

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI**

**PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA**

**KATEDRA EXPERIMENTÁLNÍ FYZIKY**



DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Vliv morfologie nohy na kinematické parametry chůze  
u mladých žen**

The effect of foot morphology to kinematic variables of gait in young  
women

Autor	Bc. Eva Klesnilová
Vedoucí práce	Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Studijní obor	Aplikovaná fyzika
Forma studia	Prezenční
Rok	2014

## Bibliografická identifikace

<b>Jméno a příjmení autora</b>	Eva Klesnilová
<b>Název práce</b>	Vliv morfologie nohy na kinematické parametry chůze u mladých žen
<b>Typ práce</b>	diplomová
<b>Pracoviště</b>	Katedra experimentální fyziky
<b>Vedoucí práce</b>	Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
<b>Rok obhajoby práce</b>	2014
<b>Počet stran</b>	92
<b>Počet příloh</b>	2
<b>Jazyk</b>	český
<b>Klíčová slova</b>	krokový cyklus, noha, typologie, kinematika

## Abstrakt

Předložená diplomová práce sleduje vliv morfologie nohy mladých jedinců na kinematické parametry chůze. Měřený soubor tvořilo 18 žen průměrného věku  $21,4 \pm 1,1$  let. Typ nohy dle její morfologie byl stanoven pomocí plantografie, z hlediska úhlu paty, úhlu palce, úhlu nohy, indexu Chippaux-Šmiřáka a indexu Sztriter-Godunova. Kinematická analýza chůze byla provedena optoelektronickým systémem Vicon MX. Statisticky významné rozdíly byly pozorovány u každého zkoumaného parametru (pánev, hlezenní, kolenní a kyčelní kloub) alespoň v jedné rovině pozorování, minimálně ze dvou hledisek hodnocení plantografu. Vliv morfologie nohy na kinematické parametry chůze byl potvrzen.

## Bibliographical identification

<b>Author's first name and surname</b>	Eva Klesnilová
<b>Title</b>	The effect of foot morphology to kinematic variables of gait in young women
<b>Type of thesis</b>	diploma
<b>Department</b>	Department of Experimental Physics
<b>Supervisor</b>	Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
<b>Year of presentation</b>	2014
<b>Number of pages</b>	92
<b>Number of appendices</b>	2
<b>Language</b>	czech
<b>Keywords</b>	gait cycle, foot, typology, kinematics

## Abstract

Proposed diploma thesis observes effect of foot morphology in young individuals to kinematic variables of gait. The sample consisted of 18 female of average age  $21,4 \pm 1,1$  years. The foot type according to its morphology was determined by method of foot print and there were calculated the rearfoot angle, thumb angle, foot angle, Chippaux-Smirak index, and Sztriter-Godunov index. For kinematic analysis of gait we used motion analysis system (Vicon, Oxford, UK). Statistically significant differences were observed in each parameter (i.e. pelvis, ankle, knee and hip) at least in one plane of observatory, and two aspects of evaluation of foot print. The effect of foot morphology to kinematic variables of gait was established.

# Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením  
Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., citovala všechny zdroje a uvedla je v seznamu literatury.

V Olomouci dne: .....

Podpis: .....

## Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucímu práce Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za podnětné rady a veškerou pomoc, kterou mi při zpracování této práce poskytl.

# Obsah

<b>ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>1 CHŮZE</b> .....	<b>9</b>
<b>1.1 Pojem chůze</b> .....	<b>9</b>
<b>1.2 Krokový cyklus a jeho fáze</b> .....	<b>10</b>
<b>1.3 Fyzikální parametry chůze</b> .....	<b>14</b>
1.3.1 Kinematika chůze .....	15
1.3.2 Dynamika chůze .....	20
<b>2 NOHA A JEJÍ TYPOLOGIE</b> .....	<b>23</b>
<b>2.1 Klasická typologie</b> .....	<b>24</b>
2.1.1 Noha vysoká .....	25
2.1.2 Noha normální (dobře postavená) .....	26
2.1.3 Noha plochá .....	26
<b>2.2 Antropometrická typologie</b> .....	<b>27</b>
2.2.1 Antická (řecká) noha .....	27
2.2.2 Egyptská noha .....	28
2.2.3 Kvadratická noha .....	29
<b>2.3 Funkční typologie</b> .....	<b>29</b>
2.3.1 Varózní zánoží .....	31
2.3.2 Valgózní zánoží .....	31
2.3.3 Varózní přednoží .....	31
2.3.4 Valgózní přednoží .....	32
<b>2.4 Metody určení typologie nohy</b> .....	<b>32</b>
2.4.1 Vizuální nekvantitativní metoda .....	33
2.4.2 Antropometrické hodnoty .....	33
2.4.3 Radiografické vyhodnocení .....	33
2.4.4 Metody otisku nohy .....	33
<b>3 CÍL PRÁCE</b> .....	<b>40</b>
<b>4 METODIKA</b> .....	<b>41</b>
<b>4.1 Soubor</b> .....	<b>41</b>
<b>4.2 Měřicí zařízení</b> .....	<b>41</b>
4.2.1 Kinematická analýza .....	41

4.2.2	Plantografie .....	44
4.3	Vyhodnocení a zpracování dat .....	45
5	VÝSLEDKY .....	46
5.1	Úhel paty .....	47
5.2	Úhel palce .....	50
5.3	Úhel nohy .....	52
5.4	Index Chippaux-Šmiřáka .....	54
5.5	Index Sztriter-Godunova .....	56
6	DISKUZE .....	58
	ZÁVĚR .....	64
	SEZNAM LITERATURY .....	65
	PŘÍLOHA A .....	75
	PŘÍLOHA B .....	78

# Úvod

Pohyb je nedílnou součástí života člověka a jeho základním projevem je chůze. Klíčovým aspektem lidské lokomoce je pohyb nohy a hlezenního kloubu. Během chůze hrají důležitou roli v tlumení nárazů, zachování stability, a napomáhají posunu těla vpřed (Arnold et al., 2014). Samotná noha je nepostradatelná v interakci dolní končetiny s podložkou (Leardini et al., 2007) a v úloze přizpůsobit se nepravidelnostem povrchu (Scott et al., 2007).

Lidská noha má velmi komplexní strukturu. Klinický koncept, který se soustředí na její anatomické zjednodušení, nazýváme typologie nohy (Hillstrom et al., 2013; Ozer & Barut, 2012). Tzv. klasická typologie je morfologický popis, který kombinuje strukturální odlišnosti v postavení a výšce podélné klenby nožní. Nohy klasifikuje na ploché, normálně klenuté a vysoké (Mootanah et al., 2013; Stavlas et al., 2005). Výška klenby je nejdůležitější a nejvýznačnější proměnnou, a značně se liší mezi jedinci (Ozer & Barut, 2012; Xiong et al., 2010). Dále rozlišujeme typologii antropometrickou či funkční.

K hodnocení výšky klenby nožní se využívá různých postupů. Jednou z nejvýznamnějších metod k popsání morfologie nohy je analýza otisku nohy. Jedná se o rychlý, jednoduchý a neinvazivní způsob vyhodnocení, který je navíc finančně nenáročný, spolehlivý a efektivní (Ozer & Barut, 2012; Stavlas et al., 2005). Pro zjištění typologie nohy byl použit také v naší práci.

Cílem této práce bylo posoudit vliv typu nohy na kinematické (úhlové) parametry provedené chůze. K tomu jsme využili 3D kinematickou analýzu chůze za použití optoelektronického systému Vicon MX.

# 1 Chůze

## 1.1 Pojem chůze

Pohyb je charakteristickou vlastností živých organismů. Základním projevem pohybu člověka je chůze. Využívá opakování série pohybů končetin k pohybu celého těla za současného udržení stabilního postoje (Perry, 1992). Chůze je periodický vzor pohybu těla, který je opakován znovu a znovu, krok po kroku (Rose & Gamble, 2006). Chůze neboli bipedální lokomoce je funkční úloha, která vyžaduje komplexní interakci a koordinaci mezi hlavními klouby těla, především dolní končetiny (Nordin & Frankel, 2001). Z mechanického hlediska chůzi definujeme jako: „řízený pád, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, která je zajištěna stojnou dolní končetinou, na druhostrannou dolní končetinu“ (Janura & Zahálka, 2004, 156). Chůze je aktivita, která není výsledkem vrozených reflexů, a každý jedinec si ji osvojuje sám. Proto není překvapivé, že každý člověk projevuje v chůzi jistou osobitost, která pokládá základní schéma bipedální lokomoce (Rose & Gamble, 2006; Valmassy, 1995).

Okolo 6. měsíce života je jedinec schopen sedět a v 9 měsících lézt po čtyřech. V roce dokáže chodit s oporou, v 15 měsících již bez podpory a v 18 měsících utíkat. V počátku se batole pohybuje s velkou šířkou kroku, tzv. bází (viz níže) a hyperflexí kyčlí a kolen. Paže drží v abdukci a lokty v extenzi. Pohybuje se trhaným způsobem. Po této rané fázi chůze se postupně zmenšuje šířka báze, pohyb se stává hladším. Objevuje se oboustranný švih paží, délka kroku a rychlost chůze roste a vzniká dospělý vzor chůze (Sutherland et al., 1980). Pro rozvoj a dozrání chůze je potřebný dostatečný čas a vhodné podmínky. Těchto procesů však není dosaženo dříve než ve čtyřech letech věku jedince (Valmassy, 1995); podle Sutherlanda et al. (1980) dokonce ve věku pěti let.

Pro provedení chůze jsou nezbytné dva základní předpoklady. Tedy periodický pohyb každé nohy z jedné pozice podpory do další, a dostatečná reakční síla podložky, aplikovaná skrz chodidla, k podpoře těla. Celkově musí být proveden sled sekvencí od nervového impulsu v centrálním nervovém systému přes svalovou kontrakci a konečné vygenerování reakční síly podložky (Vaughan et al., 1999).

## 1.2 Krokový cyklus a jeho fáze

Typickým parametrem pohybu je dvojkrok popř. krok. Lokomoční cyklus neboli dvojkrok (*stride*) je definován jako interval od jedné události na jedné noze do stejné události na stejné (ipsilaterální) noze. Krok (*step*) počítáme od události vyskytující se na jedné noze po stejnou událost objevující se na noze protilehlé (kontralaterální). Dva kroky se tedy rovnají jednomu dvojkroku, často též nazývanému krokový cyklus (Hamill & Knutzen, 2009). Krokový cyklus (GC) je typicky definován jako časový interval mezi kontaktem nohy s podložkou a novým kontaktem s podložkou ipsilaterální nohy, která bude počátečním kontaktem cyklu následujícího (Kirtley, 2006; Whittle, 1995). Zahájení cyklu odpovídá 0 %, ve 100 % je potom GC kompletní (Vaughan et al., 1999).

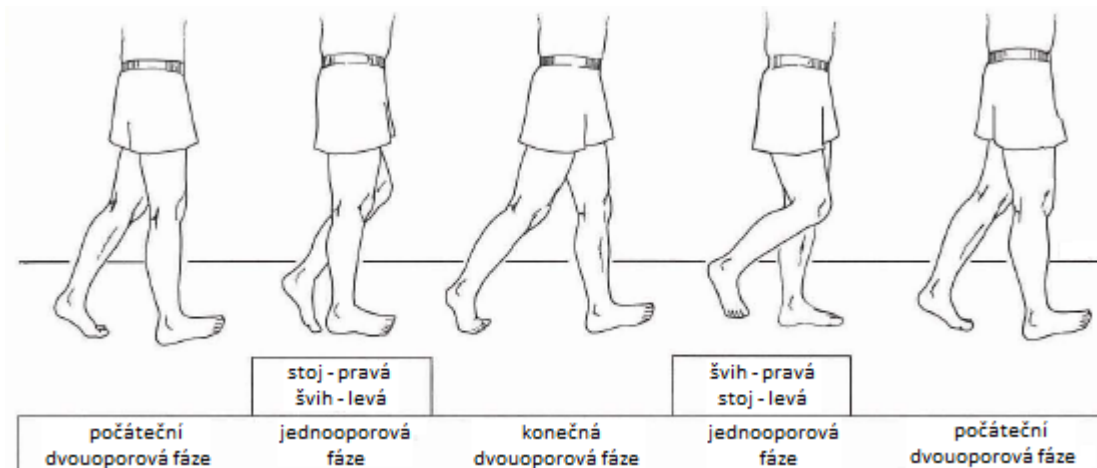
Existují dvě hlavní fáze GC. Při tzv. stojné neboli oporné fázi je chodidlo na podložce; ve švihové neboli nekontaktní fázi již v kontaktu s podložkou není a noha se zhoupne v rámci přípravy na následující kontakt chodidla s podložkou (Hamill & Knutzen, 2009; Vaughan et al., 1999; Whittle, 1995). Valmassy (1995) označuje stojnou fázi, na rozdíl od švihové, jako hmotnost nesoucí. Stojná fáze tvoří podle Perry (1992), Rose & Gamble (2006) nebo Vaughana et al. (1999) 62 % GC a švihová 38 % GC; dle Hamilla a Knutzen (2009) nebo Kirtleyho (2006) 66–60 % GC představuje stojná fáze, 34–40 % GC potom fáze švihová. Zjednodušeně řečeno fáze švihu představuje třetinu GC, fáze stoje potom dvě třetiny cyklu chůze (Valmassy, 1995). S rostoucí rychlostí pohybu se poměr mezi fázemi mění. Při běhu se vymezení stojné fáze pohybuje mezi 59–30 % GC, tzn. švihové fáze mezi 41–70 % GC. Při sprintu (v rychlosti 8–9 m·s<sup>-1</sup>) tvoří stojnou fázi 20–25 % GC a fázi švihovou 75–80 % GC (Hamill & Knutzen, 2009).

Stojná fáze může být rozdělena do tří samostatných fází (Vaughan et al., 1999):

- první fáze dvojí opory (*first double support*), kdy obě chodidla jsou v kontaktu s podložkou,
- fáze jedné opory (*single limb stance*), kdy např. levé chodidlo je ve švihu a pouze pravé je v kontaktu s podložkou,
- druhá fáze dvojí opory (*second double support*), kdy obě chodidla jsou opět v kontaktu s podložkou.

Kirtley (2006) nebo též Valmassy (1995) dvojoporové fáze nazývá jako počáteční (*initial double support*) – hmotnost je přenášena z kontralaterální končetiny na ipsilaterální, a konečnou (*terminal double support*) – hmotnost je přenášena z ipsilaterální končetiny na

kontralaterální. Tyto fáze jsou zachyceny na *Obr. 1*. Počáteční fáze dvojí opory se shoduje s konečnou fází dvojí opory druhostranné končetiny. V běžné chůzi je symetrie mezi pravou a levou stranou přirozená. V patologické chůzi však velmi často existuje asymetrický vzor (Vaughan et al., 1999).



*Obr. 1: Rozdělení fází opory (popis náleží pravé končetině) (upraveno dle Valmassy, 1995)*

Podle Valmassyho (1995) je možné chůzi rozdělit do tří fází. Fáze zrychlení (*development*) představuje zahájení pohybu z klidového stavu a zrychlení. Jakmile dojde k ukončení akcelerace, a je dosaženo konstantní rychlosti, vstupujeme do fáze rytmické (*rhythmic*). Tato fáze je řadou cyklicky se opakujících pohybů, které představují nejvýznamnější část chůze. Fáze zpomalení (*decay*) nastává ve chvíli, při které dochází ke zpomalování, a jsme připraveni zastavit.

Krokový cyklus obsahuje podle Whittla (2007) tyto klíčové okamžiky:

- počáteční kontakt chodidla s podložkou (*initial contact*),
- odraz palce druhostranné končetiny (*opposite toe off*),
- zdvižení paty (*heel rise*),
- počáteční kontakt druhé končetiny (*opposite initial contact*),
- odraz palce (*toe off*),
- míjení chodidel (*feet adjacent*) a
- *tibia vertical*, kdy je kost holenní ve svislé poloze.

Stojná fáze GC je dle Nordin & Frankel (2001) rozdělena na:

- úder paty (*heel strike*),
- kontakt celého chodidla (*foot flat*),
- zdvihnutí paty (*heel rise*),
- odraz (*push-off*) a
- odraz palce (*toe-off*).

Švihová fáze potom sestává ze:

- zrychlení (*acceleration*),
- míjení nohy (palce) s podložkou (*toe-clearance*) a
- zpomalení (*decelertion*).

Kirtley (2006) rozlišuje tři hlavní úlohy krokového cyklu, které korespondují se třemi zhoupnutími kotníku:

- zatížení (*loading*): představuje 0–10 % GC, jedná se o počáteční fázi dvojí opory,
- podpora/postup (*support/progression*): představuje 10–50 % GC (odraz palce druhé nohy), registrujeme jednooporovou fázi,
- pohon/švih (*propulsion/swing*): první úloha představuje 50–60 % GC (kontakt druhé nohy), jedná se o konečnou fázi dvojí opory; druhá úloha – švih – představuje 60–100 % GC (odraz palce).

Podle Vaughana et al. (1999) je GC rozdělen do osmi událostí (pěti při stoji, tří při švihu). Názvy těchto událostí jsou založeny na pohybu chodidel. V tradičním názvosloví jsou události stojné fáze:

- úder paty (*heel strike*), čímž je zahájen GC,
- kontakt celého chodidla (*foot flat*) což je doba, kdy se ploska nohy dotýká podložky,
- mezistoj (*midstance*) nastává, když švihová (kontralaterální) noha přejde stojnou nohu,
- zdvih paty (*heel-off*) nastává, když pata ztrácí kontakt s podložkou a odraz je zahájen prostřednictvím lýtkových svalů, což způsobí plantární flexi kotníku,
- odraz palce (*toe-off*) končí stojnou fázi jakmile chodidlo opustí podložku.

Události švihové fáze jsou tyto:

- zrychlení (*acceleration*) začíná, jakmile chodidlo opouští podložku a subjekt aktivuje svaly (flexory) kyčle ke zrychlení končetiny vpřed,
- mezišvih (*midswing*) nastává, když chodidlo přechází přímo pod tělem shodně s mezistojem druhé nohy,
- zpomalení (*deceleration*) popisuje akci svalů, kdy se zpomaluje končetina a stabilizuje se chodidlo v přípravě na následující úder paty (Vaughan et al., 1999).

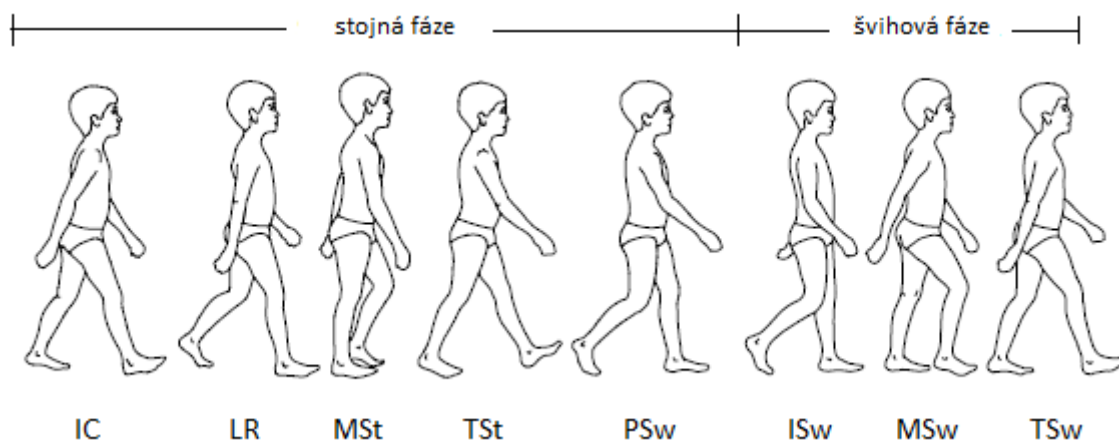
Ovšem stejně jako v názvosloví uváděném u Nordin & Frankel (2001) nebo i Whittla (1995) či Weavera & Ferg (2010) nejsou termíny jako úder paty (*heel strike*) a kontakt celého chodidla (*foot flat*) dle Perry & Burnfield (2010) vhodné. Analýza chůze se totiž neprovádí pouze u zdravých jedinců a např. osoby s různým typem postižení se patou, popř. celou plochou chodidla nemusí podložky vůbec dotknout. Jak bude uvedeno níže, Perry & Burnfield (2010) tyto fáze nazývá jako počáteční kontakt (*initial contact*) a stádium zatěžování (*loading response*).

Krokový cyklus podle Perry & Burnfield (2010), a totožně i podle Rose & Gamble (2006), Vaughana et al. (1999) či jiného pohledu od Whittla (2007), také sestává z osmi dílčích fází. Jedná se o nejběžněji užívané názvosloví a krokový cyklus s tímto popisem je zachycen na Obr. 2. GC tedy podle uvedených autorů zahrnuje tyto události:

- počáteční kontakt (IC – *initial contact*) zahajuje GC a představuje 0–2 % GC; zahrnuje okamžik, kdy chodidlo klesá k podložce. Reakcí je počátek přenášení hmotnosti těla.
- fáze zatěžování (LR – *loading response*) trvá do okamžiku, kdy je kontralaterální chodidlo zdviženo pro švih; tvoří 2–12 % GC a je to fáze zahrnující počátek fáze dvojoporové.
- mezistoj (MSt – *mid stance*) představuje 12–31 % GC. Je to doba, ve které švihová fáze chodidla přechází ve stojnou.
- konečný stoj (TSt – *terminal stance*) je společně s fází mezistoje jednooporovou fází cyklu. Konečný stoj reprezentuje 31–50 % GC. Začíná odrazem paty a pokračuje do té doby, dokud se druhá noha nedotkne podložky.

- předšvih (PSw – *pre-swing*) představuje druhou dvojoporovou fází a registrujeme jej v 50–62 % GC. Začíná počátečním kontaktem druhostranné nohy a končí odrazem palce stejnostranného chodidla.
- počáteční švih (ISw – *initial swing*), také první fáze švihu, je přibližně jednou třetinou švihové fáze a registrujeme jej v 62–75 % GC. Probíhá od pozdvižení chodidla z podložky po okamžik, kdy je chodidlo švihové nohy naproti stojnému.
- mezišvih (MSw – *mid swing*) nastává ve chvíli, kdy jsou obě chodidla vedle sebe. Představuje 75–87 % GC a odpovídá mezistoji stojné fáze.
- konečný švih (TSw – *terminal swing*) je finální fází švihu, tedy 87–100 % GC.

Ukončení dvojkroku nastává ve chvíli, kdy chodidlo udeří podložku (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 1995).



Obr. 2: Krokový cyklus (značení pravé končetiny): IC-počáteční kontakt, LR-fáze zatěžování, MSt-mezistoj, TSt-konečný stoj, PSw-předšvih, ISw-počáteční švih, MSw-mezišvih, TSw-konečný švih (upraveno dle Vaughan et al., 1999)

### 1.3 Fyzikální parametry chůze

Oblast zájmu mechaniky se dělí na kinematiku, statiku a dynamiku. Kinematika (*kinematics*) se zabývá pouze pohybem těles. Nestuduje jeho příčiny (ať už vnitřní, nebo vnější působící síly), ale pohyb samotný (Winter, 2009). Naproti tomu kinetika (*kinetics* – v české literatuře také nazývaná jako dynamika) se příčinami pohybu zabývá (Robertson et al., 2004). Studuje tedy síly a jejich vlivy na tělesa v pohybu, popř. v klidu (Zatsiorsky, 2002).

### 1.3.1 Kinematika chůze

Termínem kvantitativní kinematická analýza chůze rozumíme podle Gianniniho et al. (1994) získání a číselné popsání proměnných, které definují pohyb segmentů těla v prostoru bez ohledu na síly, které tento pohyb určují. Proměnnými jsou dráha jednotlivých segmentů  $s$ , úhlová dráha  $\varphi$ , rychlost  $\mathbf{v}$  a zrychlení  $\mathbf{a}$ , popřípadě také úhlová rychlost  $\omega$  a úhlové zrychlení  $\varepsilon$ .

Můžeme dodat, že kvantitativní analýza chůze je důležitý klinický prostředek k vyčíslování předlohy běžné nebo patologické lokomoce (Kadaba et al., 1990). Usiluje o shromáždění kvantitativních informací o mechanice svalově-kosterního systému během provádění motorické úlohy. Je užitečná při předepisování léčby, stejně jako v hodnocení výsledků ošetření. Data získaná klinickou analýzou chůze zahrnují jak kinematické, tak i dynamické veličiny. Poskytují informace o pohybu těžiště těla; relativním pohybu mezi sousedními segmenty; o výsledném zatížení, které je přenášeno přes úseky segmentů těla, mezi segmenty, nebo jednotlivými tkáněmi jako jsou svaly, šlachy, vazy a kosti (Cappozzo et al., 2005). Dále získaná data určují reakční sílu mezi chodidlem a podložkou nebo aktivitu svalů dolní končetiny (Kadaba et al., 1990).

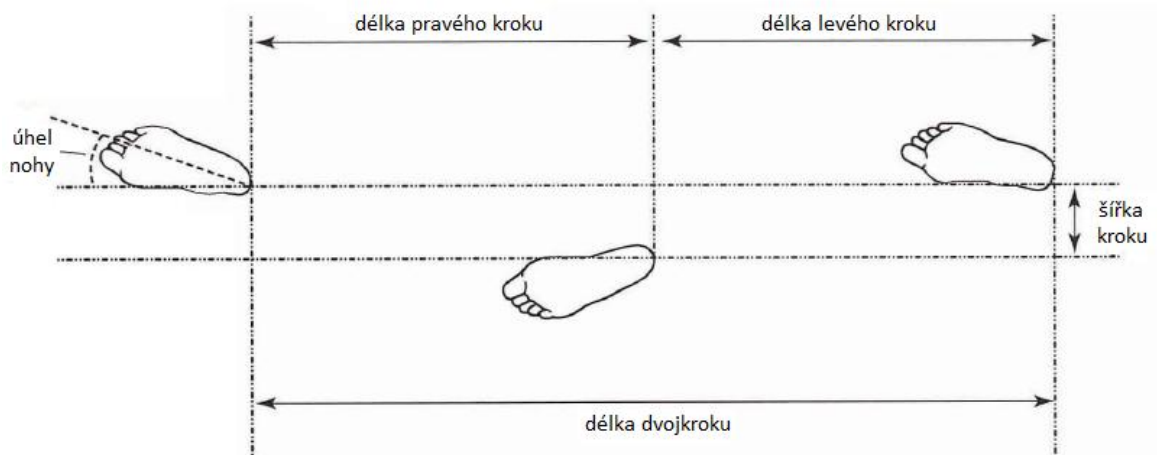
### ČASOVĚ-PROSTOROVÉ PARAMETRY CHŮZE

Časově-prostorové parametry chůze lze definovat z několika po sobě následujících umístění chodidel na podložku. Trajektorie těžiště těla pohybujícího se vpřed v daném čase  $t$  může být použita ke spočítání rychlosti chůze  $\mathbf{v}$  (Whittle, 2007). U mnoha autorů se setkáváme s odlišnými hodnotami, obvykle se vyskytují v rozmezí  $\mathbf{v} = 0,67\text{--}1,80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Hamill & Knutzen, 2009; Kirtley, 2006; Nordin & Frankel, 2001). Počet samostatných kroků provedených za jistou periodu (nejčastěji 1 minutu) se nazývá kadence neboli frekvence chůze  $f$ . Nejčastěji se pohybuje v rozmezí  $f = 90\text{--}140$  kroků/min (Kirtley, 2006; Nordin & Frankel, 2001) a u žen je obecně vyšší (117 oproti 111 kroků/min, jak uvádí Valmassy, 1995). S rostoucí hodnotou kadence klesá také doba stojné a švihové fáze (Valmassy, 1995).

Dalšími časově prostorovými parametry krokového cyklu jsou šířka kroku – uvádí se termíny *walking base*, *base of gait* nebo též *step width* (Kirtley, 2006; Valmassy, 1995; Vaughan et al., 1999; Whittle, 1995) a úhel nohy – *angle of gait*, popř. *foot angle* (Valmassy, 1995; Vaughan et al., 1999), které jsou zachyceny na Obr. 3. Šířka kroku je

mediolaterální vzdálenost mezi chodidly. U zdravých jedinců jsou její hodnoty v řádu několika centimetrů (5–10 cm uvádí např. Weaver & Ferg, 2010; 7,7–9,6 cm Nordin & Frankel, 2001). U osob s poruchou koordinace pohybů se tato vzdálenost může pohybovat mezi 15–20 cm (Vaughan et al., 1999). Úhel nohy je definován jako úhel mezi podélnou osou chodidla a linií postupu (v sagitální rovině). Průměrnou hodnotu uvádí Valmassy (1995) jako 7° zevní rotace u jednoho chodidla.

Vyšší věk má dle studií největší vliv na variabilitu (proměnlivost doby švihu/stoje, doby kroku/dvojkroku, frekvence, doby jednooporové/dvojoporové fáze, rychlosti) a fázi lokomoce (délka kroku/dvojkroku a rychlost). V rámci pohlaví mají ženy nižší rychlost a délku dvojkroku, zato větší frekvenci než muži (Hollman et al., 2012; Verlinden et al., 2013). Obecně je rychlost chůze považována za „znak vitality“ a větší zrychlení je častou příčinou pádu (Hollman et al., 2012).



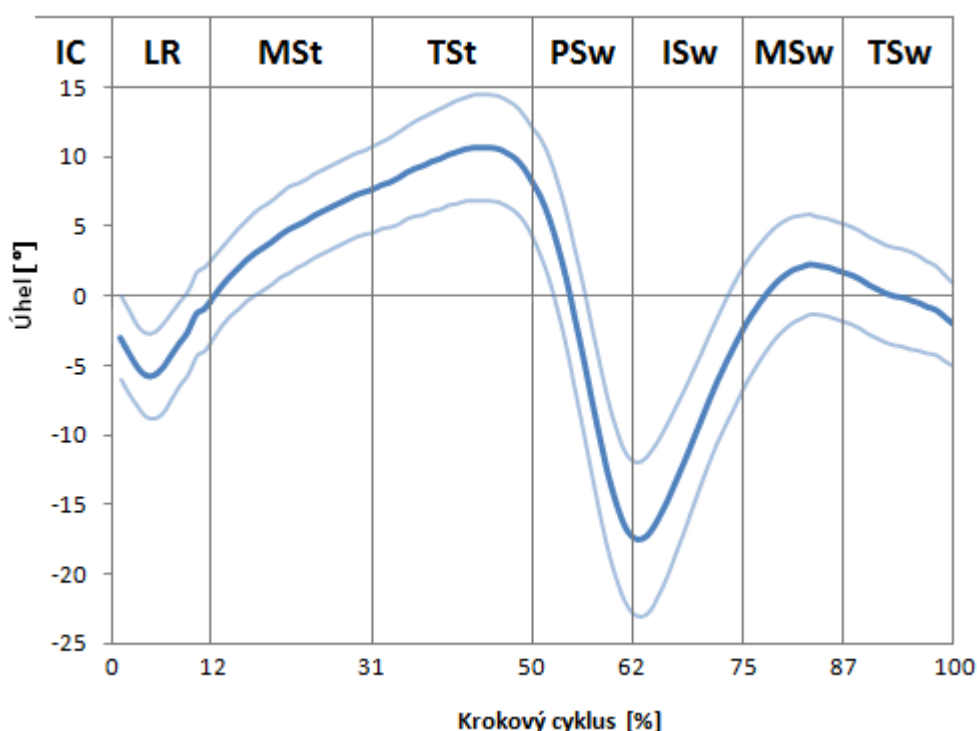
Obr. 3: Časově prostorové charakteristiky chůze (upraveno dle Valmassy, 1995)

## ÚHLOVÉ PARAMETRY CHŮZE

Úhlová dráha kloubů dolní končetiny bývá obvykle popsána vzhledem ke krokovému cyklu jako relativní proměnná (úhel mezi segmenty) nebo jako absolutní proměnná – úhlové měření pánve v prostoru vzhledem ke globálnímu systému souřadnic (Giannini et al., 1994; Hamill & Knutzen, 2009). Vyjádření úhlových parametrů tří hlavních kloubů dolní končetiny měnících se během krokového cyklu vystihují Obr. 4 – Obr. 6.

