363	1,22008	2,52513	-0,59089	-5,83359	-7,93707	-25,6616	-6,70362
Pacient 2	Pacient 2	-12,25	-14,158	-16,2447	-11,3478	-0,94356	-11,0742	-5,26043	-4,6989	-14,2367	8,248945	-11,1457	7,224556
Pacient 3	Pacient 3	-13,0142	-0,96251	-12,9668	-6,50815	-2,00023	-5,40562	-3,06598	-4,17454	-20,1555	-40,2743	-17,8305	-16,7451
Pacient 4	Pacient 4	-4,26418	-3,24173	-5,86271	-4,86231	2,980943	-1,20129	-2,59586	-4,68483	-17,6119	-9,44431	-8,17802	7,686476
Pacient 5	Pacient 5	-1,91885	-8,2913	0,6674	-3,71893	-0,24814	-8,36777	-2,20118	-4,01862	-18,1012	0,021562	-5,36147	3,031171

Tab. 10: Knee Angles

knee angles		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	53,00325	60,92201	53,87373	50,06822	7,733001	1,847379	0,719273	6,120207	4,528157	-21,6203	21,6236	-14,0846
Pacient 2	Pacient 2	49,76046	45,33615	52,10274	49,87001	-2,87325	12,83982	14,49873	23,46976	2,602177	-4,22274	-2,24161	10,78555
Pacient 3	Pacient 3	50,4239	56,21226	52,3725	53,54561	3,739965	-4,61027	6,048606	3,293358	8,711397	5,164941	13,0471	-7,21914
Pacient 4	Pacient 4	60,21799	56,10285	57,32254	46,40442	-2,0006	0,154447	-1,71255	5,464995	5,700893	-5,03033	4,726151	-13,2208
Pacient 5	Pacient 5	56,5108	64,40357	55,8206	65,23374	0,688181	3,726873	4,104116	5,118218	26,40079	-2,16976	8,093411	4,605197
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	-3,5084	-4,98828	-3,76501	-10,4433	-4,65221	-9,62082	-14,2724	-4,57831	-24,1928	-37,4641	-6,50218	-40,5905
Pacient 2	Pacient 2	0,632031	-11,8029	-4,98855	-18,549	-9,06606	-6,02415	-6,78916	-5,70982	-23,7039	-27,2051	-31	-5,95192
Pacient 3	Pacient 3	-5,46573	8,924261	-6,08852	-1,69055	-6,50127	-27,1321	-8,82336	-9,53476	-14,7377	-18,2827	-9,11018	-33,1054
Pacient 4	Pacient 4	-1,64394	-0,85533	-0,48837	-5,5497	-15,2601	-9,01058	-8,40417	-5,34949	-16,961	-21,5857	-17,0118	-31,9777
Pacient 5	Pacient 5	2,152176	-7,78439	7,278618	-5,70039	-8,87766	-8,48071	-6,61099	-4,99335	-11,197	-29,703	-29,4989	-14,3938

Tab. 11: Ankle Angles

ankle angles		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	24,05985	17,15622	21,28503	13,09328	5,42417	-2,29889	8,795338	0,392283	20,31569	18,93131	13,38417	17,15622
Pacient 2	Pacient 2	16,16509	6,35579	21,20352	10,11732	0,706797	1,575235	10,7311	3,77241	24,14623	23,18959	16,16509	6,35579
Pacient 3	Pacient 3	17,28142	37,21192	17,2578	21,45008	0,652189	-0,92637	1,101709	-2,60307	21,22765	21,75623	17,28142	37,21192
Pacient 4	Pacient 4	14,51571	21,21865	14,20319	14,48755	1,463658	0,876492	0,62193	-0,06298	12,84231	12,7326	14,51571	21,21865
Pacient 5	Pacient 5	9,346041	22,753	28,54333	16,54026	2,033528	0,568034	4,189254	0,606324	10,08539	26,03347	9,346041	22,753
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	4,375833	-0,06863	8,858939	-3,12013	1,821212	-5,06171	1,509509	-3,09098	3,033954	6,980725	11,88265	-0,06863
Pacient 2	Pacient 2	-22,0438	-20,6132	-16,4102	-30,6924	-4,23993	-3,88004	-2,16101	-0,61579	-2,34778	-8,58107	-12,0438	-20,6132
Pacient 3	Pacient 3	-4,49073	16,3962	-10,5379	-13,8528	-4,70327	-4,37783	-3,19102	-5,97975	-1,75229	3,648346	-4,49073	16,3962
Pacient 4	Pacient 4	-5,1551	1,781805	-19,4867	-12,1337	-3,12863	-1,43171	-2,45084	-3,7808	-7,48222	-6,32854	-5,1551	1,781805
Pacient 5	Pacient 5	-18,187	-5,00287	-16,6054	-19,2364	-1,66401	-4,31828	-1,13101	-2,18514	-9,22962	-4,75935	-18,187	-5,00287

Tab. 12: Pelvis Angles

pelvis angles		MAXIMA											
zdraví	nemocní	pxz	pxn	lxz	lxn	pyz	pyn	lyz	lyn	pzz	pzn	lzz	lzn
Pacient 1	Pacient 1	11,13153	13,23945	11,13153	13,23945	-0,51639	2,643801	6,162748	3,374618	8,695836	-0,66177	11,44292	8,154139
Pacient 2	Pacient 2	10,85123	26,50485	10,85123	25,01019	3,742217	-0,82843	3,906394	9,455233	6,72886	9,809112	11,73134	15,05758
Pacient 3	Pacient 3	10,2769	16,17837	10,2769	16,17837	1,93369	2,358851	1,286003	6,906823	6,659881	5,735074	1,87658	10,91904
Pacient 4	Pacient 4	14,63146	26,78799	14,63146	26,78799	5,889113	7,342323	0,211854	4,430893	5,758902	8,223116	8,027437	5,78225
Pacient 5	Pacient 5	14,06482	23,16546	14,06482	23,16546	3,775195	5,185944	1,02929	7,879229	7,829463	16,29078	6,128707	8,089303
		MINIMA											
Pacient 1	Pacient 1	6,345224	9,704455	6,345224	9,704455	-6,16275	-3,37462	0,516394	-2,6438	-11,4429	-8,15414	-8,69584	0,661767
Pacient 2	Pacient 2	14,22193	5,180136	14,22193	2,10161	-3,90639	-9,68803	-3,74222	0,985174	-11,7313	-15,5041	-6,72886	-8,25778
Pacient 3	Pacient 3	6,582914	11,21434	6,582914	11,21434	-1,286	-6,90682	-1,93369	-2,35885	-1,87658	-10,919	-6,65988	-5,73507
Pacient 4	Pacient 4	9,540252	17,46184	9,540252	17,46184	-0,21185	-4,43089	-5,88911	-7,34232	-8,02744	-5,78225	-5,7589	-8,22312
Pacient 5	Pacient 5	7,835149	4,179745	7,835149	4,179745	-1,02929	-7,87923	-3,77519	-5,18594	-6,12871	-8,0893	-7,82946	-16,2908