## Úhlové parametry hlezenního kloubu

V sagitální rovině okolo mediálně-laterální osy nastává při pohybu dorzální (DF) a plantární (PF) flexe kotníku. Tento kloub je schopen provést 0–20° DF a 0–50° PF (Weaver & Ferg, 2010). Během každého GC prochází hlezenní kloub čtyřmi oblouky (viz Obr. 4), kdy dvakrát přechází z PF do DF. Úplný rozsah pohybu hlezenního kloubu při každém dvojkroku je v průměru 25° (10° v dorzální a 15° v plantární flexi).



Obr. 4: Průměrný rozsah pohybu hlezenního kloubu včetně směrodatné odchylky krokovým cyklem: IC-počáteční kontakt, LR-fáze zatěžování, MSt-mezistoj, TSt-konečný stoj, PSw-předšvih, ISw-počáteční švih, MSw-mezišvih, TSw-konečný švih (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

První dva oblouky (PF, DF) nastávají ve stejné fázi. Jsou významné zejména pro postup a tlumení nárazů. První křivka je též nazývána jako první zhoupnutí a je reakcí na náhlý náraz chodidla na podložku. Dosahuje maxima -6°. Když nastává IC, je kotník v téměř neutrální poloze. Druhá křivka nastává během fáze jedné opory a představuje druhé zhoupnutí. Okolo 40 % GC (fáze TSt) pozorujeme maximum dorzální flexe (11°). Následuje třetí křivka – rychlá plantární flexe. Její maximum je -18° a je zaznamenáno na rozhraní PSw a ISw. Čtvrtý oblouk (DF) nastává ve fázi švihu a je funkčně spojen s odlepením

chodidla od podložky. Dosahuje maxima 2°, a to ve fázi MSw (Nordin & Frenkel, 2001; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

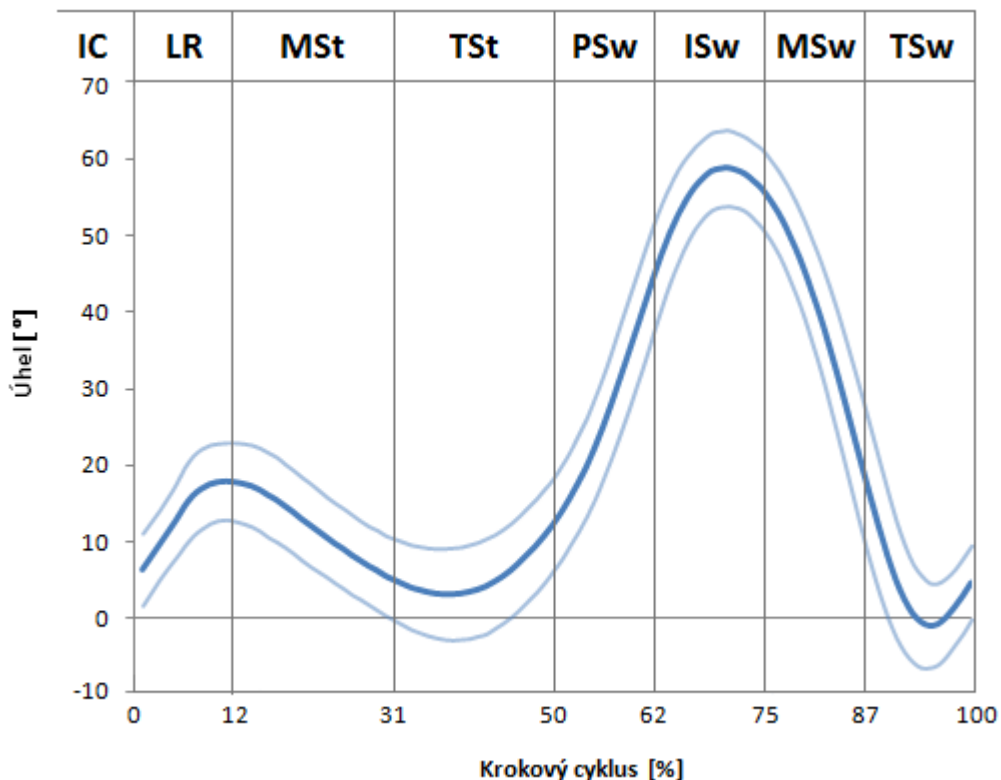
Co se týká rozsahu pohybu prstů u nohy je palec schopen flexe 0–45°, ostatní prsty 0–40°. Je možná 0–70° extenze palce, extenze ostatních prstů 0–40° (Weaver & Ferg, 2010).

### **Úhlové parametry kolenního kloubu**

V sagitální rovině registrujeme flexi kolene, kdy běžný aktivní rozsah tohoto kloubu je 0–135° a pasivní 0° až 140–150°. Extenze kolene nastává také v sagitální rovině okolo mediálně-laterální osy a aktivně je tento kloub schopen pohybu 0° až 5°/10° (Nordin & Frankel, 2001; Weaver & Ferg, 2010). Pohyb kolenního kloubu je charakteristický střídáním flexe a extenze (viz *Obr. 5*). Běžný pohyb kolene při chůzi reprezentuje větší (ve švihové fázi) a menší (ve stojné fázi) maximum flexe v rámci plného rozsahu od 0° do 60° (Rose & Gamble, 2006).

První flexe působí jako tlumič nárazu a napomáhá přenesení hmotnosti. Její maximum (ve fázi LR) činí 18°. Větší rychlost chůze je spojena také s větší kolenní flexí při IC ve srovnání s nižšími rychlostmi. Flexe kolene předchází začátku flexe kyčle. Kontakt přednoží ve 12 % GC ukončí odval paty, a tím ustane i podnět pro flexi kolene. S počátkem MSt jde koleno bezprostředně do extenze. Maximum představují 3° ve fázi TSt (Perry & Burnfield, 2010).

Druhá flexe v časně švihové fázi usnadňuje odraz chodidla. Její maximální hodnota, která je zároveň maximem celého rozsahu pohybu, je kolem 59°. Poté koleno začíná jít do extenze (přibližně tak rychle, jak bylo ve flexi v předchozí fázi). S koncem fáze MSw je chodidlo paralelně s podložkou a bércec vertikálně. Poslední extenze cyklu je dosaženo nepatrně před koncem švihové fáze a maximum se pohybuje kolem -1° (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

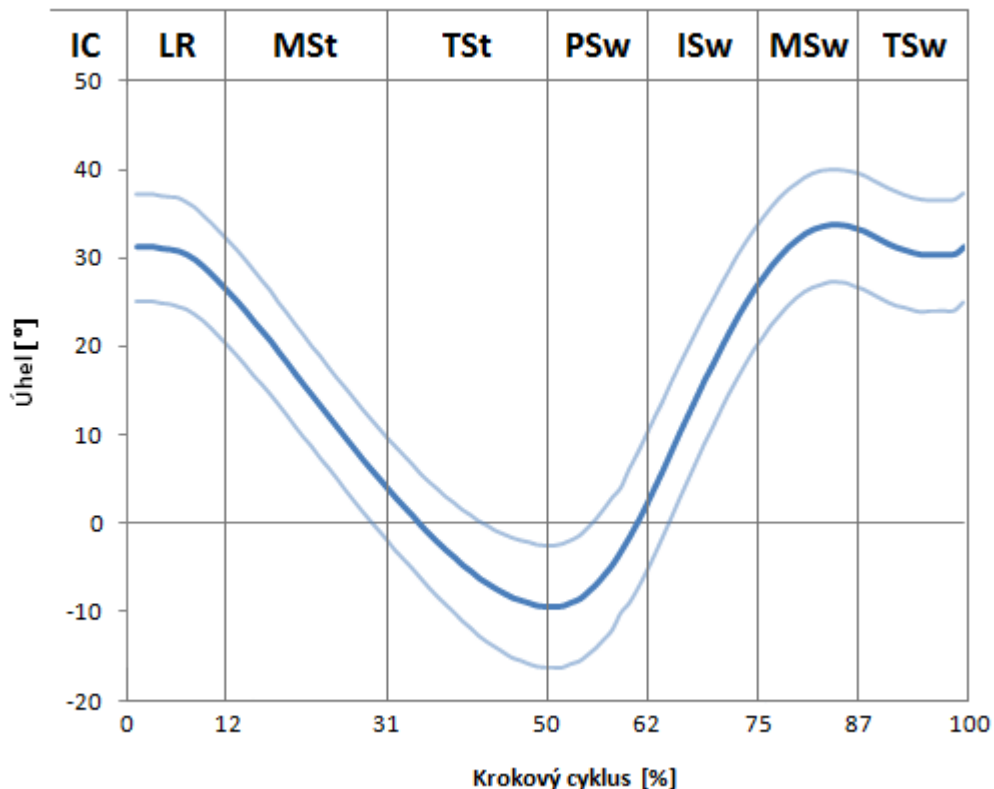


Obr. 5: Průměrný rozsah pohybu kolenního kloubu včetně směrodatné odchylky krokovým cyklem: IC-počáteční kontakt, LR-fáze zatěžování, MSt-mezistoj, TSt-konečný stoj, PSw-předšvih, ISw-počáteční švih, MSw-mezišvih, TSw-konečný švih (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

### Úhlové parametry kyčelního kloubu

Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině připomíná křivku funkce cosinus (viz Obr. 6). Běžná aktivní schopnost flexe kyčle je 0–120°. U extenze tomu je 0–20° (Weaver & Ferg, 2010). Kyčel je ve flexi v první fázi GC (Rose & Gamble, 2006) a potom také během švihové fáze, kde dosahuje svého maxima: 34° (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010). Extenzi pozorujeme ve fázi stojné, zhruba v polovině GC, a jejímu maximu odpovídá -10°. Změny pohybu z jednoho směru na druhý jsou pozvolné. Úplný rozsah pohybu je tedy přibližně 35° (Perry & Burnfield, 2010).

Ve frontální rovině okolo anteriorně-posteriorní osy nastává abdukce a addukce kyčle. Jako běžné aktivní rozsahy kloubu jsou uváděny hodnoty 0–45° pro abdukci a 0° až 35° pro addukci. V transverzální rovině okolo vertikální osy nastává vnitřní a zevní rotace kyčle. Běžný aktivní rozsah obou pohybů je 0–45° (Weaver & Ferg, 2010).



Obr. 6: Průměrný rozsah pohybu kyčelního kloubu včetně směrodatné odchylky krokovým cyklem: IC-počáteční kontakt, LR-fáze zatěžování, MSt-mezistoj, TSt-konečný stoj, PSw-předšvih, ISw-počáteční švih, MSw-mezišvih, TSw-konečný švih (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

Neutrální pozici uvažujeme, když je stehno ve vertikální pozici. Vyjádřením polohy stehna vzhledem k vertikále je pohyb v kyčli v prostoru definován nezávisle na pohybu pánve. Pánev bereme jako samostatný segment na vrcholu stehenní kosti. Křivka jejího pohybu v sagitální rovině je velmi podobná křivce pohybu těžiště těla. Pohyb kyčle může být stanoven i kombinací pohybu pánve a stehna (Nordin & Frankel, 2001; Perry & Burnfield, 2010).

### 1.3.2 Dynamika chůze

Pojem síla reprezentuje působení jednoho tělesa na druhé. Je to vektorová veličina, značená  $F$ , definovaná velikostí, směrem a místem působení (Robertson et al., 2004). V biomechanice jsou síly klasifikovány jako vnitřní, tj. působení mezi částmi těla, a vnější, tj. působení mezi tělem a prostředím (např. gravitační síla). I zde v souladu se

třetím Newtonovým zákonem platí: každá síla, kterou tělo působí na prostředí, vyvolá reakční sílu stejné velikosti a opačného směru působící na tělo (Zatsiorsky, 2002).

## REAKČNÍ SÍLA PODLOŽKY

Během chůze, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou, působí ve vertikálním směru gravitační síla dolů a tzv. reakční síla podložky (*ground reaction force* – GRF) nahoru (DeLisa, 1998; Robertson et al., 2004). Síla chodidla aplikovaná na podložku je měřena silovými plošinami nebo dynamometry, které jsou pevně zasazeny v podlaze tak, aby byl jejich povrch v jedné rovině s podložkou. Většina silových plošin realizuje měření ve třech směrech – vertikálním (Z), ve směru předozadním (Y) a ve směru mediolaterálním (X). Silové plošiny zaznamenávají jediný výsledný silový vektor GRF, který představuje všechny působící síly. Jeho počátek nazýváme COP (*center of pressure*). Vektor GRF bývá popsán devíti veličinami. Tři ortogonální složky silového vektoru označujeme jako  $F_x$ ,  $F_y$  a  $F_z$ . Tři prostorové souřadnice  $x$ ,  $y$ ,  $z$  charakterizují polohu vektoru síly ve vztahu k souřadnému systému desky. Poslední tři hodnoty jsou ortogonální momenty síly  $M_x$ ,  $M_y$  a  $M_z$  opět vzhledem k souřadnému systému desky. Celkově nás zajímá pouze šest hodnot s ohledem na vektor reakční síly, kterou deska působí na člověka. Jsou to tři složky GRF  $R_x$ ,  $R_y$  a  $R_z$ , které představují mediálně-laterální, anteriorně-posteriorní a vertikální směr, souřadnice COP vektoru reakční síly v globálním souřadném systému  $x$  a  $y$ , a tzv. volný moment síly  $M_z'$  – moment síly vzhledem k ose Z. Tyto parametry se vypočítají pomocí tzv. kalibračních rovnic (DeLisa, 1998; Robertson et al., 2004).

## INVERZNÍ DYNAMIKA

Inverzní dynamika je specializované odvětví mechaniky, které přemostuje kinematiku a kinetiku. Jedná se o proces, kterým jsou síly a momenty sil nepřímo stanoveny z kinematických a setrvačných vlastností pohybujících se těles. V podstatě se inverzní dynamika vztahuje i k nehybným tělesům, ale obvykle je aplikována na tělesa v pohybu. Odvozujeme ji z druhého Newtonova zákona, kdy výsledná síla je rozdělena na známé a neznámé síly (Robertson et al., 2004). *Link-segment modelling* je proces, kterým je určena reakční síla a spočteny momenty sil v kloubech. Potřebujeme k tomu znát kinematická data (úhlové parametry), antropometrické údaje a vnější síly (reakční síla).

Tento výpočet se nazývá inverzní řešení (*inverse solution*) a je velmi přínosný v porozumění konečného zisku celkové svalové aktivity každého kloubu (Forner-Cordero et al., 2006b; Vette et al., 2012; Winter, 2005).

Nepřesnosti získaných dat z modelu *linked segment* závisí na tom, jak dobře byl studovaný systém reprezentován, a na předpokladech modelu. Jiné zdroje chyb mohou mít původ v kinematických, antropometrických nebo GRF datech užitých modelem a zahrnujících např. odhad středu rotace kloubu, odchylku v délce segmentu, chyby v měření velikosti a polohy reakční síly podložky apod. (Dillon et al., 2008). Za největší nevýhodu inverzní dynamiky ve srovnání s přímou metodou je považováno zesílení šumu dvojitou derivací (poloha, rychlost). K vyvarování se vyhlazování je někdy pro analýzu změřeného pohybu vybrána metoda přímá s optimalizačními technikami (Forner-Cordero et al., 2006b; Koopman et al., 1995). V případě přímé dynamiky je pohyb segmentu spočten integrací rovnic pohybu. To je možné v případě, jsou-li momenty sil kloubů známé nebo pokládány za nulové (Koopman et al., 1995).

Pro úplnost moment síly otáčí nebo má sklon otáčet objekt. Je ztotožněn se silou násobenou kolmou vzdáleností mezi silou a osou rotace, což se uvádí jako vektorový součin  $\mathbf{M} = \mathbf{d} \times \mathbf{F}$ . Místo působení síly tedy ovlivňuje velikost momentu síly, neboť mění se působící bod mění rameno síly (Mow & Huijskes, 2005; Robertson et al., 2004). Určené momenty sil v kloubech dále poslouží ke stanovení jejich výkonu (Robertson & Winter, 1980).

## 2 Noha a její typologie

Pro lokomoci člověka je klíčový pohyb hlezenního kloubu a nohy. Během chůze hrají důležitou roli v zeslabování silných nárazů, udržování stability a podpory dolní končetiny, a přispívají k posunu těla vpřed (Arnold et al., 2014; Scott et al., 2007).

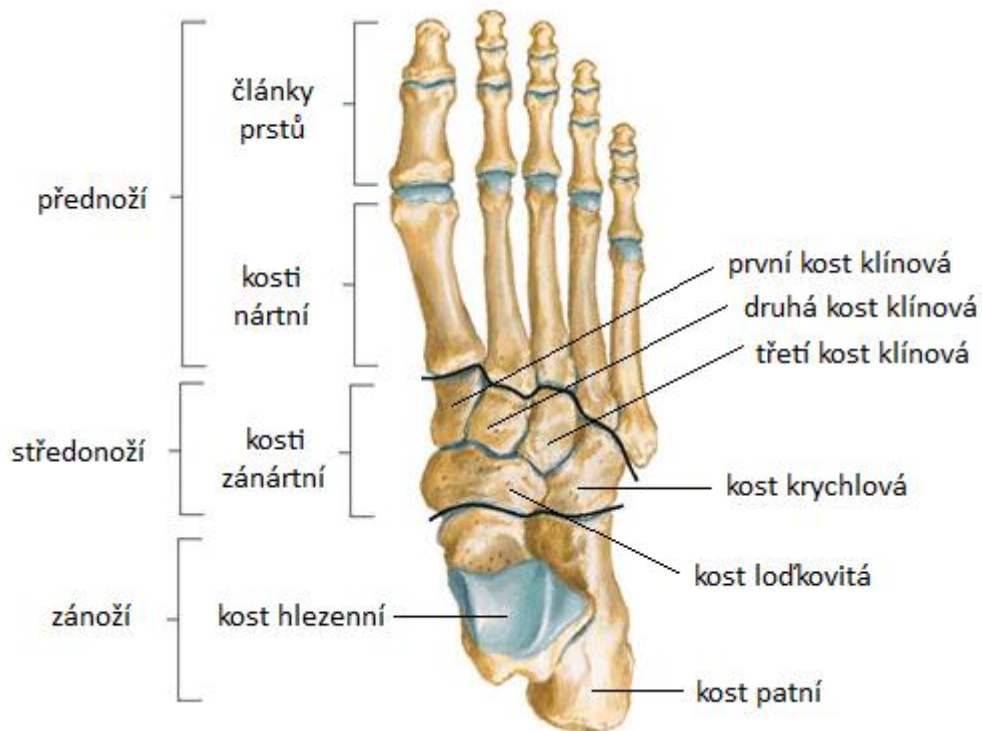
Noha je nedílnou mechanickou součástí dolní končetiny, která je nezbytná pro plynulou a stabilní chůzi. Začíná být formována při vývoji končetin v osmém týdnu těhotenství. Přibližně ve věku 1 roku u dívek a v 18 měsících u chlapců je délka chodidla polovinou délky příslušné dospělé nohy (Nordin & Frankel, 2001). Dětské nohy ve srovnání s dospělými vykazují odlišnosti ve struktuře a funkci. Jednou z charakteristik je tukový polštářek pod středonožím dětské nohy, který chrání před nadměrným tlakem až do doby, kdy svalově-kosterní systém bude uzpůsobený ke vzpřímené chůzi (Müller et al., 2012); tedy absence očividné klenby nožní (Hallemans et al., 2006).

Lidská noha se skládá z 28 kostí, 33 kloubů a 112 vazů, kontrolovaných 34 svaly (Hillstrom et al., 2013). Kromě toho, že působí jako strukturní podpůrná plošina, která je schopna odolávat opakovaným zátěžím o násobcích tělesné hmotnosti a napomáhá udržovat rovnováhu, musí být také spolu s kotníkem schopna přizpůsobit se odlišným povrchům podložky a měnit rychlosti chůze. Unikátní vlastnosti chodidla umožňují být tuhým a zároveň velmi flexibilním prvkem (Nielsen et al., 2010; Nordin & Frenkel, 2001; Scott et al., 2007). Větší rigidita se projevuje při vyšších rychlostech chůze z důvodu lepší absorpce a vyšší výkonnosti (Stolwijk et al., 2014). Nohu je možné rozčlenit na přednoží (články prstů – *phalanges digitorum*, kosti nártní – *ossa metatarsi*), středonoží (kosti zánártní – *ossa tarsi*) a zánoží (kost hlezenní – *talus*, kost patní – *calcaneus*) (Müller et al., 2012; Riegerová et al., 2006; Stavlas et al., 2005). Kostru nohy uvádíme na Obr. 7.

Tvar a biomechanika chodidla se však mezi jednotlivci značně liší (Razeghi & Batt, 2002). Funkce chodidla je ve významné míře závislá na tvaru chodidla (Hillstrom et al., 2013; Razeghi & Batt, 2002) a mnoho patologií chodidel je často spojeno s typem nohy. Typologie nohy je klinický koncept, který usiluje o zjednodušení anatomické složitosti lidské nohy (Hillstrom et al., 2013). Lze rozlišit typologii klasickou, antropometrickou a funkční.

Pro vyhodnocení vztahu mezi strukturou a funkcí nohy je nezbytné aplikovat spolehlivý systém ke klasifikaci typů chodidel (Razeghi & Batt, 2002). Existující metody lze

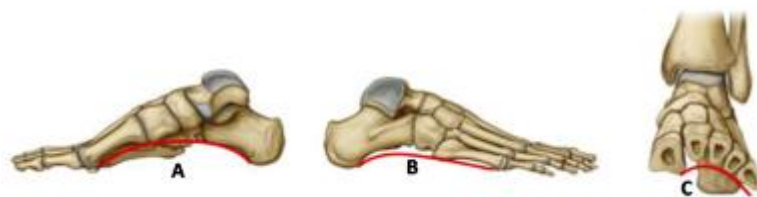
dle Stavlase et al. (2005) rozdělit na přímé a nepřímé. Přehled nejčastěji využívaných postupů popisujeme v závěru této kapitoly.



Obr. 7: Kosti nohy (*Ossa pedis*) pravé strany, pohled na hřbetní plochu (doplněno do Anonymous, n. d.b)

## 2.1 Klasická typologie

Klasický typ nohy je morfologický popis, který kombinuje strukturní odlišnosti v pozici a výšce klenby (Mootanah et al., 2013). Kostra nohy je podélně a příčně zklenuta, což přibližuje Obr. 8. Klenba nožní chrání měkké části chodidla, podmiňuje pružnost nohy a snáší zatížení (Čihák, 1984; Hallemans et al., 2006). Na formování nožní klenby má mj. vliv věk, pohlaví, rasa, obuv a věk, ve kterém ji jedinec začal nosit (Razeghi & Batt, 2002).



Obr. 8: Klenba nožní: A-podélná (vnitřní oblouk), B-podélná (zevní oblouk), C-příčná (Anonymous, n. d.c)

Klasická typologie rozlišuje nohy ploché, dobře postavené čili normální a tzv. vysoce klenuté (Buldt et al., 2013; Hillstrom et al., 2013; Mootanah et al., 2013). Všechny typy takových nohou, jež jsou dobře čitelné např. z otisku nohy, jsou zachyceny na *Obr. 9*. Postavení nohy (vysoce i nízko klenuté), což je jiný termín pro typ nohy, dělá nohu mnohem náchylnější ke zranění při fyzické aktivitě (Buldt et al., 2013; Levinger et al., 2010; Razezghi & Batt, 2002).



*Obr. 9: Otisky chodidla při různém stupni vytvoření nebo poškození klenby nožní: 1-vysoce klenutá noha (za hranicí normálu), 2-zvýšené vyklenutí nohy, 3-normální noha, 4-plochá noha, 5-těžký stupeň ploché nohy (Čihák, 1984)*

### **2.1.1 Noha vysoká**

Vysoká noha (*pes cavus*) je charakterizována nadměrně vysokou podélnou klenbou vyskytující se přibližně u 10–15 % populace. Hlavním rysem vysoké nohy je, že kontaktní zóna středonoží je redukována ve srovnání s normální nohou, což má za následek zvýšení tlaku v této oblasti. Tento rostoucí tlak může vést k výskytu patologie nohy a bolesti (Burns & Crosbie, 2005; Fernández-Seguín et al., 2014; Najafi et al., 2012). Otisky různého stupně vysoce klenuté nohy se nachází na *Obr. 9* pod čísly 1 a 2.

Vysoce vyklenutá noha je jen výjimečně viděna po narození nebo v prvních letech života. Většina nohou vyvíjí tuto deformitu v první nebo druhé dekádě (Fixsen, 1996). Nejběžnějším původem této deformity jsou onemocnění neurologická, traumatická a idiopatická (Najafi et al., 2012). Mezi rozličné faktory ovlivňující rozvíjení vysoké nohy patří svalová ochablost a nerovnováha periferního nervstva, pozůstatkový efekt vrozené

koňské nohy či posttraumatické znetvoření. Většina těchto nohou je nazývána idiopatickými, protože původ jejich onemocnění je neznámý (Burns & Crosbie, 2005).

V 60 % případů je vysoká noha spojena s bolestí (Burns & Crosbie, 2005; Fernández-Seguín et al., 2014; Najafi et al., 2012). Následkem bývá plantární bolest paty, také zkrácení nohy, přetížení metatarzálních hlav, snížení kontaktní plochy s následnou nestabilitou zánoží (Eslami et al., 2009) či výskyt deformit prstů (Hillstrom et al., 2013). Jedinci s vysokou nohou jsou více vystaveni riziku únavové zlomeniny stehenní či holenní kosti (Queen et al., 2009).

### **2.1.2 Noha normální (dobře postavená)**

Dobře postavená noha (*pes rectus*) není v literatuře přímo spojována s patologií nebo zraněním (Hillstrom et al., 2013). Je to postavení nohy, z jehož odchylek usuzujeme na nohu plochou či vysoce klenutou (Buldt et al., 2013). Otisk normální nohy je zachycen na *Obr. 9* pod číslem 3.

Při stožení se zdravá noha opírá o podložku zejména ve třech bodech: kost patní, hlavička I. (palcového) a V. (malíkového) metatarzu (Anonymous, n. d.a; Riegerová et al., 2006). Vrchol mediální klenby nožní leží přibližně 15–18 mm nad podložkou, vrchol laterální klenby asi 3–5 mm nad podložkou (Anonymous, n. d.a).

### **2.1.3 Noha plochá**

Plochá noha (*pes planus*) je biomechanický problém spočívající v souboru fyzických znaků, které zahrnují pokles mediální strany nohy, rozšíření náslapné plochy a oslabení vazů a svalů udržujících klenbu nožní. Tuhá plochá noha je patologický stav, který může být vrozený i získaný (Čihák, 1984; Ezema et al., 2014). Na *Obr. 9* se otisky ploché nohy různého stupně nachází pod čísly 4 a 5.

Plochá noha se objevuje v dětství během prvních let života, ale přetrvává u pouhých 3 % dospělých (Zafiropoulos et al., 2009). U batolat jsou pediatrické ploché nohy považovány za přechodné stádium ve vývoji chodidla, ne v první řadě jako patologie. Během růstu a dozrávání se mění jak velikost chodidla, tak i odolnost vazivové a svalové struktury, a vyvíjí se motorické dovednosti. Proměnlivost tvaru nohy je u kojenců a malých dětí typická, a patologické deformity nemusí nutně nastat. Jinak jsou pediatrické ploché

nohy spojovány s bolestí, špatnými motorickými návyky nebo pozměněným vzorem chůze dětí (Müller et al., 2012; Stavlas et al., 2005). Délka a šířka nohy se s rostoucím věkem dítěte zvětšuje. Plochosť nohy se do věku šesti let naopak zmenšuje a následně setrvává na konstantní úrovni (Müller et al., 2012). Nabytí ploché nohy napomáhají faktory jako strukturální či svalově-kosterní abnormality, porucha kolagenu, zranění, spastické stavy (tj. stavy v křeči) nebo neurosvalová onemocnění (Ezema et al., 2014).

Lidé s plochou nohou jsou více ohroženi bolestí či zraněním nohou, popř. kolen, výskytem únavových zlomenin, a jsou schopni slabšího sportovního výkonu (Ezema et al., 2014). Jsou ve větší míře vystaveni vzniku výronu, únavových zlomenin hlavic metatarzu či nártu (Queen et al., 2009). Ve srovnání s vysoce klenutou nohou však mají jedinci s plochou nohou větší pohyblivost (Buldt et al., 2013). Podle provedených studií byla pozorována zvýšená tendence k plochám nohám (spolu s dalšími onemocněními jako deformity prstů či nohou, snížený rozsah pohybu apod.) nad věkem 50 let (Ezema et al., 2014; Scott et al., 2007).

## 2.2 Antropologická typologie

Antropologicky odlišné tvary nohou lze pozorovat podle odlišné délky metatarzu a článků prstů, jež představují přednoží. Vařeka a Vařeková (2009) považují tuto typologii za klinicky málo význačnou. Podle vnějšího tvaru rozlišujeme nohu egyptskou, antickou (řeckou) a kvadratickou. Z délky metatarzů a článků prstů se dále usuzuje na podtypy těchto nohou. Morfologický typ nohy ovlivňuje i výkonnost jedince (Riegerová et al., 2006).

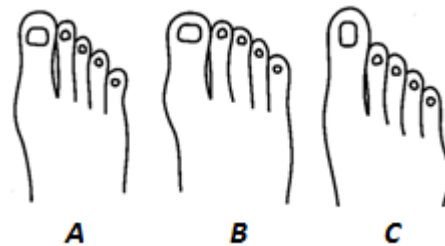
### 2.2.1 Egyptská noha

Egyptskou nohu je možné pozorovat u 69 % evropské populace (Magee, 2008). Vzhledem k poměru jednotlivých částí optimálně rozkládá působící vertikální sílu (Riegerová et al., 2006). Z Obr. 10 je patrné, že nejdelší je první prst a ostatní se postupně zkracují. Platí tedy formule dle velikosti prstů:

$$1 > 2 > 3 > 4 > 5$$

a uvádí se označení *index plus type* (Magee, 2008).

Ze sportovního hlediska patří k nejuvhodnějšímu typu nohy a projevuje se i spojitost s maximálním sportovním výkonem. Byla však pozorována větší tendence k rozvoji hallux valgus či rigidus, než u ostatních typů (Riegerová et al., 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).



Obr. 10: Egyptská noha: A, B-obvyklé typy, C-hypertrofie palce (převzato z Riegerová et al., 2006)

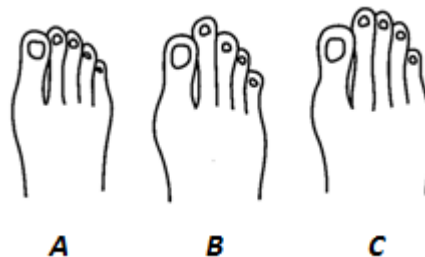
### 2.2.2 Antická (řecká) noha

Antická noha se dle Mageeho (2008) v Evropě vyskytuje u 22 % populace. Jak je vidět z Obr. 11, dominantní je druhý prst (je delší než první i třetí), zatímco další prsty jsou postupně kratší. Magee (2008) uvádí charakteristickou formuli dle délky prstů:

$$1 < 2 > 3 > 4 > 5$$

a nazývá tento typ nohy také Mortonův či *index minus type*.

Tato noha je charakteristická menší dotekovou plochou, než tomu bylo u egyptské nohy (Riegerová et al., 2006). Navíc je pozorována zvýšená zátěž na II. metatarz, což přispívá k jeho hypertrofii nebo únavové zlomenině (Vařeka & Vařeková, 2009).



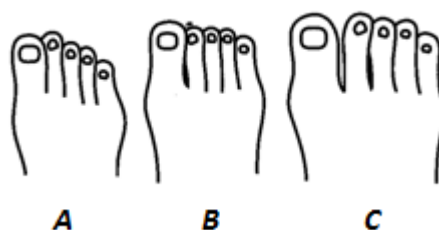
Obr. 11: Řecká noha: A, B-obvyklé typy, C-typ s neobvykle dlouhými prsty (převzato z Riegerová et al., 2006)

### 2.2.3 Kvadratická (polynéská) noha

Tvar kvadratické nohy připomíná obdélník (viz Obr. 12). Zastoupení této nohy u evropské populace je 9 % (Magee, 2008). Zde platí:

$$1 = 2 > 3 > 4 > 5,$$

tedy že první metatarz je stejně dlouhý jako druhý a ostatní prsty se zkracují. Tento typ nohy je také označován *index plus-minus type* (Magee, 2008). Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí i případy, kdy první tři prsty jsou stejně dlouhé.



Obr. 12: Kvadratická noha: A, B-obvyklé typy, C-kvadratická noha s hypertrofií malých prstů (převzato z Riegerová et al., 2006)

Noha kvadratická je z pohledu výkonnosti nejméně vhodná. Vertikální síla je rozložena na všechny hlavičky metatarzů rovnoměrně (Riegerová et al., 2006).

## 2.3 Funkční typologie

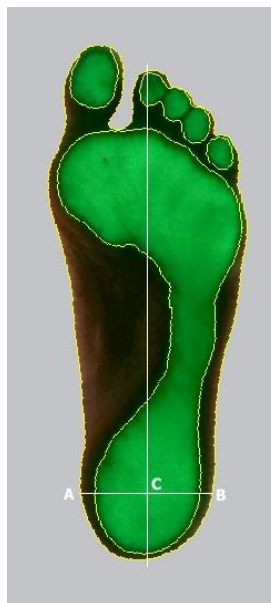
Změny ve funkci nohy jsou pozorovány brzy po zahájení samostatné chůze dítěte (Hallemans et al., 2006). Na rozdílné funkční typy nohou se usuzuje z pohybů subtalárního a příčného hlezenního kloubu; zároveň je noha považována za dynamický komplex, nikoli za statickou strukturu. Tyto předpoklady spolu s dalšími propojil Merton L. Root, jehož typologie je v současnosti stále využívána. Důležitým prvkem je tzv. neutrální postavení subtalárního kloubu, což je klinicky definovaný pojem jako místo, ve kterém noha není ani v pronaci ani v supinaci, a navíc patní kost invertuje dvakrát více při supinaci než evertuje při pronaci (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vedle nutnosti neutrální pozice subtalárního kloubu, palpace či značení anatomicky význačných bodů, lze dle Billise et al. (2007) využít i relativně spolehlivé indexové techniky

(např. *valgus index*). Princip spočívá ve vytvoření otisku nohy, tzv. plantografu (je zachycen na *Obr. 13*), a označení specifických bodů: A což je projekce *malleolus medialis*, B což je projekce *malleolus lateralis* (tvoří úsečku *AB* – tzv. osu malleolu), dále osy nohy, což je podélná osa vedená středem paty ke konečku druhého prstu, a bodu *C*, který je průsečíkem těchto dvou os. *Valgus index* (*VI*) je dopočten podle vzorce (1). Z vysoké hodnoty tohoto indexu se usuzuje na pronaci nohy; více supinovaná noha bude mít naopak hodnotu indexu nižší.

$$VI = \frac{(\frac{1}{2} AB - AC)}{AB} \cdot 100 \quad (1),$$

kde *AB* je osa malleolu a *AC* úsečka mezi mediálním bodem zánoží *A* a průsečíkem osy malleolu a osy nohy *C* (Billis et al., 2007; Xiong et al., 2010).



*Obr. 13: Přípravný proces pro výpočet valgus indexu VI (Anonymous, n. d.)*

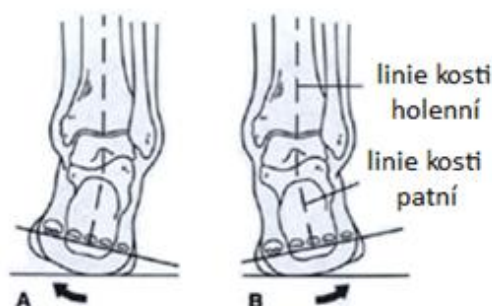
Měření funkce nohy je klinicky méně praktické a více nákladné než měření její struktury. Struktura a antropometrie dle Mootanaha et al. (2013) s funkcí nohy souvisí. Toto provázání usnadní klinickým lékařům prakticky měřit pouze strukturu nohy s odlišnými patologiemi nohou, plánovat léčbu a stanovit její efektivnost (Mootanah et al., 2013).

### 2.3.1 Varózní zánoží

Jedná se o nejčastější odchylku od neutrálního postavení nohy, ale obvykle je zcela neškodná (Vařeka & Vařeková, 2009). Varózní zánoží (*rearfoot varus, RFvar*) představuje inverzi patní kosti vzhledem k podlaze, i když je subtalární kloub v neutrální pozici. Tento typ nohy je zobrazen na *Obr. 14*. Může být výsledkem varozity kosti holenní (vybočení kolen, tvar končetin do O) a přispívat ke vzniku vysoké nohy, nadměrné zátěži podkolenní šlachy nebo patologie kolene či kotníku (Magee, 2008; Valmassy, 1995).

### 2.3.2 Valgózní zánoží

Valgózní zánoží (*rearfoot valgus, RFvalg*) je naopak považováno za velmi neobvyklou abnormálnost vzniklou buď kongenitálně, nebo po úrazu (Vařeka & Vařeková, 2009). Tato strukturální odchylka představuje everzi patní kosti, když je subtalární kloub v neutrální pozici, jak ukazuje *Obr. 14*. Tato deformace je často spojována s valgozitou holenních kostí (vbočení kolen, zakřivení končetin do X) a může představovat vzhled tuhé ploché nohy (Magee, 2008; Valmassy, 1995). V této kombinaci se noha nazývá planovalgózní a patří k nejběžnějším deformitám u pacientů s mozkovou obrnou (Saraswat et al., 2014).



*Obr. 14: Deformity zánoží (pravá noha): A-varózní zánoží, B-valgózní zánoží (upraveno podle Magee, 2008)*

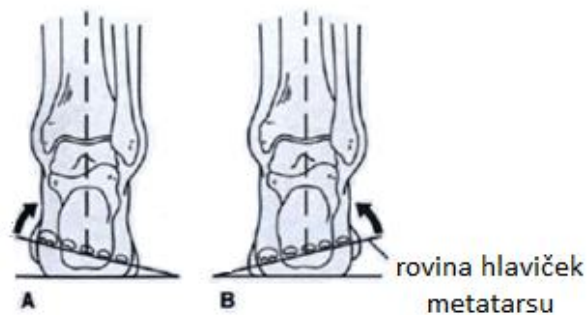
### 2.3.3 Varózní přednoží

Varózní přednoží (*forefoot varus, FFvar*) představuje inverzi přednoží vzhledem k zánoží, i když je subtalární kloub v neutrální pozici. Nastává z důvodu nedosažení

normálního valgózního náklonu (35–45°) hlavice a krčku talu. Tato strukturální odchylka je zachycena na *Obr. 15*. Klinicky se to podílí na poklesu klenby, vzniku deformit prstů, vazivového napětí nebo posturální únavy (Megee, 2008; Valmassy, 1995).

### 2.3.4 Valgózní přednoží

Valgózní přednoží (*forefoot valgus, FFvalg*) je považováno za nejčastější deformitu přednoží ve frontální rovině (Vařeka & Vařeková, 2009). Tato strukturální deviace (viz *Obr. 15*) představuje everzi přednoží na zánoží, když je subtalární kloub v neutrální pozici, protože běžný valgózní náklon hlavice a krčku talu je překročen. Stejně jako valgózní zánoží klinicky připomíná plochou nohu a dále přispívá k výronu kotníku, deformitám prstů či bolestem nohy a stehna (Magee, 2008).



*Obr. 15: Deformity přednoží (pravá noha): A-varózní přednoží, B-valgózní přednoží (upraveno podle Magee, 2008)*

## 2.4 Metody určení typologie nohy

Je zřejmé, že pro stanovení klasifikace typu nohy neexistuje ideální metoda. Využívány jsou postupy založené na měření morfologických parametrů chodidla, zejména ve stojné váhu zatěžující poloze, nebo během lokomoce (Bencke et al., 2012); v menší míře se ke klasifikaci využívá funkční charakteristika nohou. Metody založené na morfologii mohou být rozděleny na vizuální nekvantitativní prohlédnutí, zjištění antropometrických hodnot či parametrů z otisku nohy, radiografické vyhodnocení apod. (Razeghi & Batt, 2002). Inkoustové nebo digitální otisky nohou a fotografické techniky nazývá Stavlas et al. (2005) nepřímými metodami měření, zatímco přímé metody zahrnují somatometrické měření, klinické vyšetření, radiografické nebo ultrasonografické vyhodnocení.

### **2.4.1 Vizuální nekvantitativní metoda**

Tato jednoduchá a snadno dostupná metoda je založena na zhodnocení křivosti a postavení nohy lékařem. Noha bývá prohlédnuta z přední, boční i zadní strany v nezatěžující i zatěžující pozici, a během chůze. Klasifikace je založena na kvalitativním odhadu úhlu klenby a postavení zánoží, a na přítomnosti či nepřítomnosti talonavikulárního hrbolku (Razeghi & Batt, 2002).

### **2.4.2 Antropometrické hodnoty**

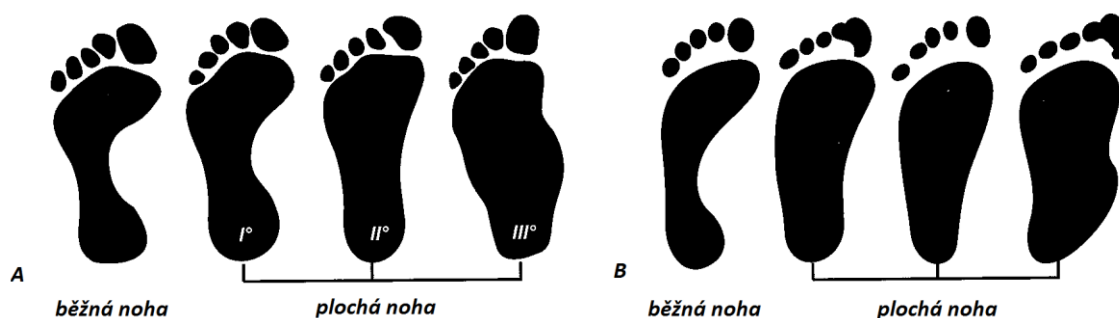
Toto klinické vyšetření obnáší přímé měření povrchových význačných bodů nebo kostních vyvýšenin reprezentujících umístění a polohu odlišných struktur uvnitř nohy, zahrnující i podélnou klenbu nožní. Vyšetřující získá informace o orientaci segmentů nohy ze sagitální či frontální roviny, což může být použito pro klasifikaci typu nohy. Uznávané antropometrické hodnoty jsou mj. výška klenby, podélný sklon klenby, úhel zánoží apod. (Razeghi & Batt, 2002).

### **2.4.3 Radiografické vyhodnocení**

Radiografické a jiné zobrazovací metody s sebou nesou potencionální zdravotní riziko, zvláště pro pediatrickou skupinu. Jsou dražší a jsou vystaveny odlišným způsobům interpretace, které jsou subjektivní (Stavlas et al., 2005). Měření charakteristiky nohy zahrnující výšku klenby může být provedeno přímo ve stojné, plně zatěžující poloze. Kromě toho jsou zachyceny i některé úhly a indexy, které nepřímo popisují pozici podélné klenby (Razeghi & Batt, 2002).

### **2.4.4 Metody otisku nohy**

Hodnotící kritéria typu nohy mimo jiné zahrnují statický otisk nohy (*footprint*), který odpovídá vnější struktuře chodidla (Müller et al., 2012). Snímání otisků je provedeno plantografy, kdy můžeme využít vyhodnocení vizuálního (např. dle Kapandjiho nebo Srdečného, jak je uvedeno na *Obr. 16*) či matematického, tzv. indexovými metodami (Riegerová et al., 2006).



Obr. 16: Princip metody vizuálního škálování: A-dle Kapandjiho, B-dle Srdečného (upraveno dle Urban et al., 2000)

Otiskové metody patří k nejrozšířenějším metodám pro studium podélné nožní klenby (Stavlas et al., 2005). Dojmu obtisku bylo dosaženo použitím tělového pudru, sádry, uhlovým papírem (kopírákem), různými aplikacemi inkoustu (Wilkinson & Menz, 1997) či chemickými roztoky dle Klementy (1987). V současné době je záznam digitální, popř. se využívá sofistikovaných tlakových převodníků (Razeghi & Batt, 2002; Stavlas et al., 2005).

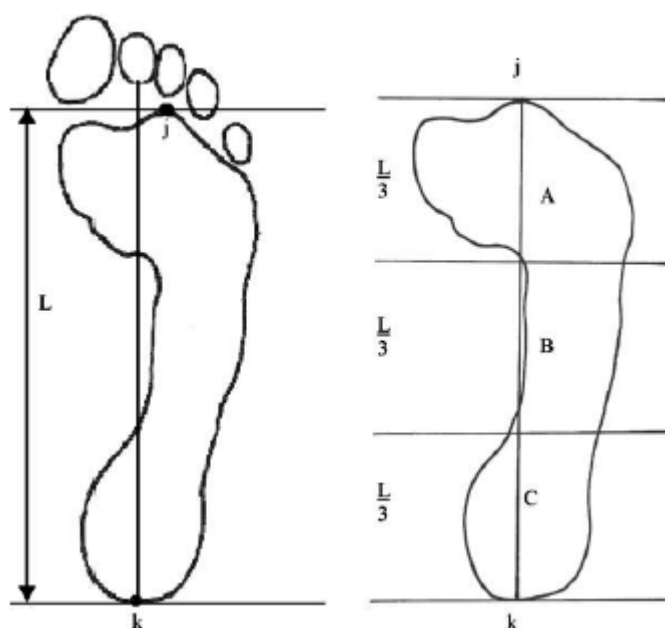
Obecně je měření plantárního rozložení tlaku pokládáno za spolehlivou metodou hodnocení geometrie i funkce chodidla (Müller et al., 2012). Data získaná z otisku nohy představují jednu z nejlevnějších a nejjednodušších forem kvantitativní analýzy bipedální chůze (Curran et al., 2005). Tato metoda je stále široce využívána, jelikož poskytuje hodnotné informace týkající se mnoha důležitých proměnných chůze rychlým a objektivním způsobem (Razeghi & Batt, 2002).

Existuje mnoho metod určení typu nohy z jejího otisku a dopočítáním specifických indexů. Tyto parametry kvantifikují charakter nohy s ohledem na to, že výška klenby musí být ve vzájemném vztahu s tvarem otisku nohy (Stavlas et al., 2005). Níže uvádíme způsoby, které jsou literatuře nejčastěji zmiňované, a ty, které jsme k výzkumu použili my.

#### **INDEX KLENBY (AI – Arch index)**

Základy pro definici této metody položili Cavanagh & Rodgers (1987), kdy typologie nohy byla studována při stoje a 50% zatížení. K výkladu slouží Obr. 17. Výpočetní metoda nejprve zahrnuje nakreslení linie od středu paty po střed spodní špičky druhého prstu, což nazýváme osa nohy. Druhá linie *jk* je poté nakreslena mezi středem paty a nejvíce anteriorní částí před hlavičkami metatarzu. Linie *jk*, která reprezentuje délku nohy bez

prstů ( $L$ ), je poté rozčleněna na třetiny rovnoběžnou linií kolmou k  $jk$ . Rozdělí tak nohu na oblast přednoží ( $A$ ), středonoží ( $B$ ) a zánoží ( $C$ ). Index  $AI$  je spočten jako poměr oblasti středonoží k oblasti celé nohy bez prstů, dle vzorce (2). Klasifikace klenby nožní dle výsledné hodnoty  $AI$  je zaznamenána do *Tab. 1* (Cavanagh & Rodgers, 1987; Nikolaidou & Boudolos, 2006; Razeghi & Batt, 2002; Stavlas et al., 2005).



*Obr. 17: Přípravný proces pro výpočet indexu klenby  $AI$  (Nikolaidou & Boudolos, 2006)*

$$AI = \frac{B}{A + B + C} \quad (2),$$

kde  $A$  představuje oblast přednoží,  $B$  oblast středonoží a  $C$  oblast zánoží.

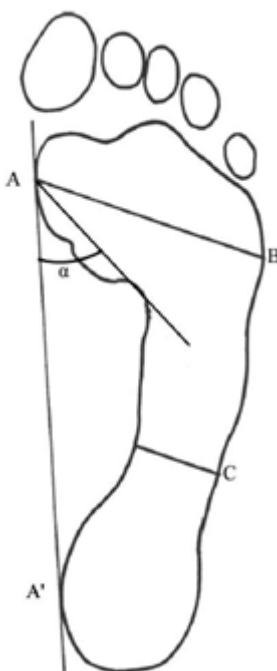
*Tab. 1: Klasifikace nohy dle indexu klenby  $AI$  (Nikolaidou & Boudolos, 2006)*

klenba nožní	$AI$
vysoká	$\leq 0,21$
běžná	$0,21 < AI < 0,26$
nízká	$\geq 0,26$

#### **INDEX CHIPPAUX-ŠMIŘÁKA (Chippaux-Smirak index)**

Výpočet Chippaux-Šmiřákova indexu obnáší umístění bodu  $A$  (nejvíce mediální bod v oblasti nártu),  $A'$  (nejvíce mediální bod v oblasti paty) a nakreslení linie  $AA'$ , jak je

zachyceno na *Obr. 18*. Linie *AB* (maximální šířka otisku nártu) a linie *C* (minimální šířka nohy v oblasti klenby), která je rovnoběžná s linií *AB*, jsou poté změřeny a dosazeny do vzorce (3) pro výpočet indexu. Ten tedy zahrnuje poměr linie *C* k linii *AB* a vyjádření v procentech. Dle získané hodnoty jsme schopni zařadit klenbu nožní do pěti kategorií, což předkládá *Tab. 2*, kde velké indexy značí velkou šířku v oblasti klenby (Mathieson et al., 1999; Nikolaidou & Boudolos, 2006; Stavlas et al., 2005). Poměr linie *C* k šířce zánoží vyjadřuje tzv. Stahelisův index (Mathieson et al., 1999).



*Obr. 18: Přípravný proces pro výpočet Chippaux-Šmiřákova indexu a úhlu nohy (Nikolaidou & Boudolos, 2006)*

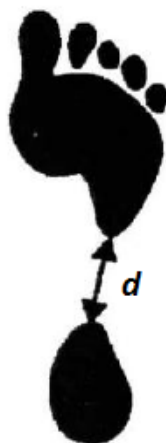
$$\text{index nohy} = \frac{C}{AB} \cdot 100 \% \quad (3),$$

kde *C* je minimální a *AB* maximální šířka nohy v oblasti středonoží.

*Tab. 2: Klasifikace nohy dle indexu Chippaux-Šmiřáka (Nikolaidou & Boudolos, 2006)*

klenba nožní	index nohy [%]
vysoká	0
běžná	0,1–29,9
střední	30,0–39,9
nízká	40,0–44,9
plochá	≥ 45

Podrobnější dělení stupně vysoké ploché nohy uvádí Klementa (1987). V případě vysoce klenuté nohy se měří vzdálenost mezi přednožím a zánožím podle *Obr. 19*. Z této vzdálenosti se usuzuje na nohu vysokou I. – III. stupně, což udává *Tab. 3*. Rovněž u běžné a ploché nohy můžeme nalézt další dělení těchto nohou, jak je uvedeno v *Tab. 4* a *Tab. 5*.



*Obr. 19: Určení stupně vysoce klenuté nohy (upraveno dle Kopecký, 2004)*

*Tab. 3: Podrobnější rozdělení typu vysoké nohy (Klementa, 1987)  
d-vzdálenost mezi přednožím a středonožím*

vysoká noha	<i>d</i> [cm]
I. stupně	0,1–1,5
II. stupně	1,6–3,0
III. stupně	≥ 3,1

*Tab. 4: Podrobnější rozdělení typu běžné nohy (Klementa, 1987)*

běžná noha	<i>index nohy</i> [%]
I. stupně	0,1–25,0
II. stupně	25,1–40,0
III. stupně	40,1–45,0

*Tab. 5: Podrobnější rozdělení typu ploché nohy (Klementa, 1987)*

plochá noha	<i>index nohy</i> [%]
I. stupně	45,1–50,0
II. stupně	50,1–60,0
III. stupně	60,1–100,0

## ÚHEL OTISKU NOHY (*Footprint Angle*)

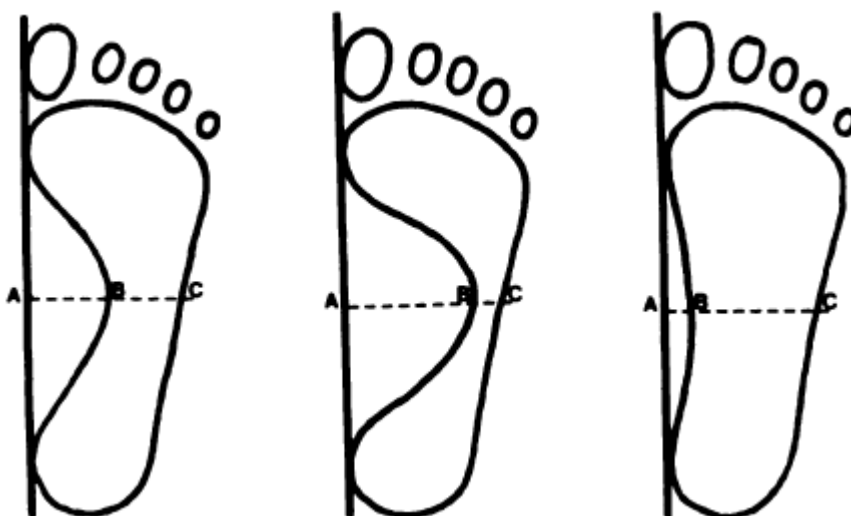
Dle *Obr. 18* můžeme definovat další metodu určení typu nohy, a sice úhel otisku  $\alpha$  (někdy též nazývaný Clarkův). Ten se změnou výšky klenby může měnit svou orientací. Je měřen jako úhel mezi linií AA' (linie spojující nejvíce mediální body paty a nártu) a nejvíce anteriorním a laterálním okrajem podélné klenby nožní (konkávnost otisku klenby). *Tab. 6* podává informace o vztahu mezi hodnotou úhlu otisku  $\alpha$  a typem příslušné nohy (Chuckpaiwong et al., 2008; Nikolaidou & Boudolos, 2006; Ozer & Barut, 2012).

*Tab. 6: Klasifikace nohy dle stanoveného úhlu nohy  $\alpha$  (Nikolaidou & Boudolos, 2006)*

typ nohy	$\alpha$ [°]
plochá	0–29,9
nízká	30–34,9
střední	35–41
běžná	$\geq 42$

## INDEX SZTRITER-GODUNOVA (*Sztriter-Godunov index*)

Podle Raa a Josepha (1992) platí, že jestliže je šířka nártu nohy (úsečka AB) v jeho nejširší části menší než 1 cm, chodidlo je pokládáno za ploché (viz *Obr. 20* vpravo). Jestliže šířka otisku v jeho nejužší části (úsečka BC) je menší než 1 cm, klenba je považována za vysokou (*Obr. 20* uprostřed). Všechny ostatní otisky vyhodnotili jako běžné (*Obr. 20* vlevo).



*Obr. 20: Příprava k výpočtu indexu dle Sztriter-Godunova (Rao & Joseph, 1992)*

Riegerová et al. (2006) uvádí rovnici (4) pro výpočet Sztriter-Godunova indexu  $Ky$  jako:

$$index\ Ky = \frac{B - C}{A - C} \quad (4),$$

kde  $B$  a  $C$  jsou nejvíce mediální a laterální body otisku středonoží,  $A$  je bod ležící ve stejné přímce a zároveň průsečíkem linie spojující nejvíce mediální bod v oblasti paty a nártu. Přehled typů nohy dle stanovené hodnoty indexu se nachází v *Tab. 7*.

*Tab. 7: Klasifikace nohy dle hodnoty indexu Sztriter-Godunova (Riegerová et al., 2006)*

typ nohy	stupeň	index $Ky$
vysoká	-	0,00–0,25
běžná	-	0,26–0,45
plochá	I.	0,46–0,49
	II.	0,50–0,75
	III.	0,76–1,00

#### **INDEX SRDEČNÉHO** (*Srdecny index*)

K hodnocení typu nohy z jejího otisku dle indexu Srdečného se využívá výpočtu podle vzorce (5). Jedná se o poměr mezi šířkou nohy na úrovni báze  $V$ . matatarzu a délkou nohy bez prstů, který je vynásoben deseti. Ze zjištěné hodnoty lze však usuzovat pouze na typ nohy dobře klenuté, popř. ploché (Urban et al., 2000), jak je uvedeno v *Tab. 8*.

$$index\ nohy = \frac{\check{S}}{D} \cdot 10 \quad (5),$$

kde  $\check{S}$  je šířka nohy a  $D$  délka nohy bez prstů.

*Tab. 8: Klasifikace nohy dle hodnoty indexu Srdečného (Urban et al., 2000)*

typ nohy	index nohy
běžná	< 1,6
plochá	≥ 1,7

### 3 Cíl práce

Cílem předložené práce je:

- posoudit vliv morfologického typu nohy na kinematické parametry chůze,
- posoudit vliv vybraných úhlových parametrů a indexů sloužících k určení typologie nohy na pohyb hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu a pánve při chůzi.

## 4 Metodika

### 4.1 Soubor

Měření kinematické analýzy chůze se po vyhodnocení dotazníku (jeho vzor se nachází v *Příloze A*) zúčastnilo 18 zdravých žen; jednalo se o studentky Fakulty tělesné kultury UP Olomouc. Průměrný věk tohoto souboru byl  $21,4 \pm 1,1$  let, průměrná výška  $163,8 \pm 5,5$  cm a průměrná hmotnost  $57,7 \pm 5,2$  kg.

### 4.2 Měřicí zařízení

#### 4.2.1 Kinematická analýza

3D kinematická analýza chůze byla provedena optoelektronickým systémem Vicon MX (Vicon motion systems, Oxford, Velká Británie). Součástí měřicí sestavy byl stolní počítač a dále řídící jednotky MX ULTRANET a MX CONTROL. Subjekt byl snímán sedmi infračervenými CCD kamerami typu T13, rozlišení 1 megapixel, systému Vicon MX, frekvence snímání 200 Hz. Pro označení subjektů podle modelu „Plug-in Gait Full Body“ byly použity reflexní pasivní značky firmy Vicon (Oxford, Velká Británie) o průměru 14 mm. Uspořádání markerů typické pro tento model uvádíme na *Obr. 21a) – Obr. 21c)*.

Pro detekci krokového cyklu byly použity dvě silové plošiny (Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko) obsahující piezoelektrické senzory umístěné v rozích desky. Použité plošiny byly zasazeny do dřevěného chodníku a jejich rozměr byl 0,4 m x 0,6 m.

#### ORGANIZACE MĚŘENÍ

Experiment byl realizován v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii FTK UP v Olomouci. Měřený prostor měl rozlohu 9 m x 6 m.

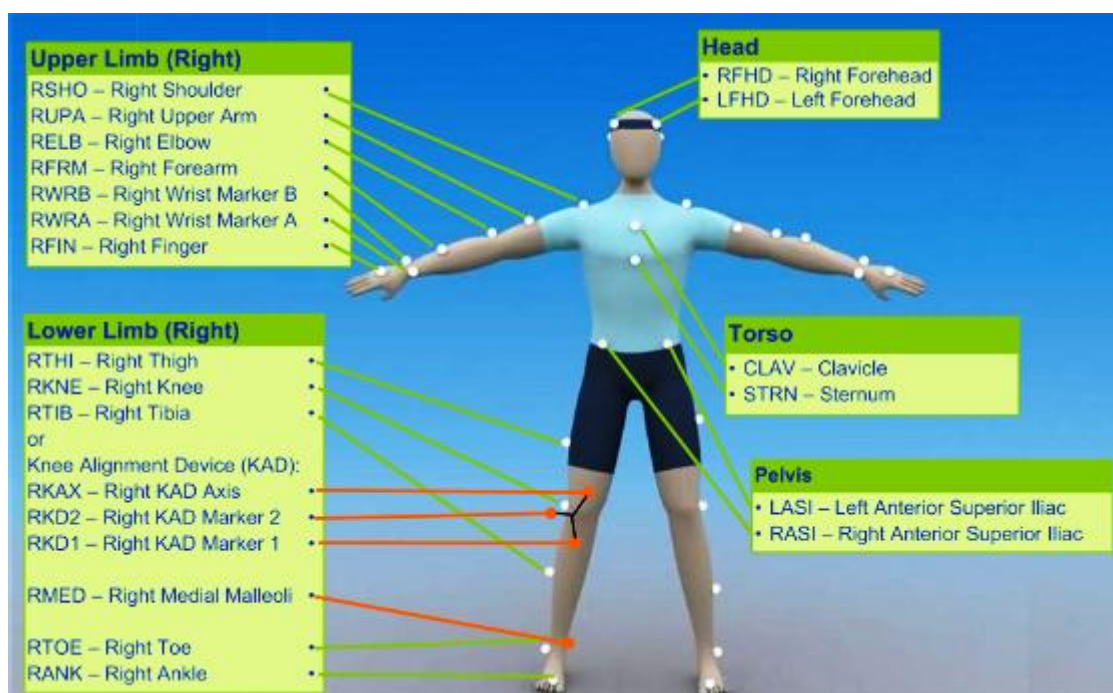
Před samotným měřením byla u kamer nastavena intenzita snímání a práh citlivosti. Dále byla provedena kalibrace prostoru. Pro systémy s infračervenými kamerami můžeme provést tzv. dynamickou kalibraci, kdy dochází k automatickému odečtu bodů. Tento způsob kalibrace je velmi rychlý a zároveň přesný (Janura & Zahálka, 2004).

Kalibrační zařízení představuje hůlka se třemi reflexními značkami. Dále byl určen počátek souřadné soustavy. Kalibrační trojúhelník byl umístěn do rohu silové plošiny.

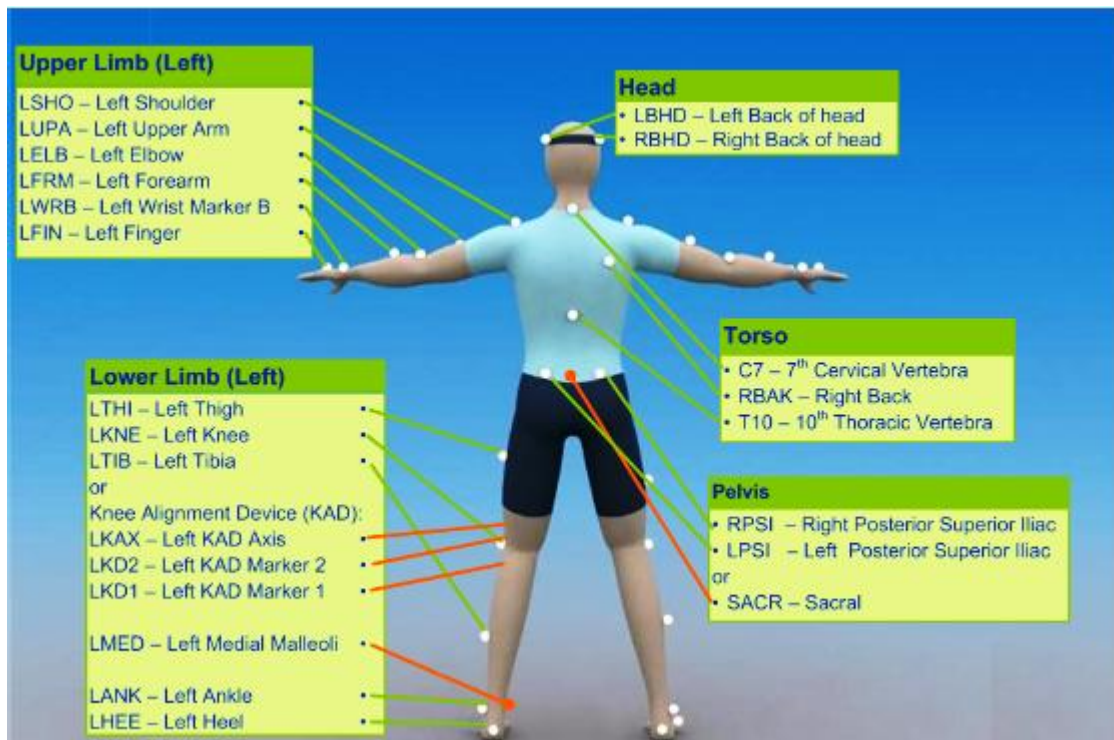
Příprava subjektu zahrnovala zjištění jeho antropometrických charakteristik, které byly zadány do programu Vicon Nexus. Mezi povinné údaje patří hmotnost, výška, délka nohy (vzdálenost *spina iliaca anterior superior* od *malleolus medialis*), šířka kolene, kotníku, ramene, lokte a zápěstí a tloušťka ruky. Měření byla provedena osobní váhou, krejčovským metrem a pelvimetrem.

Po upevnění značek na jedince dle modelu „Plug-in Gait Full Body“ (rozmístění značek je zachyceno na *Obr. 21a) – Obr. 21c*), vysvětlivky uvádíme v *Tab. 9*) byla provedena jeho statická kalibrace, která trvala 30 s. Následně jsme mohli v programu Vicon Nexus přiřadit názvy k bodům podle daného modelu.

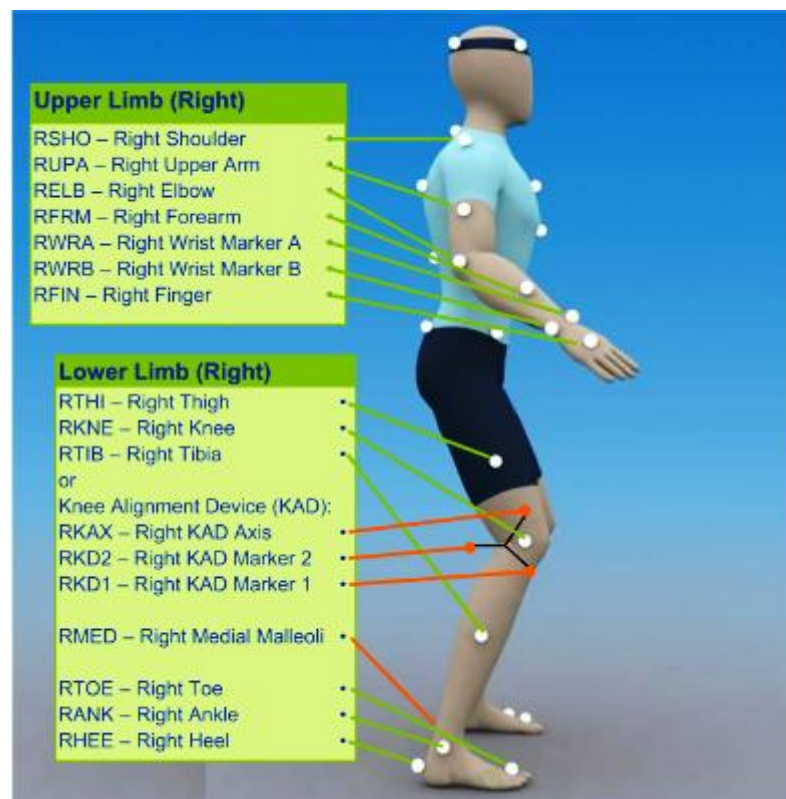
Vlastní měření představovalo 10 pokusů, kdy byl proband vyzván k chůzi v přirozené rychlosti a přirozeným způsobem. Pro výsledkovou část byly vybrány 3 z těchto pokusů. Za zahájení krokového cyklu jsme považovali počáteční kontakt pravé končetiny.



*Obr. 21a): Umístění značek modelu „Plug-in Gait Full Body“ - pohled zepředu; popis umístění značek je uveden pouze u jedné končetiny, druhá strana koresponduje (Anonymous, 2008)*



Obr. 21b): Umístění značek modelu „Plug-in Gait Full Body“ - pohled zezadu; popis umístění značek je uveden pouze u jedné končetiny, druhá strana koresponduje (Anonymous, 2008)



Obr. 21c): Umístění značek modelu „Plug-in Gait Full Body“ - pohled ze strany; popis umístění značek je uveden pouze u jedné končetiny, druhá strana koresponduje (Anonymous, 2008)

Tab. 9: Umístění značek pro definování těla probanda dle modelu „Plug-in Gait Full Body“ (Anonymous, 2008)

označení	umístění
L/RFHD	levý/pravý spánek
L/RBHD	posteriorní strana hlavy, ve stejné výšce jako L/RFHD
C7	trnovitý výběžek 7. krčního obratle
T10	trnovitý výběžek 10. hrudního obratle
CLAV	místo, kde se klíční kost stětavá s hrudní kostí
STRN	mečovitý výběžek hrudní kosti
RBAK	kdekoli na lopatce
L/RSHO	<i>acromion</i>
LUPA	horní laterální třetina nadloktí
RUPA	dolní laterální třetina nadloktí
L/RELB	<i>epicondylus lateralis</i>
L/RFRM	dolní laterální třetina předloktí
L/RWRA	<i>processus styloideus radii</i>
L/RWRB	<i>processus styloideus ulnae</i>
L/RFIN	proximální konec třetího prstu
L/RASI	<i>spina iliaca anterior superior (ASIS)</i>
L/RPSI	<i>spina iliaca posterior superior (PSIS)</i>
LTHI	dolní laterální třetina stehna
RTHI	horní laterální třetina stehna
L/RKNE	osa flexe-extenze kolenního kloubu
LTIB	dolní třetina holeně
RTIB	horní třetina holeně
L/RANK	<i>malleolus lateralis</i>
L/RHEE	patní kost ve stejné výšce jako značka L/RTOE
L/RTOE	hlavička druhého metatarsu

#### 4.2.2 Plantografie

K určení morfologie nohy bylo použito metody analýzy otisku nohy na běžně používaném plantografu. Měření proběhlo na Katedře přírodních věd v kinantropologii FTK UP v Olomouci.

#### ORGANIZACE MĚŘENÍ

Měření typu nohy proběhlo bez obuvi, u pravé i levé končetiny jedince. U každého subjektu byly realizovány dva plantogramy. Podle zvoleného hlediska (úhel nohy, paty, palce, index Chippaux-Šmiřáka, Sztriter-Godunova) bylo určeno, o jaký typ nohy se u daného jedince jedná. Přehled typů nohy celého souboru uvádíme v Tab. 10. Probandi byli tedy podle vyhodnocených plantogramů rozděleni do skupin 1, 2, popř. 3.

Tab. 10: Zařazení souboru do skupin dle typu nohy jedince  
 index Ch-Š-index Chippaux-Šmiřáka, index S-G-index Sztriter-Godunova

	skupina	typ nohy	počet plantogramů
úhel paty	1	s menším úhlem paty	17
	2	s větším úhlem paty	19
úhel palce	1	mírně varózní postavení	13
	2	mírně valgózní postavení	23
úhel nohy	1	s menším úhlem nohy	15
	2	s větším úhlem nohy	21
index Ch-Š	1	běžná I. stupně	15
	2	běžná II. stupně	21
index S-G	1	vysoká	8
	2	běžná	18
	3	plochá	10

### 4.3 Vyhodnocení a zpracování dat

Nasnímání a záznam pohybu byl uskutečněn v programu Vicon Nexus (verze 1.0, Oxford, Velká Británie). Byly zde rekonstruovány polohy značek a přiřazeny názvy bodů. V tomto prostředí došlo také k filtrování dat s mezní frekvencí 10 Hz za použití Woltringova filtru (Anonymous, 2008). Následně byly detekovány krokové cykly (za použití silových plošin) a určeny další krokové cykly. V programu Vicon Nexus proběhlo i zkompletování modelu „Plug-in Gait Full Body“. Pro vizualizaci dat a určení úhlových parametrů segmentů dolních končetin sloužil program Vicon Polygon (Oxford, Velká Británie). Data byla přímo exportována do MS Excel (verze 2007). V poslední fázi zpracování dat jsme využili programu Statistica (verze 12, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro porovnání skupin byl použit neparametrický Mann Whitney U test.

## 5 Výsledky

Z vyhodnocených plantogramů jsme dle morfologie nohy (noha plochá, normálně klenutá či vysoká) získali rozdělení měřeného souboru do skupin 1 a 2, popř. 3. Přehled zastoupení jednotlivých typů nohy jedinců jsme uvedli v *Tab. 10* v předchozí kapitole. Z tohoto hlediska nás zajímaly průběhy pohybu kloubů dolní končetiny (hlezenního, kolenního, kyčelního) a pánve při běžné chůzi, a to ve všech třech rovinách těla – sagitální, frontální i transverzální. Výjimkou byl hlezenní kloub, kdy bylo zaznamenáno měření pouze v rovině sagitální a transverzální. Frontální rovina nebyla hodnocena, protože u běžně využívaného modelu „Plug-in Gait Full Body“, který byl použit i v této studii, je reliabilita tohoto parametru nízká. Výsledková část je rozdělena podle provedeního testu; tedy dle hodnocení typologie nohy z hlediska úhlu paty, úhlu nohy, úhlu palce, indexu Chippaux-Šmiřáka a indexu Sztriter-Godunova.

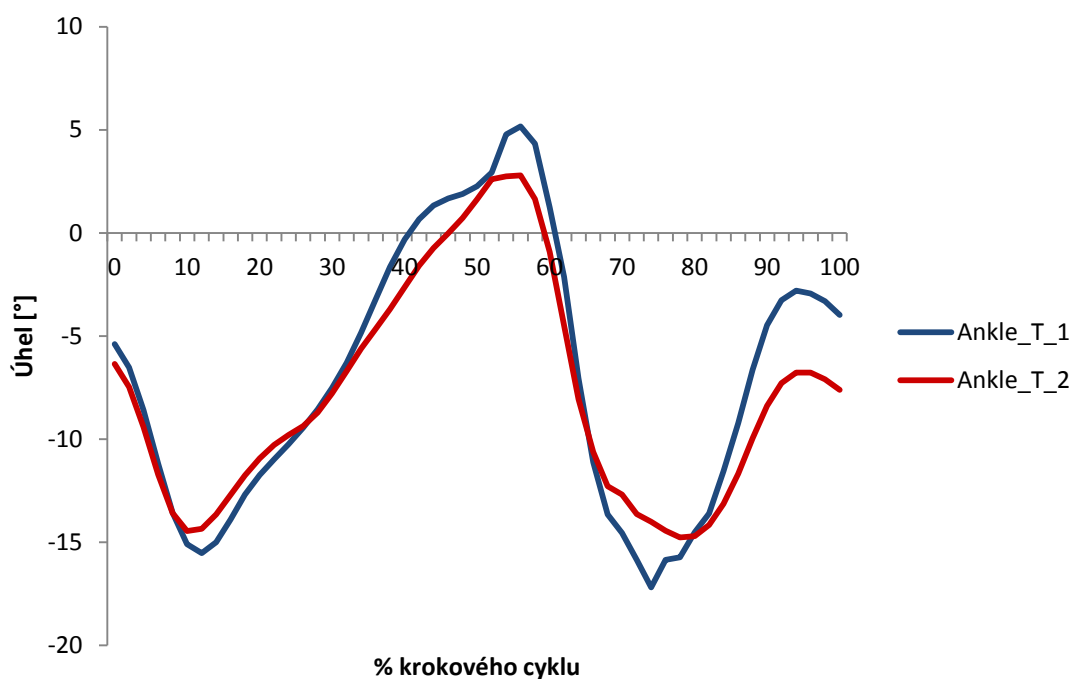
Výsledky 3D kinematické analýzy chůze jsou prezentovány ve formě tabulek, které obsahují průměrnou hodnotu úhlového posunutí kloubu, resp. pánve, v dané rovině včetně směrodatné odchylky. Červeně je vyznačena statisticky významná hodnota, a jedná se o situaci, kdy hladina  $p < 0,05$ . Přehled doplňují grafy průběhu statisticky významných parametrů kloubů dolní končetiny či pánve v rámci krokového cyklu na *Obr. 22 – Obr. 32*. Výsledné průběhy pohybu obsahují průměrné hodnoty ze tří provedených pokusů, pravé i levé dolní končetiny dohromady. Průběhy pohybů, které nebyly statisticky významné, uvádíme v *Příloze B*.

## 5.1 Úhel paty

Z hlediska hodnocení vlivu úhlu paty na kinematické parametry chůze jsme statisticky významné rozdíly pozorovali u kloubu hlezenního a kolenního a u pánve. V případě hlezenního kloubu se jednalo o rozsah jeho pohybu v transverzální rovině, jak udává Tab. 11. Odsud je také patrné, že větší rozsah pohybu měli jedinci skupiny 1 (jedinci s menším úhlem paty), což dokládá i Obr. 22.

Tab. 11: Průměrné parametry rozsahu pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině AR\_T\_max-maximální vnější rotace hlezenního kloubu, AR\_T\_min-maximální vnitřní rotace hlezenního kloubu, AR\_T-rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, 1-skupina s menším úhlem paty, 2- skupina s větším úhlem paty, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina významnosti

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
A_T_max	6,8	6,9	4,3	4,6	0,834
A_T_min	-18,5	5,1	-16,3	7,2	0,352
AR_T	25,3	4,9	20,6	4,7	0,006

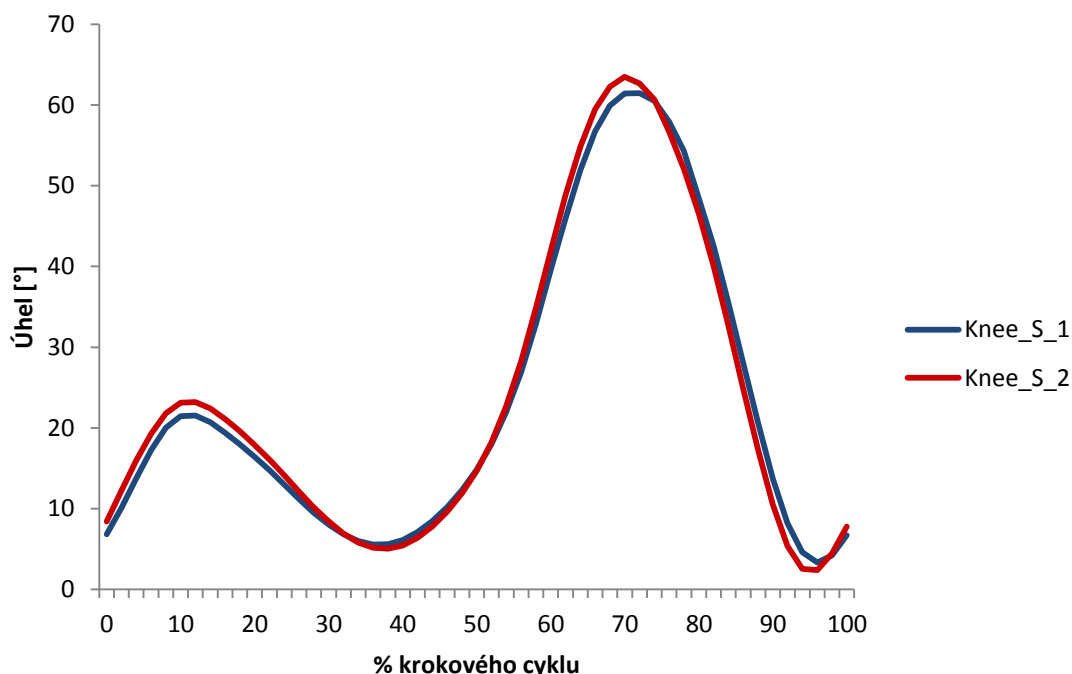


Obr. 22: Rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině Ankle\_T\_1-skupiny 1, Ankle\_T\_2-skupiny 2

U kolenního kloubu byl statisticky významný rozdíl zjištěn v sagitální rovině. Opět se jednalo o celkový rozsah pohybu kloubu, kdy větší rozsah pohybu byl pozorován u skupiny 2 (tj. skupina, která měla větší úhel paty). U druhého maxima extenze, však u obou skupin pozorujeme jedny z nejvyšších směrodatných odchylek. Výsledky prezentuje Tab. 12 a Obr. 23.

Tab. 12: Průměrné parametry rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině  
*K\_max1-první maximum flexe kolenního kloubu, K\_min1-první maximum extenze kolenního kloubu, K\_max2-druhé maximum flexe kolenního kloubu, K\_min2-druhé maximum extenze kolenního kloubu*  
*KR-rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, 1- skupina s menším úhlem paty, 2- skupina s větším úhlem paty, SD-směrodatná odchylka, hladina p- statistická hladina významnosti*

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
K_max1	21,7	3,1	23,4	4,2	0,745
K_min1	5,4	3,3	4,7	4,6	0,888
K_max2	61,9	3,3	63,5	4,3	0,752
K_min2	7,5	13,1	2,6	7,2	0,345
KR	57,5	3,9	61,5	3,0	0,007

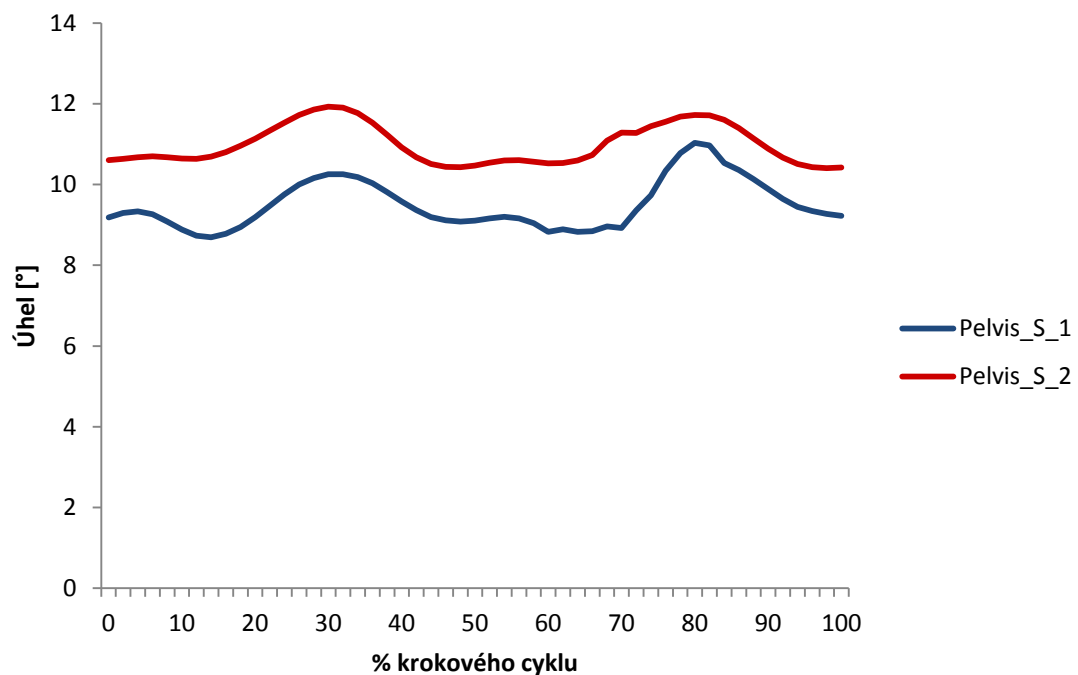


Obr. 23: Rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině  
*Knee\_S\_1-skupiny 1, Knee\_S\_2-skupiny 2*

V případě pohybu pánve v sagitální rovině, jehož průběh se nachází na *Obr. 24*, se setkáváme se statisticky významnou odchylkou v jejím maximálním náklonu. Průměrné rozsahy pohybu u obou skupin, které předkládá *Tab. 13*, ukazují, že rozsah se významně neliší.

*Tab. 13: Průměrné parametry rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině*  
*P\_S\_max*-maximální náklon pánve, *P\_S\_min*-minimální náklon pánve, *PR\_S*-rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, 1- skupina s menším úhlem paty, 2- skupina s větším úhlem paty, *SD*-směrodatná odchylka, *hladina p*-statistická hladina významnosti

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
P_S_max	10,5	3,0	10,9	4,4	0,025
P_S_min	9,2	3,5	10,4	4,3	0,250
PR_S	3,5	1,0	3,6	0,9	0,900



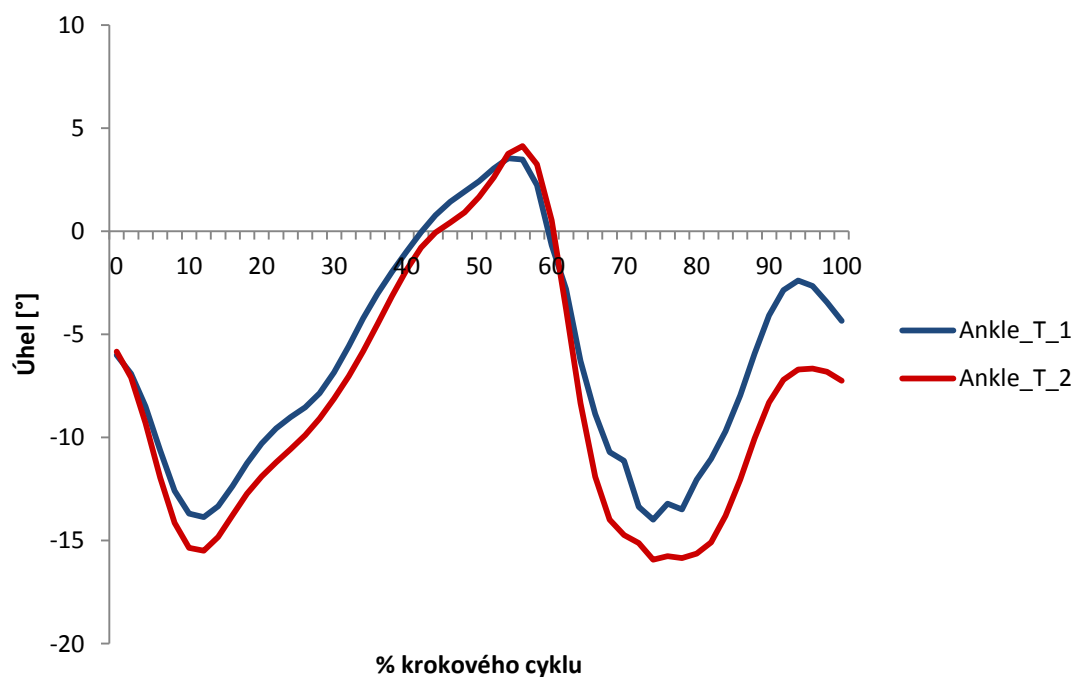
*Obr. 24: Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině*  
*Pelvis\_S\_1*-skupiny 1, *Pelvis\_S\_2*-skupiny 2

## 5.2 Úhel palce

Vliv rozdílného úhlu palce na kinematické parametry chůze byl prokázán u hlezenního kloubu a pánve. Stejně jako v případě hodnocení úhlu paty byl statisticky významný rozdíl u hlezenního kloubu zachycen v transverzální rovině. Jak je vidět z *Tab. 14*, i zde se jednalo o celkový rozsah pohybu tohoto kloubu. Na druhou stranu však byl zaznamenán větší rozsah pohybu u skupiny s mírně valgózním postavením nohy (skupina 2), což ukazuje i *Obr. 25*.

*Tab. 14: Průměrné parametry rozsahu pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině AR\_T\_max-maximální vnější rotace hlezenního kloubu, AR\_T\_min-maximální vnitřní rotace hlezenního kloubu v transverzální rovině, AR\_T-rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, 1-skupina s mírně varózním postavením, 2-skupina s mírně valgózním postavením, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina významnosti*

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
A_T_max	4,5	5,4	6,0	6,2	0,601
A_T_min	-15,5	6,5	-18,4	6,2	0,754
AR_T	20,1	4,2	24,3	5,4	0,022

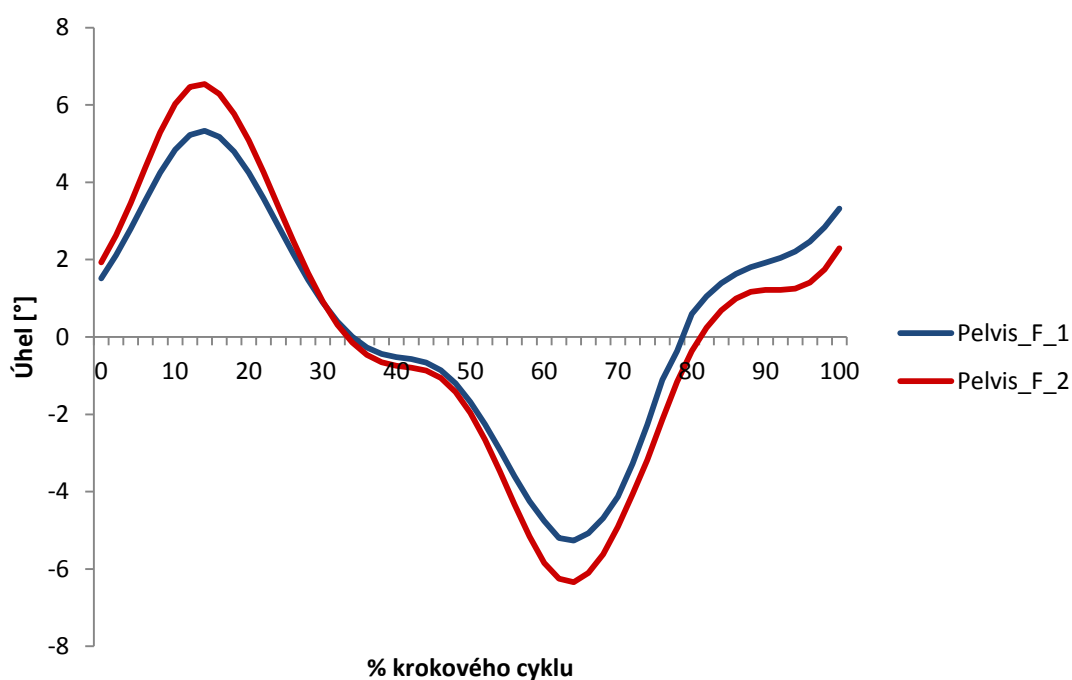


*Obr. 25: Rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině Ankle\_T\_1-skupiny 1, Ankle\_T\_2-skupiny 2*

Také u pánve jsme se setkali se statisticky významným rozdílem u celkového rozsahu pohybu (viz Tab. 15). Tentokrát se však jednalo o frontální rovinu pozorování. Provedení maximálního a minimálního úklonu, tedy rozsah pohybu, byl větší opět u skupiny 2, jak je zachyceno na Obr. 26.

Tab. 15: Průměrné parametry rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině  
*P\_F\_max*-maximální úklon pánve, *P\_F\_min*-minimální úklon pánve, *PR\_F*-rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, 1-skupina s mírně varózním postavením, 2-skupina s mírně valgózním postavením, *SD*-směrodatná odchylka, hladina *p*-statistická hladina významnosti

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
<i>P_F_max</i>	5,4	3,0	6,6	1,7	0,749
<i>P_F_min</i>	-5,2	3,0	-6,4	1,9	0,645
<i>PR_F</i>	10,6	3,5	13,0	2,0	0,047



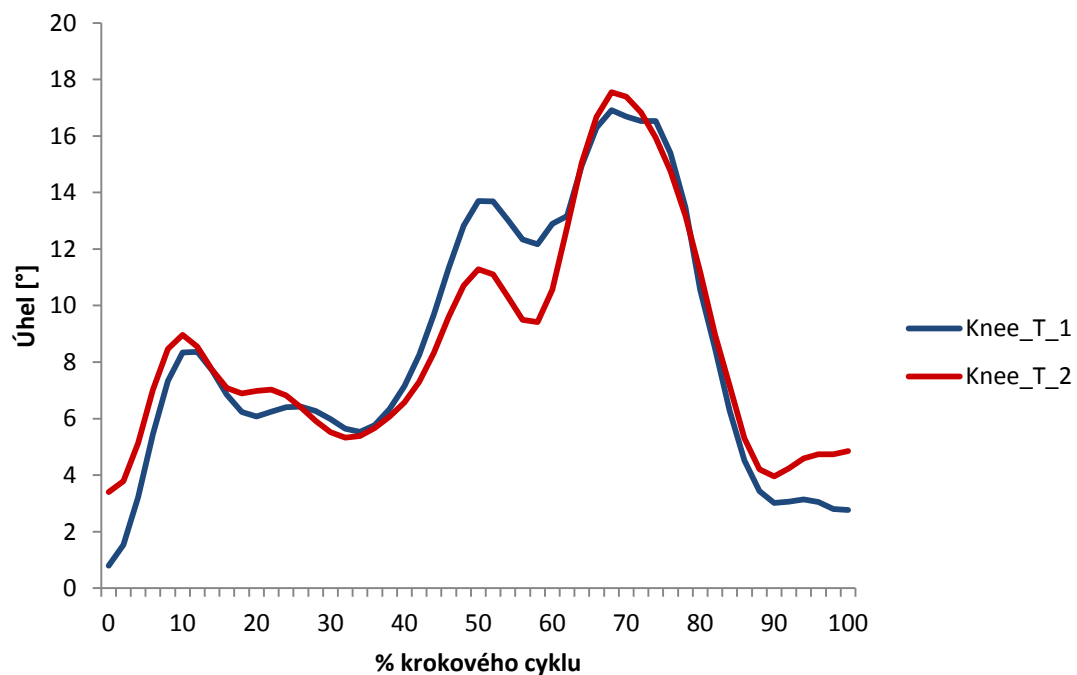
Obr. 26: Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině  
*Pelvis\_F\_1*-skupiny 1, *Pelvis\_F\_2*-skupiny 2

### 5.3 Úhel nohy

Statisticky významné hodnoty při porovnávání výsledků úhlu nohy jsme zachytili u kolenního a kyčelního kloubu. Kolenní kloub v transverzální rovině vykazuje statisticky významné rozdíly při maximální addukci tohoto kloubu, což uvádí *Tab. 16*. Co se týká celkového rozsahu pohybu tohoto kloubu, setkáváme se s nejtěsnějším rozdílem průměrných hodnot u skupiny 1 (mající menší úhel nohy) a 2 (mající větší úhel nohy). Přesto má skupina 2 tento rozsah větší, jak můžeme vidět i z *Obr. 27*.

*Tab. 16: Průměrné parametry rozsahu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině K\_T\_max-maximální vnější rotace kolenního kloubu, K\_T\_min-maximální vnitřní rotace kolenního kloubu, KR\_T-rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, 1- skupina s menším úhlem nohy, 2- skupina s větším úhlem nohy, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina významnosti*

parametr	1		2		hladina p 1 x 2
	průměr	SD	průměr	SD	
K_T_max	18,3	5,7	18,8	7,6	0,712
K_T_min	0,2	6,4	0,3	6,1	<b>0,028</b>
KR_T	18,1	4,5	18,5	5,4	0,780

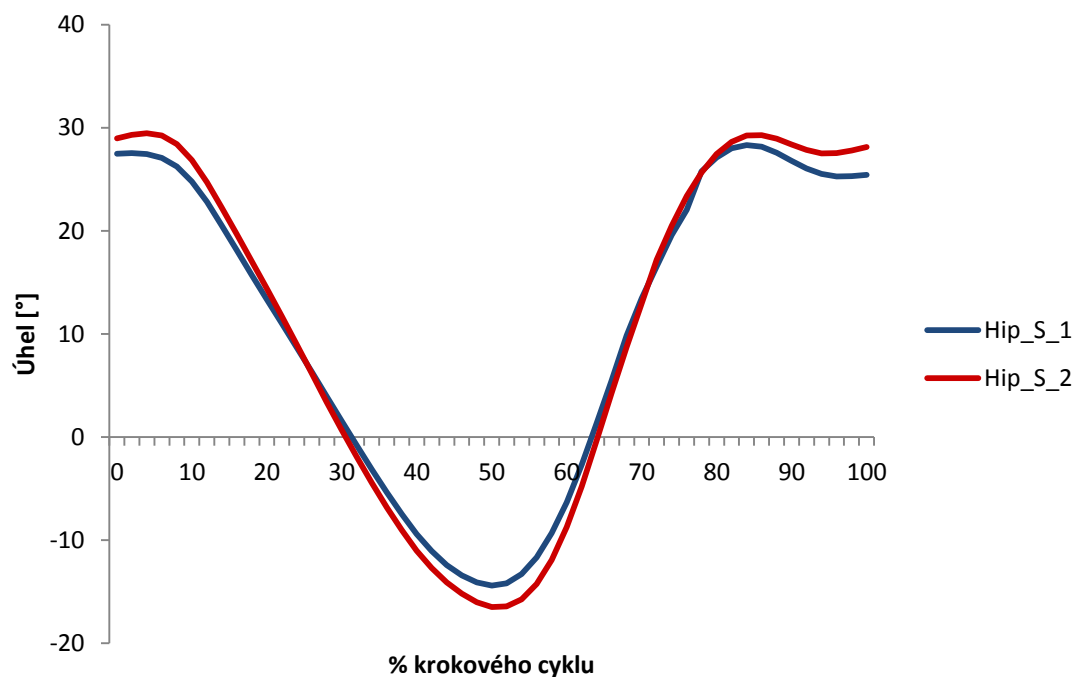


*Obr. 27: Rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině Knee\_T\_1-skupiny 1, Knee\_T\_2-skupiny 2*

Statisticky významný rozdíl o hladině  $p = 0,001$  patří k nejnižší hodnotě, kterou jsme byli schopni získat. Stalo se tak ve dvou případech, kdy jedním z nich byl celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině. Výsledky předkládáme v *Tab. 17* a na *Obr. 28*. Vyšší hodnoty rozsahu pohybu tohoto kloubu byly opět pozorovány u skupiny 2.

*Tab. 17: Průměrné parametry rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině*  
*H\_F-flexe kyčelního kloubu, H\_E-extenze kyčelního kloubu, HR-rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, 1- skupina s menším úhlem nohy, 2- skupina s větším úhlem nohy, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina významnosti*

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
H_F	27,2	5,4	30,4	4,0	0,330
H_E	-14,6	2,7	-16,7	3,6	0,574
HR	41,7	3,7	46,6	2,9	<b>0,001</b>



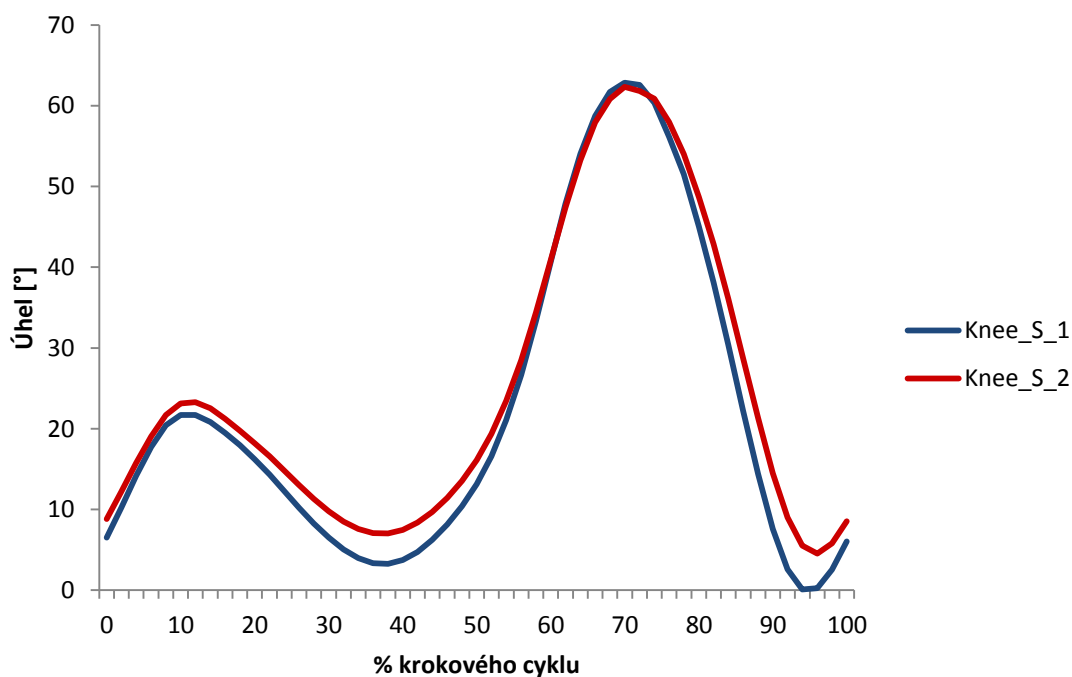
*Obr. 28: Rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině*  
*Hip\_S\_1-skupiny 1, Hip\_S\_2-skupiny 2*

## 5.4 Index Chippaux-Šmiřáka

Statistická významnost u hodnocení typologie nohy dle indexu Chippaux-Šmiřáka byla pozorována u kolenního kloubu ve dvou různých rovinách. Celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině patří stejně jako v předchozím případě ke statisticky nejvýznamnějším. Dále Tab. 18 ukazuje větší průměrný rozsah tohoto pohybu u skupiny s normální nohou I. stupně. Průběh pohybu kolenního kloubu je zachycen na Obr. 29.

Tab. 18: Průměrné parametry rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině  
*K\_max1-první maximum flexe kolenního kloubu, K\_min1-první maximum extenze kolenního kloubu, K\_max2-druhé maximum flexe kolenního kloubu, K\_min2-druhé maximum extenze kolenního kloubu*  
*KR-rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, 1-skupina běžné nohy I. stupně, 2-skupina běžné nohy II. stupně, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina významnosti*

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
K_max1	22,0	3,3	23,4	4,2	0,409
K_min1	3,0	4,2	6,7	3,2	0,401
K_max2	63,1	4,2	62,6	3,9	0,813
K_min2	3,1	12,8	5,2	6,2	0,245
KR	62,1	2,8	57,8	3,6	0,001

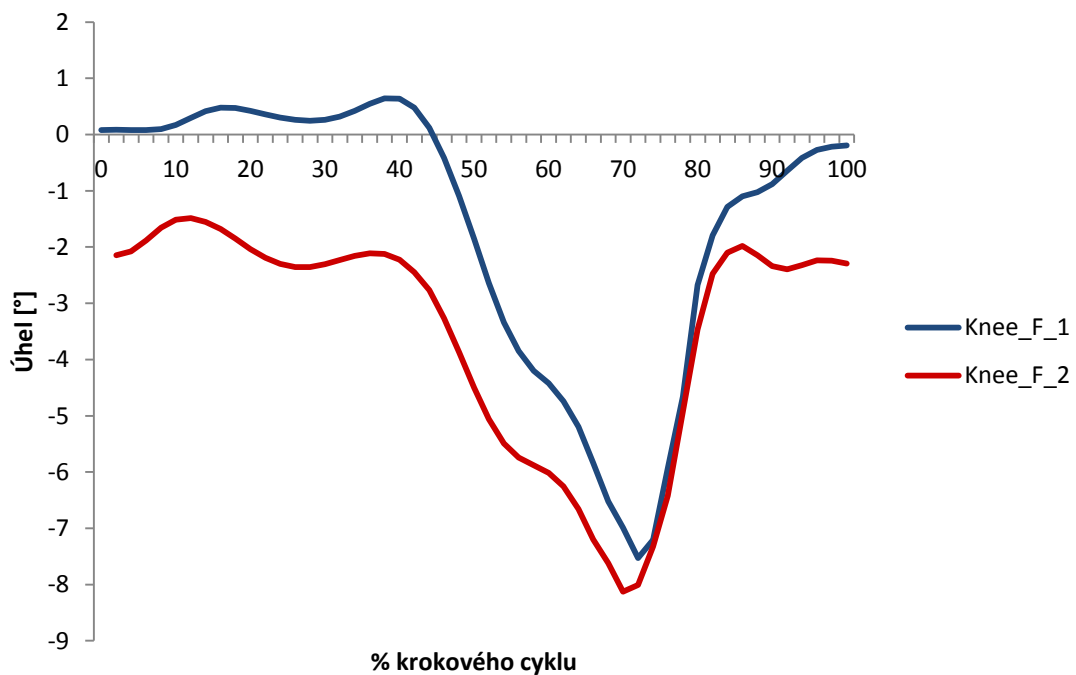


Obr. 29: Rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině  
*Knee\_S\_1-skupiny 1, Knee-S\_2-skupiny 2*

I v případě pozorování kolenního kloubu ve frontální rovině byla zjištěna statisticky významná odchylka v celkovém rozsahu pohybu kloubu, jak uvádíme v *Tab. 19*. Tento rozsah byl větší u probandů s normálním typem nohy I. stupně (tj. u skupiny 1). Průběhy pohybů kolenního kloubu obou skupin jsou zachyceny na *Obr. 30*.

*Tab. 19: Průměrné parametry rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině*  
*K\_F\_max-maximální abdukce kolenního kloubu, K\_F\_min-addukce kolenního kloub, KR\_F-*  
*rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, 1-skupina běžné nohy I. stupně, 2-*  
*skupina běžné nohy II. stupně, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina*  
*významnosti*

parametr	1		2		hladina p
	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2
K_F_max	4,0	6,1	1,4	4,7	0,831
K_F_min	-11,0	6,9	-9,6	6,2	0,896
KR_F	15,0	4,8	11,0	3,3	0,008



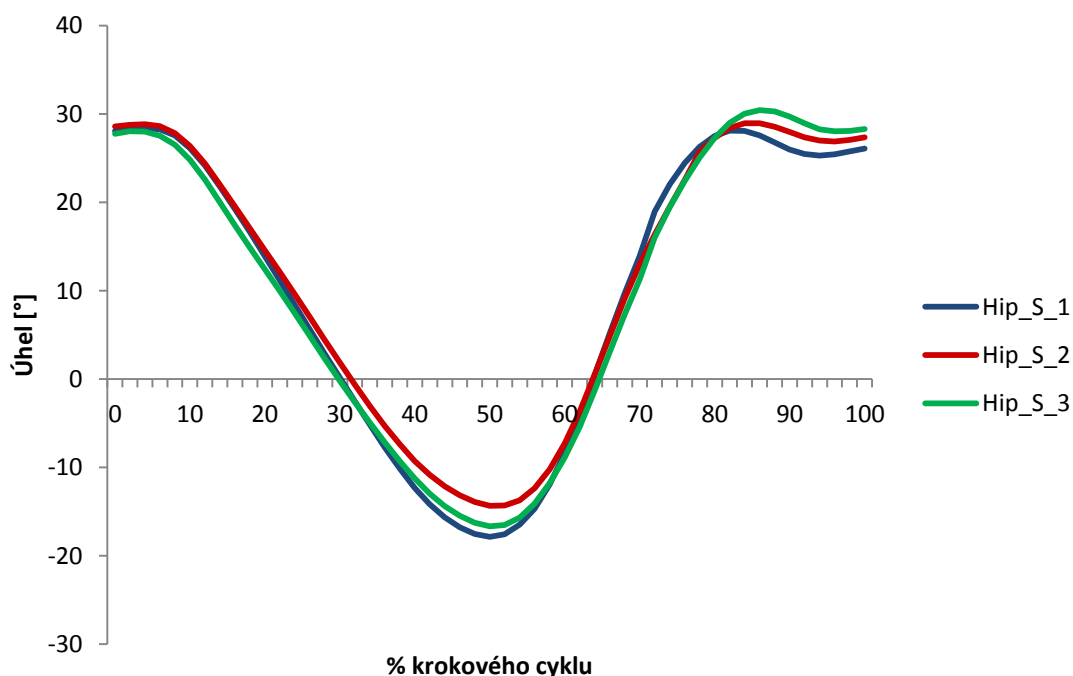
*Obr. 30: Rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině*  
*Knee\_F\_1-skupiny 1, Knee\_F\_2-skupiny 2*

## 5.5 Index Sztriter-Godunova

V případě hodnocení typu nohy z pohledu indexu Sztriter-Godunova jsme měli k dispozici tři skupiny. Statisticky významné rozdíly byly pozorovány mezi skupinou 1 (noha vysoká) a 2 (noha běžná) a dále mezi skupinou 1 a 3 (noha plochá). V obou situacích se jednalo o kyčelní kloub pozorovaný ze dvou různých rovin. V případě sagitální roviny byly statisticky významné hodnoty zachyceny u maximální extenze kyčelního kloubu. Hodnota je uvedena v *Tab. 20*, průběh pohybů se nachází na *Obr. 31*. Největší rozsah pohybu byl zaznamenán u skupiny 3, kdy skupiny 1 a 2 měly velikost tohoto rozsahu totožnou.

*Tab. 20: Průměrné parametry rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině*  
*H\_F-flexie kyčelního kloubu, H\_E-extenze kyčelního kloubu, HR-rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, 1-skupina vysoké nohy, 2-skupina běžné nohy, 3-skupina ploché nohy, SD-směrodatná odchylka, hladina p-statistická hladina významnosti*

parametr	1		2		3		hladina p		
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2	1 x 3	2 x 3
H_F	27,8	3,6	29,1	5,3	31,0	4,3	0,353	0,181	0,971
H_E	-18,0	3,9	-14,6	2,5	-16,2	3,7	<b>0,035</b>	0,633	0,109
HR	44,4	2,2	44,4	4,9	46,6	2,0	0,904	0,138	0,400

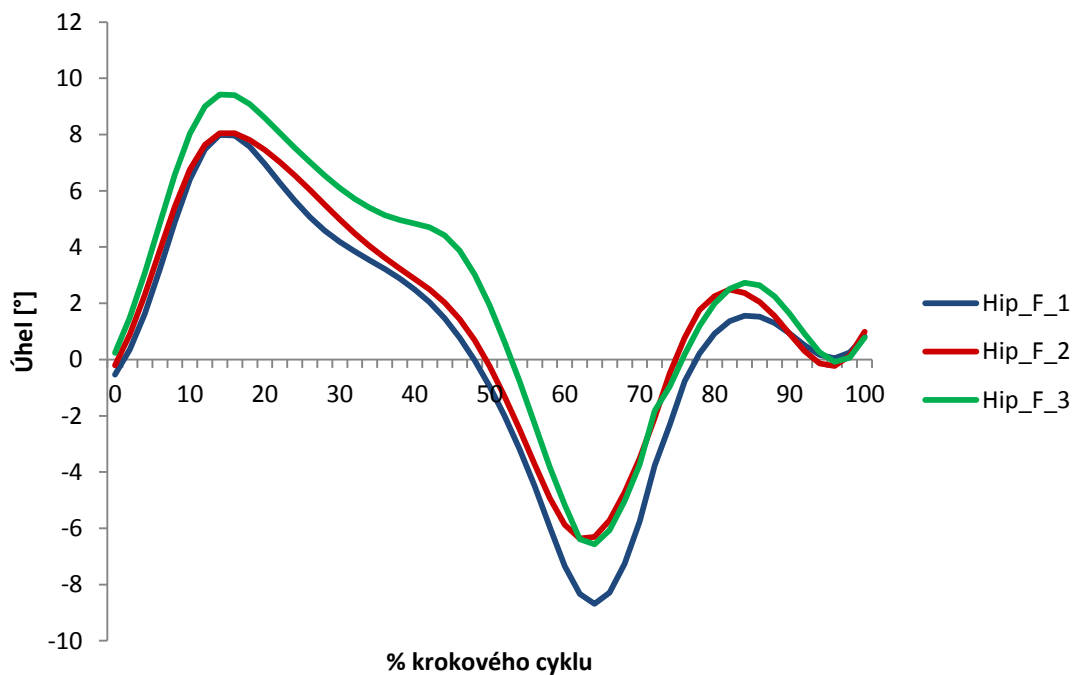


*Obr. 31: Rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině*  
*Hip\_S\_1-skupiny 1, Hip\_S\_2-skupiny 2, Hip\_S\_3-skupiny 3*

Největší rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině (uvádíme na Obr. 32) pozorujeme u skupiny 1. Tab. 21 dále předkládá, že statisticky významné rozdíly pozorujeme mezi skupinami 1, 2 a 1, 3, a to shodně v případě provedení maximální extenze tohoto kloubu.

Tab. 21: Průměrné parametry rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině  
*H\_F\_max*-maximální abdukce kyčelního kloubu, *H\_F\_min*-maximální addukce kyčelního kloubu, *HR\_F*-rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, 1-skupina vysoké nohy, 2-skupina běžné nohy, 3-skupina ploché nohy, *SD*-směrodatná odchylka, *hladina p*-statistická hladina významnosti

parametr	1		2		3		hladina p		
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	1 x 2	1 x 3	2 x 3
<i>H_F_max</i>	8,1	2,2	8,3	3,2	10,0	1,7	0,849	0,083	0,160
<i>H_F_min</i>	-8,5	2,1	-6,7	2,3	-5,8	2,3	0,022	0,012	0,494
<i>HR_F</i>	16,6	3,4	14,9	2,3	15,9	3,2	0,102	0,515	0,408



Obr. 32: Rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině  
*Hip\_F\_1*-skupiny 1, *Hip\_F\_2*-skupiny 2, *Hip\_F\_3*-skupiny 3

## Diskuze

Cílem předložené práce bylo posoudit vliv morfologického typu nohy na kinematické parametry chůze; konkrétně posoudit vliv vybraných úhlových parametrů a indexů sloužících k určení typologie nohy na pohyb hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu a pánve při chůzi. Tzv. klasická typologie nohy byla realizována analýzou otisků nohy. U zkoumaných nohou jsme rozlišovali vliv úhlu paty, úhlu palce a úhlu nohy, a dále dopočítali indexy Chippaux-Šmiřáka a Sztriter-Godunova dle vzorců (3) a (4). Rozdělení souboru do skupin s plochou, normální a vysokou nohou je součástí kapitoly *Metodika*, *Tab. 10*. Posléze byla realizována kinematická analýza chůze s využitím optoelektronického systému Vicon MX. Kinematická data byla vyhodnocena v rámci skupiny, do které noha náležela.

Celkově byly největší změny pohybu kloubů dolní končetiny včetně pánve pozorovány v sagitální rovině. U roviny frontální a transverzální jsme potom dospěli ke stejnému počtu změn úhlových parametrů, které byly statisticky významné (hladina  $p < 0,05$ ). V analýze chůze je sagitální rovina za normálních okolností nejspolehlivější, následovaná rovinou frontální a poté transverzální (Wright et al., 2011). Souhrnný rozsah pohybu kloubu či pánve byl parametrem, který vykazoval nejvýznamnější statistické rozdíly.

Klenby nožní slouží k absorpci a rozložení hmotnosti těla a zlepšují lokomoci s rostoucí rychlostí chůze. Musí být pevné pro správnou pohyblivost, ale také odolné a flexibilní pro adaptaci na odlišné povrchy. Mezi strukturou klenby a biomechanikou dolní končetiny funkční vztahy existují. Klenba nohy poskytuje přizpůsobivé a elastické spojení mezi přednožím a zánožím. Problémy a neoptimální postavení segmentů končetiny vzniklé zejména problémy s klenbou nakonec mohou postihnout fungování svalů a kloubů kotníku, kolene, kyčle a bederní páteře, které všechny závisí na podpoře zajišťované podélnou klenbou nožní (Franco, 1987).

Osoby s typem ploché nohy mají zvýšený sklon k mechanickému přetížení končetiny nebo struktury nohy (Hunt & Smith, 2004). Subjekty s vysokou nohou vykazují značnou redukci v oblasti plochy kontaktu nohy (tj. v hmotnost zatěžující oblasti) a u zatížení palce; a dále výrazné zvýšení v podílu nesení zatížení přednožím. Relativní rozložení zatížení mezi metatarzy bylo podobné u skupin vysokou i běžnou nohou (Fernandéz-Seguín et al., 2014).

U kinematických parametrů hlezenního kloubu jsme zaznamenali vliv úhlu paty a úhlu palce. Navíc tyto statisticky významné změny byly pozorovány v transverzální rovině u celkového rozsahu pohybu kloubu. V případě hlediska úhlu paty byly tyto rozsahy stanoveny na  $25,3 \pm 4,9^\circ$  u skupiny 1 (tj. u osob s menším úhlem paty) a  $20,6 \pm 4,7^\circ$  u skupiny 2 (tj. u osob s větším úhlem paty). Při sledování úhlu palce byly výsledky  $20,1 \pm 4,2^\circ$  pro skupinu s mírně varózním postavením (skupina 1) a  $24,3 \pm 5,4^\circ$  pro skupinu s mírně valgózním postavením (skupina 2), která má tedy rozsah pohybu větší.

Výsledky Duvala et al. (2010) ukazují, že pronace subtalárního kloubu způsobuje vnitřní rotaci kosti holenní a stehenní, zatímco jeho supinace vnější rotaci těchto segmentů; což tvrdil také Tiberio (1987). Další studie sledovaly vliv ploché či vysoké nohy na přednoží, středonoží a zánoží. Významné zvýšení maxima plantární flexe a abdukce přednoží a vnitřní rotace zánoží během pozdní stojné fáze byla zjištěna u jedinců s plochou nohou. Navíc bylo pro tuto skupinu také nalezeno klesající maximum addukce přednoží a tendence ke zvýšené everzi zánoží (Levinger et al., 2010) s čímž souhlasí i (Buldt et al., 2013). Významné rozdíly pohybu zánoží byly většinou nalezeny ve frontální rovině; středonoží a přednoží vykazovalo zvýšený a prodloužený pohyb v transverzální rovině u plochých nohou ve srovnání s normálně klenutými (Buldt et al., 2013). Saraswat et al. (2014) potvrzuje vztah mezi plantární flexí a everzí kotníku, zejména u planovalgózní nohy. V sagitální rovině nastává změna v kinematice kotníku směrem k plantární flexi a redukcí rozsahu pohybu. Podobně je ve frontální rovině očekáván posun do everze a redukce rozsahu pohybu. Pro kompenzaci zmenšeného pohybu hlezenního kloubu u planovalgózních nohou se zatížením často nastává zvýšený pohyb v kloubu středonoží. Plochá deformita jak zánoží, tak přednoží má za následek sníženou klenbu, která je kinematicky posunuta směrem k relativní dorzální flexi středonoží. Přednoží planovalgózní nohy také bývá relativně k zánoží abdukováno a invertováno (Saraswat et al., 2014). Vysoké nohy vykazovaly menší maximum everzních úhlů kotníku, středonoží i zánoží při chůzi a běhu ve frontální rovině. U kloubů středonoží a zánoží dosáhly vysoké nohy u chůze maxima everze později. Rozdíly v kinematice nohy mezi vysoce a nízko klenutou byly tedy v pozici, ale ne v rozsahu pohybu nohy (Powell et al., 2011). Jako kompenzace dorsální flexe kotníku bylo pozorováno, že přednoží je plantárně flexováno na zánoží. Při provádění výpadu byl úhel, který se měří při umístění nohy kolmo ke zdi a výpadu kolene směrem k této zdi (tzv. *lunge test*), u skupiny s vysokou nohou podstatně menší než u skupiny s běžnou a plochou nohou. Byly také rozpoznány výrazné rozdíly v délce Achillovy šlachy.

U jedinců s vysoce klenutou nohou byla tato délka zkrácená ve srovnání s ostatními typy (Burns & Crosbie, 2005).

Co se týká pohybu v kolenním kloubu, nejvíce významných rozdílů bylo zjištěno u nohou s různým úhlem paty, úhlem nohy a indexem Chippaux-Šmiřáka (zde dokonce ve dvou různých rovinách). Statisticky významný rozdíl byl pozorován v sagitální rovině v případě celkového rozsahu kolenního kloubu při sledování vlivu úhlu paty. Tyto hodnoty se pohybovaly v rozmezí  $57,5 \pm 3,9^\circ$  u skupiny s menším úhlem paty a  $61,5 \pm 3,0^\circ$  u skupiny s větším úhlem paty. Dle Perry & Burnfield (2010) je hodnota celkového rozsahu kolenního kloubu rovna přibližně  $60^\circ$ , tedy hodnota u obou skupin je srovnatelná s normou. Úhel nohy projevil svůj vliv na maximální vnitřní rotaci kloubu v transverzální rovině. Hodnoty u skupiny 1 (s menším úhlem nohy) a 2 (s větším úhlem nohy) byly však velmi málo odlišné. Statisticky významné rozdíly při sledování vlivu indexu Chippaux-Šmiřáka patřily výhradně kolennímu kloubu. Opět v sagitální rovině byl zaznamenán statisticky významný parametr – rozsah pohybu kloubu. V případě indexové metody určení typologie nohy se hodnoty pohybovaly okolo  $62,1 \pm 2,8^\circ$  u skupiny s běžnou nohou I. stupně a  $57,8 \pm 3,6^\circ$  u skupiny s běžnou nohou II. stupně. I zde hodnoty nevybočují z normy  $60^\circ$  stanovené Perry & Burnfield (2010). Také ve frontální rovině pozorování byl se statisticky významnými odchylkami zaznamenán rozsah pohybu kolene. Jednalo se o hodnoty  $15,0 \pm 4,8^\circ$  u skupiny 1 (běžná noha I. stupně) a  $11,0 \pm 3,3^\circ$  u skupiny 2 (běžná noha II. stupně) určené dle indexu Chippaux-Šmiřáka.

V literatuře byla popsána souvislost nadměrné pronace subtalárního kloubu s tibiofemorálním kloubem. Nejpravděpodobněji se jedná o kompenzační akci femuru pracovat s nadměrnou pronací a z toho plynoucí vývoj patologie kolene a kyčle, zejména patello-femorální bolesti (Nester, 2000; Tiberio, 1987).

Změny parametrů kyčelního kloubu se projeví pod vlivem úhlu nohy a indexu Sztriter-Godunova. V prvním případě jsme pozorovali statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině. Skupina s menším úhlem nohy vykazovala rozsah pohybu  $41,7 \pm 3,7^\circ$ , 2. skupina, skupina s větším úhlem nohy, potom  $46,6 \pm 2,9^\circ$ . Jednalo se o největší úhlový rozdíl v rámci skupin. Dle Perry & Burnfield (2010) jsou tyto hodnoty kolem  $44^\circ$ . Také z hlediska indexu Sztriter-Godunova bylo  $p < 0,05$  v sagitální rovině pozorování a projevila se jako maximum extenze.  $-18,0 \pm 3,9^\circ$  u skupiny s nohou vysokou,  $-14,6 \pm 2,5^\circ$  s nohou normální a  $-16,2 \pm 3,7^\circ$  u skupiny 3 s nohou plochou. V literatuře se uvádí maximum extenze kolem  $-10^\circ$  (Perry & Burnfield, 2010), avšak tento

parametr může být ovlivněn např. rychlostí chůze. Statisticky významný vliv indexu Sztriter-Godunova na kinematické parametry chůze jsme zaznamenali také ve frontální rovině. Maximální addukce kyčelního kloubu byla u našich skupin (ve stejném pořadí jako v předchozím případě) určena na  $-8,5 \pm 2,1^\circ$ ,  $-6,7 \pm 2,3^\circ$  a  $-5,8 \pm 2,3^\circ$ .

Pronace-supinace zánoží má vliv na vnitřní-vnější rotaci dolní končetiny a kyčle během stojné fáze chůze (Nester, 2000; Tiberio, 1987). Výsledky Souzy et al. (2010) naznačují existenci kinematického řetězce, ve kterém kinematiky zánoží, bérce a kyčle jsou vzájemně vnitřně závislé. Tento řetězec pravděpodobně vyvolává odpor pohybu vyvinutý kolenním kloubem a komplexem kotníku během stojné fáze chůze (Souza et al., 2010).

V pohybu pánve se významně projevil úhel paty a úhel palce. U úhlu paty jsme zaznamenali významný rozdíl v sagitální rovině u parametru maximální náklon pánve. U skupiny 1 (menší úhel paty) byla hodnota  $10,5 \pm 3,0^\circ$ , u skupiny 2 (větší úhel paty)  $10,9 \pm 4,4^\circ$ . Z hlediska úhlu palce byl statisticky významný údaj o celkovém rozsahu pohybu ve frontální rovině. Byly zjištěny hodnoty  $10,6 \pm 3,5^\circ$  u skupiny s mírně varózním postavením nohy a vyšší hodnoty  $13,0 \pm 2,0^\circ$  u skupiny s mírně valgózním postavením nohy.

Bylo také zjištěno, že existuje vztah mezi vnitřní rotací dolní končetiny a anteriorním náklonem pánve. O tom, že přímo pronace nohy má vliv na náklon pánve, však již podle Duvala et al. (2010) žádná známka nalezena nebyla. Jestliže je snížena vnitřní podélné klenby chronická a nesymetrická, náklon pánve nastat může (Rothbart & Estabrook, 1988).

Otisková analýza je rychlou, jednoduchou, neinvazivní a finančně nenáročnou metodou ke stanovení typologie nohy (Ozer & Barut, 2012). Je to sice objektivní metoda, nevypovídá však o funkci nohy a nabízí pouze možnost nepřímého vyjádření o stavbě podélné klenby nožní (Mathieson et al., 1999). Také různé způsoby používané k získání otisku, jako je inkoust, vazelína nebo různé chemikálie, mohou způsobovat alergické reakce. V současnosti se používají metody, které zahrnují vodorovné tlačení měkkých tkání proti tuhému skleněnému povrchu. Předpokládá se, že použitím technologií digitálního zobrazování se problémy alergie minimalizují a vyšetřující budou schopni rozeznat většinu detailů chodidla (Ozer & Barut, 2012). Dále je potřeba vědět, že indexové a další veličiny zjištěné z otisku nohy (plantogramu) nemohou být považovány za stejné jako ty, které byly odvozeny z tlakové plošiny (Urry & Wearing, 2005). Pro doplnění znalosti o podélné klenbě nožní je vhodné zařadit i další vyšetřující metody, jako je radiografie, skiaskopie či funkční magnetická rezonance (Burns & Crosbie, 2005).

Kopecký (2004) uvádí, že je nutné vhodně zvolit danou plantografickou metodu a brát ji v úvahu při dalším hodnocení. Bylo zjištěno, že normální klenbu nohy má dle hodnocení indexu Chippaux-Šmiřáka 85 % a dle indexu Sztriter-Godunova pouhých 45,2 % jedinců měřeného souboru. Plochá noha byla zaznamenána u 5,9 % probandů dle indexu Chippaux-Šmiřáka, podle metody Sztriter-Godunova u 36,6 % vyšetřených. Vysoká klenba nohy se dle stanovení indexu Chippaux-Šmiřáka vyskytuje u 9,1 % a dle indexu Sztriter-Godunova u 8,7 % osob měřeného souboru. Výzkumu se podrobili chlapci i dívky ve věku 7 až 19 let (Kopecký, 2004). Stejný názor, co se týká dodržování jednotnosti při klasifikaci nohou, sdílí i Nikolaidou a Boudolos (2006). Ti k typologii nohy využili indexu klenby, Chippaux-Šmiřákova indexu, Clarkova úhlu aj. a výsledky ukazují, že proces vyšetřování vedl u stejného otisku k odlišné klasifikaci.

Také dle našeho vyhodnocení se poměr ploché, vysoké a normálně klenuté nohy u souboru žen lišil podle zkoumaného hlediska. Např. dle indexu Chippaux-Šmiřáka se v měřeném souboru vyskytovala pouze dobře klenutá noha: I. stupně ve 41,7 %, II. stupně u 58,3 % nohu. Při dopočtu indexu dle Sztriter-Godunova, jsme soubor rozdělili do tří skupin, kdy vysokou nohu mělo 22,2 % vyšetřených, nohu normální projevovala celá polovina souboru a nohu plochou 27,8 % zkoumaných žen.

Kvantitativní data z analýzy chůze jsou průkazně nápomocná v klinických i výzkumných studiích k vyhodnocení chování kyčle, kolene a kotníku za různých podmínek (Okita et al., 2013). Rekonstrukce lidského pohybu založená na upevnění optických značek na pokožku je nejčastěji využívanou a již standardní metodou klinické analýzy lidského pohybu. Následkem nepřesností spojených se zkoumáním biologických systémů jsou měření zatížena limitacemi. Upevněné povrchové značky mají tendenci klouzat vzhledem k podložní kosti, což vede k chybám měření. Ty jsou známy jako *soft tissue artifact*. Jejich efekt je závislý na umístění značky, prováděné aktivitě a individuální charakteristice účastníka (Andersen et al., 2010; Cappozo et al., 2005; Leardini et al., 2005; Peters et al., 2010). Holenní kost je snadno náchylná k těmto artefaktům (Leardini et al., 2005), stejně jako i kost stehenní (Lundberg, 1996). Podle Leardiniho et al. (2005) je ale pohyb značek na noze mnohem menší než na stehnu a bérce.

Výhodou použitého modelu „Plug-in Gait Full Body“ je jednoduché rozestavení reflexních značek a jednodušší sběr dat (Buczek et al., 2010). Model využívá menšího počtu bodů, a tak se při následném zpracování dat doplňuje méně trajektorií značek. Následkem omezení viditelnosti nebo neschopností rozpoznávací techniky značek rozlišit

sousední značky, nemusí být zpracování 3D rekonstrukcí trajektorií značek automatické. Následné doplňování trajektorií může být dalším zdrojem chyb a tak se používáním menšího počtu značek vyhýbáme zvýšené náchylnosti k chybám, které jsou způsobeny rekonstrukcí jejich polohy (Chiari et al., 2005).

Nevýhodou použitého modelu je neúplná kontrola v identifikaci středu kloubů a os rotace, a dále skutečnost, že segmenty těla nejsou sledovány nezávisle (Buczek et al., 2010; Collins et al., 2009). Noha je obvykle popisována zjednodušenou reprezentací své komplexní struktury. Rozdílné studie dělí nohu na několik menších segmentů za použití speciálních sad značek (Arndt et al., 2007) a hodnotí pohyb přednoží a zánoží samostatně. U modelu „Plug-in Gait Full Body“ se neznačí trochanter major, ale střed kyčle se vypočítá ze souřadnic pánve. Odhad středu kyčelního kloubu je důležitý pro definování stehna. Stejně tak je definování bérce závislé na značkách pro koleno a stehno; a definování chodidla je závislé na středu kotníku odhadnutého ze značek bérce (Collins et al., 2009). Nepřesnosti v definování souřadného systému kloubu tak přináší další chyby do výpočtu kinematiky chůze (Scheys et al., 2011).

Pohyblivost zajištěná měkkými tkáněmi středonoží ovlivňuje kinematiku zánoží ve frontální rovině. Jestliže je přednoží na podlaze (ve fázi zatěžování hmotnosti), je everze zánoží doprovázena pohyby kloubů středonoží. Tyto pohyby umožňují metatarzálním hlavičkám, jako celku, invertovat vzhledem k zánoží (Neumann, 2002). A tak měkké tkáně, které nepodléhají kolektivní inverzi kloubů středonoží, mohou také odolávat everzi zánoží při zatěžování těla. Větší everze zánoží během chůze a stoje je potom spojena s větší hodnotou vnitřní rotace kyčelního kloubu a úhlu mezi přednožím a bérce. Klinická měření tohoto úhlu a pohyblivosti vnitřní rotace kyčelního kloubu částečně předpovídají kinematiku zánoží ve frontální rovině během chůze a vzpřímeného stoje (Souza et al., 2013).

Pro obecný pohled na věc můžeme doplnit, že i rychlost chůze významně ovlivňuje kinematiku nohy a hlezenního kloubu. Studie, které chtějí porozumět vlivu patologie nohy a kotníku na jejich kinematiku by tak měly rychlost chůze zohlednit. Tento význam je pozorován při změně rychlosti přibližně o  $v = 0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Dubbeldam et al., 2010). Jednotnou rychlost u většího souboru lze však obtížně zajistit. Navíc bylo zjištěno, že jedinci projevují mírně odlišný vzor chůze v rámci několika svých provedených pokusů (Forner-Cordero et al., 2006a).

## Závěr

V experimentální části práce jsme porovnali průběhy pohybů hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu a pánve krokovým cyklem v sagitální, frontální (kromě hlezenního kloubu) i transverzální rovině. Vyšetřovali jsme soubor s odlišnou typologií nohy, která byla zjištěna analýzou otisku nohy, plantografií. U všech zkoumaných hledisek, jako byly úhly paty, palce a nohy, a indexy Chippaux-Šmiřáka a Sztriter-Godunova, byly v rámci rozdílných skupin pozorovány statisticky významné odchylky (hladina  $p < 0,05$ ) kinematických parametrů během krokového cyklu. Statisticky významné rozdíly byly nalezeny také ve všech třech rovinách pozorování alespoň u jednoho segmentu dolní končetiny. Byly pozorovány zejména rozdíly v rozsahu pohybu.

Největší rozdíl v rozsahu pohybu u různých skupin byl pozorován u kyčelního kloubu v sagitální rovině, kdy vyšší hodnotu projevila skupina s větším úhlem nohy. Nejvíce statisticky významných rozdílů bylo zaznamenáno u kolenního kloubu, který navíc jako jediný segment projevily změnu kinematického parametru v každé rovině pozorování.

Za pomoci hodnocení otisku nohy dle indexu Sztriter-Godunova jsme získali všechny tři morfologické typy nohou. Vysoká noha (dle této klasifikace) měla vyšší hodnotu maximální extenze kyčelního kloubu v porovnání s nohou normální a plochou. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny i u maximální addukce kyčelního kloubu. Tento rozsah pohybu byl u skupiny s vysokou nohou opět větší než u nohy normální a ploché.

Tedy vliv nohy na kinematické parametry chůze byl potvrzen. Výrazné rozdíly však pozorovány nebyly. Náš soubor tvořily mladé ženy bez závažného onemocnění a významné rozdíly v kinematice segmentů dolní končetiny ani nebyly předpokládány.

Zařazením dalších metod, jako je radiografie, skiaskopie či funkční magnetická rezonance by vyhodnocení morfologie nohy jistě zlepšilo. Zvolenou metodou jsme také neuvažovali funkčnost nohy jedince. Kvalitnější výzkumu bude asistovat v porozumění souvislosti mezi postavením nohy a zraněními.

## Seznam literatury

Andersen AS, Benoit DL, Damsgaard M, Ramsey DK, Rasmussen J (2010) *Do kinematics models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics*. *Journal of Biomechanics* 43, 268–273

Anonymous (n. d.a) *Biomechanika nohy*. Retrieved 30.6.2014 from the World Wide Web: [http://ftk.upol.cz/fileadmin/user\\_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF\\_Biomechanika\\_nohy\\_red.pdf](http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Biomechanika_nohy_red.pdf)

Anonymous (n. d.b) *Pracovní materiály Funkční anatomie FTK UP Olomouc*. Retrieved 30.6.2014 from the World Wide Web: <http://ftk.upol.cz/menu/struktura-ftk/katedry-a-institut/katedra-prirodnich-ved-v-kinantropologii/studium-a-vyuka/studijni-materialy/>

Anonymous (n. d.c) *Transverse Arch*. Retrieved 11.6.2014 from the World Wide Web: <http://pixgood.com/transverse-arch.html>

Anonymous (n. d.d) *Valgus Index*. Retrieved 2.7.2014 from the World Wide Web: <http://innofoot.ibv.org/index.php/en/biomechanical-assessment-procedures/550-valgus-index>

Anonymous (2008) *Product Guide – Foundation Notes*. Oxford: Vicon Motion Systems

Arndt A, Wolf P, Liu A, Nester C, Stacoff A, Jones R, Lundgren P, Lundberg A (2007) *Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running*. *Journal of Biomechanics* 40, 2672–2678

Arnold JB, Mackintosh S, Jones S, Thewlis D (2014) *Differences in foot kinematics between young and older adults during walking*. *Gait & Posture* 39, 689–694

Bencke J, Christiansen D, Jensen K, Okholm A, Sonne-Holm S, Bandholm T (2012) *Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study*. *Gait & Posture* 35, 400–404

- Billis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E (2007) *Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques*. *The Foot* 17, 65–72
- Buczek FL, Rainbow MJ, Cooney KM, Walker MR, Sanders JO (2010) *Implications of using hierarchical and six degree-of-freedom models for normal gait analyses*. *Gait & Posture* 31, 57–63
- Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB (2013) *The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review*. *Gait & Posture* 38, 363–372
- Burns J & Crosbie J (2005) *Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus feet*. *The Foot* 15, 91–94
- Cappozzo A, Croce UD, Leardini A, Chiari L (2005) *Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background*. *Gait & Posture* 21, 186–196
- Cavanagh PR & Rodgers MM (1987) *The arch index: A useful measure from footprints*. *Journal of Biomechanics* 20(5), 547–551
- Chiari L, Croce UD, Leardini A, Cappozzo A (2005) *Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors*. *Gait & Posture* 21, 197–211
- Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM (2008) *The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running*. *Gait & Posture* 28, 405–411
- Collins TD, Ghousayni SN, Ewins DJ, Kent JA (2009) *A six degree-of-freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set*. *Gait & Posture* 30, 173–180
- Curran S, Upton D, Learmonth ID (2005) *Dynamic and static footprints: comparative calculations for angle and base of gait*. *The Foot* 15, 40–46

Čihák R (1984) *Anatomie 1*. Praha: Avicenum

DeLisa JA (1998) *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*. Department of Veterans Affairs, Washington DC. Retrieved 15.5.2014 from World Wide Web: <https://archive.org/details/gaitanalysisinsc00joel>

Dillon MP, Barker TM, Pettet G (2008) *Effect of inaccuracies in anthropometric data and linked-segment inverse dynamic modeling on kinetics of gait person with partial foot amputation*. Journal of Rehabilitation Research & Development 45(9), 1303–1316

Dubbeldam R, Buurke JH, Simons C, Groothuis-Oudshoorn, Baan H, Nene AV, Hermens HJ (2010) *The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion*. Clinical Biomechanics 25, 796–801

Duval K, Lam T, Sanderson D (2010) *The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back*. Gait & Posture 32, 637–640

Eslami M, Tanaka C, Hinse S, Anbarian M, Allard P (2009) *Acute effect of orthose on foot orientation and perceived comfort in individuals with pes cavus during standing*. The Foot 19, 1–6

Ezema CI, Abaraogu UO, Okafor GO (2014) *Flat foot and associated factors among primary school children: A cross-sectional study*. Hong Kong Physiotherapy Journal 32, 13–20

Fernandéz-Seguín LM, Mancha JAD, Rodríguez RS, Martínez EE, Martín BG, Ortega JR (2014) *Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot*. Gait & Posture 39, 789–792

Fixsen JA (1996) *Pes cavus*. The Foot 6, 112–115

Forner-Cordero A, Koopman HJFM, van der Helm FCT (2006a) *Describing gait as a sequence of states*. Journal of Biomechanics 39, 948–957

Forner-Cordero A, Koopman HJFM, van der Helm FCT (2006b) *Inverse dynamic calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles*. *Gait & Posture* 23, 189–199

Franco AH (1987) *Pes Cavus and Pes Planus: Analyses and Treatment*. *Phys Ther* 67, 688–694

Gianninni S, Catani F, Benedetti MG, Leardini A (1994) *Gait Analysis Methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems

Hallems A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P (2006) *Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study*. *Gait & Posture* 23, 142–148

Hamill J & Knutzen KM (2009) *Biomechanical Basis of Human Movement* (3<sup>rd</sup> edition). Philadelphia (PA): Wolters Kluwer; Lippincott Williams & Wilkins

Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, Chow BS, Deland JT (2013) *Foot type biomechanics part 1: Structure and function of asymptomatic foot*. *Gait & Posture* 37, 445–451

Hollman JH, McDade EM, Petersen FC (2012) *Normative Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults*. *Gait & Posture* 34(1), 111–118. Retrieved 23.7.2014 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3104090/>

Hunt AE & Smith RM (2004) *Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking*. *Clinical Biomechanics* 19, 391–397

Janura M & Zahálka F (2004) *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého

Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME (1990) *Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking*. *Journal of Orthopaedic Research* 8, 383–392

Kirtley C (2006) *Clinical Gait Analysis: theory and practice*. New York: Elsevier

Klementa J (1987) *Somatometrie nohy*. SPN Praha

Koopman B, Grootenboer HJ, de Jong HJ (1995) *An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking*. *J. Biomechanics* 28(11), 1369–1376

Kopecký M (2004) *Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi*. *Česká kinantropologie* 8(1), 27–40

Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A (2005) *Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3: Soft tissue artifact assessment and compensation*. *Gait & Posture* 21, 212–225

Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S (2007) *Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait*. *Gait & Posture* 25, 453–462

Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB (2010) *A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model*. *Gait & Posture* 32, 519–523

Lundberg A (1996) *On the use of bone and skin markers in kinematics research*. *Human Movement Science* 15, 411–422

Magee DJ (2008) *Orthopedic physical assessment* (5<sup>th</sup> edition). St. Louis, Mo.: Saunders Elsevier

Mathieson I, Upton D, Birchenough A (1999) *Comparison of footprint parameters calculated from static and dynamic footprints*. *The Foot* 9, 145–149

Mootanah R, Song J, Lenhoff MW, Hafer JF, Backus SI, Gagnon D, Deland DT, Hillstrom HJ (2013) *Foot type biomechanics part 2: Are structure and anthropometrics related to function?* Gait & Posture 37, 452–456

Mow VC & Huiskes R (2005) *Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-Biology* (3<sup>rd</sup> edition). Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins

Müller S, Carlsohn A, Müller J, Baur H, Mayer F (2012) *Static and dynamic foot characteristics in children aged 1–13 years: A cross-sectional study.* Gait & Posture 35, 389–394

Najafi B, Barnica E, Wrobel JS, Burns J (2012) *Dynamic plantar loading index: Understanding the benefit of custom foot orthoses for painful pes cavus.* Journal of Biomechanics 45, 1705–1711

Nester C (2000) *The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking.* Gait & Posture 12, 251–256

Neumann DA (2002) *Kinesiology of musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation.* St. Louis, Mo.: Mosby

Nielsen RG, Rathleff MS, Molegaard CM, Simonsen O, Kaalund S, Olesen CG, Christensen FB, Kersting UG (2010) *Video based analysis of dynamic midfoot function and its relationship with Foot Posture Index scores.* Gait & Posture 31, 126–130

Nikolaidou ME & Boudolos KD (2006) *A footprint-based approach for the rational classification of foot types in young schoolchildren.* The Foot 16, 82–90

Nordin M & Frankel VH (2001) *Basics biomechanics of the musculo-skeletal system.* Maryland (MD): Lippincott Williams & Wilkins

Okita N, Meyers SA, Challis JH, Sharkey NA (2013) *Segmental motion of forefoot and hindfoot as a diagnostic tool.* Journal of Biomechanics 46, 2578–2585

Ozer CM & Barut C (2012) *Evaluation of the sole morphology of professional football players*. International SportMed Journal, 13(1), 8–17

Perry J & Burnfield JM (2010) *Gait analysis: normal and pathological function* (2<sup>nd</sup> edition). USA: SLACK Incorporated

Perry J (1992) *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated

Peters A, Galna B, Sangeux M, Morris M, Baker R (2010) *Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review*. Gait & Posture 31, 1–8

Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S (2011) *Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks*. Human Movement Science 30, 105–114

Queen RM, Mall NA, Nunely JA, Chuckpaiwong B (2009) *Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic task*. Gait & Posture 29, 582–586

Rao UB & Joseph B (1992) *The influence of footwear on the prevalence of flat foot*. J Bone Joint Surg, 74-B(4), 525–527

Razeghi M & Batt ME (2002) *Foot type classification: a critical review of current methods*. Gait & Posture 15, 282–291

Riegerová J, Přidalová M, Ulbrichová M (2006) *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu (příručka funkční antropologie)*. Olomouc: HANEX

Robertson DGE & Winter DA (1980) *Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking*. J. Biomechanics 13, 845–854

Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN (2004) *Research Methods in Biomechanics*. Champaign (IL): Human Kinetics

Rose J & Gamble JG (2006) *Human walking* (3<sup>rd</sup> edition). Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins

Rothbart BA & Estabrook L (1988) *Excessive Pronation: A Major Biomechanical Determinant in the Development of Chondromalacia and Pelvic List*. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 11(5) 373–379

Saraswat P, MacWilliams B, Davis RB, D'Astous J (2014) *Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking*. *Gait & Posture* 39, 339–345

Scheys L, Desloovere K, Spaepen A, Suetens P, Jonkers I (2011) *Calculating gait kinematics using MR-based kinematics models*. *Gait & Posture* 33, 158–164

Scott G, Menz HB, Newcombe L (2007) *Age-related differences in foot structure and function*. *Gait & Posture* 26, 68–75

Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST (2010) *Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking*. *Clinical Biomechanics* 25, 745–748

Souza TR, Mancini MC, Araújo VL, Carvalhais VOC, Ocarino JM, Silva PL, Fonseca ST (2013) *Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture*. *Manual Therapy*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2013.10.003> (Article in Press)

Stavlas P, Grivas TB, Michas C, Vasiliadis E, Polyzois V (2005) *The Evolution of Foot Morphology in Children Between 6 and 17 Years of Age: A Cross-Sectional Study Based on Footprints in a Mediaterranean Population*. *The Journal of Foot & Ankle Surgery* 44(6), 424–428

Stolwijk NM, Koenraadt KLM, Louwerens JWK, Grim D, Duysens J, Keijsers NLW (2014) *Foot lengthening and shortening during gait: A parameter to investigate foot function?* *Gait & Posture* 39, 773–777

Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL (1980) *The development of mature gait*. J Bone Joint Surg Am.

Tiberio D (1987) *The effect of excessive sub talar joint pronation on petellofemoral mechanics: a theoretical model*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, Oct, 160–165

Urban J, Vařeka I, Svajčíková J (2000) Přehled metod hodnocení plantogramu z hlediska diagnostiky plochonoží. In: Riegerová J (ed.), *Diagnostika pohybového systému* (pp. 191–192). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

Urry SR & Wearing SC (2005) *Arch index from ink footprints and pressure platform are different*. The Foot 15, 68–73

Valmassy RL (1995) *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C.V. Mosby

Vařeka I & Vařeková R (2009) *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC (1999) *Dynamics of Human Gait* (2<sup>nd</sup> edition). Kiboho Publishers: Cape Town, South Africa. Retrieved 13.2.2014 from the World Wide Web: <http://www.analizaruchu.awf.wroc.pl/materialy/vaughan-gaitbook.pdf>

Verlinden VJA, van der Geest JN, Hoogendam YY, Hofman A, Breteler MMB, Ikram MA (2013) *Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older*. Gait & Posture 37, 500–505

Vette AH, Yoshida T, Thrasher TA, Massani K, Popovic MR (2012) *A comprehensive three-dimensional dynamic model of the human head and trunk for estimating lumbar and cervical joint torques and forces from upper body kinematics*. Medical Engineering & Physics 34(5), 640–649

Weaver LJ & Ferg AL (2010) *Therapeutic Measurement and Testing*. USA: Delmar

Whittle MW (1995) Musculoskeletal Applications of Three-Dimensional Analysis. In: Allard P, Stokes IAF, Bianchi JP (eds.): *Three-dimensional Analysis of Human Movement* (pp. 295–307). Champaign (IL): Human Kinetics

Whittle MW (2007) *Gait analysis: an introduction* (4<sup>th</sup> edition). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann

Wilkinson MJ & Menz HB (1997) *Measurement of gait parameters from footprints: a reliability study*. *The Foot* 7, 19–23

Winter DA (2005) *Biomechanics and motor control of human movement* (3<sup>rd</sup> edition). New Jersey: John Wiley & Sons

Wright CJ, Arnold BL, Coffey TG, Pidcoe PE (2011) *Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults*. *Gait & Posture* 33, 108–112

Xiong S, Goonetilleke RG, Witana CP, Weerasinghe TW, Au EYL (2010) *Foot Arch Characterization*. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 100(1), 14–24

Zafiroopoulos G, Prasad KSRK, Kouboura T, Danis G (2009) *Flat foot and femoral anteversion in children – A prospective study*. *The Foot* 19, 50–54

Zatsiorski VM (2002) *Kinetics of Human Motion*. Champaign, Ill: Human Kinetics

# Příloha A

## Dotazník o zdravotním stavu

Veškerá osobní data o zdravotním stavu jsou důvěrná, budou využívána anonymně a slouží pouze pro potřeby výzkumné činnosti. Vaše účast na výzkumu je dobrovolná a můžete ji kdykoliv zrušit.

Odpovězte prosím pravdivě na všechny otázky, popř. označte křížkem vaši odpověď.

**Jméno a příjmení, titul:**

**Rodné číslo:**

**Telefon:**

**Email:**

**Studijní obor:**

**Univerzita/Fakulta:**

**Hmotnost:** kg

**Výška:** cm

**Velikost obuvi EU:**

**Sportujete?**  ano  ne

**Když ano tak kolikrát týdně?**

**Provozujete nějaký sport závodně?**  ano  ne

**Když ano**

**jakému sportu se věnujete?**

**kolikrát týdně?**

**1. Prodělal(-a) jste některá z těchto onemocnění**

dětská mozková obrna

nejsem si vědom(-a), že bych prodělal(-a) nějaká z uvedených onemocnění

**2. Vyskytly se u Vás problémy s páteří, byl(-a) jste někdy léčen(-a) na rehabilitaci, absolvoval(-a) jste v dětství léčebný tělocvik?**

ANO – jaká (např. vadné držení těla, skolióza)

NE

**3. Máte v současné době nějaké obtíže?**

ANO – jaké

NE

**4. Jste v současnosti léčen(-a) nebo byl(-a) jste v minulosti léčen(-a) pro nějakou z těchto chorob?**

**Ortopedie** (vadné držení páteře – skolióza, opakované blokády páteře, poruchy hybnosti kloubů, chronické bolesti páteře nebo kloubů, M. Scheuerman).

**Infekční choroby** (TBC, syfilis, kapavka, virová hepatitida, salmonelóza, infekční mononukleóza a jiné).

- Onemocnění srdce a cév** (infarkt myokardu, záněty srdečního svalu včetně revmatické horečky, poruchy srdečního rytmu, srdeční nedostatečnost, vrozené nebo získané vady, ateroskleróza).
- Onemocnění plicní** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či angíny nevdůšnost plic)
- Onemocnění plicní** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či angíny.. )
- Onemocnění nervové** (epilepsie, migréna a jiné záchvatové stavy, poruchy rovnováhy, poškození nervové tkáně, poruchy čítí a hybnosti).
- Duševní poruchy** (deprese, mánie, psychózy, závislost na alkoholu, toxikománie).
- Onemocnění trávicího systému** (vředová choroba žaludku či dvanáctníku, zánětlivé onemocnění střev, častěji se opakující zácpy či průjem, jiné)
- Onemocnění jater a žlučových cest** (ztukovatění jater – steatóza, žlučníkové koliky, žlučníkové kameny)
- Onemocnění slinivky** (chronické záněty a jiné)
- Onemocnění močových cest** (záněty, kameny v močových cestách a jiné)
- Onemocnění kožní** (ekzémy, zánětlivé nebo plísňové onemocnění kůže)
- Onemocnění oční** (zhoršený zrak, poruchy zrakového pole, šedý/zelený zákal, záněty, jiné)
- Endokrinologie** (onemocnění štítné žlázy, poruchy hladiny tuků, metabolické poruchy, dna a jiné)
- Vysoký krevní tlak**
- Cukrovka**
- Ženy: gynekologické onemocnění**
- Jiné choroby, které chcete lékaři sdělit**
- Nejsem si vědom(-a), že bych byl léčen pro výše uvedená onemocnění**

**5. Jste v péči některé ze specializovaných ambulancí?**

- Zaškrtněte:**  kardiologie  neurologie  kožní  alergologie  
 diabetologie  revmatologie  plicní  infekční  psychiatrie  
 endokrinologie  onkologie

**6. Byl(-a) jste někdy hospitalizován(-a), operován(-a), uveďte s jakým onemocněním:**

**7. Kouříte?**

- ANO (kolik, kolik let)
- NE

**8. Pijete alkohol?**

- Nepiji
- Výjimečně
- Občas
- Často až pravidelně

**9. Užíváte návykové drogy?**

- ANO – jaké, jak často  
 NE

**10. Užíváte v současnosti nějaké léky?**

- ANO – jaké  
 NE

**11. Trpíte na postižení kostry a svalstva?**

záněty kloubů, zánět kostní dřeně, vadné držení těla, deformace páteře, bolesti v zádech, jiné:

- ANO – jaké  
 NE

**12. Prodělal jste zlomeniny kostí?**

- ANO – jaké  
 NE

**13. Jiné úrazy:**

- ANO – jaké  
 NE

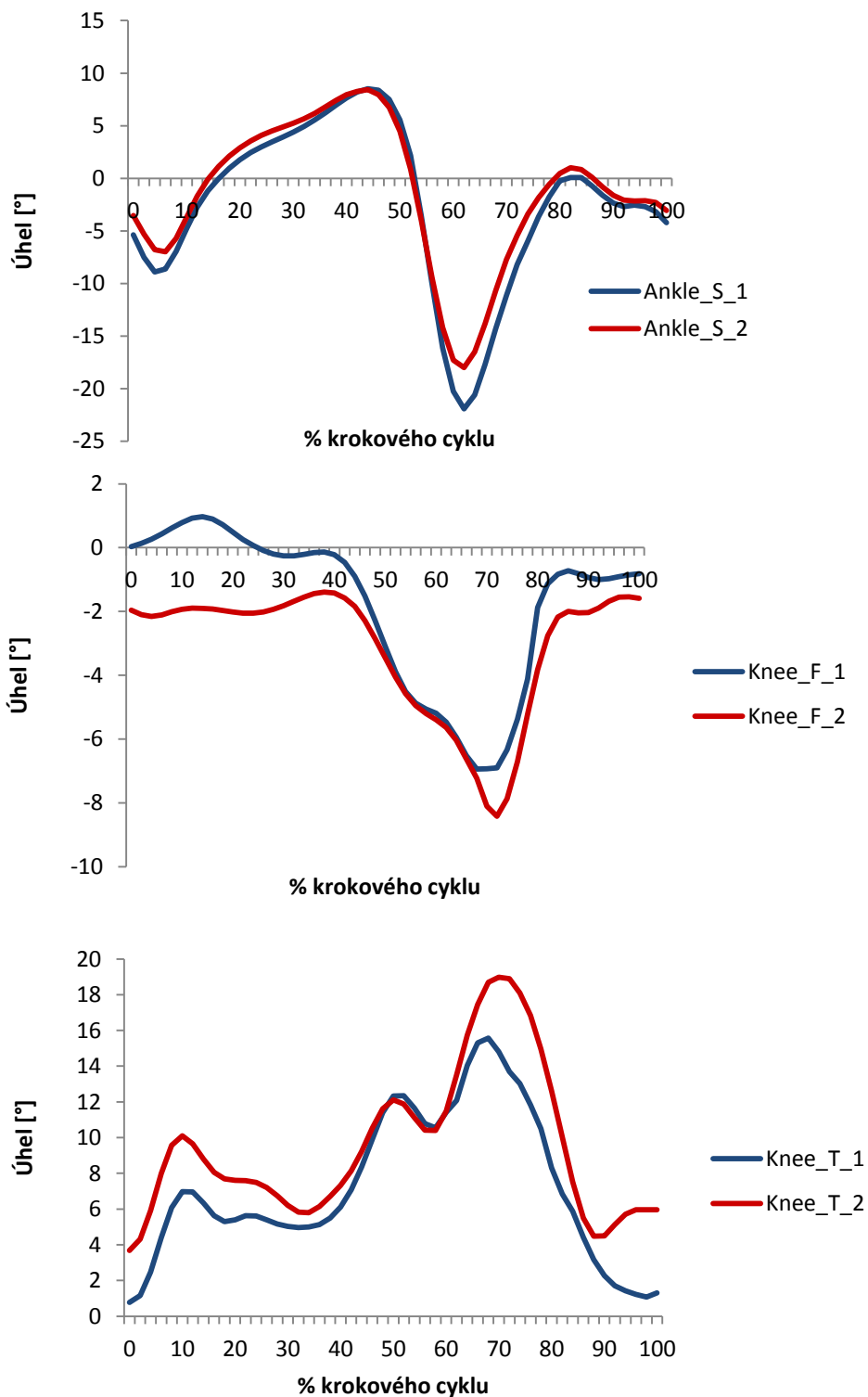
**14. Operace:**

- ANO – jaké  
 NE

**15. Další skutečnosti, které byste rád(-a) sdělil(-a)**

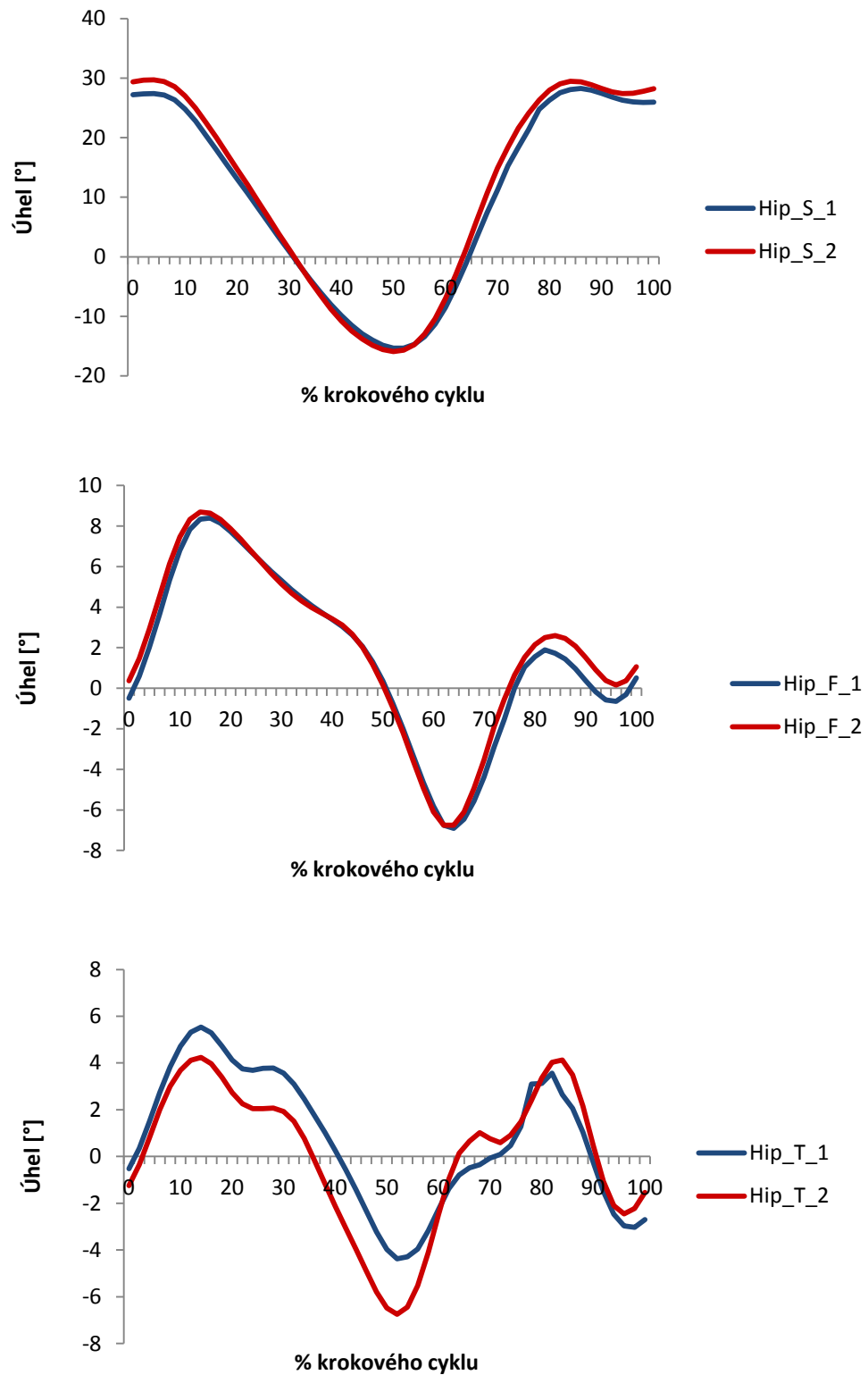
## Příloha B

Rozsahy pohybů hlezenního a kolenního kloubu zkoumané dle úhlu paty se nacházejí na Obr. A.



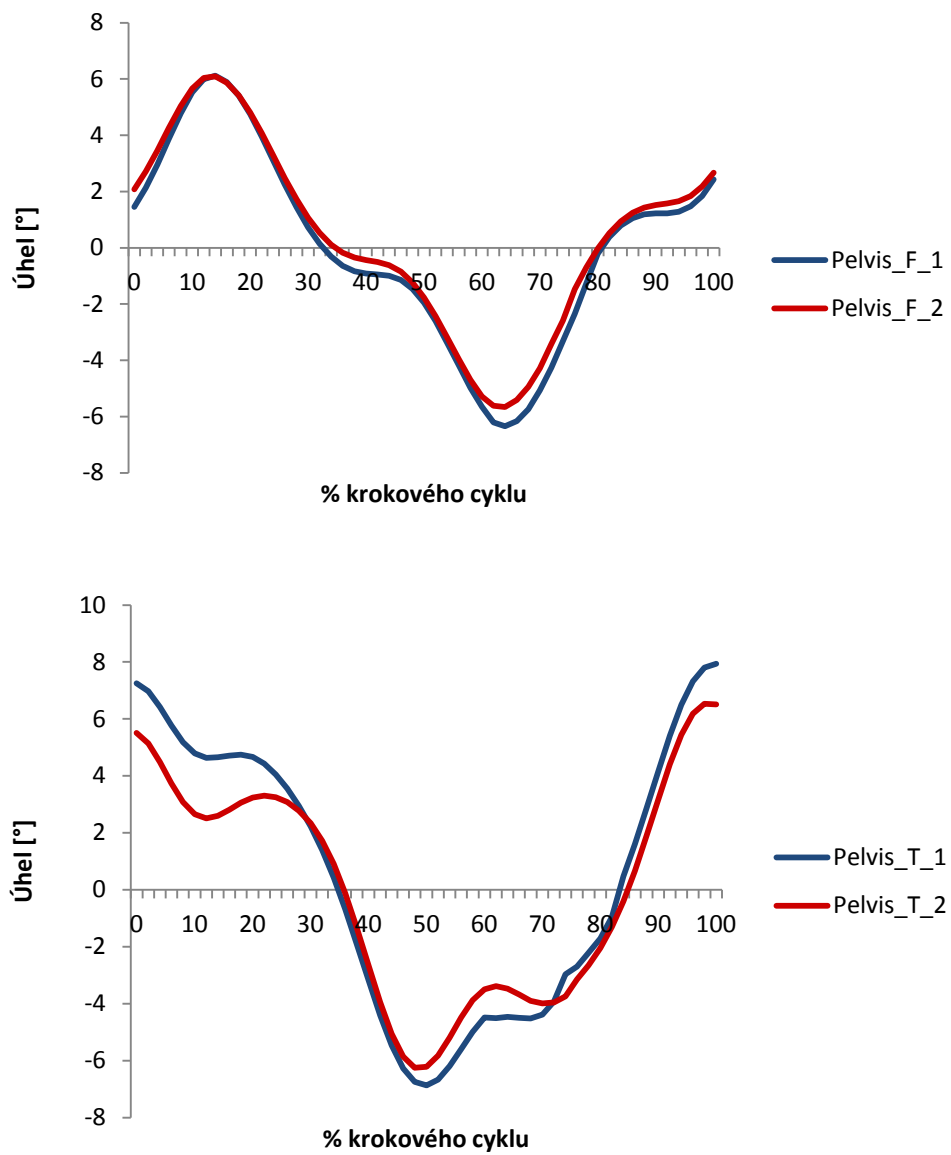
Obr. A: Rozsah pohybu hlezenního (Ankle) a kolenního (Knee) kloubu; S-rovina sagitální, F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s menším úhlem paty, 2-skupina s větším úhlem paty

Rozsahy pohybů kyčelního kloubu zkoumané dle úhlu paty se nacházejí na Obr. B.



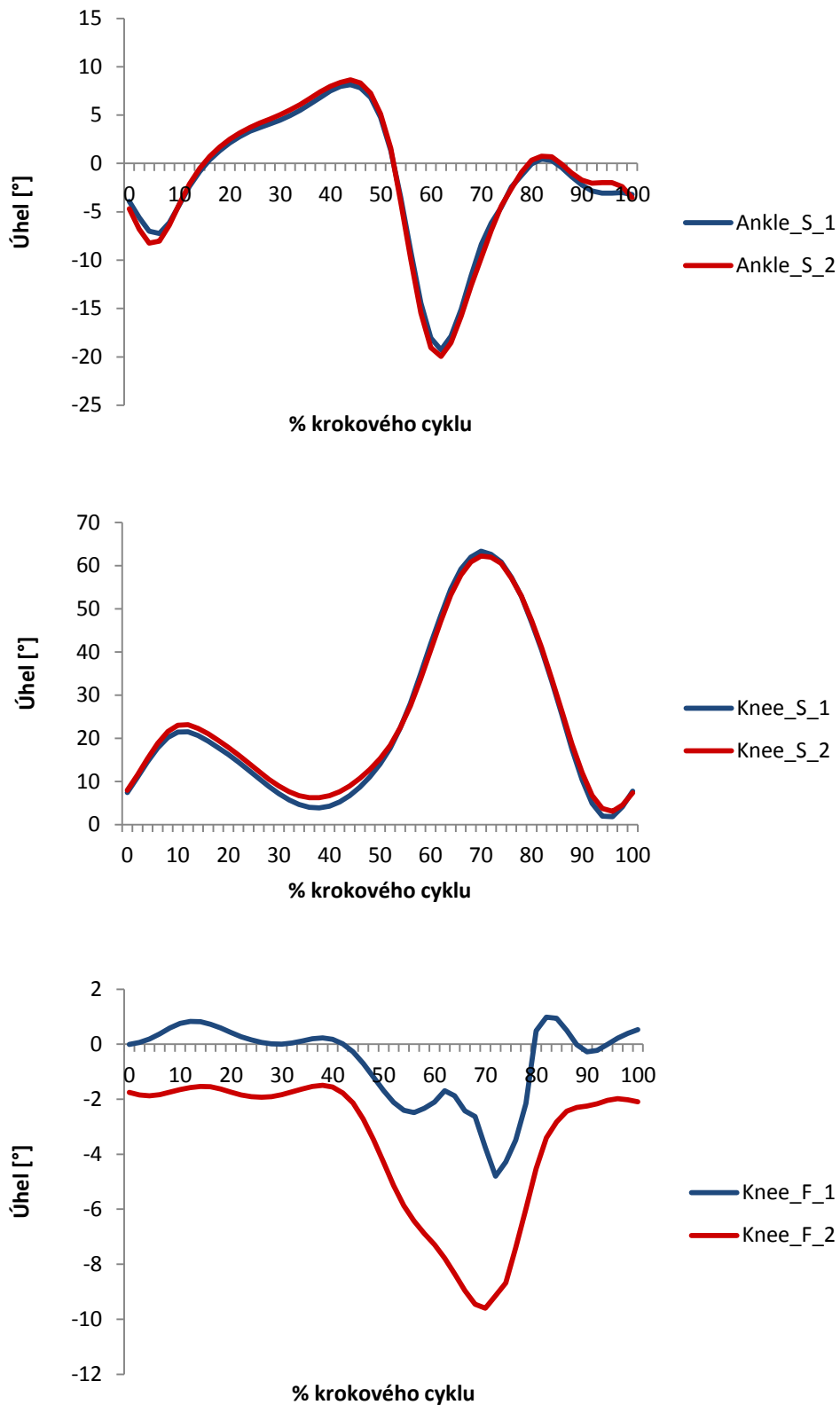
Obr. B: Rozsah pohybu kyčelního (Hip) kloubu; S-rovina sagitální, F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s menším úhlem paty, 2-skupina s větším úhlem paty

Rozsahy pohybů pánve zkoumané dle úhlu paty se nacházejí na Obr. C.



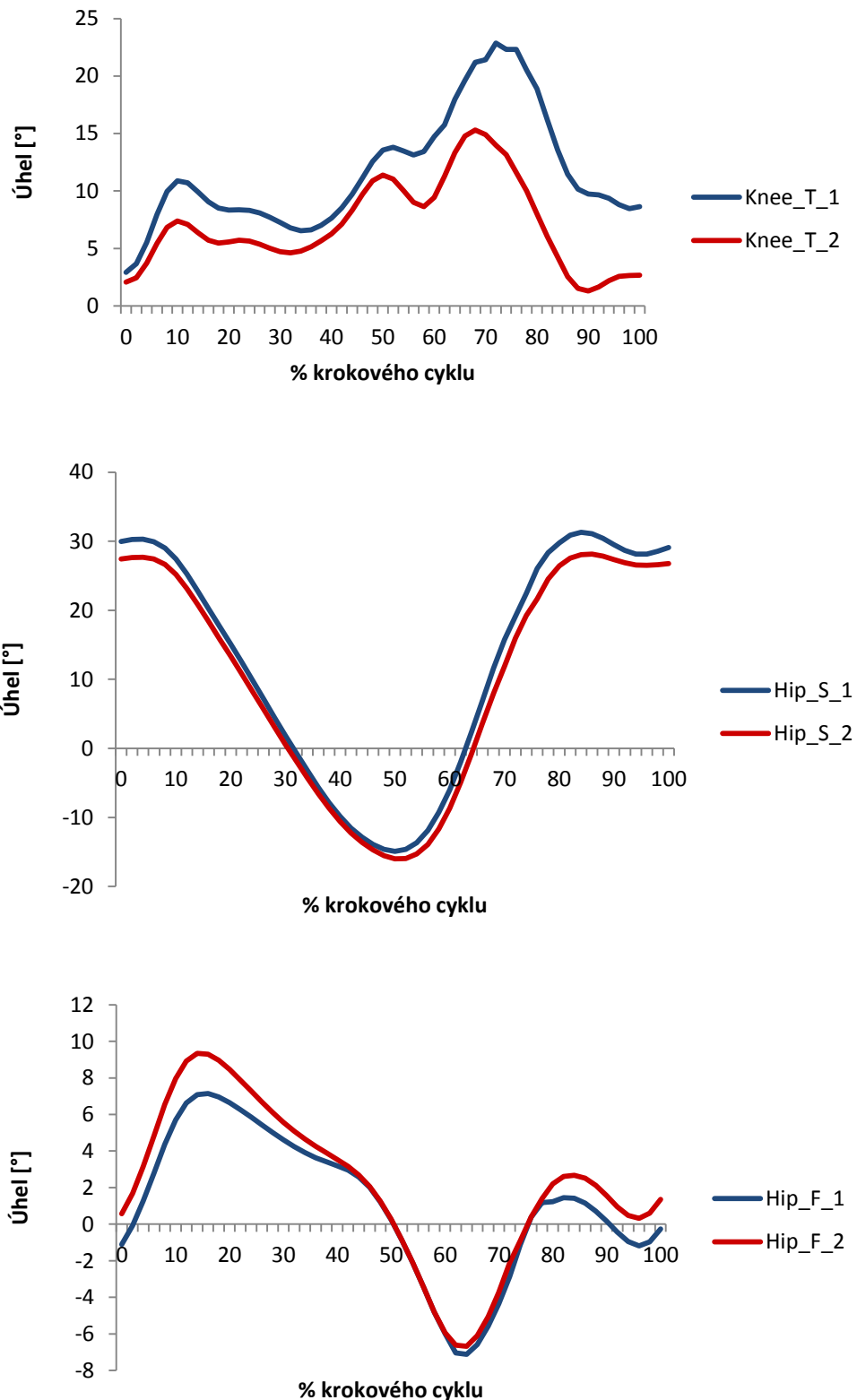
Obr. C: Rozsah pohybu pánve (Pelvis); F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s menším úhlem paty, 2-skupina s větším úhlem paty

Rozsahy pohybů hlezenního a kolenního kloubu zkoumané dle úhlu palce se nacházejí na Obr. D.



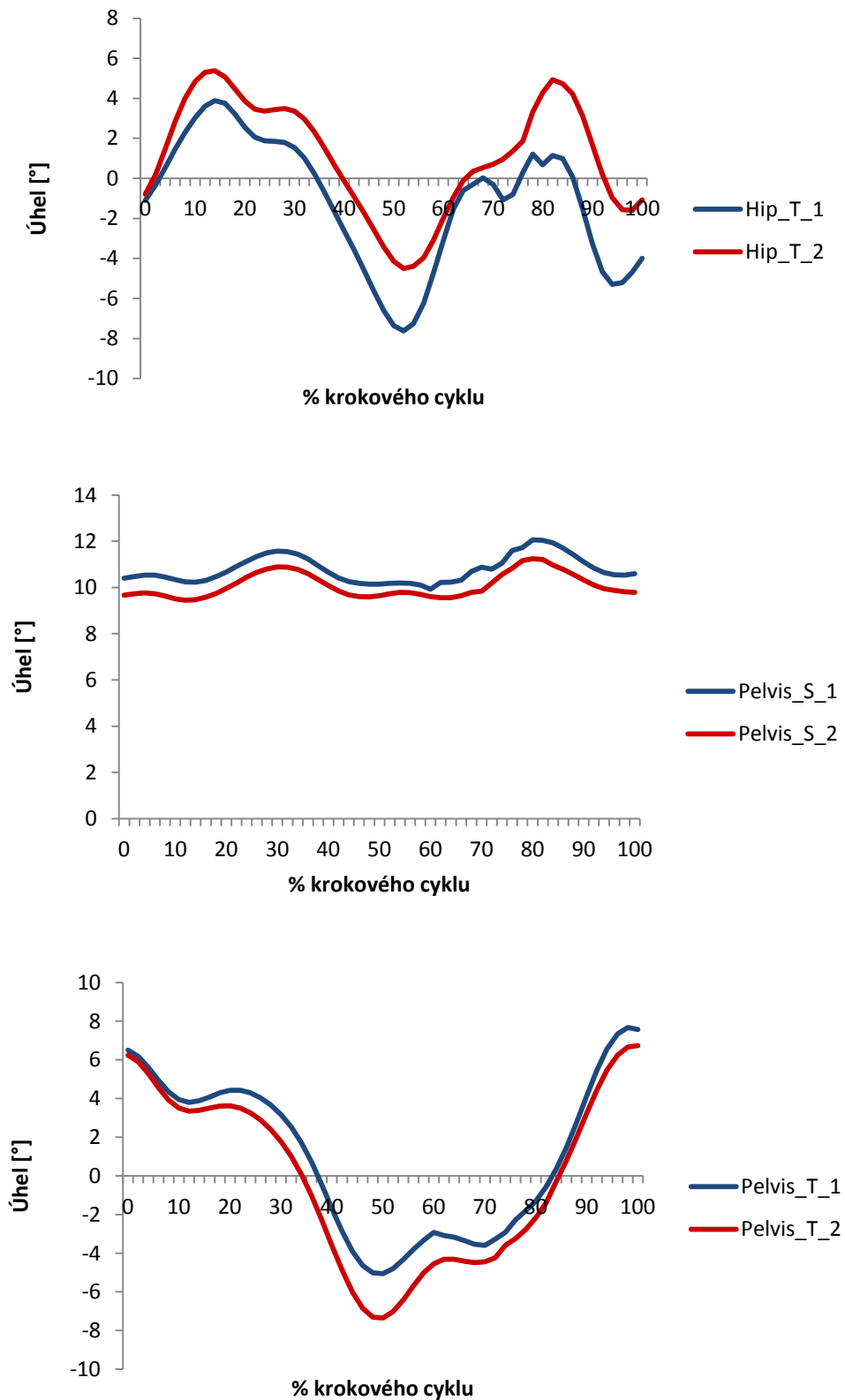
Obr. D: Rozsah pohybu hlezenního (Ankle) a kolenního (Knee) kloubu; S-rovina sagitální, F-rovina frontální, 1-skupina s mírně varózním postavením nohy, 2-skupina s mírně valgózním postavením nohy

Rozsahy pohybů kolenního a kyčelního kloubu zkoumané dle úhlu palce se nacházejí na Obr. E.



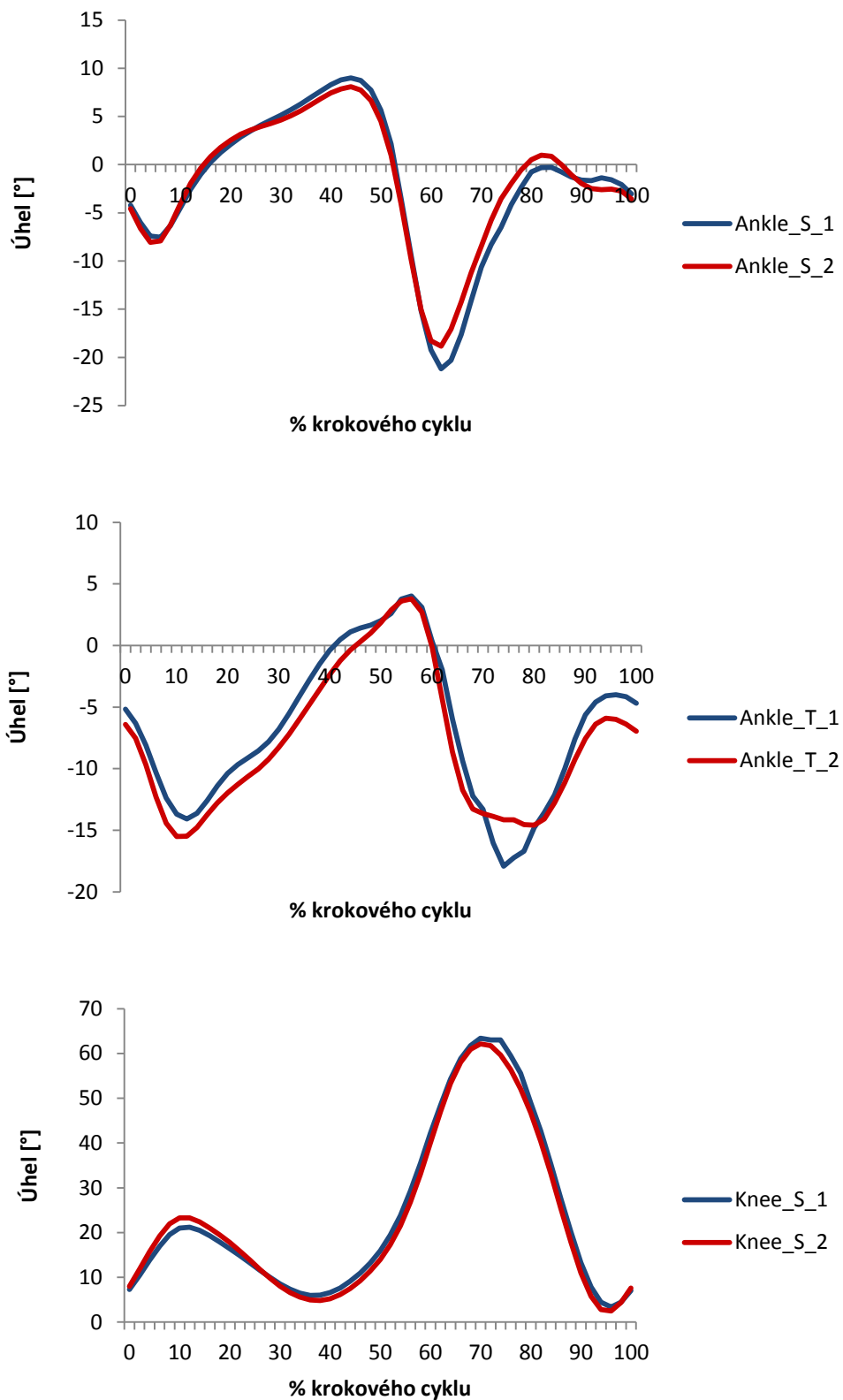
Obr. E: Rozsah pohybu kolenního (Knee) a kyčelního (Hip) kloubu; S-rovina sagitální, T-rovina transverzální, F-rovina frontální, 1-skupina s mírně varózním postavením nohy, 2-skupina s mírně valgózním postavením nohy

Rozsahy pohybu kyčelního kloubu a pánve zkoumané dle úhlu palce se nacházejí na Obr. F.



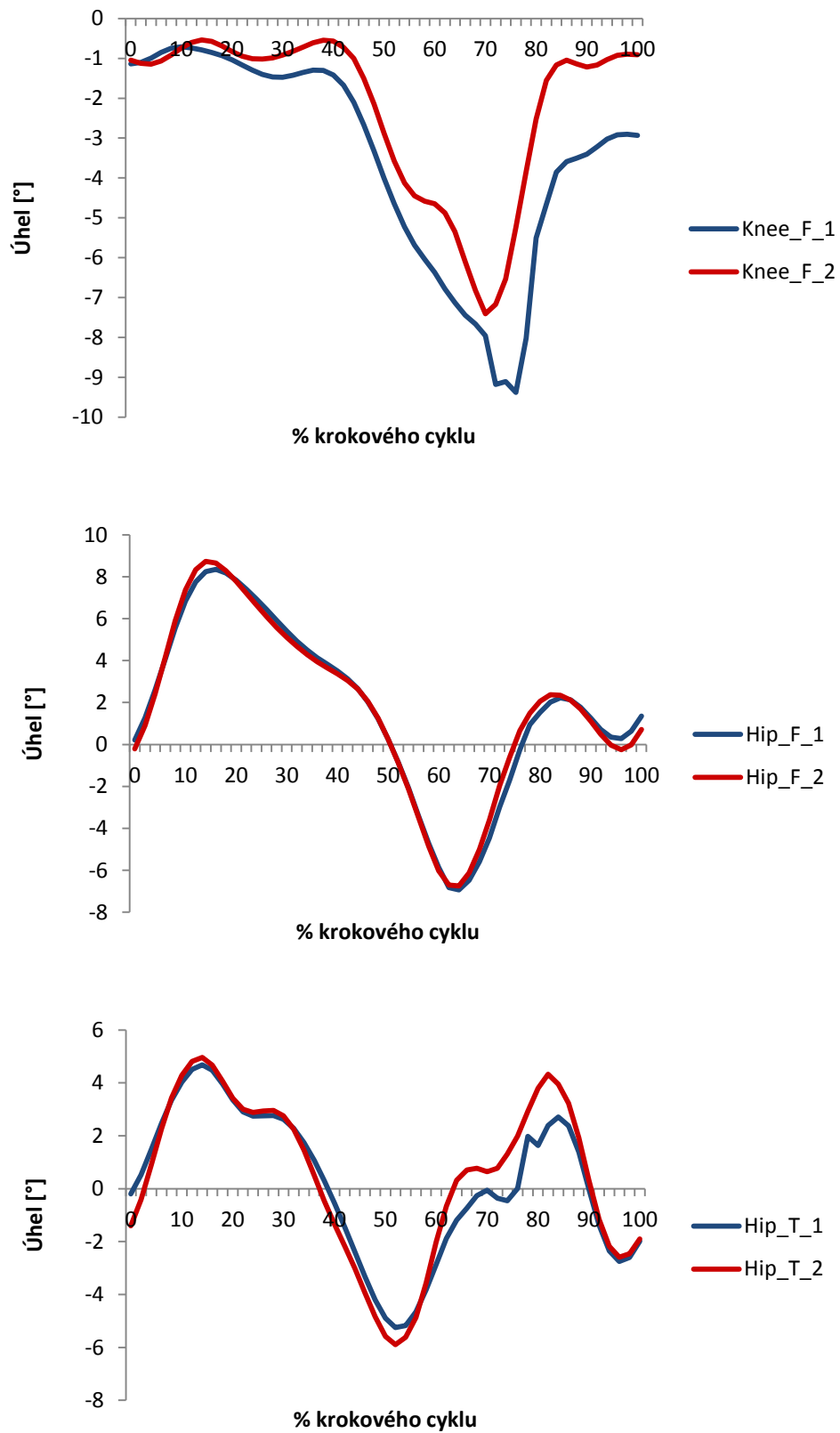
Obr. F: Rozsah pohybu kyčelního kloubu (Hip) a pánve (Pelvis); S-rovina sagitální, T-rovina transverzální, 1-skupina s mírně varózním postavením nohy, 2-skupina s mírně valgózním postavením nohy

Rozsahy pohybu hlezenního a kolenního kloubu zkoumané dle úhlu nohy se nacházejí na Obr. G.



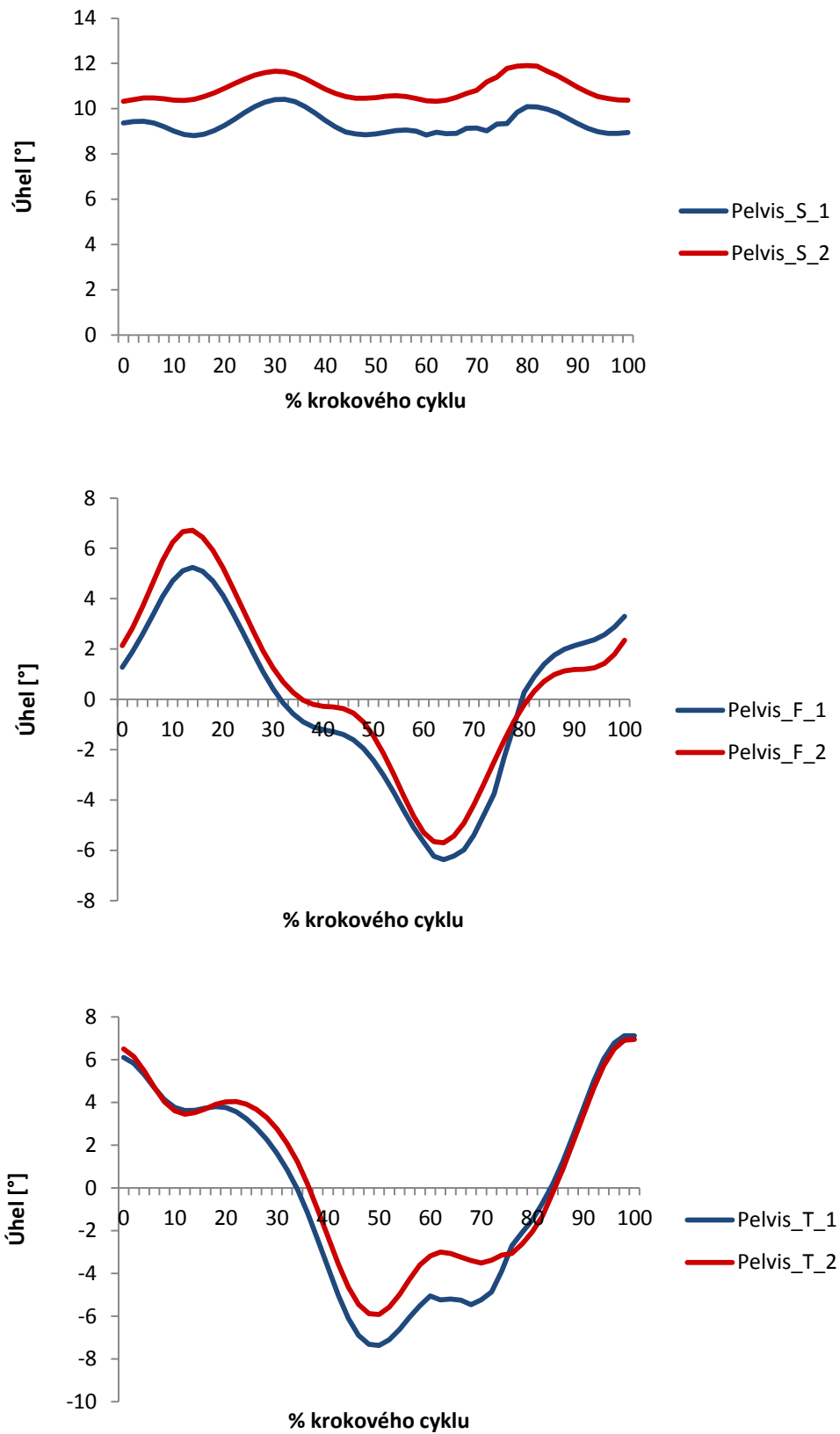
Obr. G: Rozsah pohybu hlezenního (Ankle) a kolenního (Knee) kloubu; S-rovina sagitální, T-rovina transverzální, 1-skupina s menším úhlem nohy, 2-skupina s větším úhlem nohy

Rozsahy pohybu kolenního a kyčelního kloubu zkoumané dle úhlu nohy se nacházejí na Obr. H.



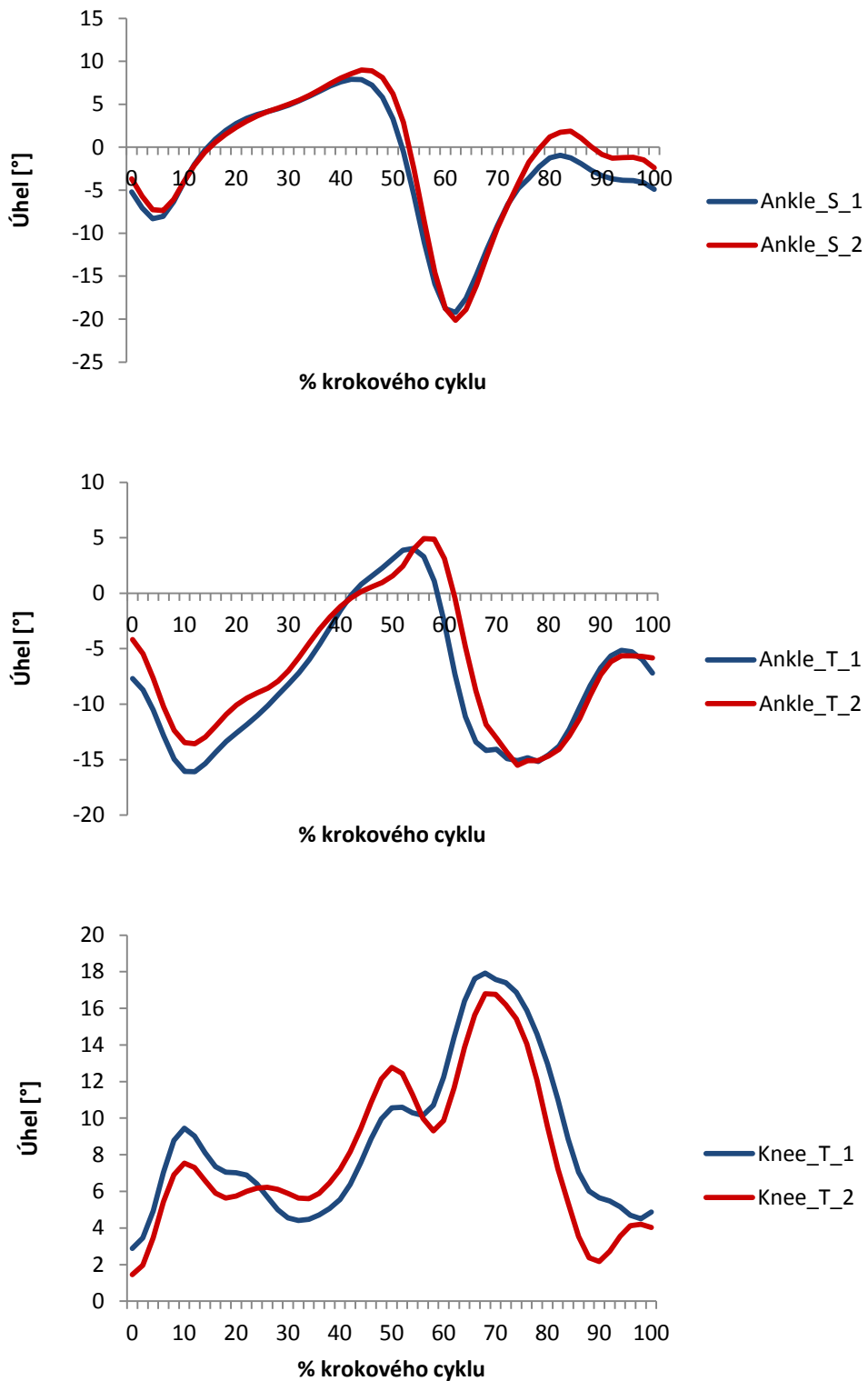
Obr. H: Rozsah pohybu kolenního (Knee) a kyčelního (Hip) kloubu; T-rovina transverzální, F-rovina frontální, 1-skupina s menším úhlem nohy, 2-skupina s větším úhlem nohy

Rozsahy pohybu pánve zkoumané dle úhlu nohy se nacházejí na *Obr. CH*.



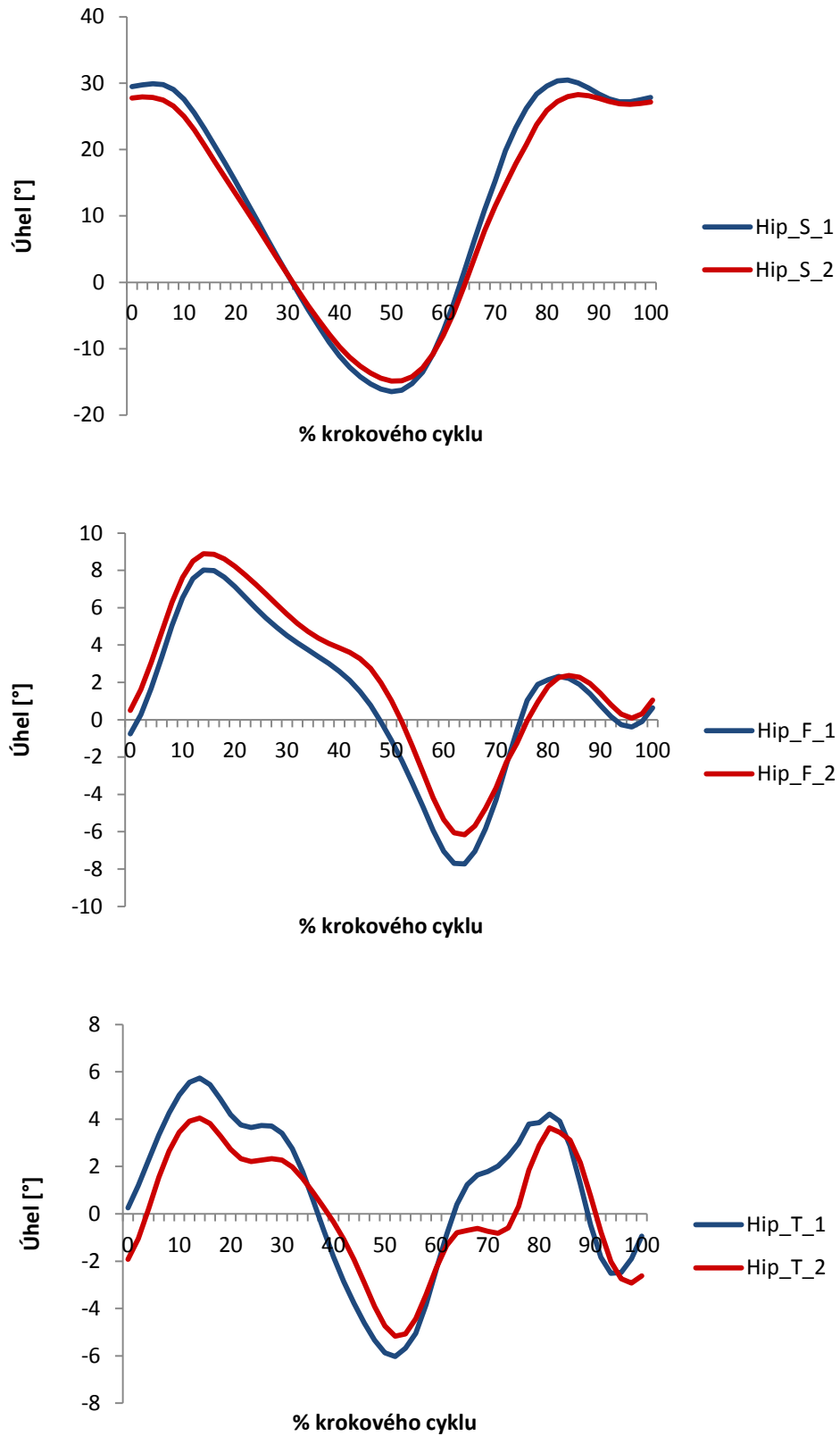
*Obr. CH: Rozsah pohybu pánve (Pelvis); S-rovina sagitální, T-rovina transverzální, F-rovina frontální, 1-skupina s menším úhlem nohy, 2-skupina s větším úhlem nohy*

Rozsahy pohybů hlezenního a kolenního kloubu zkoumané dle indexu Chippaux-Šmiřáka se nacházejí na *Obr. 1*.



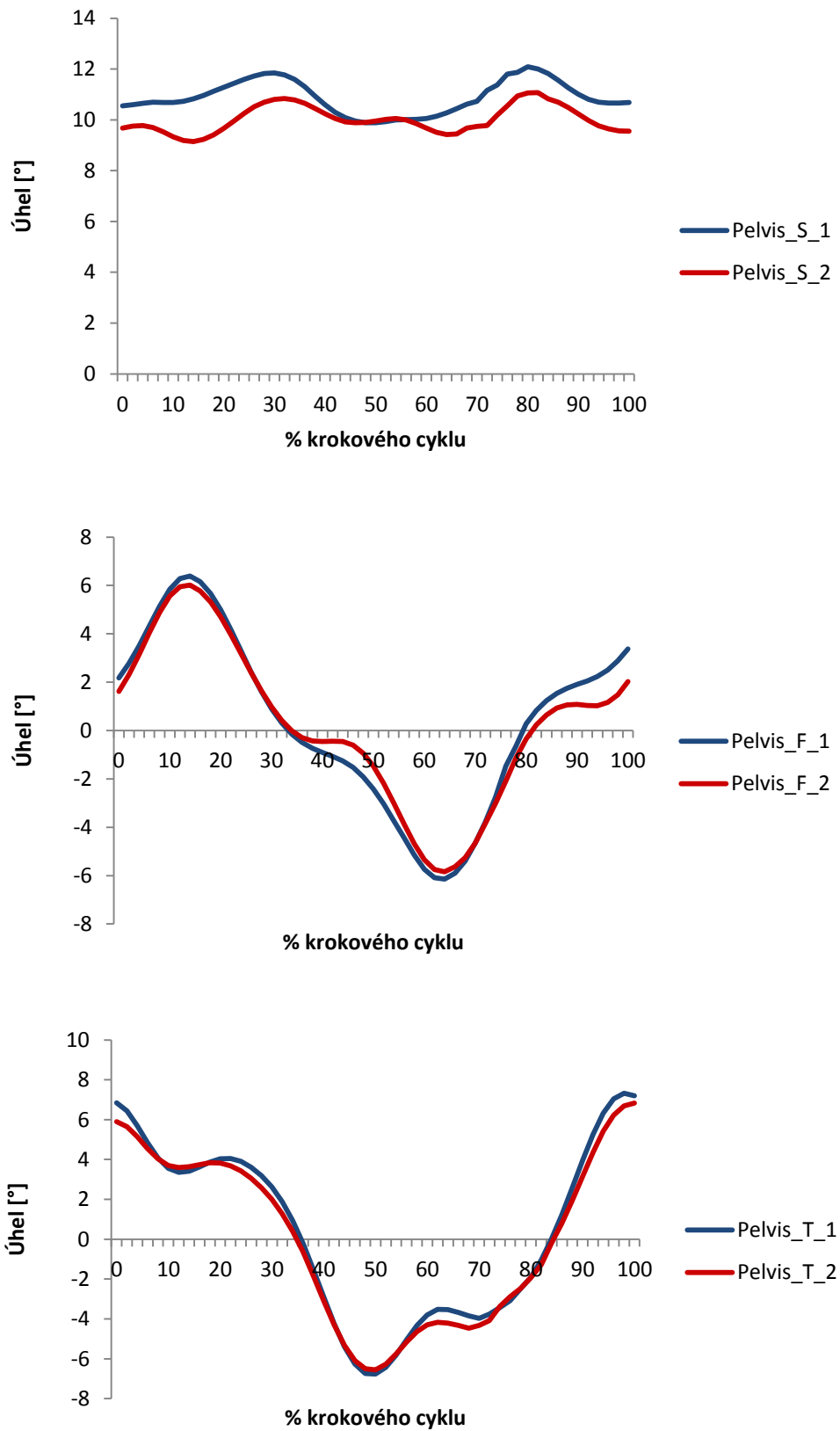
*Obr. 1: Rozsah pohybu hlezenního (Ankle) a kolenního (Knee) kloubu; S-rovina sagitální, T-rovina transverzální, 1-skupina s běžnou nohou I. stupně, 2-skupina s běžnou nohou II. stupně*

Rozsahy pohybu kolenního kloubu zkoumané dle indexu Chippaux-Šmiřáka se nacházejí na Obr. J.



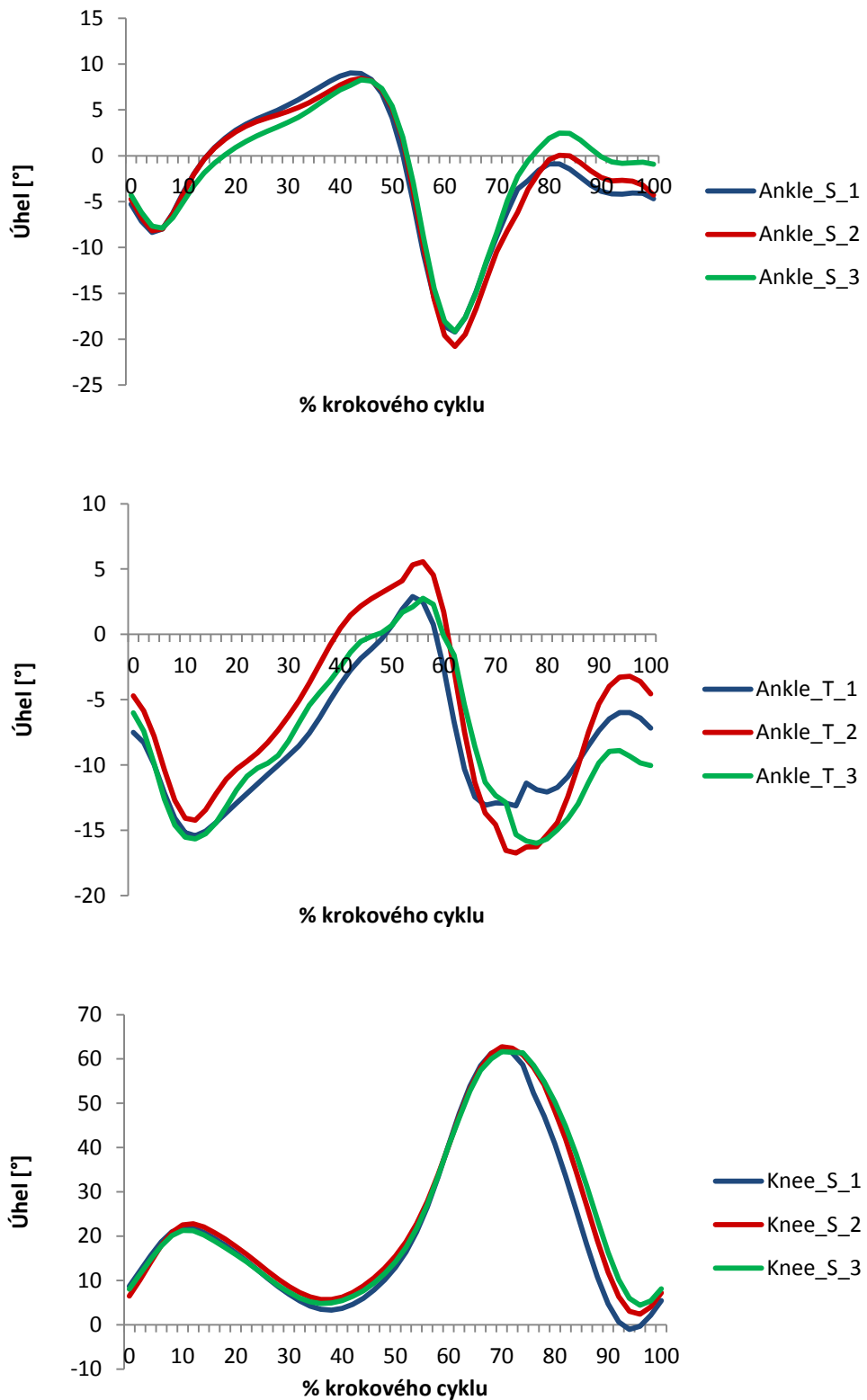
Obr. J: Rozsah pohybu kyčelního (Hip) kloubu; S-rovina sagitální, F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s běžnou nohou I. stupně, 2-skupina s běžnou nohou II. stupně

Rozsahy pohybu pánve zkoumané dle indexu Chippaux-Šmiřáka se nacházejí na *Obr. K*.



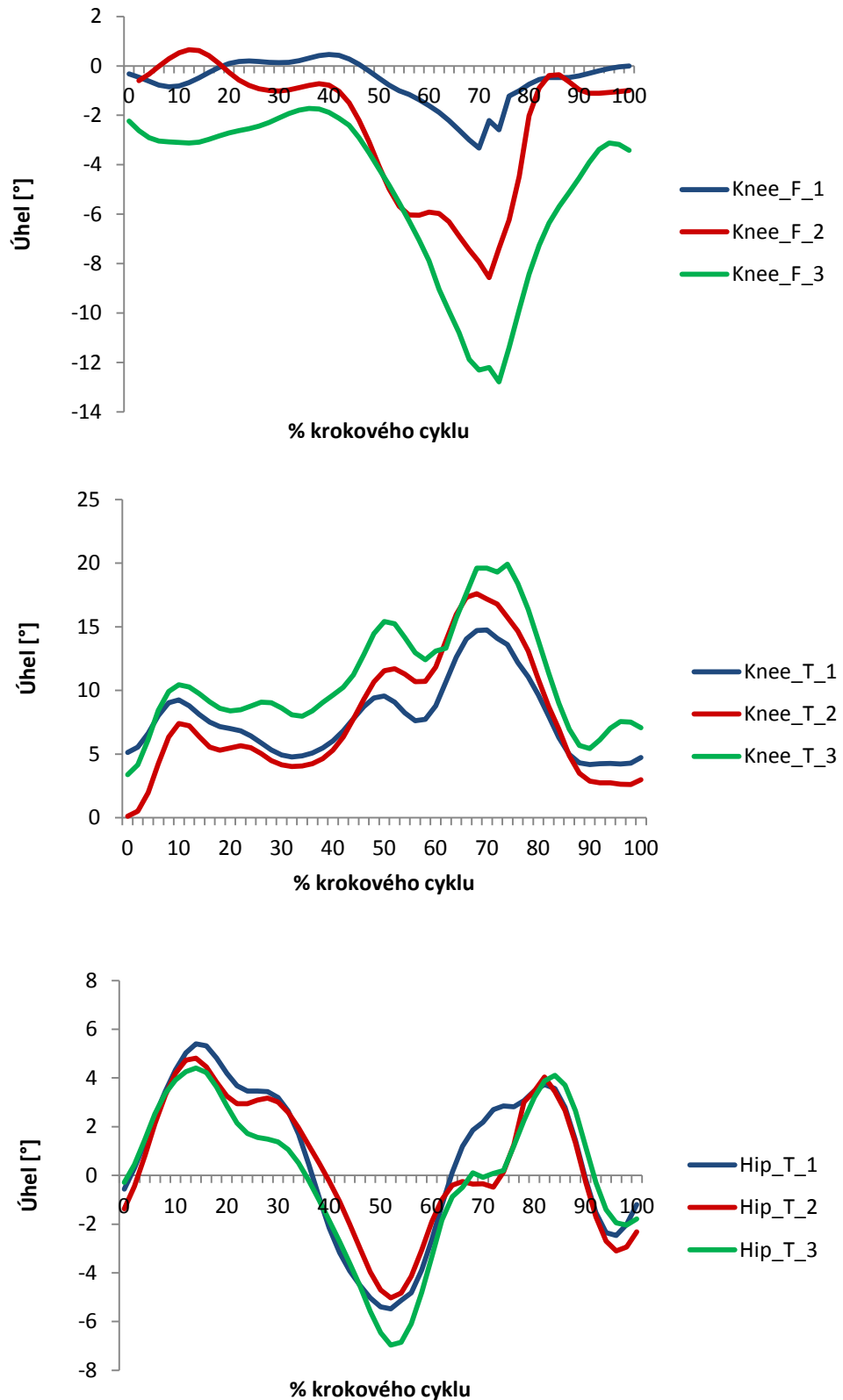
*Obr. K: Rozsah pohybu pánve (Pelvis); S-rovina sagitální, F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s běžnou nohou I. stupně, 2-skupina s běžnou nohou II. stupně*

Rozsahy pohybu hlezenního a kolenního kloubu zkoumané dle indexu Sztriter-Godunova se nacházejí na *Obr. L.*



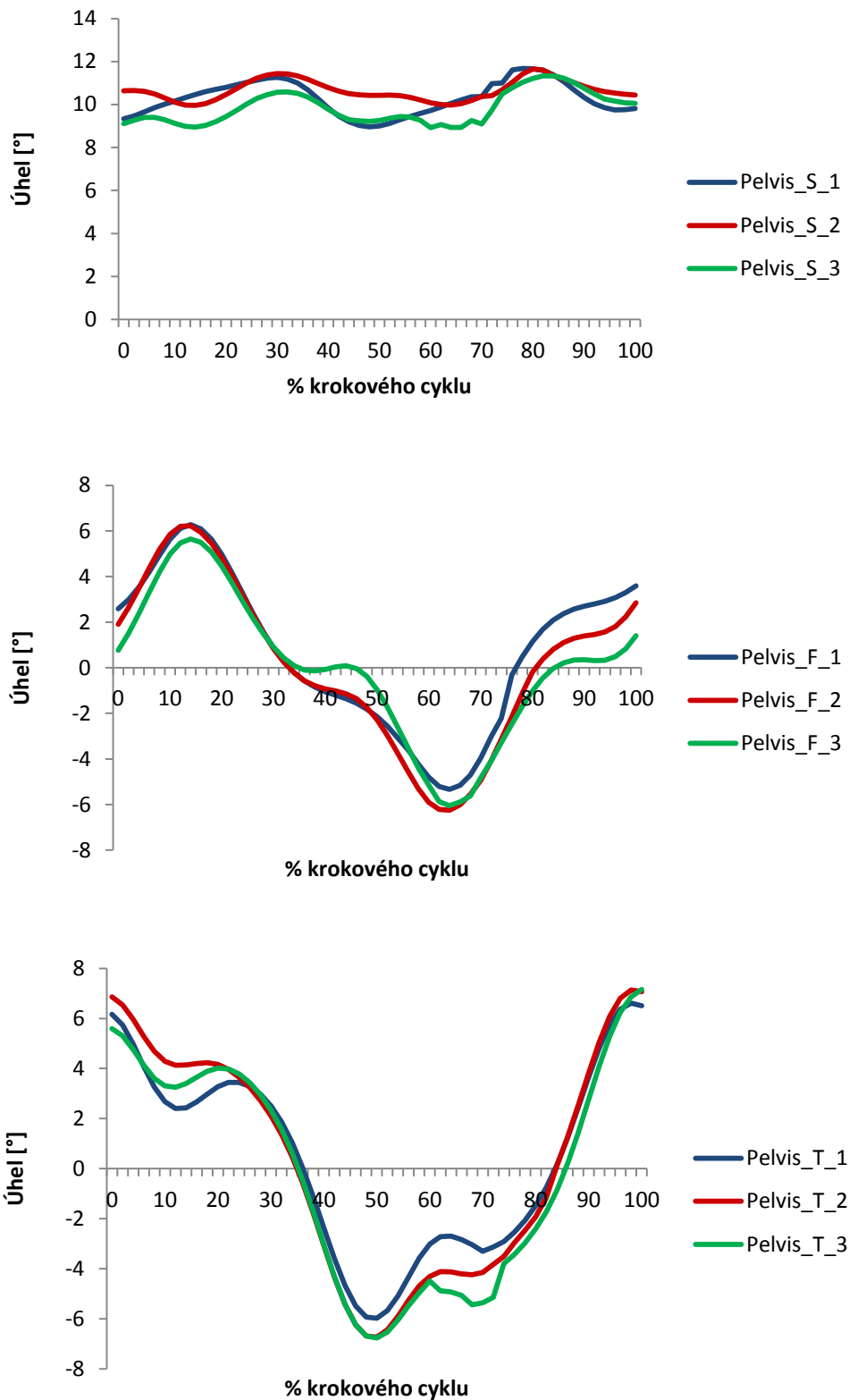
*Obr. L: Rozsah pohybu hlezenního (Ankle) a kolenního (Knee) kloubu; S-rovina sagitální, T-rovina transverzální, 1-skupina s vysokou nohou, 2-skupina s běžnou nohou, 3-skupina s plochou nohou*

Rozsahy pohybu kolenního a kyčelního kloubu zkoumané dle indexu Sztriter-Godunova se nacházejí na *Obr. M*.



*Obr. M: Rozsah pohybu kolenního (Knee) a kyčelního (Hip) kloubu; F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s vysokou nohou, 2-skupina s běžnou nohou, 3-skupina s plochou nohou*

Rozsahy pohybu pánve zkoumané dle indexu Sztriter-Godunova se nacházejí na Obr. N.



Obr. N: Rozsah pohybu pánve (Pelvis); S-rovina sagitální, F-rovina frontální, T-rovina transverzální, 1-skupina s vysokou nohou, 2-skupina s běžnou nohou, 3-skupina s plochou nohou